

## **Universitäts- und Landesbibliothek Tirol**

### **Komponenten der Schnellkraftleistungen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus**

**Gollhofer, Albert**

**Erlensee, 1987**

# Sportwissenschaften und Trainingspraxis

H

Institut für Sportwissenschaften  
der Universität Innsbruck

**BIBLIOTHEK**

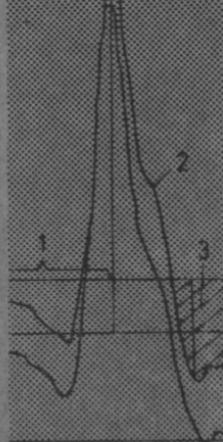
Nr. **II/3833**

Band **1** Albert Gollhofer

**Komponenten der  
Schnellkraftleistungen  
im  
Dehnungs-  
Verkürzungs-  
Zyklus**

**SFT-Verlag Erlensee**

ISSN 0932-3023



# FULCRUM

## ZUM SIEGER GEBOREN

KARHU DEUTSCHLAND GMBH · Mercedesstraße 17 · D-7032 Sindelfingen · Telefon 70 31-8 23 66 · Telex 7265325 karu d

**KARHU**  
*Join the team*

FULCRUM  
STAR

FULCRUM

**TESTGEWINNER**

### FULCRUM STAR

Marathon-Schuh für Asphalt, besonders geeignet für Wettkampf. Das glatte Frikions-Elastomer der Laufsohle garantiert optimale Haftung auf allen festen Untergründen. Einzigartige, dreischichtige Sohlen-Konstruktion.



### FULCRUM TRAINING

Trainingsschuh für Langstreckenlauf. Erhöhte Stabilität durch doppelte Fersenschale. Gut greifende und verschleißfeste M-Profilauflage. Die zweiteilige Bontex-Sohle erhöht die Torsions-Festigkeit in der Ferse.



### FULCRUM XC

Trainings- und Wettkampfschuh für Geländelauf. Besonders robuste, im Gelände jederzeit gut greifende Sohle. Dank der Sohlen-Konstruktion wird die Ferse gestützt, der Ballenbereich ist elastisch.

# Sportwissenschaften und Trainingspraxis

Herausgeber: Stephan Starischka

Band **1** Albert Gollhofer

## Komponenten der Schnellkraftleistungen im Dehnungs- Verkürzungs- Zyklus

**SFT-Verlag Erlensee**

ISSN 0932-3023

UB INNSBRUCK



+C156740805



**SFT**  
**Verlag**

to das Bestandsverzeichnis des SFT-Verlags

15976

II / 3833 / 1

Die vorliegende Arbeit wurde 1986 als Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der philosophischen Fakultät (Dr. phil.) von der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg i. Br. angenommen.

Die Gutachter waren: Prof. Dr. Martin Bührle  
Prof. Dr. Volker Dietz

Abschluß der Prüfungen: Dezember 1986

CIP-Kurztitelaufnahme der Deutschen Bibliothek

Gollhofer, Albert:

Komponenten der Schnellkraftleistungen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus/  
Albert Gollhofer. - Erlensee: SFT-Verlag, 1987

(Sportwissenschaften und Trainingspraxis, Bd. 1)

ISBN 3-925083-02-2

NE: GT

Umschlagentwurf und Typographie: Peter Engelbrecht

ISSN 0932-3023

ISBN 3-925083-02-2

1. Auflage/Erlensee 1987

Copyright by SFT-Verlag Margit Starischka  
D 6455 Erlensee

Printed in the Federal Republic of Germany

Herstellung: Domröse und Kreiß, D 5800 Hagen 1

## Inhaltsübersicht:

0.0	Einleitung	10
1.0	Motorische Grundeigenschaft "Kraft"	15
1.1	Komponenten der Kraft	15
1.2	Das Kontraktionsverhalten im Dehnungs-Verkürzungs- Zyklus	20
2.0	Elastizität	26
2.1	Physikalische Begriffsdefinitionen	26
2.2	Elastizitätsverständnis in der Muskelphysiologie	31
2.2.1	Statisches Elastizitätsverhalten	33
2.2.1.1	Rekrutierungs- und Frequenzabhängigkeit	35
2.2.2	Dynamisches Elastizitätsverhalten	38
2.2.3	Das mechanische Muskelmodell und die "short- range-elastic-stiffness"	40
2.2.3.1	Mechanismen der Kontraktion	40
2.2.3.2	Das mechanische Muskelmodell	41
2.2.3.3	Die "Short-range-elastic-stiffness" (SRES)	44
2.3	Der Einfluss der Sehne auf das Elastizitätsver- halten des Sehnen-Muskel-Systems	50

3.0	<i>Neuromuskuläre Aktivierung</i>	59
3.1	<i>Die Vorinnervation und deren funktionelle Bedeutung</i>	59
3.2	<i>Reflexsteuerung der Muskelaktivität</i>	63
3.2.1	<i>Modulationsmechanismen der Reflexaktivität</i>	68
3.2.1.1	<i>Supraspinale Beeinflussungsmöglichkeiten</i>	68
3.2.2	<i>Hemmungsmechanismen der Reflexaktivität</i>	69
3.2.2.1	<i>Rekurrente Hemmung</i>	69
3.2.2.2	<i>Präsynaptische Hemmung</i>	69
3.3	<i>Zusammenhang von Vorinnervation und Reflexausbildung</i>	72
3.4	<i>Zentrale Reflexmodulation</i>	75
3.4.1	<i>Reflexmodulation und "Long-Loop"-Hypothese</i>	77
4.0	<i>Zielsetzung und Fragestellung der empirischen Untersuchungen</i>	81
5.0	<i>Methodisches Vorgehen und Messverfahren</i>	87
5.1	<i>Beschreibung der Stichproben</i>	87
5.2	<i>Versuchsplan</i>	90
5.3	<i>Versuchsanordnung und Versuchsdurchführung</i>	94

5.3.1	<i>Sprungformen</i>	94
5.3.2	<i>Messung der Beinkraft am Beinkraftmessgerät (BKM)</i>	100
5.4	<i>Untersuchungsmethoden</i>	104
5.4.1	<i>Erfassung des Kraftverhaltens (BKM)</i>	104
5.4.2	<i>Erfassung der Fuss- und Kniegelenkwinkel</i>	106
5.4.3	<i>Erfassung des Innervationsverhaltens</i>	108
5.4.3.1	<i>Auswertemöglichkeiten des Oberflächenelektromyogramms</i>	110
5.4.4	<i>Erfassung der relativen Achilles-Sehnen-Spannung</i>	114
5.5	<i>Variablen, Parameter, Messgenauigkeiten</i>	118
5.5.1	<i>Kraft-Zeit-Kurve</i>	118
5.5.2	<i>Winkel-Zeit-Kurven</i>	125
5.5.3	<i>Innervationsmuster</i>	129
5.5.4	<i>Sprunghöhe</i>	134
5.6	<i>Reliabilität der ermittelten Parameter</i>	137
5.7	<i>Datenverarbeitung</i>	139
6.0	<i>Darstellung der Untersuchungsergebnisse</i>	140
6.1	<i>Schnellkraftparameter von isometrischen und dynamischen Kontraktionsformen und Parameter der Kontraktionen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus</i>	140

6.1.1	Mittelwerte und gruppenspezifische Differenzen der ermittelten Schnellkraftparameter bei isometrischer, exzentrischer und konzentrischer Kontraktionsform	141
6.1.2	Schnellkraftleistungen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus	143
6.1.3	Analyse des Zusammenhanges isometrischer und dynamischer Schnellkraftparameter und Parameterstruktur aus Kontraktionsformen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus	147
6.1.3.1	Zusammenhang von Schnellkraftparametern bei isometrischen und dynamischen Kontraktionsformen	148
6.1.3.2	Zusammenhang der erhobenen Parameter bei Schnellkraftleistungen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus	149
6.1.4	Zusammenhang zwischen isometrischen und dynamischen Schnellkraftparametern und Parametern der Schnellkraftleistungen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus	151
6.1.5	Multiple Regressionsanalyse	154
6.2	Komponenten des Schnellkraftverhaltens - Faktorenanalyse	156
6.2.1	Analyse der individuellen Faktorenladungen	161

6.3	<i>Neuronale Regulation bei Schnellkraftleistungen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus</i>	167
6.3.1	<i>Der Einfluss der Absprunghöhe auf das Innervationsverhalten der Beinextensoren bei beidbeiniger und einbeiniger Landung</i>	167
6.3.1.1	<i>Kraft-Zeit- und Winkel- Zeit- Parameter</i>	168
6.3.1.2	<i>Innervationsparameter</i>	173
6.3.2	<i>Der Einfluss unterschiedlicher Auftreffunterlagen auf das Innervationsmuster der Beinextensoren</i>	180
7.0	<i>Diskussion der Untersuchungsergebnisse</i>	188
7.1	<i>Spezifität der getesteten Kontraktionsformen</i>	188
7.1.1	<i>Parameter des isometrischen und dynamischen Kraftverhaltens</i>	188
7.2	<i>Leistungsparameter bei Kontraktionen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus</i>	196
7.3	<i>Dimensionsanalyse der Schnellkraft-Komponenten</i>	200
7.3.1	<i>Konsequenzen aus der dreidimensionalen Schnellkraft-Struktur</i>	204
7.3.1.1	<i>Die Bedeutung der individuellen Faktorenladungen für die Bestimmung der Schnellkraftleistungsfähigkeit</i>	205
7.3.1.2	<i>Die Frage nach der Trainierbarkeit einzelner</i>	

	<i>Schnellkraftkomponenten</i>	209
7.3.1.3	<i>Biomechanische Prinzipien als Erklärungsmodell des reaktiven Bewegungsvermögens bei Sprüngen mit und ohne Ausholbewegung</i>	216
7.4	<i>Innervationscharakteristika der Beinextensoren und Parameter des Kraft-Zeit- und Winkel-Zeit-Verlaufes</i>	221
7.4.1	<i>Regelungsmechanismen bei höheren Dehnungsbelastungen</i>	221
7.4.1.1	<i>Regulation der Vorinnervation</i>	225
7.4.1.2	<i>Regulation reflektorischer Aktivierung</i>	232
7.5	<i>Innervationsverhalten beim Landen auf verschiedenen Unterlagen</i>	237
7.5.1	<i>Innervationsmuster sprungtrainierter und -untrainierter Versuchspersonen</i>	242
7.6	<i>Konsequenzen für die Trainingspraxis</i>	250
8.0	<i>Zusammenfassung</i>	259



## 0.0 Einleitung

Der motorischen Grundeigenschaft "Kraft" wird in den letzten Jahren zunehmende Bedeutung im gesamten Bereich des Sports beigemessen. Dabei wird gleichermaßen von der Sportpraxis und der Sportwissenschaft ein Interesse nach umfassender Erforschung dieser Basiseigenschaft geäußert. So wurden unter anderem Arbeiten publiziert, die sich mit ihrer Strukturierung befassen, mit dem Ziel, eine Aufteilung dieser Komplexeigenschaft zu erreichen. Dabei standen im wesentlichen zwei Aspekte im Vordergrund: Einerseits wurden Fragen nach dem Einfluß einzelner Komponenten auf die reale sportliche Leistung bearbeitet, andererseits wurden die dafür zur Verfügung stehenden Krafttrainingsmethoden überprüft.

Während in den bislang vorliegenden Untersuchungen zumeist isometrische und dynamisch-überwindende Kontraktionsformen im Vordergrund standen, ist es das Anliegen dieser Arbeit, eine Dimensionsanalyse der Schnellkraft unter Einbeziehung aller Kontraktionsformen (isometrisch, dynamisch-überwindend, dynamisch-nachgebend, Kontraktion im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus) vorzunehmen. Dabei wird unter Schnellkraft die Fähigkeit verstanden, in der zur Verfügung stehenden Zeit einen möglichst hohen Kraftstoß zu erreichen.

Unter Verwendung komplexer biomechanischer und elektrophysiologischer Untersuchungsmethoden soll diese Strukturierung bei verschiedenen Bewegungsformen vorgenommen werden. Dabei werden Schnellkraftleistungen bei isometrischer und konzentrischer Arbeitsweise mit Schnellkraftleistungen verglichen, die bei der Kombination von dynamisch-nachgebender (exzentrischer) und konzentrischer Arbeitsweise der Muskulatur realisiert werden.

In den letzten Jahren wurden die Komponenten von Schnellkraftleistungen beim isolierten isometrischen, dynamisch-überwindenden und dynamisch-nachgebenden Kontraktionsverhalten systematisch auf ihre Einflußgrößen hin untersucht. Zahlreiche Studien zu dieser Thematik legte die Freiburger Arbeitsgruppe von Bührle und Mitarbeitern (BÜHRLE 1985) vor.

Neben den oben genannten Kontraktionstypen stellt die Schnellkraftleistung im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ), die durch die Kombination von nachgebender (exzentrischer) und überwindender (konzentrischer) Arbeitsweise gekennzeichnet ist, ein interessantes Phänomen dar. Gerade die kombinierten Kontraktionsformen, wie sie im DVZ realisiert werden, treten bei einer Vielzahl von sportlichen Bewegungsvollzügen - Laufen, Gehen, Hüpfen, Springen - häufig auf. So scheinen Schnellkraftleistungen bei Bewegungen aus dem DVZ heraus durch leistungspotenzierende Effekte größer zu sein, als Schnellkraftleistungen bei einfachen dynamischen Kontraktionsformen. Dieser Sachverhalt soll durch folgendes Beispiel verdeutlicht werden: Bei Sprüngen mit einleitender Ausholbewegung (z. B. Jump & Reach) werden in der Regel größere Sprunghöhen erzielt als bei Sprüngen ohne diese Ausholbewegung (z. B. Vertikalsprünge aus der Kauerstellung), selbst wenn in beiden Fällen die Winkelstellung in den Gelenken und damit der Arbeitsweg in der Muskulatur identisch gestaltet werden kann.

Der individuell unterschiedlich ausgeprägte Grad der Leistungspotenzierung im DVZ und die Fähigkeit des Organismus', in bestimmten Bewegungssituationen dadurch mechanisch effizienter zu arbeiten, macht diesen Themenkomplex für die Sportwissenschaft bedeutsam.

Grundlegende Untersuchungen zum Leistungsverhalten im DVZ sind

bereits in den 60'er Jahren von CAVAGNA et al. (1965) und MARGARIA (1968) durchgeführt worden. Die Forscher haben mit Hilfe spiroergometrischer Untersuchungsmethoden einen deutlich niedrigeren  $O_2$  Verbrauch bei Bewegungsleistungen im DVZ gegenüber konzentrischen Bewegungsleistungen festgestellt, obwohl in beiden Fällen die meßbare mechanische Arbeitsleistung gleich groß war. Ebenso ermittelten THYS et al. (1972, 1975) bei Sprüngen mit Ausholbewegungen einen günstigeren Metabolismus durch reduzierten  $O_2$ -Verbrauch gegenüber Sprungformen ohne Ausholbewegung.

Mit der zusätzlichen Verwendung von elektromyographischen Untersuchungsmethoden (IEMG) brachten KOMI und Mitarbeiter (KOMI 1973) den neuromuskulären Aspekt in die Diskussion. In mehreren Publikationen, denen eine Vielzahl von untersuchten Bewegungsformen zugrunde lagen, formulierten KOMI und BOSCO die These, daß die leistungspotenzierenden Effekte im DVZ durch die elastischen Komponenten im Muskel zu erklären sind. Ferner wiesen sie nach, daß das IEMG-Kraft-Verhältnis bei rein exzentrischer Arbeitsweise gegenüber konzentrischer Arbeitsweise deutlich verringert war. Daraus folgerten sie, daß durch die vorangehende exzentrische Bewegungsphase die Möglichkeit zu erhöhter Kraftleistung während der anschließenden konzentrischen Phase besteht, was zu einer gesteigerten "mechanischen Effizienz" führt (BOSCO 1982).

Sowohl unter physikalischen als auch unter morphologisch-physiologischen Gesichtspunkten muß den elastischen Vorgängen bei Dehnungs-Verkürzungs-Zyklen eine zentrale Bedeutung eingeräumt werden. Deshalb soll in der vorliegenden Arbeit die Theorie des Elastizitätskonzeptes als Ausgangsbasis zur Erklärung der Leistungspotenzierung im DVZ herangezogen werden.

Es wird zunächst versucht, die Elastizitätstheorie schematisch darzu-

stellen, um anschließend den Begriff der Elastizität auf physiologische Fragestellungen zu übertragen.

Bei Untersuchungen des Muskels *in vivo* ist zu beachten, dass das Elastizitätsverhalten der Muskulatur nicht isoliert betrachtet werden kann, sondern immer die in Serie angeordneten Sehnen als wesentliche elastische Elemente berücksichtigt werden müssen. Dies führt zunächst zu einer Aufteilung des Theoriebereiches in Muskel- und Sehnenelastizität:

(1) Es wird das grundlegende Elastizitätsverhalten des isolierten Muskelpräparates (ohne Sehne) bei statischen und dynamischen Untersuchungsbedingungen diskutiert. Hierzu liegen aus der physiologischen Grundlagenforschung detaillierte Ergebnisse vor, die die Spannungs-Längen-Charakteristik des Muskels in unterschiedlichen Ausgangsbedingungen beschreiben. In ihren Interpretationen stimmen nahezu alle Forschergruppen darin überein, daß die Querbrücken des Akto-Myosin-Komplexes im kontraktilen Apparat der Muskulatur nicht nur die Funktion der aktiven Spannungsentwicklung haben, sondern daß sie darüber hinaus über elastische Strukturen und bestimmte Bindungsenergien verfügen, die sie gegenüber kleinen Dehnungsamplituden als elastische "Feder"-Elemente erscheinen lassen.

(2) In den letzten Jahren ist durch die systematische Erforschung des elastischen Verhaltens der Sehne die Diskussion über den möglichen Ort der Speicherung elastischer Energie vorangetrieben worden. Ausgehend von den physikalischen Elastizitätsparametern von Muskel- und Sehnen-gewebe haben ALEXANDER/BENNET-CLARK (1977) und MORGAN et al. (1978) den Nachweis zu erbringen versucht, daß ein Großteil der elastischen Energiespeicherung nicht in den Querbrücken der Arbeitsmuskulatur

stattfindet, sondern hauptsächlich die serienelastische Komponente, also die Sehne, als Ort der Energiespeicherung benützt wird.

Beim Versuch beide Elastizitätskonzepte zu kombinieren, muß man allerdings davon ausgehen, daß die Arbeitsmuskulatur einer ständigen neuronalen Beeinflussung unterliegt, die das Kontraktionsverhalten und daraus resultierend die "Widerstandsfähigkeit" des gesamten tendomuskulären Systems gegenüber Dehnungen reguliert.

Aus diesem Grunde werden im Anschluß an die Vorstellung einiger grundlegender Innervationsprinzipien folgende Themenkomplexe bearbeitet:

- a) Die Bedeutung der Vorinnervation als Aktivierungsanteil zur Vorbereitung bzw. Voreinstellung des Bewegungsapparates auf die zu bewältigende Bewegungsaufgabe;
- b) Die Funktion der Reflexmechanismen, insbesondere der spinalen Dehnungsreflexe, als zusätzliche Innervationsgeneratoren zur Bereitstellung adäquater Muskelspannung während der exzentrischen Phase;
- c) Die Abhängigkeit von Vorinnervation und Ausprägung reflektorischer Aktivierung einerseits und Reflexaktivität und willkürlicher Aktivierung andererseits;
- d) Die Bedeutung von Innervationsanteilen während der konzentrischen Bewegungsphase.

## 1.0 Motorische Grundeigenschaft "Kraft"

### 1.1 Komponenten der "Kraft"

Die Zahl der Untersuchungen, die sich mit der Wechselbeziehung zwischen neuronalen Prozessen und muskulärer Arbeitsweise beschäftigen, ist in den letzten Jahren sprunghaft angestiegen. Zentrales Anliegen aller Forschungsansätze stellt das Bestreben dar, die motorische Grundeigenschaft "Kraft" und ihre Erscheinungsformen besser verstehen und beschreiben zu können.

Die tradierte Auffassung in der Literatur der Sportwissenschaft orientiert sich an der Aufteilung der motorischen Grundeigenschaft "Kraft" in die Dimensionen oder gleichrangigen Komponenten Maximalkraft, Schnellkraft und Kraftausdauer (Abb. 1/1). Als Komponenten des Kraftverhaltens sollen Fähigkeiten beschrieben werden, die sich spezifischen Anpassungsformen morphologischer und funktioneller Art zuordnen lassen und unabhängig voneinander durch bestimmte Trainingsmethoden entwickelt werden können (BÜHRLE 1985).



Abb. 1/1: Einteilung der motorischen Grundeigenschaft "Kraft" (nach WEINECK 1980)

In zahlreichen Lehrbüchern wird die Maximalkraft weiter in die dynamische und die isometrische Maximalkraft unterteilt, wohingegen der Begriff der Schnellkraft lediglich bei der Beschreibung von dynamischer Arbeitsweise benützt wird. Da nach dieser Aufgliederung alle drei Komponenten relativ unabhängig voneinander sind, ergab sich als trainingspraktische Konsequenz, daß jede Komponente auch separat mit ihr eigenen Trainingsmethoden trainiert werden muß.

Seit den Untersuchungsergebnissen von SCHMIDTBLEICHER (1980), BÜHRLE/SCHMIDTBLEICHER (1981) und BÜHRLE et al. (1983) scheint die Anordnung von Maximal- und Schnellkraft auf der gleichen hierarchischen Ebene problematisch zu sein. Die Autoren wiesen durch zahlreiche Untersuchungen unter anderem faktorenanalytisch nach, daß die Maximalkraft als die wichtigste Basiskomponente der Schnellkraft zu betrachten ist.

Von einem anderen Ansatz ausgehend unterscheiden LETZELTER (1978) und LETZELTER (1983) die Schnellkraft nach: Stoßkraft, Wurfkraft, Sprintkraft, Sprungkraft etc. Diese Einteilung erscheint zunächst unter sportartspezifischen Gesichtspunkten sinnvoll zu sein, da damit die Kraft nach ihren in den einzelnen Disziplinen auftretenden Erscheinungsformen unterteilt wird. Allerdings ist eine solche Einteilung insofern problematisch, da unter diesen Beurteilungskriterien nicht nach konditionellen und koordinativen Einflußgrößen differenziert wird. Gerade die unzureichende Betrachtung koordinativer Aspekte und deren Kontrolle kann zu Fehlinterpretationen hinsichtlich der biologischen Grundlagen des Kraftverhaltens führen.

Folgt man dem Ansatz von BÜHRLE und SCHMIDTBLEICHER, so muß die Dimensionierung der motorischen Grundeigenschaft "Kraft" unter Beachtung

von physikalischen und physiologischen Grundvoraussetzungen vorgenommen werden. "Dieses Vorgehen hat den Vorteil, an der Stelle anzusetzen, an der physikalische und physiologische Anforderungen auf dem kleinsten gemeinsamen Nenner diskutiert werden können." (SCHMIDTBLEICHER 1984b, S.1785).

HOLLMANN/HETTINGER (1980) definieren die Schnellkraft als das Vermögen, eine möglichst große Kraftentwicklung pro Zeiteinheit zu erreichen und orientieren sich damit an physikalischen Begriffsdefinitionen. Da es sich bei der Beurteilung von "Kraftleistungen" im Sport stets um eine Interaktion zwischen dem Sportler und einem äußeren Widerstand (eigener Körper, Sportgerät etc.) handelt, resultiert jede meßbare physikalische Kraft aus dem individuellen Vermögen der motorischen Leistungsfähigkeit und unterliegt damit den morphologisch-physiologischen und neurophysiologischen Einflußgrößen des biologischen Systems.

Als Bewegungsformen zur Erfassung des Schnellkraftvermögens müssen folgende Kontraktionsformen betrachtet werden:

- konzentrisch (dynamisch-überwindend)
- isometrisch (statisch)
- exzentrisch (dynamisch-nachgebend)
- Kombination exzentrisch/konzentrisch.

Der Terminus "Kontraktionsform" bezeichnet allgemein eine Arbeitsweise des Muskels, in der neuromuskuläre und metabolische Prozesse in makroskopisch meßbare physikalische Kenngrößen umgesetzt werden.

- Die konzentrische Kontraktion ist durch das aktive Überwinden eines äußeren Widerstandes gekennzeichnet, wobei sich Ansatz und Ursprung des Muskels während der Kontraktion annähern. Die Last des äußeren

Widerstandes bestimmt dabei die Geschwindigkeit, mit der diese Verkürzung erfolgt. Der Zusammenhang zwischen der zu überwindenden Last (P) und der maximalen Verkürzungsgeschwindigkeit (v) kann durch die hyperbolische Funktion der HILL'schen Gleichung beschrieben werden: Je höher die zu überwindende Last ist, desto geringer ist die maximale Verkürzungsgeschwindigkeit des Muskels.

Ein Grenzfall wird erreicht, wenn die zu überwindende Last, d.h. der äußere Widerstand so groß wird, daß keine dynamisch überwindende Arbeit verrichtet werden kann.

- Diese isometrische Situation ist durch ihren statischen Charakter gekennzeichnet, d. h. bei isometrischer Kontraktion bleibt die Länge zwischen Ansatz und Ursprung des Muskels während der Kontraktion konstant. Im Gegensatz zu physikalischen Systemen, in denen unter isometrischen Bedingungen keine Arbeit verrichtet wird, wird im physiologischen System zur Spannungserhaltung Energie verbraucht.

- Die exzentrische Arbeitsweise ist durch "die Dehnung eines kontrahierten Muskels durch eine an ihm angreifende Kraft" (MELLEROWICZ/MELLER 1972) charakterisiert, wobei sich Ansatz und Ursprung des Muskels während der Kontraktion voneinander entfernen. Nach KOMI (1975), HOLLMANN/HETTINGER (1980) und BÜHRLE/SCHMIDTBLEICHER (1981) wird die maximale exzentrische Kraft dann erzeugt, wenn ein maximal isometrisch kontrahierter Muskel entgegen seiner Arbeitsrichtung gedehnt wird. Die hierbei erreichten Kraftwerte liegen je nach untersuchter Muskulatur bzw. Muskelgruppe um 5 - 50 % höher als bei isometrischen Bedingungen (DOSS/KARPOVICH 1965; HABERKORN-BUTENDEICH/KLAUCK 1974). Wie durch maximale Elektrostimulation gezeigt wurde (SCHMIDTBLEICHER et al. 1978), schätzt die exzentrische Maximal-

kraft das absolute Kraftpotential der momentan vorhandenen Muskelmasse ab. Die Differenz zwischen dem isometrischen und dem exzentrischen Maximalkraftwert bezeichnen BÖHRLE/SCHMIDTBLEICHER (1981) nach MASSALGIN/USHAKOW (1979) als Kraftdefizit. Dieser Parameter scheint eine Abhängigkeit vom Trainingszustand aufzuweisen. Trainierte Athleten besitzen Defizitwerte an der Armstreckmuskulatur von 5 - 10%, untrainierte Vpn dagegen von 20 - 40%. Die Autoren interpretieren diese Differenzen mit der Fähigkeit von trainierten Athleten, ihr vorhandenes Kraftpotential tiefer ausschöpfen zu können.

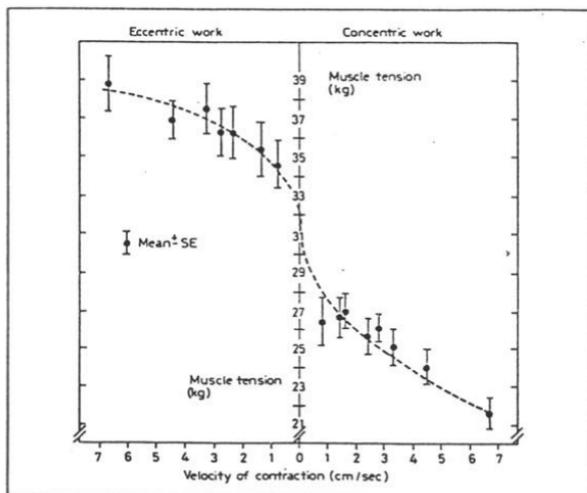


Abb. 1/2: Mittelwerte (und Standardfehler) von 16 Vpn bei maximaler exzentrischer, isometrischer und konzentrischer Kontraktion gegen einen Dynamometer bei verschiedenen konstanten Arbeitsgeschwindigkeiten. Die Verkürzungsgeschwindigkeiten sind auf die Längenänderungen am *M. biceps br.* bezogen. (näheres siehe: KOMI 1973)

In Abb. 1/2 sind die bisher vorgestellten Kontraktionsformen und ihre Zuordnung auf die jeweils auftretenden Belastungsbereiche zusammenge-

faßt. Bei natürlichen Bewegungen - Gehen, Laufen, Springen - treten diese Kontraktionsformen meist nicht in isolierter Form auf, sondern konzentrische und exzentrische Kontraktionen wechseln sich vorwiegend in rhythmischer Reihenfolge ab. "Gerade die Kombination von exzentrischer und konzentrischer Kontraktion stellt die natürliche muskuläre Arbeitsweise dar und wird als Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus definiert" (KOMI 1985, S. 255).

### 1.2. Das Kontraktionsverhalten im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus

Beim Absprung zum Hoch- und Weitsprung, bei Sprüngen im Bereich des Kunstturnens, ebenso bei allen Lauf- und Sprintbewegungen, sowie bei einer Vielzahl weiterer sportmotorischer Bewegungsfertigkeiten spielt die reaktive Bewegungsfähigkeit eine entscheidende Rolle.

Unter reaktivem Bewegungsverhalten wird die Fähigkeit des Organismus verstanden, aus einer abbremsenden (exzentrischen) Bewegung heraus in kürzester Zeit einen möglichst hohen konzentrischen Kraftstoß realisieren zu können (SCHMIDTBLEICHER/GOLLHOFER 1985).

Unter Zugrundelegung dieser Definition kann das Kontraktionsverhalten im DVZ als generelle Grundform aller reaktiven Bewegungsleistungen angesehen werden.

Nach Ansicht einer Reihe von Autoren (CAVAGNA et al. 1964, 1971; BOSCO et al. 1981, 1982a,b; KOMI 1983, 1984; SCHMIDTBLEICHER/GOLLHOFER 1982, 1985) liegt das Besondere der reaktiven Bewegungsleistung in der Bedeutung der leistungspotenzierenden Effekte, die durch den DVZ hervorgerufen werden können. Die Hauptursache dieser Leistungspotenzierung sieht ein Teil der Autoren im elastischen Verhalten des

Sehnen-Muskel-Apparates. Dabei wird angenommen, daß während der exzentrischen Phase Bewegungsenergie in den elastischen Strukturen des tendomuskulären Systems gespeichert und in der anschließenden konzentrischen Phase wieder freigesetzt werden kann.

Die Interpretation dieses Phänomens kann durch ein physikalisch-mechanistisch orientiertes Modell nicht ausreichend vorgenommen werden.

Die Erforschung der physiologischen Grundlagen über die Leistungspotenzierung im DVZ wird von zwei Betrachtungsebenen aus betrieben:

Einerseits wird die Entwicklung eines allgemeinen Konzeptes über die Leistungssteigerung im DVZ bei maximalen Kräfteinsätzen vorangetrieben, andererseits wird an der Klärung der Frage nach den Ursachen des - bei gleicher mechanischer Leistung - ökonomischeren Energieverbrauchs bei Kontraktionen im DVZ gearbeitet.

Ausgangspunkt vieler Arbeiten liefern die Beobachtungen von CAVAGNA et al. (1964), die beim Laufen auf dem Laufband mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten feststellten, daß ein Ungleichgewicht in der erwarteten mechanischen Effizienz zwischen der totalen Arbeit einerseits und dem Gesamtenergieverbrauch (O<sub>2</sub>-Verbrauch) andererseits besteht.

(Im folgenden wird immer wieder auf die Angabe von Effizienzwerten eingegangen. Die in der Literatur vorgestellten Effizienzkoeffizienten beziehen sich auf die Angabe von Prozentwerten, in denen die mechanisch aufgebrachte Leistung während eines bestimmten Zeitraumes (entspricht mechanischer Arbeit) in Bezug zur metabolischen Arbeit (meist zum benötigten O<sub>2</sub> - Verbrauch) gesetzt wird (WINTER 1984)).

In weiteren Untersuchungsserien fanden sie zunächst anhand von Dehnungs-Entdehnungs-Experimenten am isolierten Froschmuskel (CAVAGNA et al. 1965), später auch an den Oberarmflexoren des Menschen (CAVAGNA et al. 1968), daß ein Teil der vom Muskel geleisteten Arbeit, die als

elastische Energie gespeichert wurde, während der Verkürzungsphase (Entdehnung) wieder freigesetzt wird und daß das Energiepotential des Muskels besonders in den kontraktilen Komponenten nach der Dehnung vergrößert erscheint.

Auf diese Beobachtungen gestützt, versuchte CAVAGNA (1970), dem Organismus beim einbeinigen und beidbeinigen Hüpfen auf der Stelle physikalische Viskositäts- und Elastizitätskennwerte zuzuordnen. Seine Ergebnisse waren jedoch weder in physiologischer noch in physikalischer Hinsicht wegen des komplizierten, zu diesem Zeitpunkt unzureichend bekannten, Dehnungs-Entdehnungs-Verhaltens tendomuskulärer Systeme überzeugend.

THYS et al. (1972, 1975) griffen dieses experimentelle Design auf und berechneten unter zusätzlicher Verwendung ergometrischer Untersuchungsmethoden die Effizienzwerte bei Sprüngen mit und ohne integrierter Ausholbewegung. Sie stellten eine durchschnittliche Steigerung der Effizienz von 37 % bei Sprüngen mit Ausholbewegung gegenüber Sprüngen ohne integrierter Ausholbewegung fest und diskutierten ihre Ergebnisse unter dem Aspekt eines möglichen elastischen Speicherpotentials in der Arbeitsmuskulatur.

Diese Untersuchungsergebnisse bildeten die Basis einer Reihe von Untersuchungen der Arbeitsgruppe um KOMI. Sie beobachteten an den Beinextensoren bei isolierter exzentrischer Kontraktion mechanische Effizienzwerte bei identischer mechanischer Leistung, die deutlich über denjenigen bei konzentrischer Kontraktion lagen (Abb.1/3). Durch Integrationsverfahren des von den Beinextensoren abgeleiteten Oberflächenmyogramms konnte dieser Zusammenhang bei Sprungformen mit unterschiedlicher Bewegungsamplitude im Knie- und Fußgelenk be-

stätigt werden.

Auf der Basis dieser Untersuchungsergebnisse leitete KOMI (1984) ab, daß im Hinblick auf den mechanischen Wirkungsgrad die exzentrische Kontraktion der konzentrischen überlegen ist. Unter energetischen Gesichtspunkten könnte aber auch die Schlußfolgerung gezogen werden, daß dieselbe mechanische Leistung in der exzentrischen Phase mit sehr viel weniger neuronaler Aktivierung realisiert wird als in der konzentrischen Kontraktion. Allerdings muß bei dieser Interpretation beachtet werden, daß das integrierte Oberflächen-EMG keine Rückschlüsse auf die Qualität des neuronalen Einstromes zuläßt und somit die in Abbildung 1/3 dargestellten Diagramme nur als INPUT-OUTPUT-Relationen zu verstehen sind. Als Input wird hier der gesamte neuronale Einstrom an die Arbeitsmuskulatur bezeichnet, während der Output das damit realisierte Kraftvolumen definiert.

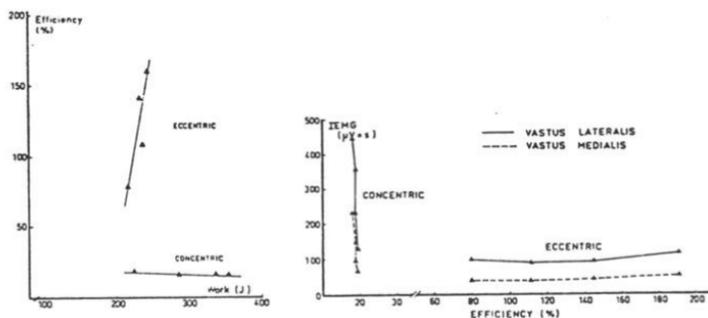


Abb. 1/3: Mechanischer Wirkungsgrad (Effizienz) reiner exzentrischer bzw. konzentrischer Arbeitsweise bei verschiedenen mechanischen Arbeitsstufen bei der Bein Streckung (links). Verhältnis aus integrierter EMG-Aktivität der Beinextensoren und mechanischer Wirkungsgrad bei konzentrischer und exzentrischer Arbeitsweise (Bein Streckung) (rechts). Die Daten im linken und rechten Teil der Abbildung stammen von derselben Versuchsperson (Aus: KOMI 1985)

Im DVZ sind die Phasen exzentrischer und konzentrischer Arbeitsweise nicht separat interpretierbar. Diese Kontraktionsformen müssen hierbei als eine Einheit betrachtet werden, da die "exzentrische Kontraktion Einfluß auf die folgende konzentrische Phase hat, indem sie entweder die Arbeit und die Leistung bei maximaler Anstrengung erhöht (CAVAGNA et al. 1968; KOMI/BOSCO 1978) oder indem die Aktivierung im EMG abfällt, während hohe Spannung unter submaximalen Bedingungen gehalten wird (BOSCO 1982)" (KOMI 1985, S.263).

Die Messung der Leistungsfähigkeit im DVZ führten die Autoren in Anlehnung an die von ASMUSSEN/BONDE-PETERSON (1974) vorgestellte Sprungserie durch. Die Elemente dieser Sprungserie sind:

1. Der Squat Jump: Der Squat Jump (SJ) kann als "Kauersprung" bezeichnet werden. Die Versuchsperson führt hierbei ohne einleitende Ausholbewegung aus einer Kniewinkelposition von  $90^\circ$  einen maximalen Streck-sprung aus.

2. Der Countermovement Jump: Beim Countermovement Jump (CMJ), oder Sprung mit einleitender Gegenbewegung (countermovement), wird aus der aufrechten Standposition (Kniewinkel  $180^\circ$ ) mit einer vorbereitenden schnellen Ausholphase (Kniewinkel  $90^\circ$ ) ein maximaler Vertikalsprung realisiert. Diese Sprungform kommt dem in der Sportpraxis bekannten Jump & Reach sehr nahe.

3. Der Drop Jump: Beim Drop Jump (DJ) wird aus erhöhter Position (Absprunghöhe) ohne Verzögerung beim Bodenkontakt ein maximaler Vertikalsprung durchgeführt; er wird in der deutschsprachigen Literatur als "Tiefsprung" bezeichnet. Die Absprunghöhe, bzw. Niedersprunghöhe, stellt die Belastungsgröße dar, die zur Amortisation kinetischer Energie für die Beinextensoren während der exzentrischen Bewegung benötigt

wird. Dabei soll der Tiefsprung so ausgeführt werden, daß ein reaktives Bewegungsverhalten realisiert wird. Das bedeutet, daß während des Bodenkontaktes der Zeitraum zwischen der exzentrischen und der konzentrischen Phase minimal sein sollte.

In allen drei Versuchsbedingungen dient die erreichte Sprunghöhe nach erfolgtem Bodenkontakt als Parameter zur Beschreibung des absoluten Leistungspotentials im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. BOSCO (1982) schlug vor, daß die Leistungspotenzierung im DVZ durch den Differenzwert zwischen Sprüngen mit Muskelvordehnung (CMJ) und Sprüngen ohne Vordehnung (SJ) abgeschätzt werden kann. Dieser, im folgenden der Arbeit als 'absolute Sprungdifferenz' bezeichnete Parameter, soll die absolute Leistungssteigerung durch die Kontraktionen im DVZ erfassen. Übereinstimmende Ergebnisse aus der Literatur deuten darauf hin, daß die erzielte Sprunghöhe bei den Versuchsbedingungen, in denen im DVZ gearbeitet werden mußte, signifikant größer ist als bei den Bedingungen, in denen die Muskelvordehnung durch die vorausgehende exzentrische Kontraktion eliminiert war.

Dabei stützen sich diese Erklärungsmodelle in der Literatur einerseits auf die elastischen Eigenschaften des kontraktiven Apparates bei Dehnungs-Entdehnungs-Vorgängen (FLITNEY/HIRST 1978 a,b), schließen jedoch auf der anderen Seite eine Leistungspotenzierung durch zusätzliche neuronale Einflüsse nicht aus.

## 2.0 Elastizität

Im Kapitel über die Elastizitätstheorie sollen die notwendigen physikalischen Grundbegriffe und -gesetze vorgestellt werden. Wegen des inhaltlich begrenzten Rahmens dieses Kapitels innerhalb der gesamten Arbeit, können die im folgenden angeführten Beispiele und Begriffsformulierungen keinen Anspruch auf Vollständigkeit und Generalität besitzen. Der interessierte Leser sei an dieser Stelle auf YAMADA (1970), GERTHSEN et al. (1974), FUNG (1981) verwiesen.

### 2.1. Physikalische Begriffsdefinitionen

#### - Spannung und Dehnung

Jede Zug- und Druckbelastung auf einen Gegenstand mit der Länge  $l$  und dem Querschnitt  $q$  bewirkt eine Längenveränderung in Richtung der angreifenden Kraft. Die Längenänderung  $\Delta l$  ist dabei proportional zur angreifenden Kraft und zur Ausgangslänge  $l$ . Zwischen der Längenänderung  $\Delta l$  und dem Querschnitt  $q$  besteht ein reziprokes Verhältnis.

Dieser Zusammenhang kann folgendermaßen formuliert werden:

$$\sigma = E \cdot \epsilon \quad (2.1.01)$$

wobei  $\sigma$  das Verhältnis von Kraft ( $K$ ) und Querschnittsfläche ( $q$ ) ( $K/q$ ) und  $\epsilon$  das Verhältnis von Längenänderung ( $\Delta l$ ) und Ausgangslänge ( $l$ ) ( $\Delta l/l$ ) bezeichnet. Die Größe  $\sigma$  beschreibt den Spannungszustand (engl. stress) eines Körpers und  $\epsilon$  die daraus resultierende Dehnung (engl. strain). Der Proportionalitätsfaktor  $E$ , der das Verhältnis von Spannung und Dehnung angibt, ist eine Stoffkonstante und wird 'Elasti-

zitätsmodul' genannt.

Die Deformation eines physikalischen Körpers infolge von Spannungseinwirkungen wird üblicherweise durch die daraus resultierende Dehnung beschrieben. So bewirkt z.B. der Zug auf eine Sehne deren Verlängerung; die entsprechenden Dehnungsraten können gegen die angelegten Spannungswerte aufgetragen werden. Die damit erhaltene Beziehung wird als Spannungs-Dehnungs-Kurve bezeichnet und hat für jedes verwendete Material einen charakteristischen Verlauf. Innerhalb bestimmter Randbedingungen -sehr kleine Spannungsveränderungen und eindimensionale Krafteinwirkung- ist die Beziehung zwischen Spannung und resultierender Dehnung quasi-linear, d.h. der Proportionalitätsfaktor wird durch eine Konstante approximiert (FUNG 1981). Unter dieser Voraussetzung beschreibt die Gleichung (2.1.01) das HOOK'sche Gesetz und Materialien mit diesem Spannungs-Dehnungs-Verhalten werden häufig als "HOOK'sches Material" bezeichnet.

Die Linearität von Spannung und resultierender Dehnung dient bei einer Vielzahl physikalischer Körper zur Beschreibung ihrer elastischen Eigenschaften. Bei einer Feder z.B. ist die Auslenkung ( $\vec{x}$ ) direkt proportional zur angreifenden Kraft ( $\vec{K}$ ):

$$\vec{K} = D * \vec{x} \quad (2.1.02)$$

D ist die 'Federkonstante' und dient als Maß zur Beschreibung der Härte einer Feder.

#### - Elastische Wechselwirkung

Die Linearität von Spannung und resultierender Dehnung, die einen HOOK'schen Körper definiert, gilt bei allen Materialien nur innerhalb bestimmter Grenzen. Jenseits dieser Grenzen wird der Körper irreversi-

bel plastisch verändert und kann bei Entdehnung seinen Ursprungszustand nicht mehr einnehmen.

Dehnungs-Entdehnungs-Prozesse der reversiblen Art werden als elastische Wechselwirkungsprozesse bezeichnet. Nichtlineare Systeme und teilelastische Wechselwirkungsprozesse, wie sie z.B. bei plastischer Verformung auftreten, sind durch das HOOK'sche Gesetz nicht beschreibbar, sie bedürfen komplizierterer mathematischer und physikalischer Betrachtungsweisen. (Näheres dazu siehe FUNG 1981, S.41ff.).

#### -Elastische Hysterese und Energiebilanz

Durchläuft ein Körper einen Dehnungs-Entdehnungs-Zyklus innerhalb des Gültigkeitsbereiches des HOOK'schen Gesetzes, weist das Spannungs-Dehnungs-Diagramm in der Dehnungsphase eine Gerade mit der Steigung des entsprechenden Elastizitätsmoduls  $E$  auf. In der Entdehnungsphase wird das identische Diagramm reversibel durchlaufen, bis die anliegende Spannung wieder auf Null absinkt. Dabei ist die Kurvenform weitgehend unabhängig von der Zeit, in der die Dehnung bzw. Entdehnung stattfindet (Abb. 2/1).

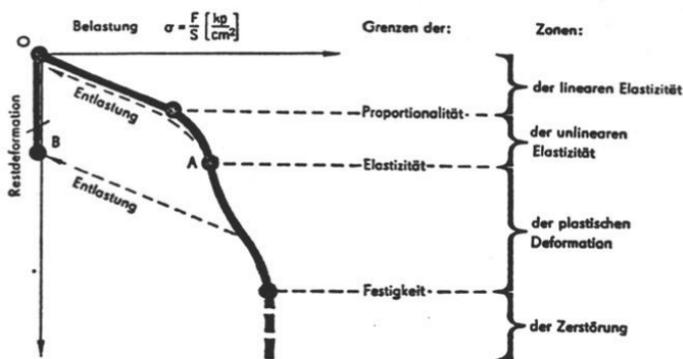


Abb. 2/1: Grenzen und Zonen von Deformationsprozessen eines Stahls (aus: DONSKOI 1975)

Plastische Gegenstände, die bei Dehnung bzw. Entdehnung ihre Form irreversibel verändern, zeigen ein solches Verhalten nicht. Wird nach der ersten Dehnungsphase die anliegende Spannung wieder auf Null reduziert, bleibt ein gewisser Dehnungsbetrag (Restdeformation) bestehen. Bei repetitiver Auslenkung um eine Ausgangslage  $l_0$  zeigen solche Körper ein Hystereseverhalten auf.

Zur Quantifizierung dieser Wechselwirkungsprozesse sind energetische Betrachtungen von Dehnungs-Entdehnungs-Vorgängen bei elastischen und unelastischen Systemen notwendig:

Als Modellrechnung diene ein Zylinder mit der Grundfläche  $A$  und der Ausgangslänge  $l_0$ . Dieser Zylinder (Volumen =  $A \cdot l_0$ ) wird um eine Länge  $\Delta l$  gedehnt.

Die hierbei aufzubringende Arbeit  $W$  ist:

$$\Delta W = \text{Kraft} \cdot \text{Weg}$$

$$\Delta W = \int_0^{\Delta l} A \cdot \sigma \, dl \quad (2.1.03)$$

Die Definition der Dehnung  $\epsilon = \frac{\Delta l}{l_0}$  (2.1.04)

liefert  $\Delta l = \epsilon \cdot l_0$  (2.1.05)

Um diesen Ansatz auf infinitesimale Längenveränderungen anwenden zu können, muß der Übergang

$$\Delta l \rightarrow dl \text{ formuliert werden.}$$

Hieraus resultiert aus (2.1.05)

$$dl = d\epsilon \cdot l_0 \quad (2.1.06)$$

(2.1.06) in (2.1.03) eingesetzt liefert:

$$\Delta W = \int_0^l A * l * \sigma d\epsilon = V \int_0^{\epsilon} \sigma * d\epsilon \quad (2.1.07)$$

woraus folgt:  $\Delta W/V = \int_0^{\epsilon} \sigma * d\epsilon \quad (2.1.08).$

Die Dehnungsarbeit pro Volumeneinheit entspricht folglich dem Integral unter der Spannungs-Dehnungs-Kurve, wobei diese Überlegung unabhängig ist vom Grad der Linearität des Systems.

Bei der Entdehnung des Zylinders wird im rein elastischen Fall das Spannungs-Dehnungs-Diagramm reversibel durchlaufen, der Betrag des Integrals ändert also nur sein Vorzeichen. Betrachtet man den Netto-Energieaufwand eines gesamten Dehnungs-Entdehnungs-Vorgangs, so muß festgestellt werden, daß im Fall der rein elastischen Wechselwirkung die während der Dehnungsarbeit aufgewandte Energie in der Entdehnungsphase wieder vollständig frei wird, der Netto-Energieaufwand also verschwindet.

Die meisten biologischen Systeme dagegen zeigen Hystereseigenschaften bei Dehnungs-Entdehnungs-Vorgängen. Die Fläche in der Hysterese-schleife beschreibt den Betrag der vom System absorbierten Energie, die in Form von Wärme, Strukturdeformationen, Reibung usw. während eines Zyklus' verloren geht. Das Maß dieser Absorptionsenergie kann für solche Prozesse direkt errechnet werden und "gibt wichtige Aufschlüsse über das "anelastische Verhalten" (GERTHSEN et al. 1974, S.139) des Materials.

Häufig ist bei biologischen Materialien (Sehne, Muskel, Knochen usw.) ein zusätzlicher Effekt bei Dehnungs-Entdehnungs-Vorgängen zu beobachten:

Nach der Entlastung geht die Dehnung nicht sofort zurück, sondern die

ursprüngliche Form wird nur langsam wieder erreicht. In der Literatur wird dieses Verhalten "elastische Nachwirkung" (engl. creeping) genannt. (Mehr dazu siehe FUNG 1981).

## 2.2 Elastizitätsverständnis in der Muskelphysiologie

Der Muskel per se, besonders aber der Muskel in vivo, zeigt in vieler Hinsicht ein Verhalten, das sehr schwierig und dann nur unter künstlich vereinfachten Versuchsbedingungen mit physikalischen Elastizitätsbegriffen erfasst werden kann. Trotzdem hat sich der Begriff der Muskelelastizität in der physiologischen und sportwissenschaftlichen Terminologie des deutschsprachigen Raumes durchgesetzt. Er wird meist jedoch weniger im physikalischen Sinne benützt als vielmehr zur Beschreibung des Rigiditätsverhaltens des Band-Muskel-Apparates bei unterschiedlichen Bedingungen. In der englischsprachigen Literatur hat sich, bedingt durch die fehlende Übereinstimmung von physikalischer und physiologischer Terminologie weniger der Begriff der "elasticity" durchgesetzt, sondern allgemein der weniger physikalisch besetzte Begriff der "muscle stiffness" oder allgemein der "stiffness". Diese "Muskelsteifigkeit" stellt eine deskriptive Größe dar und ist unabhängig von der Struktur und der Art der entsprechenden Kräfte, die der Muskel plus Sehne einer Längenveränderung entgegengesetzt. In einigen Arbeiten wird auch der Begriff der "compliance" benützt, der jedoch lediglich aus unterschiedlichen experimentellen Vorgehensweisen herührt und als Kehrwert ( $1/\text{stiffness}$ ) zur "muscle stiffness" zu verstehen ist.

Das komplizierte Dehnungs-Entdehnungs-Verhalten von biologischen Geweben in exakten physikalisch-mathematischen Gleichungen zu erfassen,

wirft allerdings Probleme auf, die FUNG (1981, S.238) näher beschreibt:

"We have shown that the mechanical properties of soft tissues such as arteries, muscle, skin, lung, ureter, mesentery, etc., are qualitatively similar. They are inelastic. They do not meet the definition of an elastic body, which requires that there be a single-valued relationship between stress and strain. These tissues show hysteresis when they are subjected to cyclic loading and unloading. When held at a constant strain, they show stress relaxation. When held at a constant stress, they show creep. They are anisotropic. Their stress-strain-history relationships are nonlinear."

Im Folgenden soll deshalb, analog der angelsächsischen Literatur, der Begriff "stiffness" verwendet werden, um die elastischen Eigenheiten bzw. Eigenschaften des Muskel-Band-Apparates zu beschreiben.

#### -Definition der Stiffness

Im allgemeinsten Sinne beschreibt der Begriff der Stiffness eine Kraft-Längen-Relation.

Postuliert man einen Stiffness-Operator  $S$ , der eine Längenvariable  $x$  in eine Kraftvariable  $K$  transformiert, lautet diese Beziehung (vgl. HOUK/RHYMER 1981):

$$K = S(x) \quad (2.2.01)$$

Ist der Operator ( $S$ ) längenunabhängig, ergibt sich das in Abschnitt 2.1. beschriebene Federgesetz, wobei  $S$  dann die Federkonstante repräsentiert.

Aus den unterschiedlichen Versuchsbedingungen heraus, in denen die

Kraft-Längen-Relation am Muskel untersucht werden kann, haben sich verschiedene Stiffnessbezeichnungen durchgesetzt.

Ein aktivierter Muskel kann in Abhängigkeit von der jeweiligen Muskellänge eine ganz bestimmte Kraft entfalten. Durchfährt man den gesamten physiologischen Längenbereich, so muß jeder Muskellänge ein unter statischen (isometrischen) Bedingungen gemessener Kraftbetrag zugeordnet werden. Da es sich bei dieser Art der Versuchsanordnung um die Messung von statischem Kraftverhalten handelt, definiert diese Art der Kraft-Längen-Relation die statische Stiffness.

Die dynamische Stiffness bezeichnet den Kraft-Längen-Zusammenhang, wenn ein aktivierter Muskel gedehnt bzw. entdehnt wird. Während der Versuchsdurchführung wird hier die Muskellänge nicht konstant gehalten, sondern sie ändert sich dynamisch.

Im physikalisch elastischen Fall (HOOK'scher Körper) erübrigt sich eine solche Differenzierung, da die Spannungs-Dehnungs-Charakteristik von statischen und dynamischen Bedingungen unabhängig ist. Im physiologischen Präparat bestehen jedoch, wie in den nächsten Kapiteln erläutert werden wird, grundlegende Unterschiede.

### 2.2.1 Statisches Elastizitätsverhalten

Grundlegende Untersuchungen zur Kraft-Längen-Beziehung des Skelettmuskels wurden u.a. von MATTHEWS (1959) und RACK/WESTBURY (1969) am M. Soleus der Katze durchgeführt. Um rückkopplungsfreie Systeme untersuchen zu können, genügt es nicht, die jeweilige Efferenz des Muskels durch Decerebrierung auszuschalten, sondern durch Deafferentierung müssen auch die afferenten Rückmeldungen zum Rückenmark eliminiert werden. Der auf diese Weise vorbehandelte Muskel ist dadurch voll-

ständig von seinen neuronalen Versorgungswegen abgetrennt und kann zur Messung der mechanischen Kraftkomponenten im Muskel herangezogen werden.

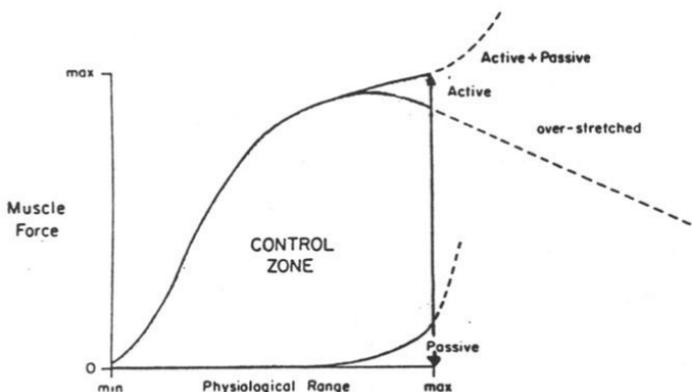


Abb. 2/2: Aktive und passive Kraft/Längen-Charakteristik. Die passive Kurvenform wird bei vollständig relaxiertem Muskel erhalten, während der passive und aktive Spannungsverlauf die maximal mögliche Kraft bei einer bestimmten Muskellänge anzeigt. (Aus: HOUK/RYMER 1981)

Wird ein vollständig denervierter Muskel über seinen gesamten physiologischen Längenbereich gedehnt, kann das passive Längen-Spannungs-Diagramm aufgezeichnet werden. Wie aus Abb. 2/2 hervorgeht, sind die passiven Kräfte für nahezu den gesamten Bereich, bis auf sehr große Muskellängen, vernachlässigbar klein. Das bedeutet: Ein passiver, nicht elektrisch versorgter Muskel setzt seiner Dehnung praktisch keinen Widerstand entgegen.

Soll die aktive Längen-Spannungs-Charakteristik ermittelt werden, so muß der Muskel extern mit Hilfe eines Reizgerätes stimuliert werden.

Da die aktiv entwickelbare Muskelkraft zum einem von der Anzahl der aktivierten motorischen Einheiten und zum anderen von der Reizfrequenz abhängt, muß in solchen Experimenten mit entsprechend hohen Reizintensitäten gearbeitet werden, um alle motorischen Einheiten erfassen zu können. Mit Hilfe hoher Reizfrequenzen wird eine schnelle Entladungscharakteristik erzielt.

Die Kontrollzone in Abb. 2/2 repräsentiert die aktiven Kraftwerte bei den entsprechenden Winkelstellungen bzw. Muskellängen. Da der maximale Tetanus bei vorwiegend phasischen Muskeln nur kurze Zeit aufrecht erhalten werden kann, muß bei jeder Muskellänge eine Messung durchgeführt werden.

Das bei kleinen Muskellängen zunächst linear ansteigende "aktive" Längen-Spannungs-Diagramm erreicht bei großen Muskellängen ein Maximum, um gegen Ende des physiologischen Bereiches wieder abzusinken. Hier wirken jedoch die passiven Spannungskräfte, so daß es in der Summation von aktiven und passiven Spannungsbeiträgen zu einem weiteren Anstieg im Diagramm kommt.

Die Kontrollzone repräsentiert den Spielraum, in der die Muskelkraft zum einen durch Rekrutierung von zusätzlichen Motoneuronen, zum anderen durch Frequenzerhöhung ihrer Entladungsraten variiert werden kann.

#### 2.2.1.1 Rekrutierungs- und Frequenzabhängigkeit

Mit Hilfe elektrischer Stimulationsversuche wurde die Abhängigkeit der statischen Stiffness von der Anzahl der bei der Kraftentfaltung beteiligten motorischen Einheiten untersucht (NICHOLS 1974; HENNEMAN et al. 1965a,b; DESMEDT 1981). Die Autoren stimmen in ihren Unter-

suchungsergebnissen darin überein, daß innerhalb des Anfangsbereiches der Kraftentwicklung die Rekrutierung von Motoneuronen nach einem bestimmten Prinzip (HENNEMAN'sches Rekrutierungsprinzip) erfolgt. Dieses Prinzip besagt, daß bei der Kraftentfaltung die Motoneurone entsprechend ihrer Erregungsschwelle rekrutiert werden, d.h. daß zuerst die tonischeren Motoneurone aufgrund ihrer niederen Erregungsschwelle und erst später, bei höheren Intensitäten, die phasischeren Motoneurone aktiviert werden.

Betrachtet man an einer Einzelzuckung die unterschiedlichen Zeiträume vom Beginn des Spannungsanstiegs bis zum Kontraktionsmaximum (time-to-peak-Zeiten) einzelner motorischer Einheiten, muß dieses Prinzip besonders bei ballistischen Kontraktionsformen hinsichtlich der mechanischen Wirkungsweise in der Rekrutierungsreihenfolge modifiziert betrachtet werden. Es wäre ohne eine Verletzung des HENNEMAN'schen Rekrutierungsprinzips vorzustellen, daß die Spannungsbeiträge kleiner tonischer Einheiten erst später im Kontraktionsverlauf mechanisch wirksam werden, allein aufgrund ihrer wesentlich längeren time-to-peak-Zeiten, während die phasischen Einheiten, die über schneller leitende Nervenfasern, kürzere Kontraktionszeiten und wesentlich höhere Kontraktionsfähigkeiten (BURKE/EDGERTON 1975) verfügen, bereits mechanisch aktiver sind.

Das vom Muskel erzeugte Kraftverhalten ist neben der Muskelausgangslänge und dem Rekrutierungsgrad entscheidend von der Innervationsfrequenz abhängig, mit der der Muskel aktiviert wird. Hierzu liegen neben Reizuntersuchungen am physiologischen Präparat (DIETZ/NOTH 1978a; DIETZ et al. 1979) auch grundlagenorientierte Experimente an isolierten Muskelpräparaten vor, bei denen der Muskel von außen mit konstan-

ter Reizfrequenz stimuliert wurde (GRANIT et al. 1957; MATTHEWS 1959; JOYCE et al. 1969; RACK/WESTBURY 1969; NICHOLS/HOUK 1976).

Grundlegende Arbeiten, die den Zusammenhang von Innervationsfrequenz und Kraftverhalten untersuchten, wurden von JOYCE et al. (1969) und von RACK/WESTBURY (1969) vorgestellt. JOYCE et al. analysierten das Spannungsverhalten des M. Soleus an der decerebrierten Katze bei unterschiedlichen Innervationsfrequenzen (passive Dehnungskurve, 5 Imp/sec, 10 Imp/sec, 35 Imp/sec) und registrierten die Spannungs-Längen-Diagramme (Abb. 2/3) unter statischen Versuchsbedingungen in Abhängigkeit von verschiedenen Muskelausgangslängen (bzw. Fußgelenkwinkeln des M. Soleus).

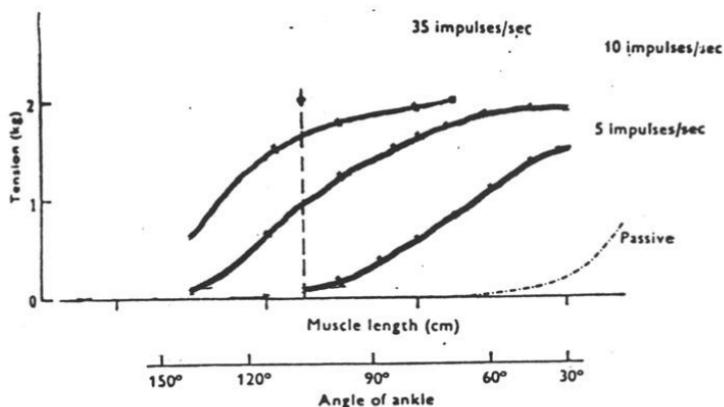


Abb. 2/3: Abhängigkeit der erreichbaren Spannung von der Muskelausgangslänge am M. Soleus der Katze. Die Kreuze repräsentieren das isometrische Kraftmaximum bei einer bestimmten Muskellänge. Die Reizung erfolgte mit 35, 10 und 5 Impulsen pro Sekunde. Eingezeichnet ist ebenfalls die passive Spannungsentwicklung. (Modifiziert nach: JOYCE et al. 1969)

Mit der Vorgabe der Reizfrequenzen ist es somit möglich, die entwickelte isometrische Spannung gegen die entsprechende Muskel-

länge (bzw. den Fußgelenkwinkel) aufzutragen.

Aus ihren Untersuchungen sind folgende Ergebnisse hervorzuheben:

- 1.) Eine Erhöhung der Reizfrequenz bewirkt eine Linksverschiebung des Spannungs-Längen-Diagramms, d.h. mit zunehmender Reizfrequenz werden auch bei kleineren Muskellängen Spannungswerte erzeugt.
- 2.) Es gibt eine der Frequenz entsprechende minimale Muskellänge, ab der erst Spannungswerte gemessen werden können.
- 3.) Für jede Reizfrequenz ist der jeweilige Stiffnessbetrag entscheidend von der Muskellänge abhängig.
- 4.) Bei identischer Muskellänge ist der Stiffnessbetrag von der Reizfrequenz abhängig (siehe senkrechte Linie bei 105 )
- 5.) Bei sehr großen Muskellängen ist ein passiver Spannungsbeitrag mit zu berücksichtigen.

### 2.2.2. Dynamisches Elastizitätsverhalten

JOYCE et al. (1969) überlagerten das Spannungsverhalten des M. Soleus bei konstanter Muskellänge mit einer dynamischen Versuchsbedingung. Nach der isometrischen Periode (-statische Versuchsbedingung) wurde der Muskel mit konstanter Geschwindigkeit (7,2 mm/sec) rampenförmig gedehnt. Wie aus Abb. 2/4 hervorgeht, hängt die Dehnungsantwort und damit das dynamische Stiffnessverhalten sowohl von der Muskelausgangslänge, als auch von der jeweiligen Reizfrequenz ab.

Betrachtet man die Dehnungsantworten in Abhängigkeit von der Muskelausgangslänge und der Reizfrequenz, so fällt auf:

- 1.) Das Spannungssignal steigt bei nahezu allen Versuchsbedingungen zu

Beginn steil an, sinkt dann jedoch wieder ab.

2.) Ist die Dehnungsamplitude groß, so steigt auch die Spannung wieder an.

3.) Besonders bei niederen Innervationsraten und relativ kleinen Muskellängen liegen die erzeugten Spannungswerte deutlich unter den Kennwerten, die unter statischen Bedingungen erreicht werden.

4.) Wird die Dehnung bei relativ großen Muskellängen appliziert, ist auch der entsprechende initiale Spannungsanstieg unter Berücksichtigung der jeweiligen Innervationsfrequenz groß.

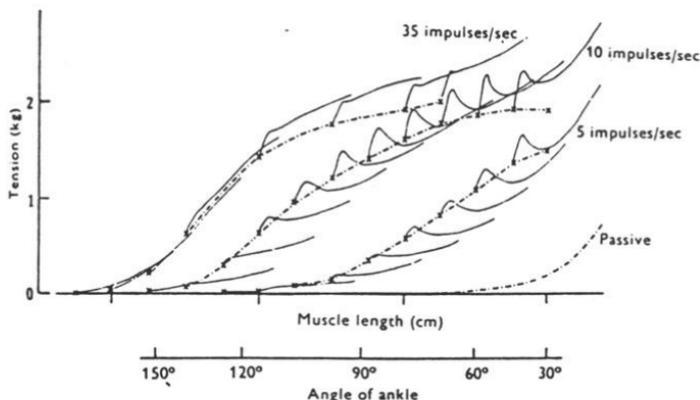


Abb. 2/4: Basisabbildung zu Abb. 2/3.

Der Muskel wurde bei unterschiedlicher Reizfrequenz und Ausgangslänge zunächst isometrisch kontrahiert. Danach wurde der Muskel mit konstanter Geschwindigkeit (7.2 mm/sec) gedehnt. Die durchgezogenen Linien repräsentieren die dynamischen Spannungsantworten (aus: JOYCE et al. 1969)

Die Tatsache, daß ein vorkontrahierter Muskel auf eine Dehnung mit einem steilen, zu Beginn der Dehnung wirkenden, Spannungsanstieg antwortet, wird in der angelsächsischen Literatur mit dem Begriff der

"short-range-elastic-stiffness" (SRES) bezeichnet (JOYCE et al. 1969; LÄNNERGRÉN 1971; HUXLEY/SIMMONS 1971 a,b; HUXLEY 1974; RACK/WESTBURY 1974; NICHOLS/HOUK 1976; FLITNEY/HIRST 1978a,b; FORD et al. 1981; ). Bevor eine Erläuterung der oben angeführten Gesichtspunkte erfolgen wird, soll im folgenden Abschnitt zunächst die Entwicklung und die daraus abgeleiteten Funktionsweisen des mechanischen Muskelmodells vorgestellt werden.

### 2.2.3. Das mechanische Muskelmodell und die "short-range-elastic-stiffness"

#### 2.2.3.1 Mechanismen der Kontraktion

In der Modellvorstellung über die Mechanik der Muskelkontraktion wird in der Literatur allgemein die sog. "sliding-filament-theory" akzeptiert. Diese Theorie beschreibt das Ineinandergleiten von Aktin- und Myosinfilamenten eines Sarkomers bei der Muskelkontraktion. Die Myosinmoleküle verfügen über spezifische Strukturen: die leichten (light) Meromyosin- (elastischer Halsteil) und die schweren (heavy) Meromyosin-Strukturen (Kopfteil). Über elektrochemische Prozesse, deren Einzelheiten bis heute nicht exakt in allen Details erklärt werden können, sind die Querbrücken (Kopf- und Halsteil der Myosinmoleküle) in der Lage, mit den benachbarten Aktinmolekülen in Wechselwirkung zu treten (Abb. 2/5).

Durch die Fähigkeit der Myosinköpfe, bei Erregung in schnell aufeinanderfolgenden "Greif-Loslaß"-Zyklen mit bestimmten Stellen im Aktinmolekül interagieren zu können, entsteht ein relatives Gleiten

der beiden Filamente gegeneinander. Die bipolare Anordnung der Myosinmoleküle im Sarkomer bedingt ihr gegenseitiges Gleiten und damit ein Aufeinanderzubewegen der Z-Bänder.

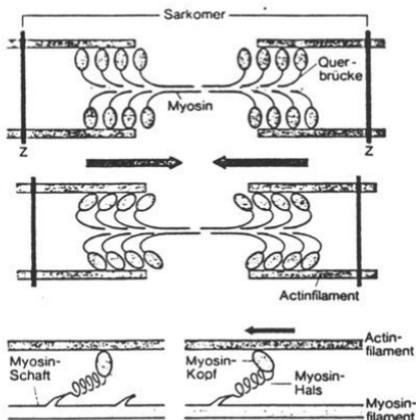


Abb. 2/5: Vereinfachte Darstellung des Querbrückenmodells zur Erklärung der Kontraktionsvorgänge mit der 'sliding-filament-theory' (aus: SCHMIDT/THEWS (1980))

#### 2.2.3.2. Das mechanische Muskelmodell

Die Muskelphysiologie hat sich in den letzten Jahren sehr intensiv bemüht, ein Erklärungsmodell für die Entstehung der "short-range-elastic-stiffness" (SRES) und deren funktionelle Bedeutung für die Muskelmechanik zu erstellen.

Ausgangspunkt aller Überlegungen waren die von HILL (1938) durchgeführten thermodynamischen Versuche, die je nach Arbeitsweise unterschiedliche Ergebnisse bezüglich der entwickelten Wärmeproduktion im Muskel ergaben. Ausgehend von den von REICHEL (1952), PODOLSKY (1960) und später auch von HILL (1964) überarbeiteten Vorstellungen über die Muskelmechanik, erklärten hinreichend und umfassend erst HUXLEY/SIMMONS (1971a,b) mit dem visko-elastischen Muskelmodell die Vorgänge bei konzentrischer (dynamisch überwindender), isometrischer (statischer) und exzentrischer (dynamisch nachgebender) Muskularbeit. HUXLEY/SIMMONS (1971 a,b) beschreiben das Spannungsverhalten eines isolierten Froschmuskels (M. Semitendinosus), der aus der isometrischen Aktivierung plötzlich um 1,5% der Muskellänge entdehnt wird. Abb. 2/6 zeigt die Entdehnungscharakteristik und das Spannungsverhalten des Muskels (Sarkomerlänge  $2,2\mu\text{m}$ ).

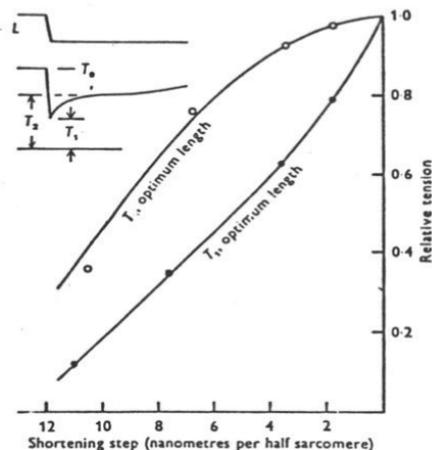


Abb. 2/6: Spannungsverlauf bei dynamischer Untersuchungsbedingung (rampenförmige Entdehnung aus isometrischer Vorspannung).  $T_0$ ,  $T_1$ ,  $T_2$  repräsentieren die charakteristischen Spannungswerte bei Entdehnungsvorgängen (modifiziert nach: HUXLEY/SIMMONS 1971a)

Parallel zur rampenförmigen Entdehnung reduziert sich die isometrische Spannung  $T_0$  sehr schnell auf den Wert  $T_1$ , der in der 'Erholungsphase' (recovery phase) nach wenigen Millisekunden auf den Wert  $T_2$  ansteigt, um dann asymptotisch in einen konstanten Spannungswert überzugehen. Dieses Spannungsverhalten des isolierten Muskelsystems ist physikalisch in erster Näherung mit einer Kombination aus elastischen, gedämpften und ungedämpften Elementen modellierbar.

Die Autoren erhielten in ihren Ableitungen eine proportionale Beziehung zwischen dem Überlappingsgrad von Aktin- und Myosinfilamenten einerseits und den erzielten Spannungsparametern andererseits. Gestützt auf ihre Beobachtungen formulierten sie die Hypothese, daß sowohl das gedämpfte, als auch das ungedämpfte elastische Element den Querbrücken des Akto-Myosinkomplexes zuzuordnen sei.

Diese Hypothese wurde in einer Reihe von Untersuchungen (z.B. HUXLEY 1974; RACK/WESTBURY 1974; FORD et al. 1978, 1981; FLITNEY/HIRST 1978a,b; JULIAN/MORGAN 1981a,b) zu verifizieren versucht. FORD et al. (1981) analysierten in den Jahren 1973 - 1974 in einer Untersuchungsserie die Spannungsübergänge ("tension transients") des Muskels bei unterschiedlichen Sarkomerlängen, sowie den Verlauf der von HUXLEY/SIMMONS (1971b) vorgestellten Spannungsparameter bei unterschiedlichen Sarkomerlängen ( $2.0\mu\text{m} \rightarrow 3.2\mu\text{m}$ ) am tetanisierten M. Tibialis anterior des Frosches. In ihren Untersuchungen applizierten sie sowohl schnelle Dehnungen als auch schnelle Entdehnungen bei unterschiedlichen Ausgangsspannungen auf den Muskel. Die bei solchen Dehnungs- bzw. Entdehnungs-Vorgängen aufgezeichneten Spannungs-Zeit-Verläufe sind im wesentlichen durch zwei entscheidende Resultate charakterisiert, die die Hypothese der Querbrückenkinetik als Spannungsgenerator bestäti-

gen:

Erstens verändert sich der Zeitverlauf der Spannung nur wenig mit der unterschiedlichen Ausgangslänge und zweitens ist die Spannungsamplitude bei den Übergängen direkt proportional zur jeweiligen isometrischen Spannung und zum Überlappingsgrad der Filamente. Die Autoren schließen zwar ein geringes elastisches Verhalten der Filamentstrukturen selbst nicht aus, erwarten jedoch mit hoher Wahrscheinlichkeit (85% - 100%), daß die von ihnen beobachteten Spannungsübergänge auf die Querbrückeneigenschaften des Akto-Myosinkomplexes zurückzuführen sind.

Weitere Untersuchungen, die auf der Basis des HUXLEY/SIMMONS'schen Querbrückenmodells bei der Muskelkontraktion durchgeführt wurden, erhärten die These, daß das elastische Verhalten der Muskelkontraktion in den Querbrücken des Akto-Myosinkomplexes liegt (STIENEN et al. 1978; STIENEN/BLANGE 1985).

#### 2.2.3.3. Die "Short-range-elastic-stiffness" (SRES)

Die Beobachtung, daß ein isometrisch vorkontrahierter Muskel bei Dehnung mit einer über dem isometrischen Wert liegenden Spannungsantwort reagiert, war Gegenstand einer Reihe von Untersuchungen. FLITNEY/HIRST (1978a,b) analysierten das Dehnungsverhalten des aktivierten Froschmuskels in Abhängigkeit von der Dehnungsamplitude und der Dehnungsgeschwindigkeit rampenförmiger Längenveränderungen. Aufgrund ihrer Längen-Spannungs-Diagramme kann die Dehnungsantwort in mindestens zwei Phasen eingeteilt werden, deren Übergänge durch den Punkt S2 in Abb. 2/7 gekennzeichnet sind. In ihren Experimenten betrug die Amplitude

der Dehnung 1 mm, was auf die Muskellänge bezogen ca 4 % Längenveränderung bedeutet.

Die Geschwindigkeiten der Dehnungen waren 4,24 mm/s (A) bzw. 11,5 mm/s (B); als Sarkomerlänge vor der Dehnung wählten die Autoren 2,34  $\mu\text{m}$  (A), bzw. 2,48  $\mu\text{m}$  (B). In ihren Analysen errechneten sie, daß der erste steile Spannungsanstieg nach Dehnung um 1,16 - 1,34 % der Muskelausgangslänge abbricht und sogar einen Wert unterhalb der Ausgangslänge annehmen kann. Aufgrund spektroskopischer Untersuchungsmethoden wiesen die Autoren nach, daß die bei S2 erreichte Amplitude mit einer plötzlichen Längenveränderung des Sarkomers zusammenfällt.

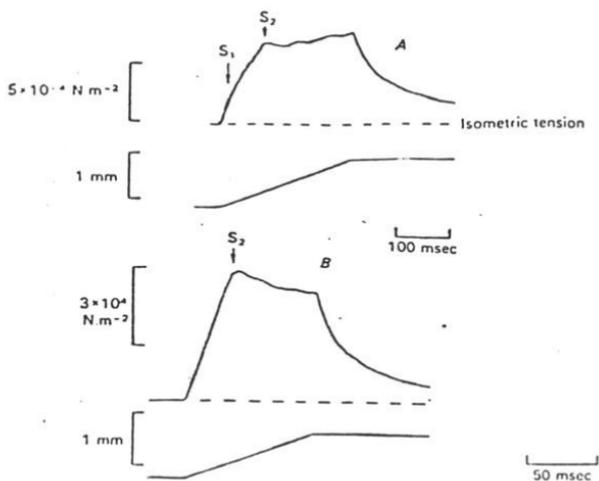


Abb. 2/7: Längen-Spannungs-Diagramm bei rampenförmiger Dehnung eines vorkontrahierten Muskels (M. Sartorius (Frosch)). Die Dehnungsantwort kann in mindestens zwei Phasen aufgeteilt werden: 1.) Von Beginn der Dehnung bis S<sub>2</sub> verläuft der Spannungsanstieg sehr steil  
2.) Ab S<sub>2</sub> ist der Spannungsverlauf langsamer ansteigend (A), bei höherer Dehnungsgeschwindigkeit noch in der Dehnungsphase leicht abnehmend (B) (aus: FLITNEY/HIRST 1978)

Gestützt auf die Untersuchungsergebnisse von LÄNNERGREN (1971), RACK/WESTBURY (1974), EDMAN et al. (1978a,b), und HUXLEY (1978) schließen die Autoren, daß bis zum Erreichen des Spannungsüberganges S2 die momentan im isometrischen Gleichgewicht assoziierten Querbrückenformationen des Akto-Myosinkomplexes gedehnt und nach Überschreiten einer bestimmten Dehnungs-Amplitude gewaltsam auseinandergerissen werden. In ihren Experimenten betrug diese Amplitude 12 nm oder 1,2 % bezogen auf die Länge eines Halbsarkomers. Die auseinandergerissenen Querbrücken können dann erst nach erneuter Bindung am Aktinfilament zur weiteren Spannungsentwicklung beitragen. In der Literatur werden, je nach untersuchtem Muskel und Versuchsanordnung, für das Auseinanderreißen der Querbrücken stark differierende Werte angegeben. RACK/WESTBURY (1974) geben für den aktivierten M. Soleus der Katze 25 - 35 nm pro Halbsarkomer, HUXLEY/SIMMONS (1971 a,b) ca. 13 nm pro Halbsarkomer beim isolierten Froschmuskel und EDMAN et al. (1978) ca. 12 nm beim M. Semitendinosus und M. Tibialis a. des Froschmuskels an. Die angezeigten Längenbereiche für das Auseinanderreißen der Querbrücken sind meistens auf das Halbsarkomer bezogen, um vergleichende Analysen bei unterschiedlichen Muskeln vornehmen zu können. In der Literatur werden allgemein prozentuale Längenangaben für das Wirken der SRES von 1 % - 4 % Muskellänge angegeben (RACK 1981; EDMAN et al. 1981; RACK et al. 1983).

Auf der Basis des HUXLEY/SIMMONS'schen mechanischen Muskelmodells und der daraus abgeleiteten Querbrückentheorie soll nun der Versuch einer Interpretation der in Abb. 2/4 dargestellten Längen-Spannungsverläufe vorgenommen werden:

1. Betrachtet man die Spannungsübergänge bei hohem Impulseinstrom und

kleinen Muskellängen, so fällt auf, daß das Absinken der Spannung nach dem initialen steilen Anstieg kaum oder nur sehr schwach ausgeprägt ist. Der hohe Impulseinstrom und die günstige Sarkomerlänge ( hoher Überlappingsgrad von Aktin- und Myosinfilamenten) dürften dafür sorgen, daß nach evtl. Abrissen assoziierter Querbrücken momentan nicht gebundene Formationen genügend schnell "nachgreifen" können. Bei niederen Stimulationsfrequenzen und großen Sarkomerausgangslängen ist zum einen die Anzahl der Querbrückenbindungen deutlich erniedrigt (EDMAN et al. 1978), zum anderen ist infolge des geringen Überlappingsgrades die Anzahl möglicher Bindungsstellen am Aktinfilament reduziert (SCHMIDT/THEWS 1980), so daß insgesamt die Wahrscheinlichkeit zur Kompensation von Querbrückenabrissen reduziert sein dürfte.

2. und 3. Die Befunde 2 und 3 müssen aufgrund ihrer gemeinsamen physiologischen Ursachen kombiniert betrachtet werden. Nach dem zu Beginn der Dehnung steilen Anstieg erfolgt ein Abfall im Spannungsverlauf, der sogar den isometrisch gehaltenen Kraftwert unterschreiten kann. Erst spät in der Dehnungsamplitude steigt die Spannung wieder an. Diese Spannungscharakteristik wurde von einer Vielzahl von Autoren (NICHOLS/HOUK 1976; MORGAN 1977; SUGI 1978) mit unterschiedlichen Untersuchungsmethoden analysiert. Übereinstimmend interpretieren sie, daß der initiale steile Spannungsanstieg aus dem elastischen Verhalten der assoziierten Querbrücken resultiert. Die Abhängigkeit des Spannungsanstieges von der jeweiligen Muskelausgangslänge und der Innervationsfrequenz unterstützt diese Interpretation. Nach Durchlaufen des SRES-Bereiches fällt die Spannung steil ab, was auf das gewaltsame Auseinanderreißen der Querbrücken zurückzuführen ist (FLITNEY/HIRST 1978a; HUXLEY 1978). Einen indirekten Beweis für diese These legte HUXLEY (1978) anhand von Interferenzdaten spektrosko-

pischer Untersuchungen über die Massenverteilung im Sarkomer vor. Der durch Querbrückenabrisse entstehende mechanische Defekt wird erst später in der Dehnungsamplitude durch erneute Bindung nicht assoziierter Querbrücken kompensiert (HOUK 1978).

Die erst langsam wieder ansteigende Spannungsentwicklung ist jedoch entscheidend von der Aktivierungsfrequenz abhängig, was HOUK (1978) mit einer forcierten Querbrückenformation infolge eines erhöhten Calcium-Umsatzes begründet.

4. Allerdings scheint der ansteigende Verlauf dieser Spannungsentwicklung nicht nur von der Innervationsfrequenz, sondern auch von der relativen Muskellänge abhängig zu sein. Nach JOYCE et al. (1969) muß dies mit einer Überlagerung aktiver Querbrückenformationen und passiver Spannungsbeiträge erklärt werden. Die passiven Anteile sind, wie aus Abb. 2/2 hervorgeht, jedoch nur bei sehr großen Muskellängen relevant.

Die Abhängigkeit der SRES von der Dehnungsgeschwindigkeit wurde von EDMAN et al. (1978a) und NICHOLS/HOUK (1976) eingehend untersucht. Ihre Ergebnisse unterstützen die These, daß der initial wirkende Spannungsanstieg elastischer (HOOK'scher) Natur ist. Für Amplituden innerhalb der SRES ergibt sich daraus als Konsequenz, daß die vom Muskel während der Dehnungsphase absorbierte Energie vollständig in der anschließenden Verkürzungsphase freigesetzt wird, d.h. daß der gesamte Energieaufwand für einen vollständigen DVZ verschwindet (Kap. 2/1). Da sich jedoch einige Querbrücken während eines solchen Zyklus lösen bzw. wiederanheften, andere Querbrücken infolge der Dehnung auseinanderreißen und sich erst später im Zyklus wieder anheften, wird in der realen Situation immer ein gewisser Energiebetrag notwendig

sein. FLITNEY/HIRST (1978b) und RACK/WESTBURY (1974) stellten dementsprechend einen zunehmenden Energieverbrauch in Abhängigkeit von der Dehnungsamplitude und der Zykluszeit fest.

Unter der Voraussetzung, daß die Dehnungsantwort bei Amplituden im SRES-Bereich HOOK'scher Art ist, diskutieren eine Reihe von Autoren (u.a. RACK/WESTBURY 1974; KOMI 1983b, 1984a; NOTH 1985) die Möglichkeit, bei Bewegungsformen, in denen die Muskulatur im DVZ arbeitet, elastische Energie während der Dehnungsphase (exzentrische Kontraktionsphase) in den Querbrücken zu speichern, um sie in der anschließenden Verkürzungsphase (konzentrische Kontraktionsform) wieder freisetzen zu können. Eine solche Arbeitsweise der Muskulatur würde eine Ökonomisierung im Sinne des metabolischen Energieverbrauchs bedeuten.

Wie bereits erwähnt, sind die von den Autoren angegebenen Dehnungsamplituden, in denen die SRES wirkt, als Dehnungslänge pro Halbsarkomer definiert. Um diese Längenangaben auf den Gesamtmuskel beziehen zu können, müssen Angaben über die relative Lage der Sarkomerlängsachse zur Muskellängsachse, über das Bindegewebe des Muskels, sowie über die Aponeurosenstruktur herangezogen werden. Als einheitliches Maß für die Mehrzahl der Skelettmuskeln wird in der Literatur ein Bereich von 1 - 4 % bezogen auf die Muskelruhelänge angegeben. Der Bereich der SRES würde auf die Dimensionen des menschlichen M. Gastrocnemius ca. 3 mm und des M. Quadriceps f. ca. 4 - 5 mm betragen. Für die kurzen Körpermuskeln liegt dieser Wert allerdings deutlich unter 1 mm.

Die Frage, inwiefern diese geringen Möglichkeiten der Längenvariation zur Nutzung der SRES-Effekte überhaupt auf physiologische Bewegungsvorgänge oder gar auf sportliche Gesamtbewegungen beim Menschen über-

tragbar sind, ist Gegenstand intensiver Diskussion (RACK/WESTBURY 1969; KOMI 1983b, 1984, 1985; NOTH 1985; SCHMIDTBLEICHER/GOLLHOFER 1985).

### 2.3. Der Einfluß der Sehne auf das Elastizitätsverhalten des Sehnen-Muskel-Systems

Im bisherigen Verlauf der Darstellung der Forschungsergebnisse stand das Spannungsverhalten des Muskels, insbesondere des kontraktilen Apparates, bei Dehnungs- und Entdehnungsprozessen im Vordergrund. Die vorgestellten Untersuchungsbefunde, die sich auf das elastische Verhalten des Muskels beziehen, legen eine Unterteilung der Spannungs-Längen-Kurve bei dynamischen Längenveränderungen in mindestens drei Phasen nahe. Für energetische Betrachtungen im Sinne einer Speicherung elastischer Verformungsenergie kommt nach übereinstimmenden Aussagen in der Literatur (NICHOLS/HOUK 1976; EDMAN et al. 1978a; FLITNEY/HIRST 1978b; HAUGEN 1983) hauptsächlich die im physikalischen Sinne elastisch wirkende SRES in Frage. Hält die Dehnung über den Bereich der SRES hinaus an, werden zunehmend metabolische Prozesse im kontraktilen Mechanismus wirksam. Durch Neuformationen der Querbrücken geht der in ihnen gespeicherte Dehnungsenergiebetrag verloren. Aufgrund ihres nichtlinearen Spannungs-Längen-Verlaufes sind deshalb Amplituden, die über den SRES-Bereich hinausgehen, energetisch weniger effizient als Dehnungs-Entdehnungs-Prozesse innerhalb dieses elastischen Bereiches. Die bisher vorgestellten Untersuchungsergebnisse können jedoch nur auf der Basis des muskulären Spannungsverhaltens interpretiert werden, da die Befunde entweder am isolierten

Muskel ohne Sehne gewonnen wurden oder der Einfluß der Sehne nicht berücksichtigt wurde.

Das System "Sehne-Muskel-Knochen" wird beim realen und besonders beim sportlichen Bewegungsvollzug immer als Ganzheit zu betrachten sein (NOTH 1985). Hierbei kommt der Sehne, in Serie mit der Arbeitsmuskulatur verbunden, aufgrund ihrer anatomischen Struktur und den daraus resultierenden physikalischen Elastizitätskennwerten besondere Bedeutung bei der Interpretation des Elastizitätsverhaltens des Sehnen-Muskel-Systems zu.

Die Sehnen bestehen zu 70 - 80 % aus Protein-Collagen-Fasern (ALEXANDER 1981), die in Sehnenlängsachse angeordnet sind. Ihre Bruchfestigkeit beträgt 10 %, d.h. sie können um 10 % ihrer Ruhelänge gedehnt werden, bevor sie zerreißen (YAMADA 1970; ALEXANDER/BENNET-CLARK 1977). Aufgrund ihres hohen Elastizitätsmoduls (ALEXANDER 1981) können die Sehnen während der Dehnung hohen Spannungen widerstehen, ohne daß starke Längenveränderungen zu erwarten sind. Auf die Achillessehne des Menschen bezogen, liegt die maximale Zugfestigkeit bei ca. 65 N/mm<sup>2</sup> bei einer maximalen prozentualen Ausdehnung von ca. 10 % Ruhelänge (YAMADA 1970). Unter der Annahme eines durchschnittlichen Achillessehnenquerschnittes von ca. 80 mm<sup>2</sup>, ergibt sich daraus eine in Unterschenkelrichtung wirkende Maximalbelastung von annähernd 5000 N.

Der Verlauf der Spannungs-Dehnungs-Kurve (Abb. 2/8), der nach Ansicht YAMADA's eine gewisse Abhängigkeit vom Lebensalter aufweist, kann in erster Näherung in zwei Steigungsbereiche eingeteilt werden. Bis zu einer Dehnung um 4 % der Ausgangslänge ist die Steigung und damit der Elastizitätskoeffizient deutlich geringer als im Dehnungsbereich von 6-10 % der Ruhe- bzw. Ausgangslänge.

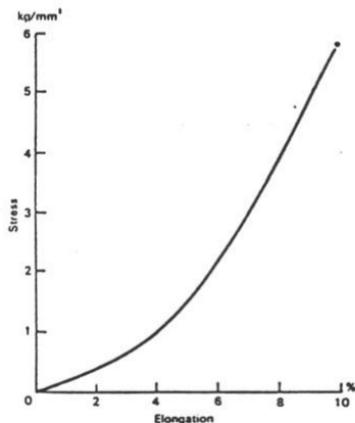


Abb. 2/8: Spannungs-Dehnungs-Diagramm der Achillessehne in Abhängigkeit der prozentualen Längenveränderung (aus: YAMADA 1970)

Die Veränderung des Elastizitätsverhaltens, die sich im Bereich zwischen 4 und 6 % der Längendehnung bewegt, ist auf die interne Molekularstruktur von Collagenmaterial zurückzuführen (dazu siehe FUNG 1981, S. 203ff). Auf der Basis dieser Kennwerte formulierten eine Reihe von Autoren (DAWSON/TAYLOR 1973; MORGAN 1977; ALEXANDER/BENNET-CLARK 1977; MORGAN et al. 1978; ALEXANDER 1981) die Hypothese, daß nicht primär der Muskel mit seinen elastischen Querbrückeneigenschaften die Funktion der Speicherung elastischer Energie innehat, sondern daß vielmehr die elastischen Eigenschaften der Sehne dieses Verhalten determinieren.

ALEXANDER/BENNET-CLARK (1977) versuchten eine vereinfachte quantitative Abschätzung dieser Hypothese auf der Grundlage anatomischer Gegebenheiten:

Auf eine Muskelfaser der Länge  $l$  und der Sarkomerlänge  $K$  wird eine Kraft  $F$  ausgeübt. Dadurch wird jede assoziierte Querbrücke um den Betrag  $s$  gedehnt, das gesamte Sarkomer also um  $2 s$ .

Die Längenveränderung, die auf die gesamte Faserlänge wirkt, beträgt somit

$$X = \frac{2s \cdot l}{K} \quad (2.3.01)$$

Da zu Beginn der Dehnung das Elastizitätsverhalten in erster Näherung dem einer Feder entspricht, folgt für die Dehnungsarbeit:

$$W = \int_0^x F dx = D x dx = 1/2 D x^2 = 1/2 F x \quad (2.3.02)$$

wobei mit:  $F = D x$  das HOOK'sche Gesetz gelten soll.

Mit (2.3.01) als Längenparameter folgt aus (2.3.02) für die gesamte Dehnungsarbeit:

$$W = \frac{F 2 s l}{2 K} = \frac{F s l}{K} \quad (2.3.03)$$

Die Muskelfaser habe die Masse  $m$  und eine mittlere Dichte  $\rho$ , damit bestimmt sich ihr Volumen:

$$V = \frac{m}{\rho} \quad (2.3.04)$$

Unter der Annahme eines zylindrischen Volumens gilt für ihre Querschnittsfläche:

$$Q = \frac{m}{\rho l} \quad (2.3.05)$$

Für die Spannung  $\sigma$  in der Muskelfaser gilt unter dieser Annahme:

$$\sigma = \frac{F s l}{m} \quad (2.3.06)$$

Aus (2.3.02) und (2.3.06) ergibt sich für die aufzubringende Dehnungsenergie pro Muskeleinheitsmasse :

$$\frac{W}{m} = \frac{s \cdot G}{K \cdot g} \quad (2.3.07a)$$

Mit Gleichung (2.3.07a) läßt sich der Energiebetrag errechnen, der pro Muskeleinheitsmasse bei Dehnung aufgebracht werden muß. Zu beachten ist allerdings, daß als Längenparameter nur der SRES-Bereich der assoziierten Querbrücken vorausgesetzt ist. Der Quotient (  $W/m$  ) drückt die maximale Dehnungsenergie pro Muskeleinheitsmasse bei einer isometrischen Kontraktion aus.

Aus den Untersuchungsergebnissen von ALEXANDER/VERNON (1975), die an verschiedenen Muskeln von Wirbeltieren gewonnen wurden, ergibt sich mit  $K = 2.1 \mu\text{m}$ ,  $G_o = 350 \text{ kN/m}^2$ ,  $s = 15 \text{ nm}$  (FLITNEY/HIRST 1978a) bzw.  $30 \text{ nm}$  (RACK/WESTBURY 1974),  $g = 1.06 \cdot 10^{-3} \text{ kg/m}$  für den isometrisch erreichbaren Energiebetrag:

$$\frac{W_o}{m} = 2,4 \text{ bzw. } 4,7 \text{ J/kg} \quad (2.3.07b)$$

Für die Dehnungsenergie, die benötigt wird, um eine Sehne der Länge L um dl zu dehnen, gilt mit (2.3.02)

$$W_g = 1/2 F dl \quad (2.3.08)$$

Der Quotient aus (2.3.03) und (2.3.08) ergibt das Verhältnis, in welchem Maß elastische Dehnungsenergie einerseits in der Sehne und andererseits im Muskel gespeichert werden kann:

$$\frac{W_s}{W} = \frac{K dl}{2 s l} \quad (2.3.09)$$

Da die Sehnen um maximal 10 % ihrer Ausgangslänge gedehnt werden können (Abb. 2/8), muß aus Gleichung (2.3.09) auf der Basis der in dieser Kalkulation vorgenommenen Vereinfachungen geschlossen werden, daß nur Muskeln mit langen Sehnen in Relation zur Muskellänge und/oder Muskeln mit sehr kurzen Faserlängen geeignet sind, elastische Energie bei Dehnung zu speichern.

Auf der Grundlage der von ALEXANDER/BENNET-CLARK (1977) vorgestellten mathematischen Modellvorstellung wurde eine Reihe von Untersuchungen durchgeführt, um diese Aussagen am physiologischen Präparat zu überprüfen. Wegen der günstigen anatomischen Voraussetzungen wurde die Mehrzahl der Untersuchungen am Känguruh mit seiner zur Muskellänge (speziell dem M. Gastrocnemius) relativ langen Sehne (Achillessehne) vorgenommen. MORGAN et al. (1978) analysierten das Elastizitäts- und Energieverhalten des M. Gastrocnemius am australischen Känguruh (Thylogale) zum einen mit vollständiger Sehne und zum anderen mit einer künstlich verkürzten Sehne. In ihrer Studie untersuchten die Autoren die Dehnungs- und Entdehnungsantworten des Sehnen-Muskel-Apparates in vivo. Dabei wurde die freigelegte Sehne zusammen mit einem Stück des Knochenansatzes (Insertionsstelle am Kalkaneus) mit einer Dehnungsapparatur verbunden. Die Dehnungsamplituden betrugen zwischen 0.5 und 5 mm. In Abhängigkeit von den applizierten elektrischen Reizintensitäten war es möglich, den M. Gastrocnemius aus unterschiedlichen tetanischen Spannungszuständen heraus zu dehnen. Abb. 2/9 zeigt das Dehnungs- und Entdehnungsverhalten des Sehnen-Muskelsystems mit vollständiger (A) und verkürzter Sehne (B) bei jeweils identischen Dehnungsamplituden.

In der Studie war die Achillessehne um ca. 43 % des Ausgangswertes verkürzt worden. Die Fläche innerhalb der dargestellten Dehnungs-

Entdehnungs-Zyklen stellt ein Maß für die vom System absorbierten Energie (Kapitel 2.2.) dar.

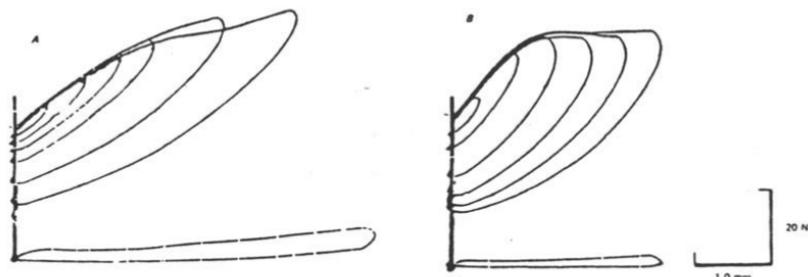


Abb. 2/9: Längen-Spannungs-Antworten des Sehnen- und Muskel-Systems mit vollständiger (A) und verkürzter (B) Sehne (Känguruh (Thylagale)). Die einzelnen Schleifen wurden bei unterschiedlichen Dehnungs-Entdehnungs-Amplituden (eingezeichnet: 0.5 - 3mm) erzielt, wobei die Ausgangsspannung in (A) und (B) nahezu identisch war und die relative Lage der Schleifen sich auf identische Dehnungsamplituden bezieht. Die abgesetzte Schleife (unten) wurde unter passiven Untersuchungsbedingungen ermittelt. (aus: MORGAN et al. 1978)

Bezieht man diese Daten auf den Prozentsatz der Energieersparnis innerhalb eines DVZ (Abb. 2/10), so wird ein Unterschied zwischen Zyklen mit vollständiger und Zyklen mit verkürzter Sehne deutlich. Die Energieabsorption bei Dehnungs-Entdehnungs-Prozessen mit verkürzter Sehne ist gegenüber der identischen Versuchsanordnung mit physiologischer Sehnenlänge vergrößert, woraus die Autoren auf eine erhöhte metabolische Muskelarbeit in der Versuchsbedingung A schließen.

Die von MORGAN et al. (1978) vorgestellten Untersuchungsergebnisse können somit als experimenteller Teilbeweis der von ALEXANDER/BENNET-CLARK (1977) formulierten mathematisch-physikalischen Modellrechnung gewertet werden. Dies ist jedoch nur als Teilbeweis deshalb zu werten, weil in den Studien von MORGAN stets mit konstanter Innervationsfrequenz gearbeitet und somit die variable Muskelaktivierung durch das Zentralnervensystem außer Acht gelassen wurde.

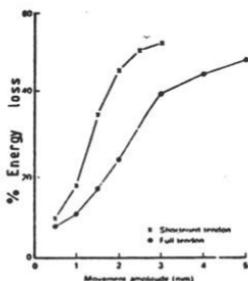


Abb. 2/10: Zusammenhang zwischen absorbierter Energie während eines Zyklus' und der Amplitude des Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus'. Der prozentuale Energieverlust bezieht sich auf den Quotienten der Dehnungs- bzw. Entdehnungsarbeit aus Abb. 2/9 (aus MORGAN et al. 1978)

Ein Transfer dieser Untersuchungen auf das Verhalten des menschlichen Bewegungsapparates im DVZ muß daher sehr sorgfältig vorgenommen werden.

Zusammenfassend ist von Bedeutung, daß die Analyse der Strukturen des Sehnen-Muskel-Apparates nach ihren elastischen Eigenschaften im wesentlichen die Unterteilung in zwei Komponenten mit sich bringt.

Die paralleleelastische Komponente, repräsentiert durch den kontraktilen Apparat im Muskel, hat aufgrund ihres geringen Wirkungsbereiches - nur 1 - 4 % der Längenvariation können in den assoziierten Querbrücken aufgenommen werden - bei bestimmten sportlichen Bewegungen nur eine eingeschränkte Bedeutung als elastisches Speicherelement. Jenseits dieses Grenzbereiches erfolgt das sog. "Filamentgleiten" ("Sarcomer-Give" FLITNEY/HIRST 1978a,b) und damit verbunden ein Verlust ihres elastischen Speicherpotentials.

Der seriellen Komponente, hauptsächlich durch die Sehne und das Bindegewebe repräsentiert, muß wegen ihrer physikalischen Dehnungseigenschaften die Funktion eines elastischen Speicherelements zugeschrieben werden.

Beide Komponenten sind jedoch in Serie geschaltet, so daß eine einwirkende Kraftkomponente stets in gleichem Umfang sowohl auf den kontraktilen muskulären Teil als auch auf die Sehne wirkt.

Das Stiffnessverhalten und damit die Elastizität des Muskel-Sehnen-Systems hängt jedoch vom Grad der Muskelaktivierung ab und gerade die große Variabilität von Aktivierungsmöglichkeiten und -mechanismen sollte als Instrument zur graduellen Bewältigung von Bewegungsvorgängen dienen können.

### 3.0 Neuromuskuläre Aktivierung

Aus der Vielschichtigkeit und Komplexität neuronaler Aktivierungsmöglichkeiten lassen sich stark vereinfachend und generalisierend zwei neuronale Prozesse bei der Aktivierung des Muskels unterscheiden:

1. Zentrale Prozesse
2. Periphere Prozesse.

Unter zentralen Prozessen versteht man solche Aktivierungsvorgänge, die durch das Zentralnervensystem, insbesondere durch den motorischen Kortex initiiert werden. Unter die peripheren Prozesse sind solche Aktivierungsvorgänge zu subsumieren, deren Auslösung auf der Basis der Propriozeptoren erfolgt (sog. "Tiefensensibilität") (SCHMIDT/THEWS 1980).

Beide neuronalen Aktivierungsprozesse stehen jedoch in enger Wechselbeziehung und können sich sowohl positiv als auch negativ beeinflussen. Die Frage nach ihrem prozentualen Anteil bei der Bewältigung von motorischen Bewegungsvollzügen ist seit Jahren Gegenstand zahlreicher Untersuchungen, ohne daß bis heute ein schlüssiges Konzept ihrer Interaktion vorgelegt werden konnte. Die Hauptschwierigkeit besteht hierbei im Problem der Übertragbarkeit von Untersuchungsergebnissen aus der experimentellen, hauptsächlich an Tieren durchgeführten Grundlagenforschung, auf das komplexe neuronale Zusammenspiel bei sportlichen Gesamtbewegungen des Menschen.

#### 3.1 Die Vorinnervation und deren funktionelle Bedeutung

Bei der neuronalen Aktivierung der Beinextensoren, wie z. B. beim Laufen, ist schon vor Beginn der Bodenkontaktphase eine elektrische

Aktivität an den Extensoren Muskeln zu beobachten. Die Beobachtung, daß die Streckmuskulatur bei einigen Bewegungsaufgaben bereits vor Beginn ihrer motorischen Inanspruchnahme aktiviert ist, wird als Vorinnervation bezeichnet und muß in gewissem Sinne als Vorbereitung auf die motorische Beanspruchung angesehen werden.

Bereits in den 60'er Jahren wies KORNUBER (KORNUBER 1971) bei Ableitungen des Elektroenzephalogramms (EEG) nach, daß im Hirnpotential ca. 800 ms vor einer willkürlichen Bewegung das sog. 'Bereitschaftspotential' verteilt über den gesamten Schädel auftritt. Dieses Bereitschaftspotential kann mit jenen Prozessen in Verbindung gebracht werden, die der Aussendung eines Bewegungsprogramms aus dem Motorcortex vorausgehen (nach DEEKE et al. 1969).

Eine Reihe von Autoren (MELVILL-JONES/WATT 1971a,b; GREENWOOD/HOPKINS 1976 a,b; ANTONI et al. 1978; DIETZ/NOTH 1978a,b; DIETZ et al. 1979, 1981; HOUK/RHYMER 1981; HOUK et al. 1981; SCHMIDTBLEICHER/GOLLHOFER 1982) interpretieren das Phänomen, dass hauptsächlich im DVZ die zur Bewältigung einer Belastungssituation benötigte Arbeitsmuskulatur vor der tatsächlichen Inanspruchnahme innerviert wird, als Bestandteil eines festen Bewegungsprogramms, das von supraspinalen Zentren ausgelöst wird.

Damit sind der Vorinnervation mindestens zwei funktionelle Bedeutungen zuordenbar:

- 1.) Betrachtet man die Längen-Spannungs-Kurven, wie sie in der Grundlagenforschung am isolierten Muskelpräparat abgeleitet werden, so muß der Voraktivität hauptsächlich ein rekrutierender Effekt zugesprochen werden. Um eine Belastungssituation bereits initial im SRES bewältigen zu können, baut der Muskel vor der Belastungssituation in einer be-

stimmten Gelenkstellung bzw. Muskellänge Spannung auf. Durch die Vorinnervation wird aufgrund der vom motorischen Programm assoziierten Querbrückenformationen bereits vor der tatsächlichen Belastungssituation ein entsprechend hoher Stiffnessbetrag bereitgestellt. Unter extremen Belastungssituationen (Fallen in den Liegestütz (DIETZ et al. 1981) oder Tiefsprünge aus großer Absprunghöhe (SCHMIDTBLEICHER/GOLLEHOFER 1982)) kann die Voraktivitätsamplitude Werte erreichen, die im Bereich der maximalen Willküraktivität (Maximal voluntary contraction = MVC) liegen.

2.) Durch ein zentrales motorisches Programm werden nicht nur über die  $\alpha$ -Aktivierung die Motoneurone der extrafusalen Muskelfasern aktiviert, sondern auch über die  $\gamma$ -Efferenz die Motoneurone der intrafusalen Muskelfasern (SCHMIDT/THEWS 1980; HAASE et al. 1976). In den klassischen Forschungsarbeiten von MATHEWS (1933) und LEKSELL (1945) wurde der Nachweis erbracht, daß die  $\gamma$ -Innervation eine Aktivierung der intrafusalen Fasern der Muskelspindeln bewirkt. Der fusimotorischen Innervation kommt insofern eine funktionelle Bedeutung zu, da durch Kontraktion der an den Spindelenden gelegenen intrafusalen Muskelfasern eine Veränderung in der Sensibilität der Muskelspindeln hervorgerufen werden kann. Die Hauptaufgabe der  $\gamma$ -Innervation besteht demzufolge in der spezifischen Sensibilisierung der Muskelspindeln und stellt somit einen Steuerungsmechanismus zur Regulierung der afferenten Innervationsbeiträge der Muskelspindeln dar (HAASE et al. 1976). Deshalb liegt die funktionelle Bedeutung der Voraktivierung zum einen in der Bereitstellung eines adäquaten Stiffnessbetrages, um initiale Längenveränderungen im SRES-Bereich zu "kompensieren" und zum anderen in der optimalen Sensibilisierung der Muskelspindeln über die  $\gamma$ -Efferenz.

Im folgenden Kapitel soll ausführlicher auf die Reflexsteuerung der Muskelaktivität eingegangen werden, um die Vielzahl von Modulations- und Beeinflussungsmöglichkeiten aufzuzeigen.

Darüber hinaus erfordert die besondere Bedeutung reflektorisch ausgelöster Aktivierungsprozesse für die inter- und intramuskuläre Koordination und deren zentrale Stellung für die Stiffnessregulation im tendomuskulären System eine solche Herausstellung.

### 3.2 Reflexsteuerung der Muskelaktivität

Bereits vor mehr als 200 Jahren wurde der Reflexbegriff von UNZER (nach SCHMIDT/THEWS 1980) auf der Basis von Beobachtungen am decapitierten Frosch formuliert. Besonders aber die Untersuchungen von SHERRINGTON (1910) über die integrativen Funktionen des Nervensystems legten den Grundstein zum heutigen Verständnis der Reflexfunktionen. Die Vielzahl und Komplexität der verschiedenen Reflexmechanismen scheint eine generalisierende Definition des Reflexbegriffes notwendig zu machen: Als Reflex bezeichnet man in der Physiologie "stereotype Reaktionen des Organismus auf sensible Reize" (SCHMIDT/THEWS 1980, S.80).

Generelle Bestandteile der Reflexbögen sind: Rezeptoren, die über afferente Nervenbahnen mit dem Zentralnervensystem (ZNS) in Verbindung stehen, welches wiederum über efferente Bahnen Impulse an einen Effektor (z. B. Skelettmuskulatur) sendet.



Abb. 3/1: Generelle Beschreibung der Anteile eines Reflexbogens (vgl. SCHMIDT/THEWS 1980)

In der Motorik kann das Steuerungssystem zur Regulation der Reflexaktivität grundsätzlich auf drei Ebenen lokalisiert werden:

- a) im Muskel
- b) im Rückenmark
- c) im Gehirn.

Zur Klassifizierung werden in der Neurophysiologie die verschiedenen Reflexmechanismen zunächst grob vereinfachend nach der Anzahl der synaptischen Übertragungsstellen zwischen afferenten und efferenten Nervenleitungen unterteilt.

#### - Der monosynaptische Reflex

Der einfachste der spinalen Reflexe ist der monosynaptische Dehnungsreflex, oder myotatische Reflex. Hier repräsentieren die Muskelspindeln das sensible Receptororgan, welches über afferente Nervenfasern (Ia- bzw. IIA-Fasern) monosynaptisch auf die homonymen Motoneurone im Rückenmark exzitatorisch (erregend) wirkt und die wiederum über ihre Axone (efferente Bahnen) die Skelettmuskelfasern (Effektoren) innervieren. (Abb. 3/2A). Da Receptor und Effektor im gleichen Organ liegen, wird der monosynaptische Reflex auch als Muskeleigenreflex bezeichnet.

Im Inneren der parallel zur extrafusalen Skelettmuskelfaser (Abb. 3/2B) gelegenen Muskelspindeln können zwei spezifische Rezeptortypen unterschieden werden: a) die "nuclear bag"-Fasern mit primären annulospiralen Endigungen, die über primär sensible Ia-Fasern innervieren und b) die "nuclear chain"-Fasern mit ihren sekundären Endigungen, die über sekundär sensible IIA-Fasern innervieren. Beide Fasertypen haben als Rezeptoren ihre spezifischen Funktionen bei der Muskeldehnung. Die primäre Ia-Sensibilität dient mit ihrer niederen Erregungsschwelle als hochdynamisch reagierender Receptor, der schon bei kleinen Muskellängenveränderungen mit phasischer Innervation antwortet. Die sekundären IIA-Fasern mit ihrer höheren Erregungsschwelle dienen als Kontrollorgan bei Muskellängenveränderungen mit größerer

Amplitude und sind damit auch weniger dynamisch aktiv.

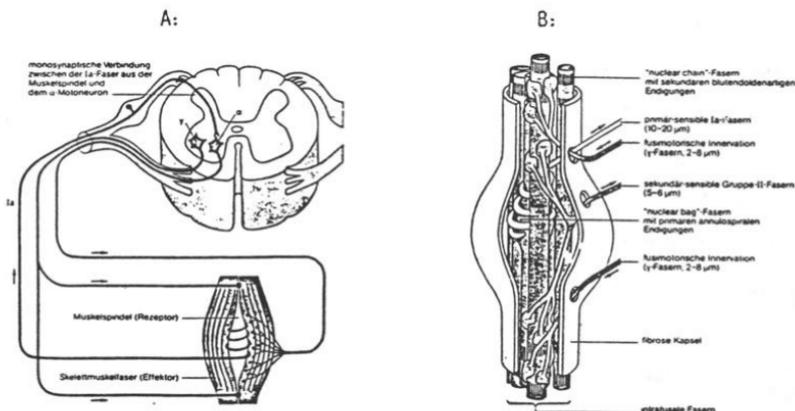


Abb. 3/2A: Schematische Darstellung der monosynaptischen Reflexver-  
schaltung und Innervation der Ia-Aktivität (aus: LATASTE 1981)

Abb. 3/2B: Morphologischer Aufbau einer Muskelspindel (aus: LATASTE  
1981)

Um das sensorische Verhalten von primärer und sekundärer Endigung zu charakterisieren, wird in der Literatur häufig ein Beispiel aus der Regeltechnik herangezogen. Demnach können die primären sensiblen Endigungen mit ihrem phasischen Entladungscharakter mit einem Proportional-Differential-Fühler und die sekundären sensiblen Endigungen mit ihrem eher statischen Entladungsverhalten mit einem Proportional-fühler in einem technischen Regelkreis verglichen werden.

Beide Rezeptorsysteme werden über die  $\gamma$ -Efferenz sensibilisiert, die an den Spindelpolen über die intrafusalen Fasern fusimotorisch inner-  
vieren. Der Innervationscharakter dieser  $\gamma$ -Efferenz kann wiederum sowohl statischer (via statisches  $\gamma$ -Motoneuron) als auch dyna-

mischer (via dynamisches  $\gamma$ -Motoneuron) Natur sein. Meist jedoch ist die Innervation des  $\gamma$ -Systems mit der des  $\alpha$ -Systems korreliert (Alpha-Gamma-Koaktivierung) (HENATSCH 1975).

SCHMIDT/THEWS (1980) interpretieren die funktionelle Bedeutung der dynamischen  $\gamma$ -Innervation mit einer Erhöhung der Geschwindigkeitsempfindlichkeit bei nur gering erhöhter statischer Empfindlichkeit, während die statische fusimotorische Innervation vorwiegend "die Dauerentladung für eine gegebene Dehnung stark" anhebt und die Geschwindigkeitsempfindlichkeit senkt.

#### - Polysynaptische Reflexe

##### i) reziproke Hemmung

Neben der monosynaptischen Verbindung der Muskelspindelafferenzen zu den  $\alpha$ -Motoneuronen bestehen, besonders bei den primären Afferenzen (Ia), auch über Kollaterale polysynaptische Verbindungen zu einem Pool von spinalen Interneuronen. Diese Interneurone haben exzitatorische (erregende) Wirkung auf synergistische Motoneurone und inhibitorische (hemmende) Wirkung auf Motoneurone, die die Antagonisten versorgen ("reziproke Hemmung").

##### ii) autogene Hemmung

Eine weitere Komponente in der Regulation der Reflexsteuerung stellt die autogene Hemmung dar. Rezeptororgane dieses polysynaptischen Reflexes sind die Golgi-Sehnen-Organen, die hauptsächlich am Muskel-Sehnen-Übergang lokalisiert und durch Ib-Afferenzen über hemmende Interneurone auf die synergistischen und über erregende Interneurone

auf die antagonistischen Motoneurone verschaltet sind. Dieses hauptsächlich auf Muskelspannung reagierende Reflexsystem, hat seine funktionelle Bedeutung zum einen in der integrativ koordinativen Wirkung an der Skelettmuskulatur und zum anderen dient es als Überlastungsschutz der Sehnen.

### iii) Beuge- und Flexorreflex-Afferenzen

Unter den Begriff der Beuge- und Flexorreflex-Afferenzen (FRA) werden eine Reihe von Afferenzen von Haut-, Gelenk- und Muskelrezeptoren subsummiert. Mit diesen Afferenzen sind die Flexoren und Extensoren der Extremitäten verschaltet. Im Tierversuch, besonders beim spinalisierten Präparat, wirkt die Reizung dieser Rezeptoren auf die ipsilateralen Beuger einer Extremität fördernd und gleichzeitig auf die ipsilateralen Extensoren hemmend. Auf der kontralateralen Seite ist deren Wirkung gerade umgekehrt und wird deshalb in der Literatur auch als "gekreuzter Streckreflex" bezeichnet.

Allerdings scheint die Verschaltung der FRA komplizierter zu sein. Je nach Weichenstellung, die entweder von höheren motorischen Zentren oder segmentaler Steuerung ausgelöst wird (SCHOMBURG 1980; HENATSCH/LANGER 1983), kann die Wirkung der FRA entweder hemmend oder fördernd sein.

Eine funktionelle Bedeutung für das Bewegungsverhalten ist somit nicht nur in der Schutzfunktion dieser Komplexverschaltung zu sehen, sondern liegt auch im Fördermechanismus, der auf "spinaler Ebene die Bewegung der gleichsinnigen Extremität als ganzes" (SCHOMBURG 1980) beeinflusst.

### 3.2.1 Modulationsmechanismen der Reflexaktivität

#### 3.2.1.1 Supraspinale Beeinflussungsmöglichkeiten

Die gesamte spinale Motorik steht ständig unter einem starken Einfluß supraspinaler Zentren. Im Tierversuch werden diese Einflüsse durch Elimination verschiedener Gehirnzentren klassifiziert und analysiert. Dabei ist eine Übertragung auf die tatsächlichen Einflüsse beim Menschen jedoch nur eingeschränkt möglich, da das Zentralnervensystem des Menschen mit seinen ausdifferenzierten Möglichkeiten der gegenseitigen Kontrolle einzigartig im Bereich der Lebewesen ist. Unter dem phylogenetischen Aspekt müssen wesentliche Bahnen, die mit den Motoneuronen und dem spinalen Interneuronenpool in Kontakt stehen, als existent angenommen werden:

- a) direkte kortiko-spinale Bahn (Pyramidenbahn)
- b) indirekte kortiko-spinale Bahn (Extrapyramidenbahn)
- c) retikulo-spinale Bahn
- d) supra-spinale Bahn
- e) tekto- und vestibulo-spinale Bahn.

Ihrer komplexen und integrativen Funktion zufolge soll hier nicht ausführlicher auf die Beschreibung dieser einzelnen Bahnen eingegangen werden (Einzelheiten siehe z.B. HAASE et al. 1976; SCHMIDT/THEWS 1980). Generalisierend soll jedoch ausgesagt werden, daß jede dieser Bahnen zur Ausübung erregender oder hemmender Einflüsse auf die segmentale Reflexaktivität fähig ist, womit eine äußerst flexible und integrative Wirkungsweise dieser, wenn sie isoliert betrachtet werden, starren Reflexbahnen erreicht wird.

### 3.2.2 Hemmungsmechanismen der Reflexaktivität

#### 3.2.2.1 Rekurrente Hemmung

Kollaterale der  $\alpha$ -Motoneurone erregen direkt eine Gruppe von Nervenzellen, die sog. Renshaw-Zellen, die ihrerseits über einen Rückkopplungsmechanismus die Aktivität der homonymen  $\alpha$ -Motoneurone und der benachbarten synergistischen Motoneurone einschränken. Dieser Hemmungsmechanismus wirkt hauptsächlich auf die  $\alpha$ -Motoneurone und weniger auf die  $\mu$ -Motoneurone. Ein solcher Rückkopplungsschaltkreis wirkt wie ein Filter oder "Ausgangsbegrenzer" eines technischen Regelkreises.

HULTBORN (1976) erbrachte den Nachweis, daß die Renshaw-Zellen auch auf Ia-Interneurone im Reflexkreis der reziproken Hemmung wirken, wodurch ihr inhibitorischer Effekt teilweise reduziert oder gänzlich aufgehoben werden kann.

Da die Renshaw-Zellen ebenfalls supraspinalen Einflüssen unterliegen, kann der rekurrenten Hemmung eine Kontrollfunktion der gesamten motorischen Efferenz einer Extremität zugeordnet werden. Ihre "sportmotorische Relevanz dürfte besonders in der variablen Beeinflussung des Agonisten-Antagonisten-Spiels liegen" (HENATSCH/LANGER 1983, S.37).

#### 3.2.2.2 Präsynaptische Hemmung

Ebenso wie die  $\delta$ -Efferenz hauptsächlich durch die rekurrente Hemmung begrenzt wird, steht auf spinaler Ebene ein Kontrollsystem zur Verfügung, das hauptsächlich die primären Afferenzen untereinander über Interneurone hemmt.

Kollaterale der Ia-Afferenz sind über Interneurone verschaltet, die

ihrerseits präsynaptisch auf die Ia-Afferenz am Motoneuron projizieren. Diese Interneurone induzieren ein inhibitorisch präsynaptisches Potential, welches die Transmitterausschüttung der ankommenden Primärafferenzen regulieren kann. Ebenso wie die Interneurone der rekurrenten Hemmung, unterliegen auch die Interneurone der präsynaptischen Hemmung supraspinalen Einflüssen.

Die funktionelle Bedeutung dieses Hemmungsmechanismus' liegt in seiner variablen Kontrollfunktion als Limitator spinaler Afferenzen.

Zum Abschluß sollen anhand eines Komplexschaubildes (Abb. 3/3) exemplarisch die vorgestellten Verschaltungswege der in diesem Kapitel besprochenen Reflexmechanismen und deren Hemmungsmöglichkeiten auf segmentaler Ebene aufgezeigt werden. Diese Abbildung hat jedoch nur vereinfachenden Charakter, da wichtige Kontrollmechanismen wie intersegmentale Verbindungswege und supraspinale Steuerungsmechanismen außer acht gelassen sind.

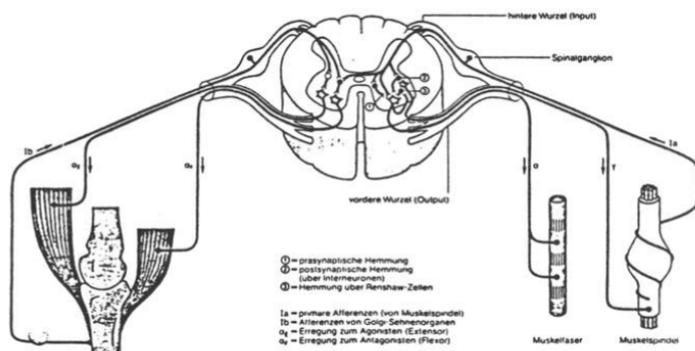


Abb. 3/3: Zusammenfassende Darstellung der segmentalen Steuerung der Reflexbahnen (aus: LATASTE 1983)

HENATSCH/LANGER (1983) bezeichnen die in diesem Kapitel angeführten Verschaltungsweisen der segmentalen Steuerung als die "Sieben Paragraphen der Grammatik des Rückenmarks":

§ 1. Homonymer Dehnungs- oder Eigenreflex: Muskelspindeln (Ia-Afferenz), mono- und polysynaptische Erregung homonymer Alpha-Motoneurone (+ unmittelbare Synergisten).

§ 2. Reziproke Antagonisten-Hemmung: Dieselbe Ia-Afferenz (A-inhibitorische Interneurone), Hemmung der direkten Antagonisten-Alpha-Motoneurone.

§ 3. Autogene Hemmung: Golgi-Sehnenorgane (Ib-Afferenz), Hemmung eigener und Erregung antagonistischer Motoneurone mit polysegmentaler Ausbreitung.

§ 4. Ipsilateraler Beugereflex, mit "gekreuztem Streckreflex": Häufigster Effekt der alternativen Schaltwege der sog. "Beugereflex-Afferenzen".

§ 5. Präsynaptische Hemmung als "Eingangs-Begrenzung": Selbsthemmung von Afferenzen aller Fasergruppen untereinander durch "primär-afferente Depolarisation".

§ 6. Rekurrente Renshaw-Hemmung als "Ausgangs-Begrenzung": Rückläufige Alpha-Axon-Kollaterale (Renshaw-Zellen); Hemmung von Agonisten-Motoneuronen, Aufhebung der Antagonisten-Hemmung.

§ 7. Alpha-Gamma-Koaktivierung: Supraspinale u. segmentale gleichsinnige Beeinflussung von Alpha- und zugehörigen Gamma-Motoneuronen (erregend/hemmend).

Bei der Realisierung sportmotorischer Bewegungsvollzüge spielen alle Komponenten zusammen, um ein harmonisch abgestimmtes Kontraktionsverhalten der beteiligten Muskulatur zu erzielen. Eine Interpretation der neuronalen Regulation solcher Bewegungsvollzüge muß demnach stets von der Gesamtheit dieser Mechanismen ausgehen. Nur in erster Näherung kann die Interpretation eines einzelnen Reflexmechanismus' Erklärungs-wert besitzen.

### 3.3. Zusammenhang von Vorinnervation und Reflexausbildung

In Kapitel 2.2.3.2 über den Wirkungsbereich und die Funktionsweise der SRES wurde aufgezeigt, daß der Bereich, in dem die SRES bei Muskellängenveränderung wirksam ist, nicht nur von der jeweiligen Muskelausgangslänge sondern auch von der entsprechenden Innervationsrate abhängt (siehe Abb. 2/3). Die in Abb. 3/4A,B dargestellten Längenspannungs-Diagramme wurden am deafferentierten M. Soleus der Katze abgeleitet, wobei efferent der Muskel mit konstanter Aktivität innerviert wurde (13,3 Imp./sec.). Die Dehnungsamplituden betragen zwischen 0.20 mm und 3.4 mm, was einem Bereich von ungefähr 0.5% und 10 % der maximalen physiologischen Längenvariation entspricht (HOUK/RYSER 1981).

NICHOLS/HOUK (1976) applizierten diese Dehnungsamplituden am selben Muskelpräparat unter identischen Versuchsbedingungen einmal mit und einmal ohne Durchtrennung der afferenten Nervenbahnen (Ia-Deafferentierung). Mit Hilfe dieser experimentellen Anordnung konnten die Autorenen die rein mechanischen von den gekoppelten mechanischen und reflektorischen Spannungsantworten separieren. Wie aus Abb. 3/4B ("muscle") hervorgeht, ist der hohe initiale Spannungsanstieg in den Längen-

Spannungs-Diagrammen jedoch relativ unabhängig von der Dehnungsamplitude, sondern fällt vielmehr mit dem Längendehnungsbereich von assoziierten Akto-Myosinkomplexen zusammen (JOYCE et al. 1969; NICHOLS/HOUK 1976; HOUK/RYMER 1981).

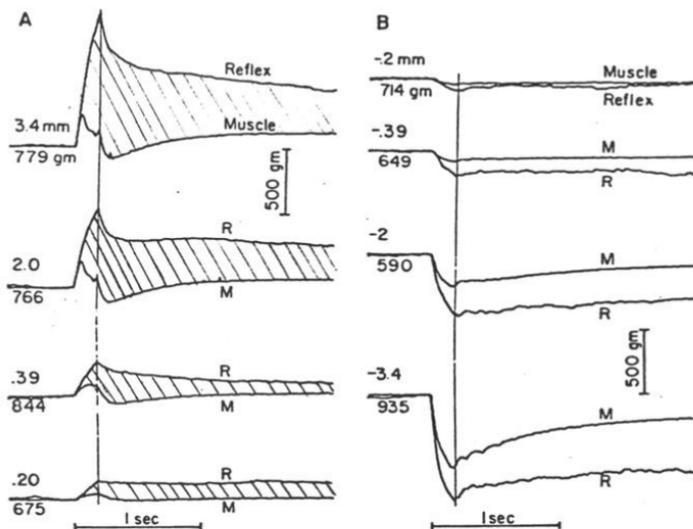


Abb. 3/4A,B: Spannungsantworten des M. Soleus (Katze) bei verschiedenen Dehnungsamplituden. Die Spannungsübergänge wurden einmal mit intaktem afferentem System ("reflex") und einmal nach Durchtrennung der afferenten Nervenbahnen im deafferentierten Zustand ("muscle") ermittelt. Die Zeitdauer der rampenförmigen Dehnungen (A) bzw. der dazu symmetrischen Entdehnungen (B) war bei allen Amplituden gleich lang (160ms). Der Unterschied zwischen beiden Untersuchungsbedingungen ("reflex" minus "muscle" (schraffierte Fläche)) zeigt den reflektorischen Beitrag an der Regulation der Muskelstiffness. (Aus: NICHOLS/HOUK 1976)

Betrachtet man jedoch den Spannungsverlauf beim intakten reflektorischen System, so fällt auf, daß der hohe Spannungsanstieg zu Beginn

der Dehnung nicht abbricht, sondern daß es wahrscheinlich durch die reflektorisch ausgelöste Zusatzaktivität zu einem weiteren Spannungsanstieg ("Reflex") kommt. Dieser Spannungsanstieg ist über die gesamte Dehnungsamplitude nahezu linear und stellt nach Ansicht der Autoren die Regelgröße dar, die der Organismus einer Dehnung entgegengesetzt.

Während die rein muskelmechanische Spannungsantwort von der Dehnungsamplitude relativ unabhängig ist, ist beim intakten reflektorischen System das Spannungsverhalten reizabbildend und damit erst in der Lage, entlang der gesamten Dehnungsamplitude zu wirken.

Interessanterweise übersteigt die reflektorische Komponente auch bei Entdehnung die rein mechanische Antwort. Die Tatsache, daß die reflektorische Zusatzaktivität das asymmetrische Verhalten der reinen mechanischen Dehnungs- und Entdehnungsantwort kompensiert, unterstützt die These der Autoren, daß der Muskel nicht nur den Kraft-Output bestimmt, sondern daß der Dehnungsreflex die Stiffness regelt und damit der eigentliche Parameter bei vielen Bewegungen die Regulation der Stiffness ist.

Die Übertragbarkeit der aus den Versuchen am Tierpräparat gewonnenen Ergebnisse auf den menschlichen Organismus ist wiederum nur indirekt abgeschätzbar. Mit Hilfe von Aufzeichnungen der elektromyographischen Aktivität (EMG) über dem Muskel kann die Innervationscharakteristik den entsprechenden biomechanischen Signalen wie Winkel-Zeit-, Kraft-Zeit- bzw. Geschwindigkeits-Zeit-Verläufen zugeordnet werden.

Die Vorinnervation, die den Muskel nicht notwendigerweise vollständig aktiviert, stellt einerseits eine entsprechende Vorspannung bereit, bewirkt jedoch andererseits auch die Voraussetzung für das Auslösen reflektorischer Zusatzaktivität. Der Befund, daß die Größe der Reflexaktivität nicht nur vom Aktivierungsgrad der Muskulatur abhängt, son-

dern auch von der Dehnungsgeschwindigkeit (GOTTLIEB/AGARWAL 1979), würde die These HOUK's über die Stiffnessregulation zusätzlich unterstützen.

Eine zentrale Frage in diesem Zusammenhang ist, ob die im EMG beobachteten Aktivierungsmuster - Vorinnervation und/oder Reflexanteile - zentralen Aktivierungsprozessen zuzuordnen sind und damit als fester Bestandteil eines Bewegungsprogrammes aufgefaßt werden müssen, oder ob die Generierung zumindest teilweise auf peripheren, spinalen Prozessen beruht.

Hinsichtlich der Voraktivitätsphase besteht in der Literatur (siehe Kap. 3.2) weitgehend Einigkeit darin, daß sie als Teil des motorischen Programmes zentralen Ursprungs ist. Die Vorinnervation wirkt jedoch auch auf die späteren Aktivierungsprozesse, insbesondere auf die Reflexaktivität und gibt damit Anlaß zu einer ausgedehnten Diskussion über ihre vielfältigen Regelungseinflüsse.

#### 3.4 Zentrale Reflexmodulation

Betrachtet man das in Abb. 3/5 dargestellte EMG, so ist deutlich eine Segmentierung im Aktivierungsmuster zu erkennen, die eine Aufteilung in einzelne EMG-Komponenten ermöglicht. Die funktionelle Regulation einzelner Komponenten reflektorisch ausgelöster Innervationsanteile bei Muskeldehnung wurde in den letzten Jahren bei einer Vielzahl motorischer Aufgabenstellungen (MELVILL-JONES/WATT 1971a,b; MELVILL-JONES 1973; LEE/TATTON 1978; MARSDEN et al. 1978a,b; BURKE et al. 1978; DIETZ/NOTH 1978a,b; DIETZ et al. 1979, 1981; GOTTLIEB/AGARWAL 1979, 1980a,b; SCHMIDTBLEICHER et al. 1978, 1981a,b) untersucht. Über die funktionelle Bedeutung der Dehnungsreflexe herrscht weitgehend Über-

einstimmung: als Feedback-Mechanismus sollen sie einer Muskellängen-Veränderung entgegenwirken. Uneinigkeit besteht jedoch hinsichtlich der Interpretation der einzelnen zeitlich aufeinanderfolgenden Reflexanteile. Die Palette möglicher Interpretationen reicht vom mehrfachen Durchlaufen ("Oscillation-Theory") starrer Reflexbahnen auf segmentaler Ebene bis hin zur Festlegung zentraler Anteile ("Long-Loop-Theory") im Reflexmuster.

Betrachtet man das EMG des M. Triceps brachii bei schnellen, kräftigen Muskeldehnungen am Ellbogengelenk, so sind mehrere Reflexzacken im elektronisch gemittelten und aufsummierten EMG zu erkennen.

LEE/TATTON (1978) bezeichneten die bei dieser Registriertechnik zu beobachtenden EMG-Spitzen in ihrer Reihenfolge mit M1, M2, M3, wobei M für "motor wave" steht (Abb. 3/5). Entsprechend sind die sogenannten A- bzw. B-Wellen von MARSDEN et al. (1976) der M2-Komponente zuzuordnen. Andere Autoren (ALLUM 1975; KWAN et al. 1980) bezeichnen die 1. Reflexzacke als "short-latency-component", die 2. Reflexzacke als "medium-latency-component" und die 3. Reflexkomponente als "long-latency-component".

Bezüglich der "short-latency-component" oder M1-Antwort besteht allgemein Übereinstimmung darin, daß es sich hierbei um eine monosynaptische Reflexantwort handelt. Die Frage, ob die "medium-latency-component" oder M2-Antwort polysynaptischen Reflexen zuzuordnen ist und ob hier schon über zentrale Prozesse Einfluß genommen werden kann, ist in der Literatur viel diskutiert. Ebenso scheint die "long-latency-component" bzw. M3-Antwort nach Interpretationen der Forschungsgruppe von MARSDEN et al. zumindest von zentralen Prozessen beeinflussbar zu sein. Der Frage, ob sie eventuell polysynaptischen Ursprungs ist, wird

in der Literatur große Bedeutung zugeordnet.

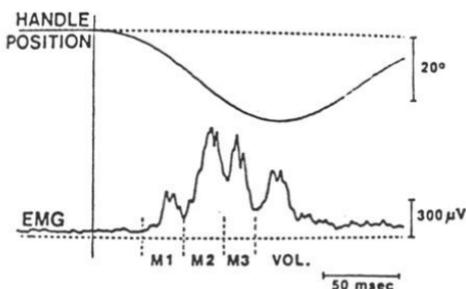


Abb. 3/5: Gemitteltetes EMG der Handgelenksex tensoren bei unerwarteter Dehnung. Die als M1 (32 ms), M2 (59 ms) und M3 (85 ms) bezeichneten EMG-Spitzen bezieht sich auf die Latenzzeit, die zwischen dem Einsetzen des Drehmoments und dem ersten Auftreten der steilen Aktivierung berechnet wurde. (VOL) soll nach Ansicht der Autoren auch willkürlich ausgelöste EMG-Anteile einschliessen (aus: LEE/TATTON 1978)

Eine interessante Hypothese über den rhythmischen Charakter der Reflexausprägung wird von EKLUND et al. (1982a,b) aufgestellt. Sie fordern ebenso wie RACK (1981) weniger die "Long-Loop-Theory" als vielmehr die "Oscillation-" oder "Resonance-Theory".

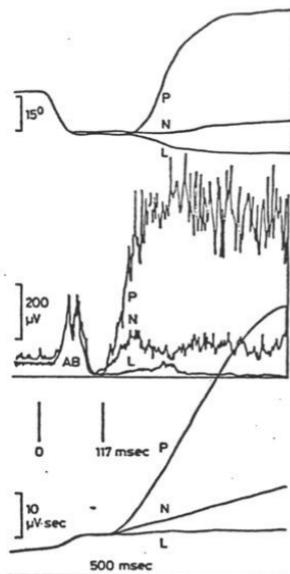
#### 3.4.1. Reflexmodulation und "Long-Loop"-Hypothese

Wie in Abb. 3/5 dargestellt, erscheinen die Reflexantworten an der Armmuskulatur M2 (59 ms) und M3 (85 ms) nach Einsetzen der Dehnung. HAMMOND (1960) brachte M2 mit supraspinalen Einflüssen in Verbindung und wies nach, daß die M2-Antwort durch vorherige Anweisungen modifiziert werden kann. In seinen Experimenten instruierte er die Versuchspersonen, sich der Dehnung zu widersetzen ("resist"-Bedingung) bzw.

sich der Dehnung nicht zu widersetzen ("let go"-Bedingung).

Bei der Interpretation seiner Untersuchungsergebnisse stieß er auf folgende Schwierigkeiten: 1.) Die Latenzzeit des späten Reflexbeitrages war für spinale Ursachen zu lang, 2.) für eine bewußte Einflußnahme war die Zeit jedoch aufgrund der motorischen Reaktionszeit zu kurz. Als Ausweg aus diesen Interpretationsschwierigkeiten schlägt er spinal generierte "long-loops" (Long-Loop-Reflexe) vor, die allerdings auf zentraler Ebene modifiziert werden können. Die HAMMOND'sche These wurde in einigen Arbeiten zu verifizieren versucht: PHILLIPS (1969) fand im motorischen Kortex Area 3a Neurone, die auf afferente (Ia-) Impulse exzitatorisch reagieren. Darüber hinaus berichtet EVARTS (1973) von einzelnen Pyramidenneuronen, die auf "short-latency"-Entladungen antworten. Die funktionelle Bedeutung solcher Verbindungen wird als "set" bezeichnet; hier kann vom Gehirn aus direkt eine Modulation der Reflexausprägung ausgeübt und damit der Reflexerfolg selbst geregelt werden. Auch die "triggered responses" von CRAGO et al. (1976) sowie mit Einschränkung die "gain"-Einstellung von RACK (1981) können in diese Richtung interpretiert werden.

Abb. 3/6 zeigt exemplarisch ein Untersuchungsergebnis von MARSDEN et al. (1978b), die die zentrale Beeinflussung der reflektorischen Zusatzaktivität nachzuweisen versuchten. 7 Vpn hielten den Daumen gebeugt ( $10^\circ$ ) mit 2 N Kraft als Vorspannung. Aufgezeigt sind die Dehnungsantworten auf verschiedene Instruktionsbefehle: a) P = der Dehnung so kräftig wie möglich zu widerstehen; b) N = versuchen, den Daumen in der selben Position zu belassen; c) L = der Dehnung keinen Widerstand entgegensetzen ("Let go").



**Abb. 3/6: EMG-Aktivität und Reflexmodulation (*M. Flexor pollicis*) auf Dehnungsreize in Abhängigkeit von verschiedenen Versuchsbedingungen:**

*P* = der Dehnung so kräftig wie möglich zu widerstehen

*N* = zu versuchen, den Daumen in derselben Position zu belassen

*L* = der Dehnung keinen Widerstand entgegenzusetzen

Von oben nach unten: Winkelstellung des Daumens, gleichgerichtetes EMG, integriertes EMG (aus: MARS DEN et al. 1978b)

Bei allen 3 Versuchsbedingungen beobachteten die Autoren die EMG-Wellen A und B 40 bzw. 55 ms nach Einsetzen der Dehnung. Die willkürliche Beeinflussung, durch Divergenz im integrierten EMG zu erkennen, erfolgte erst wesentlich später in der Dehnung (117 ms). Die mittleren Reaktionszeiten lagen bei  $99 \pm 3$  ms und die schnellste gemessene Reaktion lag bei 85 ms. Daraus kann geschlossen werden, daß sowohl der Reflexbeitrag A als auch der Anteil B nicht willkürlich beeinflusste

Dehnungsantworten sind. Die Frage nach der Möglichkeit zentraler Reflexmodulation konnten die Autoren jedoch nicht einheitlich beantworten.

Aus der Literatur können weitere Argumente zur Stützung der "Long-Loop"-Hypothese angeführt werden:

- EVARTS (1973) konnte zeigen, daß einige Pyramidenzellen in der Laufzeit von 50 - 60 ms direkt, d.h. monosynaptisch, auf spinale Motoneurone projizieren.

- MARSDEN et al. (1976) führten an, daß die Reflexzeit mit dem Abstand des jeweiligen Muskels zum Gehirn zunimmt, was anhand von Laufzeitberechnungen supraspinaler Reflexwege nachgewiesen wurde.

- TATTON et al. (1978) zeigten beim Versuch mit Affen, daß ca. ein Drittel für das Handgelenk zuständigen Neurone im motorischen Kortexgebiet exzitatorische Potentiale als Antwort auf Bewegungen erzeugten, die zeitlich mit dem Anfang und dem Maximum von M2-Antworten zusammenfallen könnten.

#### 4.0. Zielsetzung und Fragestellung der empirischen Untersuchungen

Die klassische Einteilung der motorischen Grundeigenschaft Kraft in ihre hierarchisch gleichrangigen Komponenten i) Maximalkraft, ii) Schnellkraft und iii) Kraftausdauer kann wie bereits in Kapitel 1 beschrieben, nicht länger aufrecht erhalten werden. Vielmehr muß die Maximalkraft als Basiskomponente des Schnellkraftvermögens bezeichnet werden (BÖHRLE/SCHMIDTBLEICHER 1981). Eine andere Art der Strukturierung der motorischen Grundeigenschaft Kraft, die Unterteilung in Sprintkraft, Sprungkraft, Wurfkraft etc. (LETZELTER 1978, LETZELTER 1983) ist zwar unter sportartspezifischen Gesichtspunkten einsichtig, bringt jedoch für das nähere Verständnis der Schnellkraftkomponente als generelles physiologisches Phänomen wenig Information, da konditionelle und spezifisch koordinative Einflußgrößen nicht getrennt erfaßt werden.

Definiert man Schnellkraft vielmehr nach ihrem physikalischen Aussagegehalt: nämlich als das Vermögen, bei vorgegebener Zeit einen möglichst großen Kraftstoß realisieren zu können (SCHMIDTBLEICHER 1984b), so rückt die disziplinspezifische Definition zugunsten einer physikalischen und physiologischen Betrachtungsweise in den Hintergrund.

Deshalb sollte die Differenzierung von Schnellkraftleistungen besser nach ihren jeweiligen Kontraktionsformen:

- dynamisch überwindend (konzentrisch)
- statisch (isometrisch)
- dynamisch nachgebend (exzentrisch)

vorgenommen werden.

Der DVZ, eine Kombination von konzentrischen und exzentrischen Kontraktionsformen, stellt bei einer Vielzahl sportlicher Bewegungsformen - z. B. Laufen, Hüpfen, Springen - die natürliche Form muskulärer Arbeitsweise dar. Die Untersuchungen über die Spezifität reaktiver Bewegungsleistungen zeigten, daß bei Kontraktionen im DVZ eine Erhöhung der Leistungsfähigkeit erzielt werden kann. In der Literatur wird diese Beobachtung als "Leistungspotenzierung im DVZ" bezeichnet; sie beinhaltet für die mechanische Effizienz dieser muskulären Arbeitsweise im Vergleich zu den Kontraktionsformen - isometrisch, konzentrisch, exzentrisch - einen Doppelaspekt: 1.) Bei maximaler Anstrengung ist das realisierte Leistungsvermögen bei Bewegungsformen im DVZ erhöht. 2.) Bei vergleichbarer mechanischer Arbeitsleistung ist die Kontraktion im DVZ durch einen deutlich geringeren Energieverbrauch gekennzeichnet und stellt damit im Hinblick auf die metabolische Beanspruchung die ökonomischere Kontraktionsform dar.

Das Ziel dieser Arbeit besteht darin, den bisher auf konzentrische und isometrische Kontraktionen angewandten Schnellkraftbegriff auf Kontraktionen im DVZ auszudehnen und, wenn möglich, seine Dimensionalität bezüglich der erhobenen Variablen innerhalb aller Kontraktionsformen zu überprüfen. Dabei sollen komplexe biomechanische und elektrophysiologische Analysemethoden angewendet werden, um Abgrenzungen gegenüber isometrischen, dynamisch überwindenden sowie dynamisch nachgebenden Kontraktionsformen vornehmen zu können. Der Untersuchungsschwerpunkt soll auf dem neurophysiologischen Aspekt liegen, weil die neuronalen Prozesse das muskuläre Verhalten bestimmen und damit letztendlich das dynamische Gesamtverhalten des tendomuskulären Systems regulieren können (Kapitel 2.0 und 3.0).

Die bisher vorliegenden Arbeiten analysieren entweder die Schnellkraftleistungen im Bereich des konzentrischen bzw. isometrischen Kraftverhaltens oder die Schnellkraftleistungen bei reaktiven Bewegungsformen. Die Frage, inwieweit strukturelle Schnellkraftkomponenten der einen Kontraktionsform auf andere übertragbar sind, wurde bislang mit komplexen statistischen Untersuchungsmethoden nicht überprüft. Aus diesen Gründen sollten zunächst in mehreren Querschnittsuntersuchungen an unterschiedlichen Stichprobenpopulationen die allgemeinen Grundstrukturen des reaktiven Bewegungsverhaltens herausgearbeitet werden. Begleitend dazu sollte das Schnellkraftverhalten in den Kontraktionsformen der isometrischen und dynamischen (konzentrischen, exzentrischen) Arbeitsweise an der Beinstreckmuskulatur ermittelt werden.

Bezieht man nun die Parameter der konzentrischen, isometrischen und exzentrischen Kraftentfaltung zusammen mit den Kennwerten des reaktiven Bewegungsverhaltens in eine Faktorenanalyse ein, so muß sich, unter der Voraussetzung, daß das reaktive Bewegungsverhalten eine eigenständige Dimension einnimmt, eine mehrdimensionale, mindestens jedoch eine zweifaktorielle Struktur ergeben. Dabei müssen die Kennwerte des reaktiven Bewegungsverhaltens auf einen "maximalkraftunabhängigen" Faktor gewichtet sein.

Die hierzu formulierten Fragestellungen lauten:

F1: Wie hoch ist der Anteil der gemeinsamen Varianz zwischen den absoluten Schnellkraftleistungen im DVZ und den Parametern der isometrischen und konzentrischen Kraft-Zeit-Kurven?

F2: Laden Reaktivitätskenngrößen unter faktorenanalytischen Gesichtspunkten auf eine andere Dimension als die Kraftparameter von konzentrischen, exzentrischen und isometrischen Kontraktionsformen?

Nach der bisher vorherrschenden Auffassung werden als Ursache für die Steigerung der Bewegungsleistung im DVZ vornehmlich das veränderte Innervationsverhalten und die tendomuskulären Komponenten des Bewegungsapparates verantwortlich gemacht. Besonders im Hinblick auf die neuronale Regulation sind, basierend auf den Aussagen der Grundlagenforschung (Kap. 3.0), Modulationen bei Belastungsvariationen zu erwarten.

Eine Veränderung der Belastungssituation wurde in den bisher veröffentlichten Untersuchungen meistens durch Variation der Absprunghöhe bei verschiedenen Sprungtests erreicht. Die mit zunehmender Sprunghöhe korrelierten Veränderungen im EMG (z.B. Aktivitätsreduktion während der Voraktivität) müssen jedoch nicht notwendigerweise eine direkte Folge der erhöhten Sprungbelastung sein, sondern stehen möglicherweise in direktem Zusammenhang mit verlängerten Linearbeschleunigungen auf den Organismus und können damit durch periphere, z. B. vestibuläre Mechanismen oder auch von höheren Hirnzentren verursacht werden. Eine solche Interpretation stellten ORLOVSKY (1971), MELVILL-JONES (1973), GREENWOOD/HOPKINS (1976 a,b) und SCHMIDTBLEICHER/GOLLHOFER (1982) vor. Demnach wäre zu überprüfen, ob die bei Sprunghöhenvariation auftretenden Veränderungen im Elektromyogramm (EMG) auch dann auftreten, wenn nicht die Sprunghöhe selbst, sondern die Belastungssituation verändert wird. Deshalb erscheint es notwendig, bei konstanter Fallhöhe und konstanter Last (=Körpergewicht) die Härte der Auftreffunterlage zu

variieren.

Mit steigender Belastungsgröße ist nach Ergebnissen aus der Literatur eine Zunahme der myoelektrischen Aktivierung der Beinextensoren zu erwarten. Darüber hinaus müßte die Ausprägung der einzelnen Innervationsaktivitäten im EMG-Muster während einer Bodenkontaktphase sowohl in quantitativer, als auch in qualitativer Hinsicht von der Belastungsgröße abhängig sein.

Daraus lassen sich folgende Fragestellungen ableiten:

F3: Wie verändert sich die Vorinnervation mit zunehmender Belastung?

F4: Variiert die Größe der Reflexausprägung bei Zunahme der Dehnungsbelastung?

Der potenzierende Effekt im DVZ läßt sich, wie bereits erwähnt, einerseits mit zunehmender neuronaler Aktivierung erklären, andererseits werden durch die erhöhte Vordehnung die elastischen Elemente gedehnt und damit die Speicherung von Bewegungsenergie (Kap.2.3) erst ermöglicht.

Potenzierende Effekte lassen sich jedoch nur nachweisen, solange der Organismus nicht durch zu hohe Dehnungsbelastungen überfordert wird. Jenseits dieser Grenzen reagiert der Körper mit Innervationsreduktionen, die wahrscheinlich vor zu großen tendomuskulären Belastungseinwirkungen schützen sollen (SCHMIDTBLEICHER/GOLLHOFER 1985).

Die sich daraus ergebende Fragestellung lautet:

F5: Existiert bei Tief-Hoch-Sprüngen ein Optimum für die erreichbare Sprunghöhe, das einerseits vom Trainingszustand und

andererseits von der Niedersprunghöhe abhängig ist?

Überträgt man diese biomechanischen Überlegungen auf die neuronale Regulation, führt dies zu Fragestellung 6:

F6: Welche Charakteristika der mechanischen und neurophysiologischen Parameter kennzeichnen dieses Leistungsoptimum in der Sprunghöhe?

## 5.0 Methodisches Vorgehen und Meßverfahren

### 5.1. Beschreibung der Stichproben

Die Thematik dieser Arbeit verlangt zum einen, daß an einer möglichst großen Stichprobe statistisch fundierte Aussagen vorgenommen werden können. Auf der anderen Seite besteht aber auch die Notwendigkeit, diese Aussagen auf physiologischer Basis, d.h. auf Steuer- und Regulationsmechanismen hin zu untersuchen. Aus diesem Grunde wurden die einzelnen Fragestellungen in mehreren Querschnittsstudien behandelt.

Ein Querschnittsdesign hat dabei den Vorteil, daß in Einzelstudien eine schwerpunktmäßige Verlagerung des Untersuchungsgegenstandes vorgenommen werden kann, um damit gezielt ein bestimmtes Thema unter verschiedenen Gesichtspunkten zu beleuchten. Ein weiterer Vorteil ergibt sich in der Möglichkeit, einen spezifischen Zusammenhang an einer Vielzahl unterschiedlicher Stichprobenpopulationen zu überprüfen.

In Tab. 5/1 sind die biographischen Daten der Vpn zusammen mit den wichtigsten Informationen über die Testformen bzw. angewandten Methoden in den einzelnen Studien zusammengestellt. Die Nummerierung der Studien ist willkürlich vorgenommen und repräsentiert weder eine zeitlich orientierte noch eine thematische Reihenfolge.

Die Analysen wurden in den Jahren 1981 bis 1984 am Institut für Sport und Sportwissenschaft der Universität Freiburg und an der Neurologischen Klinik, Abteilung klinische Neurologie und Neurophysiologie der Universität Freiburg durchgeführt. Die Probanden setzten sich, bis auf die Studien mit Athleten einzelner Nationalkader, aus Studierenden des Faches Sport (1. bis 8. Fachsemester) zusammen. Alle Studenten

bzw. Studentinnen befanden sich noch in der praktisch-methodischen Ausbildung und absolvierten mehrere Stunden praktischen Sport pro Woche. Einziges Auswahlkriterium bei der Selektion der studentischen Versuchspersonen war ihre Teilnahme an der praktisch-methodischen Ausbildung. Die Untersuchungen, an denen Athleten aus verschiedenen Nationalkademern teilnahmen, wurden im Rahmen der am Institut für Sport und Sportwissenschaft routinemäßigen konditionellen Leistungstests durchgeführt.

Probandengruppe	Alter	Größe	Gewicht	n	Testformen und Methoden	
Studie 1: Studenten	Studenten	24.8	180.2	76.2	39	a) isometrisches, konzentrisches und exzentrisches Kraft-Zeit-Verhalten (einbeinige Beinstreckung am Beinkraftmeßgerät (BKM))  b) Squat Jump, Countermovement Jump und Tiefsprünge (beidbeinige Landung) aus 16 cm - 100 cm Absprunghöhe (siehe Datenblatt 1 Anhang)
	Studentinnen	22.4	165.9	54.6	9	
	Volleyballer	23.9	186.6	82.0	9	
	Kugelstoßer	23.6	189.8	104.6	9	
	Sprinter/Springer	22.1	184.6	75.8	22	
Studie 2: Studenten	Studenten	-	-	-	4	Tiefsprünge (einbeinig aus 16 cm - 72 cm Absprunghöhe beidbeinig aus 16 cm - 100 cm Absprunghöhe)  Squat-Jump (beidbeinig) Countermovement Jump (beidbeinig) Hüpfen auf der Stelle (einbeinig und beidbeinig) im Eigenrhythmus  Hüpfen auf der Stelle (einbeinig und beidbeinig) und maximaler Vertikalamplitude (siehe Datenblatt 2 Anhang)
	Springer	-	-	-	11	
Studie 3: Studenten	Studenten	-	181.0	75.8	11	Tiefsprünge aus 25 cm Absprunghöhe auf 4 verschiedene Unterlagen (siehe Datenblatt 3 Anhang)
	Studentinnen	-	164.0	58.2	5	
Studie 4: Studenten	Studenten	-	179.9	73.1	9	Hüpfen auf der Stelle im Eigenrhythmus (ein- und beidbeinig) (siehe dazu S. 11)

Tab 5/1: Biographische Daten der Vpn

## 5.2.    Versuchsplan

Der DVZ mit seiner Kombination aus exzentrischer und anschließender konzentrischer Kontraktion nimmt nach Ansicht einer Vielzahl von Autoren (ASMUSSEN/BONDE-PETERSON 1974; BOSCO et al. 1982a,b; KOMI 1983b, 1984a) eine "Sonderstellung" gegenüber den "isolierten" Kontraktionstypen - konzentrisch, isometrisch, exzentrisch - ein. Nach Meinung der Autoren, die sowohl die biomechanischen Zusammenhänge als auch die integrierten myoelektrischen Aktivitäten analysierten, kann die Leistung im DVZ zum einen durch erhöhte myoelektrische Effizienz und zum anderen durch elastische Potenzierung gesteigert werden.

In den Arbeiten wurde die Bewegungsleistung im DVZ stets allein, d.h. immanent diskutiert; darüber hinaus gibt es in der Literatur keine empirischen Vergleichsstudien von Leistungen bei isometrischen, konzentrischen und exzentrischen Kontraktionen versus Leistungen im DVZ. Deshalb erscheint es notwendig, zu Beginn der Arbeit zunächst alle Kontraktionsarten an einer großen Probandenzahl mit hoher Leistungsvarianz zu untersuchen. Dabei kann letztendlich ein Vergleich zwischen den einzelnen Kontraktionsformen nicht anhand absoluter Leistungskeunwerte vorgenommen werden, da im allgemeinen jeweils kontraktionsspezifische Rahmenbedingungen beachtet werden müssen, wie z.B. beim Vergleich absoluter Körperschwerpunkts-(KSP)-Erhöhungen und isometrischer Maximalkraft. Aus diesem Grunde soll ein solcher Bezug nur auf der statistisch korrelativen Ebene erfolgen.

Um den Zusammenhang zwischen den einzelnen Kontraktionsformen überprüfen zu können, soll zunächst an einer genügend hohen Stichprobengröße das Leistungsvermögen bei konzentrischer, isometrischer und exzentrischer Arbeitsweise erfaßt werden. Parallel dazu soll die reak-

tive Bewegungsleistung der Vpn ermittelt werden. Mit Hilfe multivariater Statistikmethoden (Faktorenanalyse) soll versucht werden, aus den Parametern der registrierten Kraft-Zeit-Verläufe die Dimensionierung der einzelnen motorischen Beanspruchungsformen herauszuarbeiten.

Erweist sich hierbei, daß die Faktorenanalyse das Kraftverhalten in mehrere Dimensionen aufsplittet, so muß nach den internen Strukturen und Bedingungsfaktoren der Dimensionen gefragt werden. Als eine mögliche Vorgehensweise bietet sich hierzu die Analyse der neuronalen Aktivierungscharakteristik an, wie sie sich im myoelektrischen Signal zeigt (z.B. MELVILL-JONES/WATT 1971a,b; MELVILL-JONES 1973; RACK et al. 1978; DIETZ/NOTH 1978a,b; GOTTLIEB/AGARWAL 1979, 1980a,b; GOTTLIEB et al. 1981; RACK 1981; EKLUND et al. 1982a,b; SCHMIDTBLEICHER 1984). Morphologische Betrachtungen bzw. histologische Analysemethoden, die z.B. über die Zusammensetzung der Muskelfasern Aufschluß gegeben hätten, standen bei den vorliegenden Untersuchungen nicht zur Verfügung, so daß hier auf die Beschreibung eines möglichen Zusammenhanges zwischen Muskelstruktur und Dimensionalität verzichtet werden muß.

Entsprechend den Forschungsberichten von ALEXANDER/BENNET-CLARK (1977), ALEXANDER (1981), RACK et al. (1983) und RACK/WESTBURY (1984) muß allerdings auch eine weitere Komponente, die das elastische Verhalten des tendomuskulären Systems und im besonderen der Sehne beschreibt, in die Diskussion der elastischen Potenzierung einbezogen werden.

## 1. Neuronale Aktivierungscharakteristik

Die neuronale Aktivierung der Beinextensoren (vornehmlich des M. Soleus, M. Gastrocnemius, M. Vastus m. und M. Rectus f) scheint unter mehreren Gesichtspunkten besonders geeignet zu sein, das Innervationsverhalten im DVZ herauszuarbeiten. Auf der einen Seite sind die Beinextensoren bei alltäglichen Bewegungsformen, wie Gehen, Laufen, Springen usw., ständig dem DVZ unterworfen und können somit möglichst nahe ihrer natürlichen Beanspruchungsform analysiert werden. Andererseits ist der Belastungsbereich, z.B. bei verschiedenen Sprungformen, sehr einfach variierbar, womit sich die Möglichkeit bietet, die Plastizität von Innervationsmustern bei verschiedenen reaktiven Leistungsanforderungen zu untersuchen.

Aus diesen Gründen wurde in den ersten Studien die Innervation der Beinextensoren bei verschiedenen Hüpfformen und Tiefsprüngen mit anschließendem Hochsprung gemessen. Die Belastungsvariation wurde durch Vorgabe unterschiedlicher Absprunghöhen vorgenommen. Ergeben die ermittelten Ergebnisse eine gemeinsame, unter der jeweiligen Belastungssituation modifizierte, Innervationscharakteristik, so liegt nicht notwendigerweise der Schluß nahe, daß die neuronale Aktivierung eine Belastungsabhängigkeit aufweist. Vielmehr kann die Modifizierung ebenso von anderen Größen wie z.B. linearen Beschleunigungseffekten, ausgelöst in höheren Hirnzentren (ORLOVSKY 1971; PAVLOVA 1972; MELVILL-JONES 1973; GREENWOOD/HOPKINS 1976a), und aus den unterschiedlichen Absprunghöhen resultierend, beeinflusst sein. Deshalb wurde die Vorgehensweise so geplant, daß eine Belastungsvariation einerseits durch die

Wahl der Sprunghöhe und andererseits durch veränderte Sprungunterlagen erreicht werden konnte. Aus dieser Überlegung heraus ergab sich als weiterer Untersuchungsansatz:

Bei konstanter Absprunghöhe ( $h = 25 \text{ cm}$ ) und konstanter Belastung (entspricht Körpergewicht) wurde die Innervation des M. Gastrocnemius bei Tiefsprüngen auf unterschiedlichen Auftreffunterlagen - Boden (Meßplattform) - Sprungbrett 1 - Sprungbrett 2 - Mini-trampolin - analysiert.

## 2. Spannungs-Regulation der serienelastischen Komponente

Seit den Arbeiten von DAWSON/TAYLOR (1973), ALEXANDER/BENNET-CLARK (1977), MORGAN et al. (1978), RACK/WESTBURY (1984) und PROSKE/MORGAN (1984) muß hauptsächlich die serienelastische Komponente als Speicher elastischer Bewegungsenergie betrachtet werden. Neben dem elastischen Verhalten des kontraktilen Apparates (RACK/ WESTBURY 1974; FLITNEY/HIRST 1978a,b; EDMAN et al. 1978 a,b; 1982; ) hat vornehmlich die zur Arbeitsmuskulatur in Serie geschaltete Sehne die Aufgabe, die während der exzentrischen Phase wirkende kinetische Energie in ihren elastischen Strukturen zu speichern, um sie in der folgenden konzentrischen Phase wieder freizusetzen.

Das allgemein in der Literatur als "series elasticity" bezeichnete Phänomen sollte in einer Untersuchungsreihe zumindest indirekt erforscht werden, um das Spannungsverhalten der Sehne beim DVZ abschätzen zu können. Hierzu wurde parallel zur elektromyographischen Registrierung des M. Gastrocnemius die relative Achilles-Sehnen-Spannung bei verschiedenen Hüpfformen gemessen.

Um die bei diesen Untersuchungen gewonnenen Ergebnisse auf die Trainingspraxis beziehen zu können, wurde an einer Reihe von Mitgliedern verschiedener Nationalkader der Sprungkraftdisziplinen das Innervationsmuster der Beinextensoren im DVZ bei unterschiedlichen Sprungformen aufgezeichnet. Hierbei sind im Vergleich zu entsprechenden Aktivierungsmustern von weniger trainierten Vpn (Studenten) qualitative und/oder quantitative Unterschiede zu erwarten. Auf der Basis der neurophysiologischen Grundlagentheorie soll versucht werden, Konsequenzen für ein spezifisches Training des reaktiven Bewegungsverhaltens aufzuzeigen.

### 5.3 Versuchsanordnung und Versuchsdurchführung

#### 5.3.1. Sprungformen

Die Erfassung der reaktiven Bewegungsleistung im DVZ könnte grundsätzlich an einer Vielzahl von Bewegungen vorgenommen werden. Als Testform wurden in der vorliegenden Arbeit Vertikalsprungformen gewählt, da diese als grundlegendes Element eines jeden DVZ eine explizit gekoppelte exzentrisch/konzentrische Bewegungsrichtung beinhalten und nicht durch weitere Bewegungseffekte, wie z. B. Horizontalbewegungen, überlagert sind. Die Auswahl der einzelnen Sprungformen erfolgte unter folgender Prämisse: Die reaktive Bewegungsleistung soll lediglich konditionelle Aspekte beschreiben; deshalb muß bei der Realisation dieser Sprungformen der Einfluß koordinativer Aspekte minimiert und/oder erfaßbar sein, um die Variation der Meßergebnisse aufgrund koordinativer Einflüsse sehr gering und/oder kontrollierbar halten zu können.

## 1.) Hüpftests

Als einfachste Form aller die Beinextensoren betreffenden Dehnungs-Verkürzungs-Zyklen wurde das Hüpfen auf der Stelle im individuellen Eigenrhythmus gewählt. Nach den Untersuchungen vom MELVILL-JONES/WATT(1971b) unterliegt die individuell frei gewählte Hüpf-Frequenz dabei einer sehr geringen Variation. Um eine belastungsabhängige Varianz hinsichtlich der erhobenen Parameter zu erzielen, wurde das Hüpfen auf der Stelle beidbeinig und einbeinig herangezogen. Beim einbeinigen und beidbeinigen Hüpfen auf der Stelle ist eine weitere Belastungsvariation dadurch erreichbar, daß diese Bewegungsformen mit Zusatzaufgaben, wie z.B. Hüpfen mit maximaler Vertikalamplitude oder Hüpfen mit maximaler Hüpfrequenz, realisiert werden müssen.

Um reliable Kennwerte zu erhalten, wurden in jeder Hüpfbedingung mehrere ( $n > 25$ ) Einzelzyklen ausgeführt, von denen die ersten und letzten Zyklen in die Analyse nicht einbezogen wurden.

## 2.) Sprungtests

Die Messung des reaktiven Leistungsvermögens im DVZ wurde in Anlehnung an die in der Literatur angegebenen Meßreihen (KOMI 1984a) durchgeführt.

Die Testreihe bestand aus einer Sprungserie, in der alle Sprünge auf einer Meßplattform (KISTLER) ausgeführt wurden. Um koordinative Einflüsse bei der Bewegungsausführung zu minimieren, mußten die Vpn in allen Sprungbedingungen folgende Bewegungsanweisungen befolgen:

1.) Die Hände müssen während des gesamten Sprunges in die Hüfte gestemmt sein.

- 2.) Die Rumpflängsachse muß während der Sprungbewegung stets in vertikaler Richtung ausgerichtet sein.
- 3.) Die gesamte Sprungbewegung soll nur in vertikaler, nicht in horizontaler Richtung erfolgen.
- 4.) Der Zeitraum zwischen exzentrischer und konzentrischer Arbeitsweise soll so gestaltet sein, daß ein explosiv-reaktiv-ballistisches (ZANON 1974) Kontraktionsverhalten vorliegt, d. h. daß ohne Extraverzögerung aus der nachgebenden in die überwindende Arbeitsweise umgeschaltet werden sollte.

#### Beschreibung der Sprungserie

- "Squat Jump" (SJ): Der Proband steht auf der Meßplattform und hat die Knie im Winkel von 90 Grad gebeugt. Ohne einleitende Gegenbewegung soll ein maximaler Vertikalsprung durchgeführt werden.

- "Countermovement Jump" (CMJ): Aus dem aufrechten Stand soll mit einleitender Tiefbewegung (engl. counter movement) bis zum Kniegelenkwinkel von 90 Grad ein maximaler Vertikalsprung realisiert werden. Im Gegensatz zum SJ, der nur eine rein konzentrische Bewegungsleistung erfordert und deshalb als Referenzgröße herangezogen wurde, stellt der CMJ mit seiner einleitenden Ausholphase einen vollständigen DVZ dar.

Tiefsprünge ("Drop Jump" (DJ)) mit anschließendem Vertikalsprung bildeten die dritte Untersuchungsserie, in der aus unterschiedlichen Absprunghöhen die Dehnungsbelastungen auf die Beinextensoren variiert appliziert werden konnten. Die gewählten Absprunghöhen waren mit 16 cm am geringsten und mit 100 cm am höchsten (siehe Tab.5/2).

(A) Sprungtests - Dimensionsanalyse

Squat Jump (Kauersprung)	(SJ)
Counter-Movement-Jump	(CMJ)
Tiefsprung aus: 16 cm Absprunghoehe	(16cm)
24 cm Absprunghoehe	(24cm)
32 cm Absprunghoehe	(32cm)
40 cm Absprunghoehe	(40cm)
48 cm Absprunghoehe	(48cm)
56 cm Absprunghoehe	(56cm)
64 cm Absprunghoehe	(64cm)
72 cm Absprunghoehe	(72cm)
80 cm Absprunghoehe	(80cm)
100 cm Absprunghoehe	(100cm)

(B) Sprungtests - EMG-Untersuchungen

Squat Jump	(SJ)	
Counter-Movement-Jump	(CMJ)	
Huepfen im Eigenrhythmus	beidbeinig	(bbH)
	einbeinig	(ebH)
Huepfen mit max. Vertikalamp1.	beidbeinig	(bhH)
	einbeinig	(ehH)
Tiefsprung aus 16 cm Absprunghoehe	beidbeinig	(16bb)
	einbeinig	(16eb)
Tiefsprung aus 40 cm Absprunghoehe	beidbeinig	(40bb)
	einbeinig	(40eb)
Tiefsprung aus 72 cm Absprunghoehe	einbeinig	(72eb)
Tiefsprung aus 100cm Absprunghoehe	beidbeinig	(100bb)

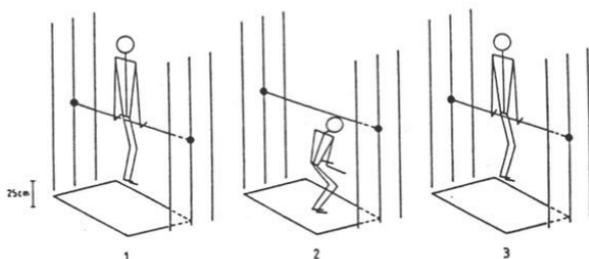
Tab 5/2 Liste der untersuchten Sprungbedingungen

Die Vpn waren aufgefordert, aus der aufrechten Körperstellung von der Absprunghöhe zu springen und ohne Verzögerungen zwischen der exzentrischen und der konzentrischen Bewegungsphase, einen Vertikalsprung durchzuführen. Alle Sprungversuche wurden direkt vom Versuchsleiter bezüglich der angeführten Normierungskriterien beurteilt. Alle Sprünge, in denen eines dieser Kriterien nicht erfüllt war, wurden zurückgewiesen und nicht in die Auswertung einbezogen. Jede der in Tab. 5/2A dargestellten Sprungbedingungen wurde 2 - 3 mal wiederholt, wobei als Kennwert der Bewegungsleistung der jeweils erzielte Bestwert in die Analyse einbezogen wurde.

In den Untersuchungsreihen zur Ermittlung der elektromyographischen Aktivierung wurde neben der üblichen beidbeinigen Landung aus den Absprunghöhen 16 cm, 40 cm und 100 cm auch das einbeinige Landeverhalten aus 16 cm, 40 cm und 72 cm analysiert. Zusätzlich wurde neben dem ein- und beidbeinigen Hüpfen (EBH bzw. BBH) auf der Stelle im Eigenrhythmus auch das jeweilige Innervationsmuster beim Hüpfen mit maximaler Vertikalamplitude (EHH bzw. BHH) registriert (siehe Tab. 5/2). Dahinter stand die Überlegung, daß sich in Abhängigkeit von der Größe des Speicherpotentials systematische Unterschiede in den untersuchten Parametern ergeben.

In den Serien, in denen die Fallhöhe konstant war, die Auftreffunterlagen aber variiert angeboten wurden, mußte die Sprungausführung der einzelnen Sprungversuche modifiziert werden. Um bei allen Versuchspersonen und bei allen vier Auftreffunterlagen - Boden, Sprungbrett 1, Sprungbrett 2, Minitrampolin - einen konstanten Einsprungimpuls zu gewährleisten, waren einerseits die individuellen anatomischen Längenverhältnisse und andererseits die unterschiedliche Höhe der Landeflächen zu berücksichtigen. Deshalb wurde eine Sprungform ge-

wählt, in der aus dem Stütz von einer in der Vertikalen verschiebbaren Reckstange wieder in den Stütz gesprungen wurde. Bei der Einstellung der Reckstangenhöhe wurde bei jeder Versuchsperson und jeder Sprungbedingung (Abb.5/1) die Höhe,  $H_0 = 25$  cm, die den lichten Abstand zwischen Fußspitze (plantarflektiert) und Auftreffunterlage beschreibt, eingestellt.



*Abb. 5/1: Schematische Darstellung der Sprungausführung: Die Vpn sprangen aus dem aufrechten Stütz an der Reckstange (1) auf die Sprungunterlage (2) zurück in den Stütz (3).*

Die Auswahl der Auftreffunterlagen erfolgte unter dem Gesichtspunkt, daß deren unterschiedliche elastische Eigenschaften auch auf das Aktivierungsverhalten der Beinextensoren wirkt. Aus diesem Grunde wurden neben der Kraft-Meß-Platte als härtester Unterlage auch verschiedene gymnastische Sprunghilfen benützt, deren physikalisches Dehnungs-Entdehnungs-Verhalten hohe Variationen versprachen.

Da während der Durchführung dieser Untersuchungsserie das Analyseinstrument zur elektronischen Datenverarbeitung umgestellt wurde, waren die Meßdaten der zuletzt untersuchten 6 Vpn nicht mit denen der erste 10 Vpn vergleichbar. Aus diesem Grunde reduzierte sich die Gesamtstichprobe auf 10 Vpn.

### 5.3.2. Messung der Beinkraft am Beinkraftmeßgerät (BKM)

Die komplexe Erfassung des Kraft- und Schnelligkeitsvermögens der Beinstreckmuskulatur stellt in mancher Hinsicht ein nur schwer zu realisierendes Vorhaben dar. Aufgrund der komplizierten Gliederkette in Zehen-, Fuß-, Knie-, Hüftgelenk ist es mit einer einzigen Meßanordnung nicht möglich, das Kontraktionsverhalten der gesamten Beinextensoren zu analysieren. Eine besondere Schwierigkeit liegt dabei zusätzlich in der Mehrgelenkigkeit verschiedener Extensoren, wie z.B. des M. Gastrocnemius und des M. Rectus f. Dieses Problem könnte durch das isolierte Messen der einzelnen an der Beinstreckung beteiligten Muskeln gelöst werden. Allerdings stellt das in solchen isolierten Bedingungen gemessene Kraftverhalten einzelner Extensoren kein reales, natürliches Abbild der gesamten Beinstreckbewegung dar. In den vorliegenden Untersuchungen wurde deshalb die Messung des Beinstreckverhaltens auf die Beteiligung der maßgeblichen Extensoren beschränkt. Eine solche Einschränkung hat zwar nicht den Anspruch, die maximale Leistungsfähigkeit der einzelnen Gliederketten zu erfassen, sie hat aber den Vorteil, ein der natürlichen Beinstreckung sehr praxisnahes realisiertes Kraftverhalten zu messen.

Um valide Aussagen von der Testbewegung auf das tatsächliche Kraftverhalten treffen zu können, müssen weitere Prämissen gemacht werden:

- 1.) Der Bewegungsablauf in der Meßsituation soll nur minimalen und kontrollierbaren koordinativen Einflüssen unterliegen.
- 2.) Die Varianz durch konditionelle Aspekte sollte interindividuell

groß sein und mit dem tatsächlichen Kraftverhalten übereinstimmen.

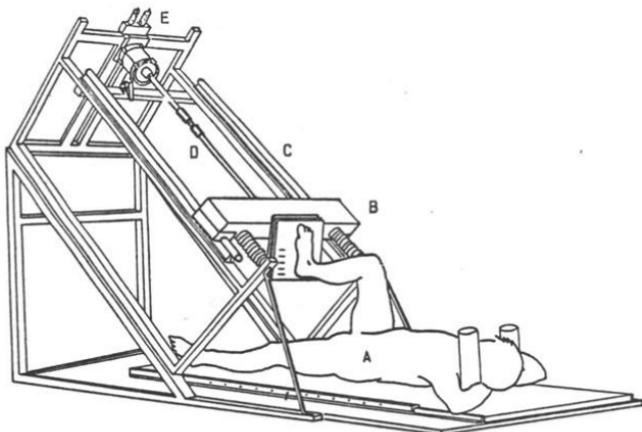
3.) Die Meßreihen müssen objektiv durchführbar und die einzelnen Testvariablen reproduzierbar sein.

Um eine umfassende Registrierung des Kraft- und Schnelligkeitsverhaltens erstellen zu können, war es notwendig, einerseits die konzentrische Arbeitsweise gegen variable Lasten, andererseits aber auch das isometrische und exzentrische Kontraktionsverhalten zu erfassen. Unter Berücksichtigung aller oben angeführten Anforderungen, wurde ein spezielles Meßgerät entwickelt (Abb.5/2) und nach einer Reihe von Pretests als Meßstrecke zur Erfassung des konzentrischen, isometrischen und exzentrischen Kraft- und Schnelligkeitsverhaltens eingesetzt.

Ein Metallschlitten, der auf zwei Kugelbüchsen aufmontiert ist, kann nahezu reibungsfrei auf zwei Stahlwellen geführt werden. Die Bewegungsrichtung verläuft in einem Winkel von 45 Grad zur Horizontalen, die freie Wegstrecke beträgt 150 cm. Am unteren Ende der beiden Stahlwellen sind jeweils Federn angebracht, um den Schlitten bei dynamischen Meßreihen aufzufangen. Auf der Oberseite des Schlittens sind zwei Zapfen montiert, die das Beladen mit Zusatzlasten ermöglichen. Während der isometrischen und exzentrischen Meßsituation ist der Schlitten über eine Verbindungsstange mit einer Pneumatikanlage (Fa. MADER) verbunden, die mit einer Spitzenleistung von 12 kN (bei 10 ATÜ-Luftdruck) bei der isometrischen Bedingung die nötige Gegenkraft erzeugen und beim dynamisch nachgebenden Kraftverhalten über eine Steuereinrichtung auf einer Wegstrecke von 6 cm ein- und ausgefahren werden kann. Auf die Frontplatte des Schlittens ist eine 15x15 cm große Metallplatte mit zwei Meßaufnehmern (KISTLER) montiert, um in

einer Meßsituation das Kraftverhalten eines Beines zu registrieren.

Die Kraftmessung erfolgte mit Hilfe von zwei Piezo-Kraftaufnehmern (KISTLER) nach dem piezo-elektrischen Prinzip (GERTHSEN et al. 1974).



**Abb. 5/2:** Schematische Darstellung des Beinkraft-Messgerätes (BKM): Die Versuchsperson ist auf dem Rücken liegend an der Schulter fixiert und führt einbeinige Kontraktionsformen aus. A: Versuchsperson; B: Messplattform mit Kraftaufnehmern; C: Stahlwellen; D: Verbindungsstange; E: Luftdruckeinheit.

Die registrierten Ladungsänderungen sind dabei proportional zur angelegten Kraft und müssen mit Hilfe einer geeigneten Elektronik (Ladungsverstärker Fa. KISTLER) verstärkt werden.

Die Versuchsperson liegt auf dem Rücken und ist auf dem Schlitten durch einen gepolsterten Bügel an den Schultern fixiert. Um unterschiedliche Ober- und Unterschenkelängen auszugleichen, wurde in einem normierten Kniewinkel von 70 Grad gemessen. Dazu konnte der Schlitten in 5 cm Abständen verschoben und arretiert werden. Die Winkelstellung wird durch einen Normwinkel an Ober- und Unterschenkelängsachse eingestellt und auf etwa  $\pm 3$  Grad bestimmbar. Trotz dieser Normierungsmaßnahmen war ein unterschiedlicher Hüftwinkel, der

nur durch vertikale Verschiebung der Auflagefläche reguliert werden könnte, nicht vermeidbar. Die Versuchsperson hat die Arme frei hinter dem Kopf verschränkt; das nicht zu messende linke Bein ist frei nach vorne gestreckt. Der rechte Fuß ist vollständig mit Fersenaufsatz auf der Meßdruckplatte aufgesetzt.

Unter Verwendung des oben beschriebenen Beinkraftmeßgerätes sollte nun das einbeinige, im Winkel von 45 Grad zur Horizontalen ausgeführte, konzentrische, isometrische oder exzentrische Kraftverhalten gemessen werden.

Das konzentrische Kontraktionsverhalten wurde gegen eine absolute Last ausgeführt, indem der freibewegliche Schlitten (Leergewicht: 346,8 N in Bewegungsrichtung) maximal schnell ausgestoßen werden sollte. Die isometrische Kraft-Zeit-Kurve wurde bei starrer Verbindung von Schlitten und Pneumatik gemessen. Das exzentrische Kontraktionsverhalten wurde nach dem Verfahren von BÖHRLE/SCHMIDTBLEICHER (1981) untersucht: Hierbei wird der isometrisch vorkontrahierte Muskel entgegen seiner Arbeitsrichtung durch den ausfahrenden Druckstempel der Pneumatik auf einer Wegstrecke von 6 cm gedehnt. Das räumliche Ausmaß der exzentrischen Phase ist dabei einerseits durch die enge Kniewinkel/Kraft-Relation der Extensoren (KOMI 1979) limitiert und muß andererseits jedoch so dimensioniert sein, daß die physiologischen Prozesse bei der Muskeldehnung auch durch die gewählte Teststrecke hervorgerufen werden können. Die Ausfahrgeschwindigkeit wurde so eingestellt, daß die dynamische Phase der exzentrischen Bewegung dieselbe Zeit benötigte wie frei fallende Körper über diese genannte Wegstrecke.

#### 5.4. Untersuchungsmethoden

##### 5.4.1. Erfassung des Kraftverhaltens (BKM)

Die Erfassung des Kraftverhaltens der Beinextensoren umfaßte die

- 1.) dynamisch überwindende (konzentrische) Kontraktion
- 2.) isometrische Kontraktion
- 3.) dynamisch nachgebende (exzentrische) Kontraktion.

Die Messungen der Beinstreckkraft erfolgten bei allen Versuchspersonen am rechten Bein mit 3 Versuchen pro Proband und Kontraktionsform, wobei der jeweilige "Bestversuch" in die Analyse einbezogen wurde. Dabei galten folgende Auswahlkriterien: Bei den Versuchen, in denen dynamisch überwindende Arbeit zu leisten war, wurde der Versuch mit der kürzesten Bewegungszeit auf einer Wegstrecke von 24 cm und bei den isometrischen und exzentrischen Kontraktionsformen der Versuch mit dem höchsten Kraftspitzenwert ausgewählt.

In Abb. 5/3 ist als Blockschaubild das Registrierverfahren der analogen Kraft-Zeit-Signale zusammengestellt. Über einen Analog/Digital-Wandler wurden die analogen Kraft-Zeit-Signale mit einer Einzugsfrequenz von 250 Hz in einen Personal-Computer (APPLE IIe) eingezogen. Das gesamte digitale Datenfeld eines Versuches bestand aus 280 Meßpunkten und umfaßte somit das Kraftverhalten über einen Zeitraum von 1120 ms. Jeder Versuch wurde auf ein Kommando des Versuchsleiters hin begonnen, der manuell die Einzugsroutine startete. Als Bezugsgröße für die Zeitparameter wurde der Beginn des Kraftanstiegs ermittelt. Über Software konnte der Kraft-Zeit-Verlauf sowohl nach der adaptierten

Zentraldifferenz-Methode differenziert als auch nach der Trapezregel integriert werden. Die aus den entsprechenden Kurven zu ermittelnden Parameter wurden über Software (MÜLLER, SCHWEIZER, GOLLHOFER) verarbeitet und als Rohdaten gespeichert.

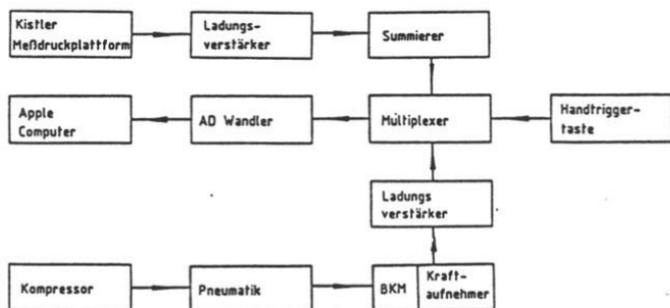


Abb. 5/3: Blockschaubild des Registrierfahrens der Kraft-Zeit-Signale bei der Beinkraftmessung (BKM)

Die verwendete Einzugsfrequenz von 250 Hz verspricht relativ geringe Zeitintervalle zwischen den einzelnen Digitalpunkten und ist in Relation zur Frequenz der biomechanischen Signale (1 - 5 Hz) sowohl zur Differentiation als auch zur Integration ausreichend genau.

#### 5.4.2 Erfassung der Fuß- und Kniegelenkwinkel

In der Sportwissenschaft haben sich zur Erfassung von Gelenkwinkeln und Gelenkwinkelveränderungen generell zwei Untersuchungsmethoden durchgesetzt: a) die Filmanalyse und b) die Goniometrie.

Die Filmanalyse wird meist zu der komplexen Beschreibung von Bewegungen des gesamten Körpers eingesetzt. Nicht zuletzt wegen ihres hohen materiellen und zeitlichen Arbeitsaufwandes dient diese Analyseform hauptsächlich zur exemplarischen Beschreibung von Bewegungsbahnen des Gesamtkörperschwerpunktes und der Teilschwerpunkte, sowie der einzelnen Körpersegmente. Die Filmanalyse stellt dabei das einzige Instrumentarium dar, mit dem die einzelnen Körperkoordinaten in absoluten Koordinaten einer bestimmten Bezugsgröße angegeben werden können.

Die Goniometrie, die nur Informationen über relative Lageveränderungen liefern kann, wird dagegen häufig bei der Winkelanalyse eines einzelnen Körpergelenkes verwendet. Ihr Vorteil besteht sowohl in der analogen Sofortinformation als auch in ihrem geringen materiellen und zeitlichen Aufwand. Gegenüber der Filmanalyse, die als nahezu rückwirkungsfrei für den Probanden angesehen wird, ist die Versuchsperson jedoch durch Goniometer und -zuleitungen meist in ihrem Bewegungsumfang leicht eingeschränkt. Ein weiterer Nachteil der Goniometrie ist in der Inkompatibilität von methodischer Voraussetzung und anatomischer Gegebenheit zu sehen: Die Goniometrie verlangt starre Gelenksrotationsachsen, die anatomische Form besonders des Knie- und Fußgelenks läßt jedoch nur eine Gelenkdrehung aus Rotation mit überlagerter Translation zu. Diese Unstimmigkeit ist zwar wegen ihres geringen Ausmaßes in erster Näherung bestimmt vernachlässigbar, muß

jedoch bei der exakten Erfassung von Gelenkwinkeln und deren Veränderungen in die Überlegungen einbezogen werden.

In den vorliegenden Untersuchungen wurden zur Registrierung von Fuß- und Kniegelenksveränderungen spezielle Fuß- bzw. Kniegoniometer (Eigenbau GÜNTHER) eingesetzt. Dabei verlangt die methodische Anwendung der Goniometrie die Berücksichtigung folgender Gesichtspunkte:

1.) Die Festlegung der "mittleren" Gelenksrotationsachse.

Aufgrund des oben angeführten Problembereiches wurde für die Bestimmung der "mittleren" Rotationsachse von Fuß- und Kniegelenk ein Verfahren entwickelt, welches die Fehlerquellen durch die Translation während der Gelenkbewegung minimieren sollte. Die Versuchsperson mußte zur Festlegung der Rotationsachse mehrere freie Gelenkbewegungen über den gesamten physiologisch möglichen Winkelbereich durchführen. Als Hilfspunkte wurden die jeweiligen Rotationsachsen an den Winkelextrema definiert und markiert. Als Rotationsachse des Goniometerpotentiometers wurde die Mitte der Verbindungslinie der beiden Hilfspunkte gewählt.

2.) Die exakte Fixierung der beiden Goniometerschenkel.

In der Praxis werden die beiden Goniometerschenkel meist mit Gummibändern oder Heftpflaster entlang der Körpersegment-Längsachse fixiert. Nach Aussagen der Versuchspersonen und aufgrund der elastischen Eigenschaften dieser Hilfsmittel schränkt diese Art der Fixation die Bewegungsfreiheit jedoch zu stark ein. Um dieses Problem zu vermeiden, wurden in den Untersuchungen die Goniometerschenkel auf ihrer gesamten Länge mit doppelseitigem Klebeband versehen und direkt auf die Haut des Probanden entlang der Segmentlängsachse aufgesetzt. Diese Befestigungsform der Fixation ermöglicht zum einen eine voll-

ständige Bewegungsfreiheit über dem gesamten physiologischen Winkelbereich und zum anderen eine wesentlich schwingungsfreiere Ableitung durch verbesserte Fixationstechnik.

#### 5.4.3 Erfassung des Innervationsverhaltens

Die Methode der Elektromyographie gewinnt in den letzten Jahren innerhalb der Sportwissenschaften zunehmend an Bedeutung. Die kinemographischen und dynamographischen Verfahren erlauben zwar exakte physikalische Zustandsbeschreibungen des Körpers und einzelner Extremitäten, die Elektromyographie dient jedoch zusätzlich der Beschreibung neuronaler Prozesse und damit der Analyse der physiologischen Vorgänge, die diese Zustände initiieren.

In der Elektromyographie werden die vom Zentralnervensystem (ZNS) ausgesandten elektrischen Impulse mittels geeigneter Elektroden aufgezeichnet. Die Art der Registriertechnik unterscheidet dabei in Oberflächen- und in Nadel-Elektromyographie.

In der Oberflächen-Registrierung elektromyographischer Signale werden zwei Spezialelektroden (meist Platinelektroden) über dem motorischen Punkt eines Muskels angebracht, der die Stelle am Muskel definiert, an der die meisten motorischen Endplatten inserieren.

Die Ableitung der von den Elektroden registrierten Impulse geschieht bipolar gegen eine indifferente Elektrode als Referenzgröße. Diese Elektrode sollte möglichst an einem Punkt des Körpers angebracht werden, an dem keine neuromuskuläre Aktivität zu erwarten ist (z.B. am Schienbeinknochen, Kopf des Tibia, Stirnfläche usw.). Die bipolare Oberflächenableitung hat den Vorteil, relativ rückwirkungsfrei und

schmerzfrei zu sein und den Bewegungsumfang der Versuchspersonen nur minimal einzuschränken. Ihr Nachteil ist in der physiologischen Aussagekraft zu sehen: Die bisher verwendete Methodik der Oberflächen-elektromyographie registriert immer nur die resultierende Summe aller ankommenden Signale und hat somit auch bei sportlichen Bewegungsanalysen nur für die Aktivierung des gesamten Muskels validen Aussagewert, nicht aber für die Entladungscharakteristik einzelner motorischer Einheiten.

Die Nadel-Elektromyographie hingegen registriert mit Hilfe von Spezial-Elektroden das Entladungsverhalten einzelner motorischer Einheiten. Wegen ihrer invasiven Ableitungstechnik wird sie jedoch bei großmotorischen Fragestellungen nur sehr selten angewandt, da der Bewegungsumfang durch Schmerzeffekte u.U. stark beeinträchtigt ist und die relative Lage der Elektroden zu den einzelnen motorischen Einheiten nicht mehr exakt kontrolliert werden kann.

In den vorliegenden Untersuchungen wurde nach dem Verfahren der Oberflächenableitung vorgegangen. Dazu wurde die elektromyographische Aktivität mit Spezial-Elektroden (BECKMANN) an den Beinextensoren (M. Gastrocnemius, M. Soleus, M. Vastus m. und M. Rectus f.) und vereinzelt auch an den zugehörigen Antagonisten (M. Bizeps f. und M. Tibialis a.) abgeleitet und verstärkt (TÖNNIES-4-Kanal-EMG-Verstärker 525). Die komplizierte Registriertechnik und die artefaktanfällige Untersuchungsmethode machen es notwendig, bei der Durchführung von EMG-Untersuchungen entsprechende Sorgfaltsbedingungen zu beachten:

Um interindividuelle Differenzen durch veränderte Elektrodenabstände auszuschalten, wurden jeweils zwei Elektroden in einem konstanten Abstand von 4 cm in Epoxyharz fest vergossen. Optimale Ableitungsbe-

dingungen werden dadurch erzielt, daß die Haut unmittelbar vor dem Anbringen der Elektroden entsprechend präpariert wird, um ihren Leitungswiderstand zu minimieren. Hierzu ist es notwendig, die Haare abzurazieren und die obere Hautschicht mit Sandpapier vollständig zu entfernen und anschließend eventuelle Schmutz- bzw. Fettablagerungen mit Alkohol abzulösen. Das Elektrodenpaar wird mit Spezial-Kleberingen (BECKMANN) über den motorischen Punkt des Muskels geklebt, wobei eine Elektrodenpaste (HELLIGE) zwischen Haut und Elektrode zusätzlich die Leiteigenschaften verbessern soll.

Vor jedem Versuch müssen durch rasches passives Schütteln der Haut- bzw. Muskelpartie und durch rasche aktive Flexion bzw. Extension im Knie- und Fußgelenk die Ableitungen auf mechanische Artefakte überprüft werden. Gegebenenfalls mußten die Elektroden und die Hautpartie erneut präpariert werden. Wurden trotz wiederholter Präparation immer noch mechanische Artefakte in den Ableitungen erkennbar, z. B. durch Grundlinienschwankungen, hohe Spitzen bei passiver Überprüfung, mußte der Versuch mit der entsprechenden Versuchsperson abgebrochen werden. Die Daten wurden dann nicht in die Analyse einbezogen.

#### 5.4.3.1 Auswertemöglichkeiten des Oberflächenelektromyogramms

In Abb. 5/4 sind die wesentlichen methodischen EMG-Verarbeitungsverfahren zusammengestellt. Als Folge der ständig zunehmenden Bedeutung der Elektromyographie und des computertechnischen Fortschritts haben sich in den letzten Jahren eine Reihe von modifizierten Verarbeitungstechniken entwickelt. Hier soll jedoch nur auf die für diese Arbeit relevanten Methoden eingegangen werden.

## EMG - VERARBEITUNGS-METHODEN

(Bsp. beidbeiniges Hüpfen im Eigenrhythmus)

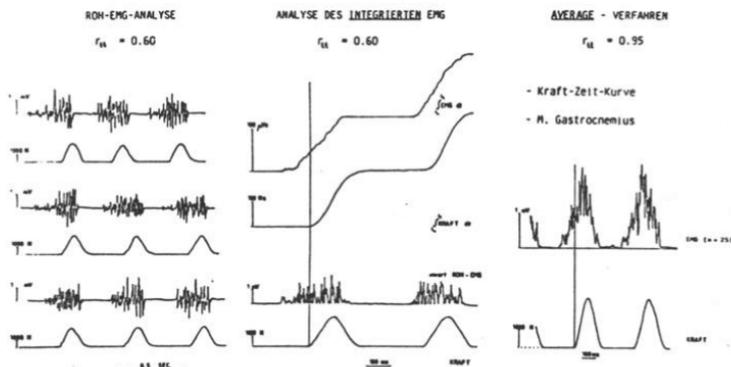


Abb. 5/4: Prinzipielle Zusammenstellung der drei häufigsten EMG-Verarbeitungsmethoden. Links: Roh-EMG-Analyse; Mitte: Integriertes EMG; Rechts: Average-Verfahren. Alle Verfahrensmethoden sind auf das beidbeinige Hüpfen im Eigenrhythmus als Beispiel bezogen.

Die einfachste Technik stellt die Roh-EMG-Analyse dar. Die in den entsprechenden Versuchen aufgezeichneten EMG-Signale werden intra- und interindividuell verglichen und entsprechend den Fragestellungen beurteilt (siehe z.B. MEL VILL-JONES/WATT 1971a,b).

In Abb. 5/4 (links) sind die Roh-Elektromyogramme des M. Gastrocnemius beim beidbeinigen Hüpfen auf der Stelle von 9 aufeinanderfolgenden Zyklen in Verbindung mit den entsprechenden Kraft-Zeit-Verläufen dargestellt. Obwohl die Kraft-Zeit-Kurven "relativ" konstant reproduziert werden, sind die Roh-EMG-Signale aufgrund zufälliger Einflußfaktoren gewissen Schwankungen unterworfen.

Die Roh-EMG-Analyse hat zwar den Vorteil, den tatsächlichen Innervationsverlauf eines bestimmten Versuches zu erfassen, sie hat jedoch wegen der großen Merkmalsfluktuation, die zwischen den einzelnen Roh-EMG-Ableitungen einer Versuchbedingung besteht, nur geringe Reliabilität. TROUSIL (1980), der die EMG-Aktivität von 4 Beinmuskeln (M. Gluteus m., M. Biceps f., M. Quadriceps f. und M. Triceps s.) aufgezeichnet hat, gibt beim Vergleich zwischen 2 Sprüngen für das gleichgerichtete Roh-EMG Reliabilitätskoeffizienten zwischen  $r_{tt}$  .612 und  $r_{tt}$  .893 (M. Quadriceps f.) an.

Eine quantitative Methode zur Erfassung des Innervationsverhaltens stellt das Integrationsverfahren dar (Abb. 5/4 Mitte), in dem die Roh-EMG-Signale mit Hilfe einer elektronischen Schaltung gleichgerichtet werden; das bedeutet, daß die aus der biphasischen Ableitungstechnik resultierenden Negativpotentiale invertiert werden. Anschließend kann über ein Integrationsverfahren die Muskelaktivität als IEMG-Zeit-Kurve dargestellt werden. Das IEMG kann sowohl als Absolutmaß zur Quantifizierung des gesamten "Inputs" während eines Versuches an den Muskel herangezogen werden und bietet damit in intraindividuellen Vergleichsstudien, z.B. bei unterschiedlichen Belastungssituationen, eine Möglichkeit, die neuronale Aktivierung abzuschätzen.

Weitaus häufiger dagegen wird das zeitnormierte IEMG verwendet (KOMI/BUSKIRK 1972; BOSCO/KOMI 1979, 1980; KOMI 1973, 1984a,b). Mathematisch stellt dabei dieser Parameter die mittlere Aktivierungsamplitude dar, mit der der Muskel während des Analysezeitraumes versorgt wurde. In der Literatur wird diese Art der EMG-Quantifizierung vorwiegend bei (neuronalen) INPUT/(Kraft)-OUTPUT-Vergleichen (MORITANI/DEVRIES 1978) herangezogen.

Ein Nachteil des Verfahrens kann darin gesehen werden, daß die quanti-

tative Registrierung wenig Rückschlüsse auf die Qualität der Innervation zuläßt, da eine Beurteilung von Aktivitätsspitzen (z.B. als Folge kurzfristiger phasischer Aktivierung) nicht vorgenommen wird.

Weiterhin bezieht sich die IEMG-Analyse auf die Analyse von Roh-Elektromyogrammen einzelner Versuchsbedingungen, hierbei besteht bezüglich der Reliabilität dieses Verfahrens jedoch dieselbe Problematik wie bei der Roh-Wert-Analyse.

Wegen der geringen Reliabilität von Roh-EMG-Ableitungen, wurde in den letzten Jahren in zunehmendem Maße das Average-Verfahren angewendet und in einer Reihe von Untersuchungen (z.B. ANTONI et al. 1979; DIETZ/NOTH 1978a,b; DIETZ et al. 1979, 1981; EKLUND 1982a,b; SCHMIDTBLEICHER et al. 1978; SCHMIDTBLEICHER/GOLLHOFER 1982) als EMG-Verarbeitungsmethode benützt.

Beim Average-Verfahren werden die gleichgerichteten Roh-EMG-Ableitungen mehrerer Bewegungszyklen, z.B. Hüpfzyklen (Abb. 5/4 rechts), elektronisch aufsummiert und mit der Anzahl der registrierten Zyklen gemittelt. Unter Verwendung einer genügend hohen Anzahl von Bewegungszyklen werden dabei die unsystematischen Effekte in den Roh-EMG-Ableitungen durch die Mittelung minimiert, die systematischen Innervationsaktivitäten (wie z.B. Reflexaktivität, Vorinnervation usw.) dagegen verstärkt wiedergegeben. Die Summation sollte hierbei in der Regel mit einem hochreliablen biomechanischen Trigger-Signal (z.B. positive Flanke der Kraft-Zeit-Kurve) gestartet werden. Nach DIETZ et al. (1981) und SCHMIDTBLEICHER/GOLLHOFER (1982) weisen die EMG-Mittelwertskurven Reliabilitätskoeffizienten von  $r$  von .95 auf, wobei sich dieser Zusammenhang auf den Vergleich von integrierten EMG-Mustern einzelner funktioneller Zeitphasen bezieht.

Das Verfahren, mit Hilfe des gleichgerichteten EMG gemittelte Innervationsmuster zu analysieren, ermöglicht ein Vorgehen in zweifacher Hinsicht: Zum einen können qualitative Interpretationen des Aktivitätsmusters vorgenommen und einzelne Aktivierungsphasen während des Bewegungsablaufes diskutiert werden. Zum anderen sind quantitative Aussagen möglich, indem die Fläche unter dem EMG-Muster in bestimmten Zeitphasen integriert werden kann, womit intra- und interindividuelle Vergleiche möglich sind.

Da die Reliabilität der Innervationsmuster umso höher wird, je größer die Anzahl der aufsummierten Bewegungszyklen ist, muß besonders bei Bewegungsaufgaben, die hohen Ermüdungseffekten oder extremen Belastungsgrößen unterliegen, dafür Sorge getragen werden, daß zwischen den einzelnen Untersuchungsserien genügend Zeit für die vollständige Erholung bzw. Regeneration der Versuchsperson zur Verfügung steht.

Besonders bei Analysen im Bereich des Spitzensports ist es zudem nicht möglich, motorische Spitzenleistungen mehrfach hintereinander zu erbringen, ohne daß sportliche Qualitätseinbußen in Kauf genommen werden müssen. Aus diesem Grunde muß im Bereich des Spitzensports teilweise auf die Roh-EMG bzw. Integrationsmethode zurückgegriffen werden.

#### 5.4.4 Erfassung der relativen Achilles-Sehnen-Spannung

Durch die Analyse der Spannungsentwicklung an der zur Muskulatur in Serie geschalteten Sehne sollte versucht werden, das "mechanische Resultat" der neuronalen Aktivität abzuschätzen.

In der Literatur sind bisher drei verschiedene Verfahren zur

Registrierung der Sehnenspannung vorgestellt worden:

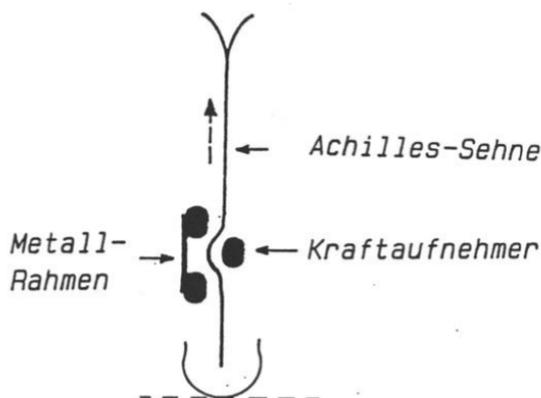
- a) Messung am isolierten Sehnen-Muskel-System (MORGAN et al. 1978)
- b) indirekte, invasive Messung (KOMI et al. 1984)
- c) indirekte, nicht invasive Messung.

Die von der australischen Forschungsgruppe um MORGAN (1978) am Känguruh durchgeführten Längen-Spannungsableitungen erfordern eine operative Präparation des Muskel-Sehnen-Komplexes und wurden meßmethodisch bereits in früheren Studien (BENEDICT et al. 1968) erprobt. Diese Ableitungstechnik hat zwar den Vorteil, die physikalisch direkteste Meßmethode zu sein, da sie an der freigelegten Sehne in Sehnenlängsachse, also seriell, durchgeführt wird, sie verbietet sich jedoch bei Versuchen am Menschen in vivo.

Die von der finnischen Arbeitsgruppe KOMI und Mitarbeiter (1984) entwickelte Methode zur Messung der Sehnenspannung ist dagegen indirekt, da die Sehnenspannung nicht in Serie zur Muskel- und Sehnenlängsachse, sondern über einen Klemm-Mechanismus parallel ermittelt wird. Sie kommt jedoch für eine breite, routinemäßige Anwendung an einer Vielzahl von Versuchspersonen nicht in Frage, da das Meßinstrument direkt operativ an die Sehne implantiert werden muß.

Die indirekte, nicht invasive Methode wurde in den letzten Jahren von der Arbeitsgruppe DIETZ, QUINTERN, GOLLHOFER, SCHMIDTBLEICHER entwickelt und erprobt (GOLLHOFER et al. 1984a). Wegen des indirekten Ableitungsverfahrens kann sie zwar nur über relative Sehnenspannungsveränderungen Informationen liefern, sie hat jedoch den Vorteil, vergleichsweise einfach, d.h. ohne chirurgische Eingriffe an der Versuchsperson die Spannungswerte zu registrieren. Abb. (5/5) zeigt die prinzipielle Arbeitsweise des Meßaufnehmers zur Ermittlung der relativen Achilles-Sehnen-Spannung (ASS). Die Sehne wird zwischen Ansatz am

Kalkaneus und Insertionsstelle am M.Soleus mit einem Metallbügel über einen verstellbaren Klemm-Mechanismus eingeklemmt und damit in ihrer Längsachse ausgelenkt. Jede Druck- bzw. Spannungsveränderung bewirkt eine entsprechende Spannungsveränderung am Klemm-Mechanismus. Dehnmeßstreifen (DMS) ermöglichen die Registrierung des Spannungsverlaufes während der Bewegungsausführung.



*Abb. 5/5: Schematische Darstellung zur Ermittlung der relativen Achilles-Sehnen-Spannung mit der nicht invasiven, indirekten Ableitungsmethode. Die Sehne wird dabei über einen Klemm-Mechanismus ausgelenkt. Jede Spannungsveränderung an der Sehne bewirkt eine Spannungsveränderung am Klemm-Mechanismus.*

Die Empfindlichkeit der Meßanordnung auf äußere Einflußfaktoren wie Gelenkstellung bei Fixation, Nullpunktabgleichung und Nachgiebigkeit des Bindegewebes an der Sehne, machen eine exakte Fixation des Meßinstrumentes nach normierten Bedingungen notwendig. Das Meßinstrument (Masse = 50 g) hat 3 Berührungspunkte mit der Sehne. Diese werden bei der ersten Fixierung gekennzeichnet. Über eine Meßbrücke kann der Vorspannungswert an der Sehne in einer normierten Ausgangsbedingung,

z.B. aufrechter Stand (Fußgelenkwinkel = 90 Grad, Kniegelenk = 180 Grad), eingestellt werden. Mit Hilfe der verstellbaren Klemmfinger wird die Sehne gegen den Metallbügel gedrückt und damit für alle Vpn konstant vorgespannt. Sobald das Meßinstrument zusätzlich mit einem Gummiband am Unterschenkel fixiert ist, kann der Proband einige langsame Schritte durchführen, um sich auf die ungewohnte Meßsituation einzustellen. Danach wird das Meßinstrument zunächst für einige Sekunden ( $10 < t < 25$  s) wieder vollständig entfernt, dann erneut an den Markierungspunkten fixiert und die Sehne in der vorgegebenen Ausgangsspannung ausgelenkt.

Das Entfernen des Meßinstrumentes ist notwendig, weil während der ersten Bewegungen durch die Fixation das Binde- und Unterhautfettgewebe stark zusammengepreßt und dadurch eine Nachregulation der Vorspannung auf einen interindividuellen konstanten Ausgangswert notwendig wird. Erst nach dieser Vorbereitungsphase beginnt die Versuchsperson mit der Durchführung der Bewegungsaufgaben.

An dieser Stelle muß jedoch eingeräumt werden, daß diese Meßmethode zur Erfassung der Sehnenspannung zum Zeitpunkt der Meßreihen noch nicht genügend entwickelt war, so daß von der ursprünglich durchgeführten Untersuchungsserie mit 9 Vpn nur Ableitungen einzelner Vpn analysiert werden konnten. Bei dieser Meßreihe, die über die Sehnenspannung beim Hüpfen mit und ohne Zusatzlasten Aufschluß geben sollte, stellte sich heraus, daß sich neben der problematischen Fixierungsmethode vor allem die Frage nach der Zuverlässigkeit der parallel abgeleiteten EMG-Aktivitäten am M. Gastrocnemius zu beantworten ist. Hierfür wurde neben Äußerungen einzelner Vpn über beträchtliche Schmerzen an der Ableitstelle vor allem auch ein veränderter biomechanischer Zeitverlauf durch diese Schmerzeinflüsse registriert.

Deshalb hat die hier vorgestellte Methodik lediglich Pilotcharakter und die aus dieser Untersuchungsreihe gewonnenen Ergebnisse werden im folgenden der Arbeit nur zu Erklärungszwecken benützt. Durch mechanische Veränderungen am Meßgerät konnten erst in späteren Untersuchungen (GOLLHOFER et al. 1984a,b) befriedigende Meßergebnisse erzielt werden.

## 5.5. Variablen, Parameter, Meßgenauigkeiten

### 5.5.1 Kraft-Zeit-Kurven

#### - Beinkraftmeßgerät (BKM)

Die Ermittlung des Kraft- und Schnelligkeitsverhaltens wurde an den Kraft-Zeit-Kurven des Beinkraftmeßgerätes vorgenommen. Insgesamt realisierten die Versuchspersonen jeweils 3 Versuche in den Versuchsbedingungen: i) isometrische Kontraktion, ii) exzentrisches Kraftverhalten und iii) konzentrisches Kraftverhalten. Die Auswahl der Parameter erfolgte nach dem Verfahren, das von BÜHRLE/SCHMIDTBLEICHER (1981) und BÜHRLE et al. (1983) über Kraft- bzw. Schnellkraftleistungen dieser Kontraktionsformen an der Armstreckmuskulatur vorgestellt wurde. Die Autoren konnten an über 1000 Vpn, darunter eine Reihe von Athleten verschiedener Nationalkader, die Schnellkraftleistungen an der Armstreckmuskulatur registrieren und anhand der von ihnen erhobenen Parameter validieren. Aus diesem Grunde soll die inhaltliche Bedeutung und Aussagekraft der Kraft- und Schnelligkeitsparameter für die Ergebnisdarstellung und deren Diskussion in der hier vorliegenden Arbeit übernommen werden.

### i) Isometrische Kontraktion

Die isometrische Arbeitsweise erfolgt unter statischer Bedingung gegen einen unüberwindlichen Widerstand. Die Parameter der isometrischen Kraft-Zeit-Kurve sind 1.) der realisierte Kraftspitzenwert (KMI), 2.) die größte Anstiegssteilheit (EXI), 3.) der Kraftwert, der 50 ms nach Kontraktionsbeginn erreicht wurde (STI), die zugehörigen Zeitparameter (TKI) bzw. (TEI), die auf den Beginn der Kontraktion bezogen wurden.

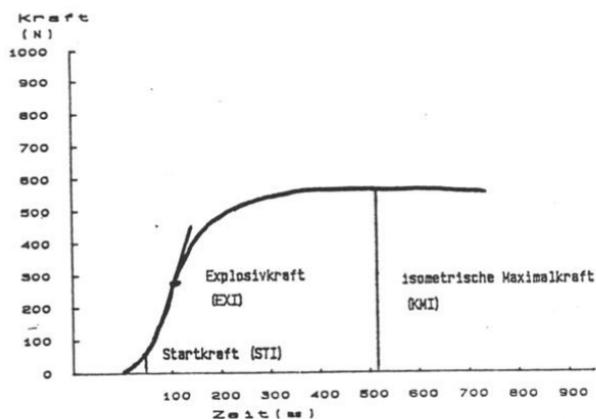


Abb. 5/6: Isometrische Kraft-Zeit-Kurve und deren Parameter

- 1.) Der Kraftspitzenwert KMI oder die isometrische Maximalkraft beschreibt den höchsten, bei maximaler Willkürkontraktion gegen einen unüberwindlichen Widerstand realisierten Kraftwert.
- 2.) und 3.) Neben der Maximalkraft als Basiskomponente unterteilt SCHMIDTBLEICHER (1984b) die Schnellkraft weiter in die Komponenten Start-(STI) und Explosivkraft (EXI). Die Startkraft (STI) kennzeichnet dabei die Fähigkeit des neuromuskulären Systems, vom Anfangsmoment der

dabei die Fähigkeit des neuromuskulären Systems, vom Anfangsmoment der Anspannung an, eine möglichst große Kraft in kürzester Zeit (hier 50 ms) zu entwickeln. Die Explosivkraft (EXI) beschreibt die Fähigkeit des neuromuskulären Systems, einen bereits begonnenen Spannungsanstieg maximal schnell weiterzuleiten.

#### ii) Exzentrische Kontraktion

Die Messung der exzentrischen Kraft erfolgte aus der isometrischen Vorspannung heraus. Der Parameter (KEZ) beschreibt die exzentrische Maximalkraft, die bei nachgebender Arbeitsweise gegen eine unüberwindliche Krafteinwirkung realisiert wird. Nach SCHMIDTBLEICHER et al. (1978) repräsentiert die exzentrische Maximalkraft das bei der momentan vorhandenen Muskelmasse absolute Kraft-Potential.

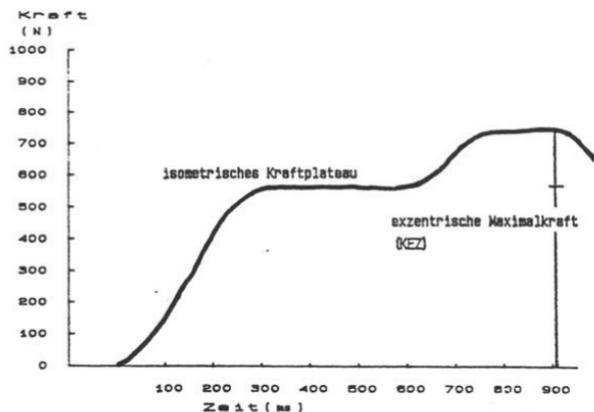


Abb. 5/7: Exzentrische Kraft-Zeit-Kurve und deren Parameter

Wie bereits ausgeführt sind beim exzentrischen Kontraktionsverhalten die erzielten Kraftwerte gegenüber den isometrischen Kennwerten deutlich erhöht. In Übereinstimmung mit dem von MASALGIN/USHAKOW (1979) formulierten Begriffs, bezeichnen BÖHRLE/SCHMIDTBLEICHER (1981) die prozentuale Differenz zwischen exzentrischer Maximalkraft (KEZ) und isometrischer Maximalkraft (KMI) (=100%) als Kraftdefizit (KDF).

### iii) Dynamisch-konzentrisches Kraftverhalten

Das dynamisch-konzentrische Kraftverhalten wurde in der vorliegenden Arbeit durch Kontraktionen gegen einen unbelasteten Schlitten untersucht. Entsprechend den Gesetzen der physikalischen Dynamik muß die Gewichtskraft des Schlittens (50 kp) durch die Hangabtriebskraft ( $H = 346,8 \text{ N}$ ) ersetzt werden. Die Analyse der Schnellkraftleistungen bei konzentrischer Arbeitsweise wurde anhand der Parameter a) SKD - dynamische Startkraft, b) EXD - dynamische Explosivkraft und c) KDY - dynamisches Kraftmaximum vorgenommen; die zugehörigen Zeitparameter d) TKD - Zeit bis zum Erreichen des dynamischen Kraftmaximums - bzw. TXD - Zeitpunkt der dynamischen Explosivkraft - waren auf den Beginn der Kontraktion bezogen. Durch Integration des Kraft-Zeit-Verlaufes wurde sowohl die Geschwindigkeit-Zeit-Relation als auch die Weg-Zeit-Relation errechnet. Hieraus war der Zeitpunkt des dynamischen Beginns (TBE) - Zeitpunkt bis zum Erreichen der notwendigen Kraft, um die aufliegende Last zu überwinden - und der Zeitpunkt nach Durchlaufen einer Wegstrecke von 25 cm (TAUS), sowie die Geschwindigkeit des Schlittens (VAUS) nach dieser Wegstrecke (25 cm) bestimmbar. Um interindividuelle Vergleiche vorzunehmen, wurden die erreichten maximalen Kraftwerte (KMI, KDY) zusätzlich am Körpergewicht relati-

viert (KMIR bzw. KDYR). Die dynamische Realisationsfähigkeit (BÖHRLE/SCHMIDTBLEICHER 1981) (KMI%) ist durch den Quotienten aus KMD und KMI bestimmt und bezeichnet die Fähigkeit des neuromuskulären Systems, gegen eine vorgegebene absolute Last einen möglichst großen Anteil des willkürlich erreichbaren Kraftpotentials einsetzen zu können.

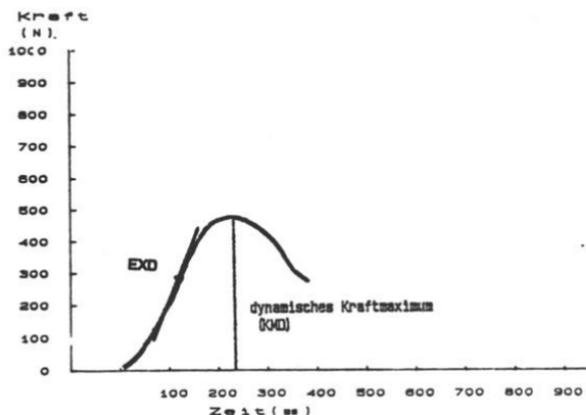


Abb. 5/8: *Dynamische Kraft-Zeit-Kurve und deren Parameter*

- **Meßgenauigkeit und Fehlerrechnung**

Die Fehlerrechnung als Teilbereich der mathematischen Statistik unterscheidet zwei Typen von Meßfehlern: den systematischen Fehler und den Zufallsfehler.

Systematische Fehler werden durch Fehler des Meßinstrumentariums oder des Meßverfahrens selbst verursacht. Sie verfälschen das Meßergebnis

immer in eine bestimmte Richtung und stellen somit einen für alle Versuchspersonen konstanten Faktor dar.

Zufällige Fehler treten durch verschiedene Störeinflüsse bei der Messung selbst und bei der Auswertung der Meßergebnisse auf. Sie können zwar durch Verbesserung der Meßgenauigkeit und des Auswerteverfahrens minimiert, aber niemals eliminiert werden. Diese Fehlerkategorie verfälscht daher die einzelnen Meßergebnisse in mehr oder minder großem Umfang und muß über eine explizite Fehlerrechnung (z. B. nach dem GAUSS'schen Fehlerfortpflanzungsgesetz) abgeschätzt werden.

Eine Beurteilung der systematischen Fehler am Beinkraftmeßgerät muß von allen in der Meßkette beteiligten Fehlerquellen ausgehen (siehe Abb.5/3). Hauptsächliche Fehlerquelle (Größenordnung ca. 3%, Herstellerangabe) ist in dieser Meßanordnung der Ladungsverstärker. Zusammen mit Kalibrierungsungenauigkeiten in den Eichprozeduren des Computerprogramms liegt der gesamte systematische Fehler der Meßstrecke in einer Größenordnung von 3% - 4% für die Signalamplituden.

Der zufällige Fehler wird bei dieser Einrichtung durch das Auflösungsvermögen bei der analog/digital-Wandlung bestimmt. Aufgrund der Einzugsfrequenz von ca. 250 Hz. ist eine Unschärfe bei den erhobenen Zeitparametern von  $\pm 4$  ms vorgegeben. Zudem können die kraft- bzw. amplitudenabhängigen Parameter immer nur auf  $\pm 1$  Digit genau angegeben werden. Dabei ist ein Digit durch den Abstand zweier benachbarter abgetasteter Punktwerte eines Einzugskanals im Computer definiert. Wie durch Eichprozeduren bestimmt wurde, liegt der Digitabstand in den Untersuchungen mit dem Beinkraftmeßgerät bei 0.29 N.

Fehlertabelle der wichtigsten Parameter aus der Beinkraftmessreihe

	system.Fehler	zufäll.Fehler	rel.Gesamtfehler
KMI	3.5	0.7	3.6
TKI		0.7	0.7
EXI	3.7	10.0	10.7
STI	3.7	8.0	8.8
KEZ	3.5	0.5	3.6
KMD	3.5	1.8	4.0
TKD		1.8	1.8
EXD	3.7	9.0	9.7
KDEF	3.5	6.2	7.2

Tab 5/3: Systematische, zufällige Fehler und relative Gesamtfehler bei den registrierten Parametern des Kraft-Zeit-Verhaltens bei der Bein Streckung

Eine weitere Fehlerquelle stellt die geometrische Anordnung des Meßgerätes dar. Aufgrund der Position der  $V_p$  im Beinkraftmeßgerät kann es trotz konstanter Kniewinkelposition ( $70 \begin{smallmatrix} \circ \\ + \\ - \\ 3 \end{smallmatrix}$ ) zu Veränderungen im resultierenden Hüftwinkel kommen, die hauptsächlich auf Unterschiede in den Segmentlängen der anderen Extremitäten zurückzuführen sind.

Eine Modellrechnung kann hier zwar Aufschlüsse über die zu erwartenden Winkelveränderungen im Hüftgelenk erbringen, sie ist jedoch wegen fehlender verlässlicher Literaturangaben über Kraft-Winkel-Relationen für eine explizite Fehlerrechnung nicht zugänglich.

Unter Berücksichtigung der oben angeführten systematischen und zufälligen Fehlereinflüsse können nach dem GAUSS'schen Fehlerfortpflanzungsgesetz die in Tab 5/3 dargestellten prozentualen Fehlerangaben als Gesamtfehler errechnet werden.

### 5.5.2 Winkel-Zeit-Kurven

Die Erfassung des Fuß- und Kniegelenkwinkels während der Versuche erfolgte mit Hilfe der Goniometrie. Spezielle, den anatomischen Formen angepasste Goniometer, waren an den entsprechenden Gelenken über den Gelenksrotationsachsen angebracht. Die Potentiometersignale wurden zum einen über einen Tintenschreiber direkt ausgeschrieben und dienten vorwiegend der Sofortkontrolle; zum anderen wurde sie über Software entsprechend den EMG-Signalen auf ein Triggersignal hin aufsummiert und gemittelt.

Aus Gründen der Zuordenbarkeit (gemittelttes EMG) und der gesteigerten Reliabilität gemittelter Kurven wurde eine Analyse der gemittelten Winkel-Zeit-Verläufe einer Analyse der Rohkurven vorgezogen, auch wenn dadurch die Information über die in den einzelnen Versuchen tatsächlich realisierten Winkelveränderungen verloren geht.

Die in Abb. 5/9 dargestellten Parameter sind:

- a) (a ein): die Winkelstellung zu Beginn des Bodenkontaktes
- b) (a min): die minimale Winkelstellung während der Kontaktphase
- c) (a aus): die Winkelstellung am Ende der Kontaktphase.

Als Referenzgröße wurde der Winkel bei maximaler Kniegelenkstreckung

als (physiologisch)  $180^\circ$  definiert. Bei Ableitungen des Fußgelenkwinkels erfolgte die Kalibration der Meßapparatur external an einem Normwinkel bei  $180^\circ$  und  $90^\circ$ . Neben dem Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes ( $t$ ) und der Dauer der Bodenkontaktphase ( $t_{\text{kontakt}}$ ) wurde als zusätzlicher Zeitparameter  $t_{\text{amin}}$  erhoben, der den Zeitpunkt der minimalen Gelenkstellung definiert. Alle Zeitkennwerte sind auf  $t$  bezogen.

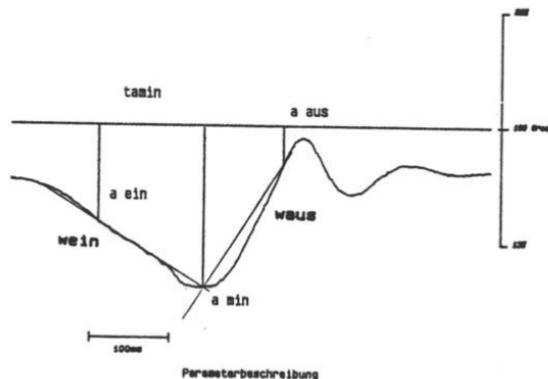


Abb. 5/9: Winkel-Zeit-Kurven und deren Parameter

Eine Programmroutine zur Differentiation der mittleren Winkel-Zeit-Kurven war zum Zeitpunkt einiger Untersuchungen nicht installiert. Deshalb mußte in den Untersuchungen zum Innervationsverhalten die mittlere Winkelgeschwindigkeit während der Gelenkbeugung ( $w_{\text{ein}}$ ) und der Gelenkstreckung ( $w_{\text{aus}}$ ) nach der Formel:  $w_{\text{ein}} = \frac{a_{\text{ein}} - a_{\text{min}}}{t_{\text{ein}} - t_{\text{amin}}}$  bzw.  $w_{\text{aus}} = \frac{a_{\text{aus}} - a_{\text{min}}}{t_{\text{aus}} - t_{\text{amin}}}$  berechnet werden.

- Meßgenauigkeit und Fehlerrechnung

Der systematische Fehler, der durch Kalibration, Nichtlinearität und

Glättungseffekte der Goniometerpotentiometer verursacht wird, ist nach Angaben des Herstellers in einem Winkelgeschwindigkeitsbereich  $< 2000^{\circ}/s$  vernachlässigbar klein ( $< 1\%$ ). Eine der Fehlerquellen ( $< 3\%$ ) liegt in der unsachgemäßen Definition der Gelenkrotation, die, wie bereits erwähnt, nicht als reine Rotationsachse am Fuß- und Kniegelenk betrachtet werden darf. Weiterhin ist trotz verbesserter Fixationstechnik besonders bei extremen dynamischen Belastungseinwirkungen, zu erwarten, daß der Goniometer mit der Haut um seine Ausgangslage, d.h. Gelenkachse schwingt. Ein solches Schwingen würde allerdings für die Winkelableitung nur eine minimale Auswirkung haben, da aufgrund der Massenverteilung der Goniometer als Ganzes ausgelenkt wird, und somit die relative Winkelveränderung der beiden Goniometerschenkel sehr gering sein dürfte.

Außerdem müßte sich das mechanische Schwingen bei den aufsummierten und gemittelten Winkel-Zeit-Kurven als überlagerte Oszillation zu Beginn des Bodenkontaktes manifestieren, was jedoch in keiner der analysierten Winkelableitungen beobachtet wurde.

Der Analysefehler bei der Parametrisierung der Winkel-Zeit-Kurven wurde mit Hilfe einer software-gesteuerten Digitisiereinrichtung minimiert und konstant gehalten. Durch die Einzugsfrequenz bei der Analog/-Digital-Wandlung von  $> 500$  Hz pro Kanal (VICTOR-SIRIUS-COMPUTER) liegt das Auflösungsvermögen für Zeitparameter in einer Größenordnung von maximal 2 ms. Die Speicherung der Signalgrößen erfolgte physikalisch mit 12 Bit-Auflösung und erlaubte eine Auflösung von  $\pm 1.2$  mV bei  $\pm 2500$  mV Full-Range-Scale, was einem prozentualen Fehler von  $< 0.01\%$  entspricht.

Die maximalen Fehler der erhobenen Winkelparameter sind in Tab.5/4 zusammengestellt:

*Fehlertabelle der wichtigsten Parameter aus der Winkel-Zeit-Messung*

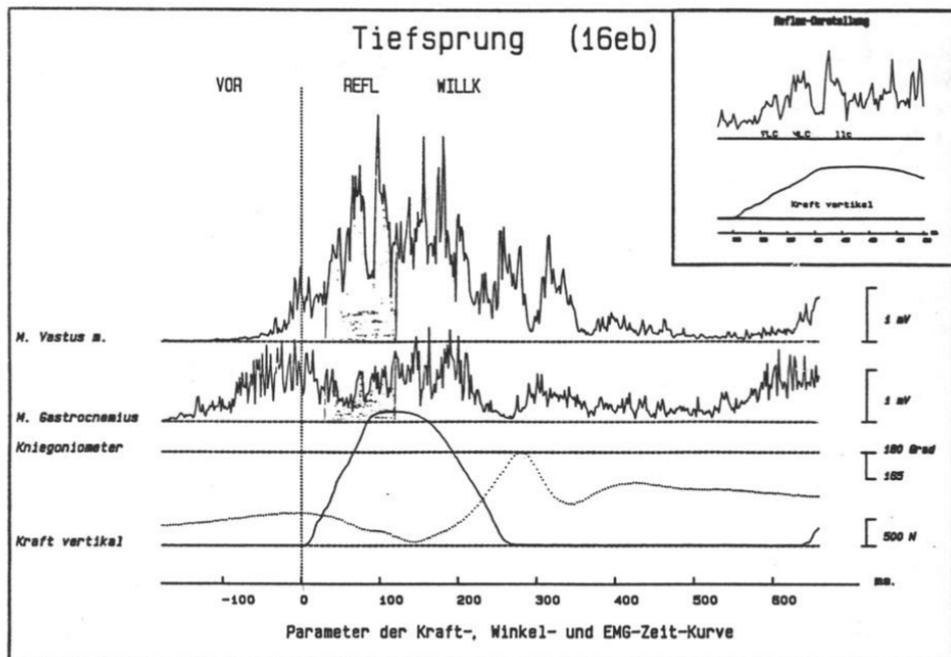
	system.Fehler	zufäll.Fehler	rel.Gesamtfehler
Winkel	1.0	3.0	3.2
Adifflein	1.5	3.0	3.4
Adiffaus	1.5	3.0	3.4
Wein	2.0	3.3	3.9
Waus	2.0	3.3	3.9
tein	<0.1	1.0	1.0
taus	<0.1	1.0	1.0

*Tab 5/4: Fehlerkennwerte einiger Parameter aus dem Winkel-Zeit-Verlauf*

5.5.3. Innervationsmuster

Die Innervationsmuster wurden in allen Untersuchungen durch elektronische Mittelung gleichgerichteter und aufsummierter Roh-EMG-Ableitungen erhalten. Bis auf die Versuche mit extremen Belastungswerten (z.B. einbeiniger Tiefsprung aus 72 cm Absprunghöhe) wurde stets darauf geachtet, daß in einer Bedingung mindestens acht Versuche aufsummiert werden konnten.

In Abb.5/10 sind exemplarisch die Innervationsmuster von M. Gastrocnemius und M. Vastus m. beim Tiefsprung aus 16 cm Höhe mit einbeiniger Landung dargestellt.



**Abb. 5/10:** Exemplarische Darstellung der gemittelten Innervationsaktivitäten ( $n = 8$ ) einer Versuchsperson zur Demonstration der funktionellen Zeitphasen im EMG.

Von oben nach unten: M. Vastus m.; M. Gastrocnemius; Kniegelenkableitung und Kraft-Zeit-Verlauf.

Zur Verdeutlichung ist im oberen rechten Teil der Abb. das EMG des M. Vastus m. zusammen mit dem Anstieg der Kraft-Zeit-Kurve in verändertem Zeitmaßstab (eine Zeitmarke entspricht 20ms) explosiv herausgezeichnet.

Die Parametrisierung der EMG-Muster erfolgte nach drei funktionellen Zeitbereichen :

- 1.) Die Voraktivitätsphase (100 bis 250 ms vor Bodenkontakt): Ungefähr 100 - 250 ms vor Bodenkontakt (siehe Abb. 5/10) ist ein deutliches Ansteigen der Innervationsaktivität des M. Gastrocnemius und M. Vastus m. zu beobachten. Die in der Literatur als Vorinnervation bezeichnete Aktivität unterscheidet sich dabei deutlich von der Grundaktivität, oder Ruheaktivität des Muskels.

2.) Zeitraum reflektorischer Aktivierung (30 bis 120 ms nach Bodenkontakt): 25 - 35 ms nach dem Auftreffen auf dem Boden ist ein weiterer steiler Anstieg im EMG zu erkennen. Die Phase dieser extrem hohen Aktivierung dauert ca. 100 - 120 ms an und ist durch abgesetzte EMG-Spitzen (rechter oberer Teil in Abb. 5/10) mehr oder weniger deutlich segmentiert. Nach den Aussagen in der Literatur (LEE/TATTON 1978; DIETZ et al. 1979; GOTTLIEB/AGARWAL 1979,1980a,b; SCHMIDTBLEICHER/GOLLHOFER 1982) ist dieser Zeitraum durch das Auftreten reflektorisch ausgelöster Zusatzaktivität gekennzeichnet. Die Untersuchungen von MARSDEN et al.(1978b), in denen die integrierte Aktivität erst 117 ms nach Dehnungsbeginn "versuchsspezifisch" divergierte, bestätigen diese These. Ungeachtet der unterschiedlichen Interpretationsansätze einzelner Forschungsgruppen im Hinblick auf die neuronalen Regulations- bzw. Modulationsebenen der Reflexaktivität besteht Einigkeit hinsichtlich ihres zeitlichen Ausmaßes. Die von LEE/TATTON (1978) vorgeschlagene Bezeichnung der einzelnen Segmente mit M1,M2 bzw. M3 ist jedoch nur für das Reflexverhalten der Armflexoren bzw. -extensoren aufgestellt worden. Für das Innervationsverhalten der Beinextensoren muß wegen der eventuell veränderten Laufzeiten bzw. veränderten Verschaltungsmechanismen eine andere Bezeichnung der einzelnen Reflexkomponenten vorgenommen werden. Aus diesem Grund wurden die im EMG beobachteten Reflexanteile entsprechend der Zuordnung von KWAN et al. (1980) lediglich hinsichtlich ihrer zeitlichen Erscheinung und nicht nach dem Ort ihrer möglichen Generierung parametrisiert:

Die erste Komponente im Zeitraum zwischen 30 ms und 60 ms nach Bodenkontakt wurde als SLC (short-latency-component), die zweite im Zeit-

raum zwischen 60 ms und 85 ms mit MLC (medium-latency-component) und die dritte Komponente zwischen 85 ms und 120 ms mit LLC (long-latency-component) bezeichnet.

3.) Der willkürliche Teil (>120 nach Bodenkontakt): Das EMG ab 120 ms nach Kraftanstieg wird von MARSDEN et al. (1978b) als willkürlicher Innervationsanteil interpretiert und beinhaltet EMG-Aktivitäten, die 120 ms nach Bodenkontakt auftreten und sich noch deutlich von der Ruheaktivität des Muskels unterscheiden.

Bei der Parametrisierung der ermittelten EMG-Muster muß beachtet werden, daß das von mehreren Bewegungsleistungen gemittelte EMG auf der einen Seite sowohl quantitative als auch qualitative Merkmale enthält, die getrennt analysiert und interpretiert werden müssen. Auf der anderen Seite muß besonders bei Bewegungsleistungen im DVZ davon ausgegangen werden, daß das EMG-Muster aus zentral und peripher generierten Aktivitätsanteilen zusammengesetzt ist, die durch die vorliegende Oberflächenableitung nicht separiert werden können. Auf differenzierende Untersuchungstechniken wie z. B. Ischämieversuche zur Blockierung der Ia-Afferenzen wurde in den vorliegenden Untersuchungen verzichtet, da eine Ischämie des gesamten Beines mit konventionellen Abbindetechniken nicht vollständig erzielt werden kann.

Ein weiterer Problembereich bei der Auswertung und Interpretation elektrophysiologischer Meßergebnisse liegt in der interindividuellen Vergleichbarkeit. Da die Quantität registrierter Aktionspotentiale von externen Bedingungen - wie z. B. unterschiedliche Ableitestellen oder unterschiedliches Unterhautfettgewebe u.ä. - abhängt, ist letztlich ein direkter interindividueller Vergleich ohne vorige Normierungsroutinen nur bedingt möglich. Aus diesem Grund wurden sämtliche EMG-Parameter nicht nur auf ihrer absoluten Größe untersucht, sondern

zusätzlich entweder auf eine bestimmte Untersuchungsbedingung hin normiert (Normbedingung) oder auf eine Referenzgröße relativiert. So wurden bei den EMG-Analysen von Studie II alle Kennwerte auf das beidbeinige Hüpfen auf der Stelle im Eigenrhythmus (=100%) bezogen. Als quantitative Innervationsparameter wurden jeweils die drei Innervationsphasen (1 bis 3) separat und muskelspezifisch integriert. Das Integral der Voraktivierung (VOR) repräsentiert dabei das vom motorischen Programm bereitgestellte Aktivierungspotential vor der motorischen Bewegungsleistung. Trotz des Wissens um semantische Mißverständnisse wurde das Integral während der Zeitphase, in der reflektorische Aktivierungsanteile erwartet werden können, als (REFL) und das Integral späterer Innervationsanteile als (WILLK) bezeichnet. Beide Parameterbezeichnungen implizieren dabei nicht die Generierungsart an sich, sondern sollen nur das zeitliche Auftreten von reflektorisch und willkürlich bestimmter Aktivierung zum Ausdruck bringen. Um die Reflexaktivität sowohl in quantitativer als auch in qualitativer Hinsicht differenzierter beurteilen zu können, wurden bei den einzelnen Untersuchungen die Amplituden der EMG-Muster im Zeitraum der Reflexkomponenten (SLC, MLC, LLC) bestimmt. Der Mittelwert aus diesen drei EMG-Kennwerten diente als Abschätzungswert für das reflektorische Verhalten des Muskels. Auch an dieser Stelle soll darauf hingewiesen werden, daß die hier gewählte Bezeichnung der "Reflexkomponente" stets beide, zentrale und periphere, Aktivierungsanteile enthält und nicht als reine Zusatzaktivierung, durch Propriozeptoren generiert, verstanden werden darf. Das arithmetische Mittel dieser EMG-Amplituden wurde zur quantitativen Beurteilung der Gesamtreflexamplitude jedes Muskels herangezogen.

- Meßgenauigkeit und Fehlerabschätzung

Der gerätebedingte Fehler für die benützten Verstärkereinrichtungen während der Einzugsroutine ist laut Herstellerangaben  $\leq 1\%$ . Wegen der relativ schnellen Analog/Digitalen (A/D)-Wandlungsrate (Dwelltime 1,5 bzw. 2,0 ms) und einer Abtastfrequenz von  $> 500$  Hz. sind die Zeitparameter auf maximal 2.0 ms genau bestimmbar. Durch Interpolationsrechnungen nach erfolgtem Dateneinzug kann dieses Fehlerintervall noch auf einen Bereich von unter 1 ms begrenzt werden. Diese Angaben über die Meßgenauigkeit haben für alle erhobenen Zeitparameter Gültigkeit, da alle Kennwerte digital ausgelesen werden konnten.

Für die Amplitudenkennwerte der einzelnen Einzugskanäle kann das im vorigen Abschnitt vorgestellte Fehlerintervall von 0.01 % bei 12-Bit Dateneinzug übernommen werden, da alle Kanäle, sowohl die biomechanischen als auch die elektrophysiologischen, parallel digitalisiert wurden.

Alle Untersuchungsergebnisse wurden vor ihrer weiteren Verarbeitung am Computer (VICTOR-SIRIUS) zunächst analog auf ein 7-Kanal-Bandspeichergerät (RACAL) bzw. 4-Kanal-Bandspeichergerät (TANDBERG) gespeichert. Dadurch muß eine im wesentlichen durch das Bandrauschen verursachte Fehlerquelle mitberücksichtigt werden, die jedoch, wie in Voruntersuchungen ermittelt wurde, für alle Amplituden zu vernachlässigen war.

#### 5.5.4. Sprunghöhe

Zur Bestimmung der in den Sprungserien erzielten Sprunghöhen standen zwei verschiedene physikalische Rechenverfahren zur Auswahl:

- 1.) Berechnung aus dem Absprungimpuls
- 2.) Berechnung aus der Flugzeit.

Zu 1.) Die Berechnung der Sprunghöhe aus dem Absprungimpuls basiert auf dem Energieerhaltungssatz: Die kinetische Energie des Körpers beim Verlassen des Bodens wird vollständig in potentielle Energie umgewandelt:

$$1/2 m v^2 = m g h \quad (5.5.01)$$

Der linke Term der Gleichung (5.5.01) beschreibt die kinetische Energie zum Zeitpunkt des Absprungs, der rechte Term die potentielle Energie am höchsten Punkt der Flugparabel des Körperschwerpunktes.

Aus (5.5.01) kann die Sprunghöhe  $h$  separiert werden:

$$h = v^2 / 2g = I^2 / 2 m g \quad (5.5.02)$$

wobei  $I$  durch den Impuls des Körpers,  $m$  durch die Masse und  $g$  ( $=9,81 \text{ m/s}^2$ ) durch die Erdbeschleunigung definiert ist.

Zu 2.) Die Berechnung der Sprunghöhe (Abb. 5/11) aus der Flugzeit basiert auf der Überlegung, daß sich der Körper während des Fluges wie ein freier physikalischer Gegenstand unter der Wirkung der Erdanziehungskraft verhält:

$$\text{Mit} \quad s = g t^2 / 2 \quad (5.5.03) \quad (\text{dyn. Weg-Zeit-Gesetz})$$

folgt nach den Gesetzen des senkrechten Wurfes nach oben, unter der

Voraussetzung, daß die Zeit zum Erreichen des höchsten Punktes der Parabel die halbe Gesamtflugzeit darstellt:

$$t = t_{\text{flug}} / 2$$

$$h = g t_{\text{flug}}^2 / 8 \quad (5.5.04)$$

**KRAFT-ZEIT-KURVE** beim Tiefsprung

aus 40 cm Absprunghöhe

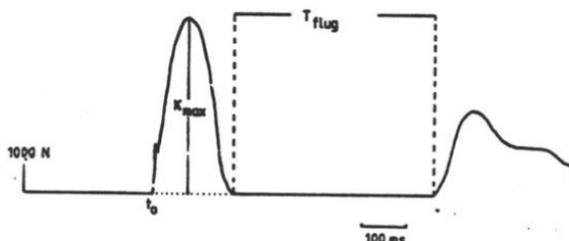


Abb. 5/11: Kraft-Zeit-Kurve beim Tiefsprung (40 cm Absprunghöhe)

Aus den Sprungversuchen wurde zur Beurteilung der absoluten Sprungkraftleistung die realisierte KSP-Erhöhung in den einzelnen Sprungformen, bzw. Sprungbedingungen registriert (SJ, CMJ, 16cm ...100cm). In den Versuchen, in denen jeweils das ein- bzw. beidbeinige Sprungverhalten ermittelt wurde, ist zur Unterscheidung an die jeweilige Sprungform der Zusatz "bb" (beidbeinige Ausführung) bzw. "eb" (einbeinige Ausführung) angehängt.

Um Abschätzungen über den Ausprägungsgrad der individuellen reaktiven Leistungspotenzierung vornehmen zu können, wurden alle erzielten

Sprungwerte, in denen im DVZ gearbeitet wurde, auf die individuelle Referenzhöhe, die beim Kautersprung (Squat Jump) realisiert wurde, bezogen. Hierdurch ergaben sich zwei weitere Variablensätze, die zum einen die absoluten Sprungdifferenzen (DCMJ, D16 ... D100) und zum anderen die prozentualen Sprungdifferenzen (CMJ%, 16% ... 100% (Squat Jump = 100%)) beschreiben.

#### - Meßgenauigkeit und Fehlerabschätzung

Die Ermittlung der Sprunghöhe erfolgte durch die Messung der Flugzeit in den einzelnen Sprungversuchen, was durch folgende Überlegungen gerechtfertigt erscheint:

1. In den Tiefsprungversuchen verbietet sich wegen des vorgeschalteten Einsprungverhaltens eine Impulsmessung. Diese wäre dann nur bei den Sprungbedingungen SJ und CMJ sinnvoll.
2. Der Meßfehler, der sich aus der Impulsberechnung aufgrund des komplizierten Aufnahme- und Rechenverfahrens ergeben würde, liegt in einer Größenordnung von  $> 10\%$ .

Aus Gründen der Vergleichbarkeit der einzelnen Flugphasen und der Meßfehlerminimierung wurde einheitlich die Flugzeit als Berechnungsgrundlage herangezogen. Bei einer durchschnittlichen Sprunghöhe  $h = 31$  cm ergibt sich, durch die Einzugsrate bei der A/D-Wandlung (APPLE-System) von 250 Hz bedingt, ein maximaler Zeitfehler von  $\pm 8$  ms, der damit eine maximale Höhenvariation von  $3,2\%$  zur Folge hat.

Die Messung der Sprunghöhe beinhaltet jedoch eine weitere systematische Fehlerquelle, die bei der Interpretation der Meßergebnisse mitberücksichtigt werden muß: Die Versuchspersonen hatten in der Regel die Kniegelenke bei der Landung stärker gebeugt als beim Absprung.

Durch Kontrollmessungen an 9 Vpn konnte festgestellt werden, daß diese Winkeldifferenzen ( $a_{ein} = 162,166 \pm 3,65$  o;  $a_{aus} = 178,163 \pm 2,316$ o) relativ unabhängig von der Einsprunghöhe (bei Tiefsprüngen aus 16 cm bis 72 cm Absprunghöhe) auftreten und intraindividuell konstant ausgeprägt sind. Die dadurch verursachte mittlere Höhenverschiebung des KSP (bei einer mittleren Oberschenkelänge von 44,3 cm) beträgt 1,716 cm. Da das Beugeverhalten jedoch bei allen Vpn unabhängig von der Absprunghöhe auftritt, ist der Fehler systematischer Art und wurde in den vorliegenden Analysen als Konstante betrachtet.

#### 5.6. Reliabilität der ermittelten Parameter

##### - Parameter aus den Kraft-Zeit-Kurven und Sprungkraftparameter

Die Reliabilitätsüberprüfung wurde mit Hilfe des Test-Retest-Koeffizienten innerhalb einer Meßreihe vorgenommen. In die Analyse und die Darstellung der Untersuchungsergebnisse wurden jeweils nur die Bestwerte aus einer Serie von 3 Versuchen einer Kontraktionsform ausgewählt. Für die Ermittlung der Reliabilitätskoeffizienten wurde zusätzlich der jeweils zweitbeste Versuch einer Untersuchungsbedingung mit dem entsprechenden Bestwert korreliert. Die Ermittlung der Reliabilität aus einer Meßreihe - also bei anliegenden Elektroden - war notwendig, da aus Voruntersuchungen bekannt war, daß einige Probanden insbesondere nach den Sprungtests in den darauffolgenden Tagen durch Muskelschmerzen (Muskelkater) infolge der hohen exzentrischen Belastung beeinträchtigt waren, so daß eine Vergleichbarkeit der Meßresultate vom Vortag nicht bei allen Vpn gewährleistet gewesen wäre.

Wie die Mittelwertanalyse der Best- und Zweitbestversuche bei Sprunghöhen aus 80 cm bzw. 100 cm aufzeigt, wird die Stichprobengröße in diesem Belastungsbereich zu stark reduziert, so daß eine verlässliche Angabe von Retest-Kennwerten in diesem Bereich nicht vorgenommen werden kann.

In Tab. 5/5 sind die Test-Retest-Koeffizienten der wichtigsten Parameter zusammengestellt:

### *Reliabilitätskoeffizienten*

KMI	.989
KEZ	.991
KMD	.993
SJ	.944
CMJ	.965
16cm	.974
24cm	.964
32cm	.968
40cm	.941
48cm	.953
56cm	.963
64cm	.938
72cm	.880
80cm	.940
100cm	.967

*Tab 5/5: Test-Retest-Korrelationskoeffizienten der wichtigsten Parameter aus den Kraft-Zeit-Kurven und Sprungtests*

Wie bereits in Kap. 5.4.3.1 ausgeführt, verfügt die Methode des gleichgerichteten und gemittelten Elektromyogramms über Reliabilitätskoeffizienten von  $r > 0.95$ .

### 5.7. Datenverarbeitung

Die statistische Analyse der in den einzelnen Untersuchungsserien erhaltenen Daten erfolgte am Rechenzentrum der Universität Freiburg. Die statistischen Prozeduren, mit Hilfe des Statistik Programmpaketes SPSS am Großrechner SPERRY UNIVAC gerechnet, umfaßten neben der Berechnung der üblichen deskriptiven Statistik (Mittelwerte, Standardabweichung, bzw. -fehler) auch die Kennwerte zur Überprüfung der Datenverteilungen (Kurtosis- und Exzeßwerte).

Mittelwertsunterschiede mußten mit Hilfe einfaktorieller Varianzanalysen auf ihre Signifikanz (F-Wert) überprüft werden, bevor mit weitergehenden Statistikprozeduren (z. B. w-Koeffizienten für die Gruppenbindungen) verfahren werden konnte.

Die Überprüfung der Zusammenhangsstrukturen der Schnellkraftparameter umfaßte neben der PEARSON'schen Korrelationsanalyse auch multiple Regressionsanalysen.

Die Dimensionalität der Schnellkraftparameter wurde mit der Faktorenanalyse nach der Hauptachsenmethode durchgeführt, wobei eine unterschiedliche Anzahl von Faktoren extrahiert wurde. Die Darstellung der individuellen Faktorenwerte erfolgte optional einmal mit und einmal ohne Ausschluß von fehlenden Meßwerten.

## 6.0 Darstellung der Untersuchungsergebnisse

### 6.1. Schnellkraftparameter von isometrischen und dynamischen Kontraktionsformen und Parameter der Kontraktionen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus

An den Untersuchungen zur Ermittlung von Schnellkraftparametern im DVZ und der Bestimmung von Leistungskennwerten in den isometrischen, konzentrischen und exzentrischen Kontraktionsformen nahmen insgesamt 88 Vpn teil (Studie I). Die biomechanischen Analysen am BKM und die Studien über das Sprungvermögen umfaßten neben einer Gruppe von Sportstudenten und Sportstudentinnen (n=48) auch Athleten aus Nationalkademern mehrerer unterschiedlicher Sportarten (n=40). In Tab. 6/1 sind die wichtigsten biographischen Daten zusammengestellt.

#### *Beschreibung der Stichproben*

	n	Alter	Grösse	Gewicht
Studenten	48	24.4	177.3	70.6
Volleyballer	9	23.9	186.6	82.0
Kugelstosser	9	23.6	189.8	104.6
Springer	22	22.1	184.6	75.8
Mittelwert		23.7	181.4	76.5
Std.dev.		2.1	9.0	14.4

*Tab 6/1: Biographische Daten der Probandengruppe in Studie I. In der Studentengruppe und in der Gruppe der Springer lagen von jeweils einer Vp kein biographischen Daten vor*

6.1.1. Mittelwerte und gruppenspezifische Differenzen der ermittelten Schnellkraftparameter bei isometrischer, exzentrischer und konzentrischer Kontraktionsform

In Tab. 6/2 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der Parameter aus den Kraft-Zeit-Kurven bei isometrischer, dynamisch nachgebender und dynamisch überwindender Arbeitsweise dargestellt. Um den Einfluß des Körpergewichts zu relativieren, wurde außerdem die Kraft/Körper-Gewichtsrelation bei den isometrischen und dynamischen Kraftmaxima ermittelt. Zusätzliche Kennwerte ( $KMD\% = 100 \cdot KMD/KMI$ ) enthalten Informationen darüber, zu welchem Prozentsatz das willkürlich isometrisch erreichbare Kraftmaximum in dynamischen Bedingungen gegen eine konstante Absolutlast realisiert werden kann.

*Gruppenmittelwerte des isolierten Kraftverhaltens*

	n	KMI	KMIR	EXI	EXIR	TKI	TEI	STKI	KEZ	KDef
Sportstudenten	48	100.1	1.43	0.90	9.12	617	40.4	39.9	108.7	9.7
Volleyballer	9	110.3	1.35	0.92	8.33	676	40.4	43.5	117.0	9.2
Kugelstosser	9	148.0	1.44	1.67	11.45	795	36.6	60.1	159.0	13.2
Springer	22	124.7	1.64	1.39	11.29	590	34.6	55.7	135.5	7.9
Mittelwert		112.2	1.47	1.10	9.02	634	38.5	46.4	121.3	9.5
Std.		26.1	0.28	0.40	2.51	199	13.6	13.3	28.5	5.3

	n	KMD	KMD%	KMDR	EXD	EXDR	TKD	TED	Taus
Sportstudenten	48	80.6	81.5	1.56	0.80	9.82	237	49.3	201
Volleyballer	9	88.6	80.8	1.09	0.75	8.45	272	50.6	179
Kugelstosser	9	101.2	88.4	0.94	1.59	15.75	189	44.8	188
Springer	22	99.4	78.0	1.31	1.22	12.19	217	44.0	171
Mittelwert		87.2	79.7	1.17	0.94	10.60	233	47.9	191
Std.		14.5	8.2	0.19	0.41	3.57	40	18.1	25

**Tab 6/2: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraft-Zeit-Parameter aus isometrischer, exzentrischer und konzentrischer Kontraktionsform. (Die entsprechenden Fallzahlen in den einzelnen Variablen sind im Anhang (Datenblatt 1) aufgelistet)**

Zur Ermittlung gruppenspezifischer Unterschiede wurden die Mittelwertsunterschiede mit Hilfe einfaktorieller Varianzanalysen auf ihre Signifikanz hin überprüft. Die errechneten F-Werte waren bei allen Parametern des Kraftanstieges und des maximalen Krafteinsatzes signifikant ( $p < 0.5\%$ ), wohingegen die Zeitkennwerte und die Ausprägung des Kraftdefizits keine gruppenspezifischen Differenzen zeigten. Da diese Analyse keine eindeutige Aussage über die partielle Validität der einzelnen Parameter zulässt (SIMONS 1982), wurde deshalb nach WINER (1971) der W-(Korrelations)koeffizient zwischen der Gruppenzugehörigkeit als unabhängiger Größe und der Merkmalsausprägung in den Schnellkraftparametern als abhängiger Größe berechnet.

Für die einfaktorielle Varianzanalyse, bei der die unabhängige Variable mehr als zwei Ausprägungsstufen besitzt, kann folgende Umrechnung vorgenommen werden:

$$W^2 = \frac{(p-1) (F-1)}{(p-1) (F-1) + np}$$

(nach: WINER 1971)

wobei  $p$  = Anzahl der Stichprobengruppen

$n$  = "Anzahl der Vpn pro Gruppe / bei ungleichen  $n$  pro Stufe

ist  $n$  = durchschnittliche Anzahl der Vpn pro Stufe "

(SIMONS 1982).

Durch Quadrierung des Korrelationskoeffizienten ( $w^2 = W$ ) kann der prozentuale Anteil der Gesamtvarianz von unabhängiger (Gruppenspezifität) und abhängiger (Merkmalsausprägung) Variable angegeben werden. Die Berechnung dieses Parameters liefert in gewissem Sinne ein

Zusammenhangsmaß zwischen der Gruppenzugehörigkeit einerseits und den Leistungskennwerten andererseits.

*F - Werte und W - Koeffizienten*

	KMI	KMIR	EXI	EXIR	TKI	TEI	STI	KEZ	KDef
F - Wert	16.5	3.7	30.0	7.5	2.8	1.0	17.0	15.2	1.6
W = $w^k$	34.5	8.5	49.7	18.1	5.6	0.1	35.5	32.9	0.1

---

	KMD	KMD%	KMDR	EXD	EXDR	TKD	TED	Taus
F - Wert	14.4	5.7	8.1	16.9	9.5	9.2	0.5	9.5
W = $w^k$	33.1	14.7	21.1	37.0	24.0	23.4	0.0	-

*Tab 6/3.: Signifikanzüberprüfung der Gruppenmittelwerte. Die F-Werte sind aus einfaktorieller Varianzanalyse, die W-Werte nach WINER errechnet.*

6.1.2 Schnellkraftleistungen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus

Bei allen Sprungformen erfolgte der Absprung und die Landung auf der Meßplattform. Aus dem Kraft-Zeit-Verlauf der vertikalen Kraftkomponente kann bei allen Sprungformen die Flughöhe aus der benötigten Flugzeit errechnet werden. Daraus wurden ermittelt 1.) die absolut erreichten Sprunghöhen, 2.) die absoluten Sprungdifferenzen und 3.) die prozentualen Sprungdifferenzen.

Das Histogramm der erreichten absoluten Sprunghöhen weist in der graphischen Darstellung (Abb. 6/1) bei allen Untersuchungsgruppen einen typischen Verlauf auf. Zwischen den Sprungbedingungen SJ und CMJ besteht eine deutliche Steigerung in der Sprunghöhe. Bei Tiefsprüngen wird bei zunächst geringerer KSP-Erhöhung mit zunehmender Absprunghöhe

ein Extremum hinsichtlich der Sprungleistung erreicht. Bei großen Absprunghöhen ist generell die Fähigkeit zur Realisation hoher Sprunghöhen reduziert.

Durch die Darstellung der absoluten bzw. der prozentualen Sprungdifferenzen kann das charakteristische Krümmungsverhalten der Belastungs/Sprunghöhen-Kurve deutlich demonstriert werden.

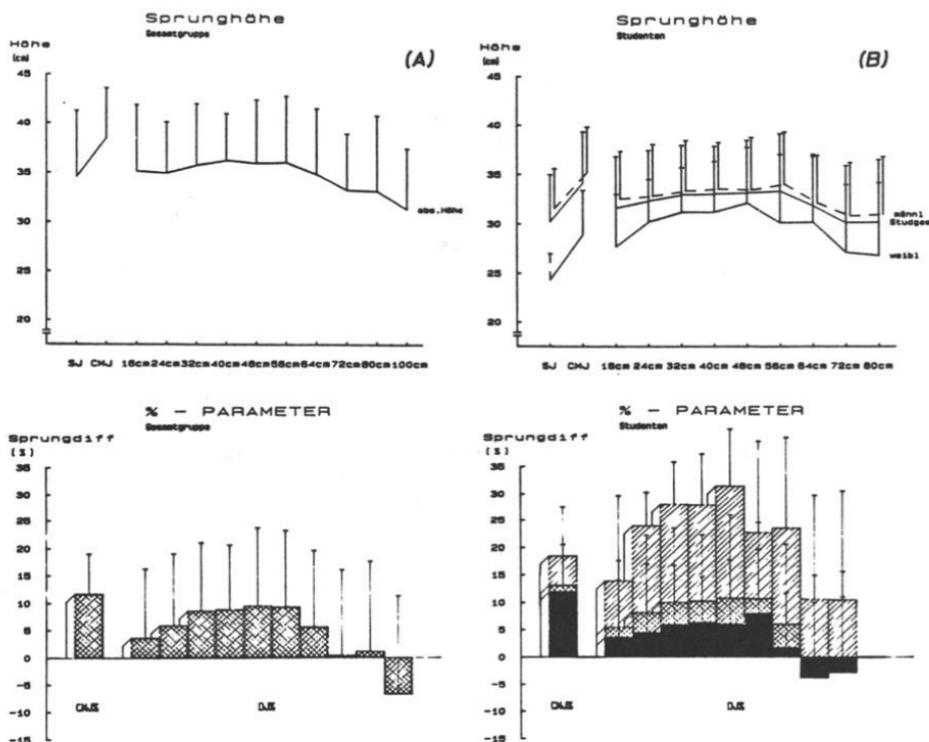


Abb. 6/1 (A,B): Histogramm der erzielten absoluten Sprunghöhen und der prozentualen Springerhöhung der Gesamtgruppe (A), Sportstudenten (B). Die Gruppe der Sportstudenten (kreuzschraffierte Balken) wurde zusätzlich unterteilt in männliche (volle Balken) und weibliche (diagonalgestreifte Balken) Versuchsteilnehmer

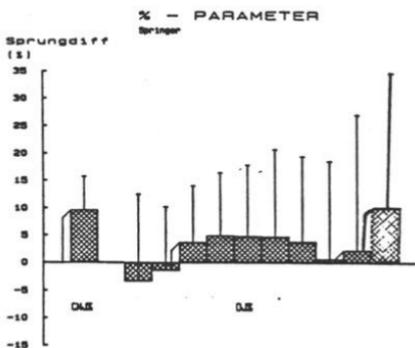
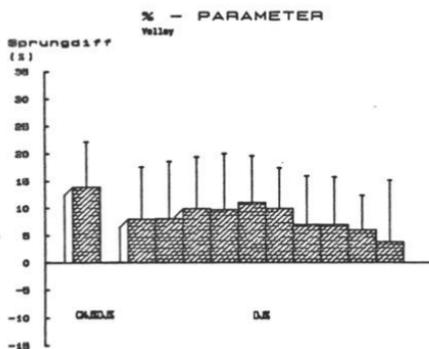
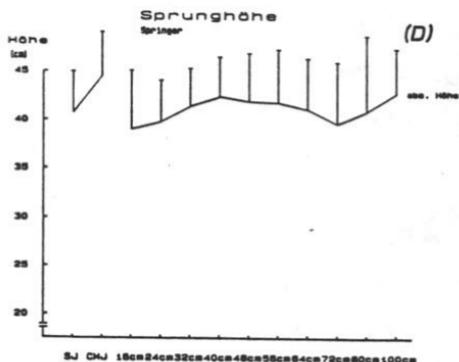
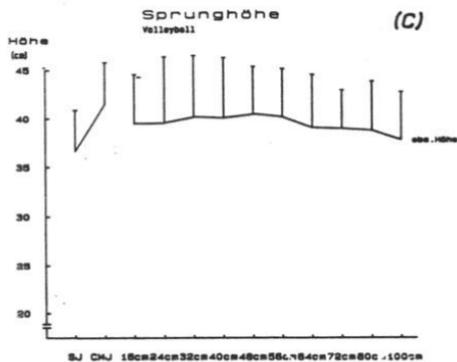


Abb. 6/1 (C,D): Histogramm der erzielten absoluten Sprunghöhen und der prozentualen Sprungerhöhung (SJ = 100%) der Gruppe der Volleyballspieler (C) und der Springer (D)

Da die Mehrzahl der untersuchten Kugelstoßer nur die Sprungformen SJ, CMJ und 16 cm absolvierte, wurden ihre Daten bei der Bestimmung des W-Koeffizienten (W) für die Tiefsprungserie ab 24 cm Absprunghöhe von der Analyse ausgeschlossen. Die prozentualen Aufklärungsraten (W) der Gesamtvarianz bei den analysierten Schnellkraftparametern sind in Abhängigkeit von der Gruppenzugehörigkeit in Tab. 6/4 zusammengestellt.

Lediglich die Parameter der absolut realisierten Sprunghöhen weisen Abhängigkeiten von  $W > 30\%$  auf. Während in den Bedingungen SJ und CMJ die Gesamtvarianz der Parameter zu ca. 50 % durch die Zugehörigkeit zu den unterschiedlichen Untersuchungsgruppen aufgeklärt wird, liegen in den Tiefsprungserien diese Werte bei 29,8 % (56 cm Absprunghöhe) und 47,5 % (100 cm Absprunghöhe).

Entsprechende Vergleiche der absoluten und prozentualen Sprungdifferenzen lassen keine Gruppenspezifität erkennen. Nicht zuletzt wegen der relativ hohen Standardabweichungen in den einzelnen Parametern kann die Gruppenzugehörigkeit lediglich Anteile zwischen 0 % und 16,9 % an der Gesamtvarianz aufklären.

*W - Werte der absoluten Sprungleistung*

	SJ	CMJ	16cm	24cm	32cm	40cm	48cm	56cm	64cm	72cm	80cm	100cm
Abs. Sprunghöhe	50.2	46.0	33.9	30.5	36.3	42.7	35.5	29.8	37.2	35.9	31.5	47.5
Abs. Sprungdiff.		0.4	5.9	7.4	1.2	0.0	0.0	0.4	0.0	0.6	0.0	15.1
% Sprungdiff.		5.2	4.8	6.1	1.7	1.3	0.5	0.4	0.0	0.0	0.0	16.9

*Tab 6/4: Zusammenstellung der W-Koeffizienten bei den Parametern: absolute Sprunghöhe, absolute Sprungdifferenz, prozentuale Sprungdifferenz (% Sprungdiff.). Die Werte sind Prozentwerte in Bezug zur Gesamtvarianz.*

6.1.3. Analyse des Zusammenhanges isometrischer und dynamischer Schnellkraftparameter und Parameterstruktur aus Kontraktionsformen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus

Die Korrelationsanalyse zur Überprüfung des Zusammenhanges von Schnellkraftleistungen bei isometrischer und dynamischer Kontraktion einerseits und den Schnellkraftleistungen im DVZ andererseits wurde sowohl bezüglich der Gesamtstichprobe als auch innerhalb der Einzelgruppen durchgeführt. Die Darstellung der Ergebnisse aus dieser Analyse soll sich im folgenden nur auf die Gesamtstichprobe beziehen, da sich, wie in Kap. 6.2.1 näher erläutert werden wird, die Struktur der

Korrelationsmatrizen der Einzelgruppen nur unwesentlich vom Gesamtgruppenverhalten unterscheidet.

Bevor der Zusammenhang zwischen den Schnellkraftparametern bei isolierter Kontraktion und denjenigen im DVZ dargestellt wird, soll zunächst die Konsistenz der Meßwerte der Parameter in den einzelnen Kontraktionsformen überprüft werden.

### 6.1.3.1. Zusammenhang von Schnellkraftparametern bei isometrischen und dynamischen Kontraktionsformen

Die Korrelationskoeffizienten zwischen den ausgesuchten Schnellkraftparametern (KMI, EXI, KEZ, KMD, EXD, TAUS, KDEF) sind in Tab. 6/5 dargestellt.

Die Kenngrößen für maximales Kraftverhalten (KMI, KEZ, KMD) und für die Fähigkeit zur schnellen Kraftentwicklung (EXI, EXD) korrelieren mit  $r > 0.60$  ( $p < 0.01\%$ ) sehr hoch. Die Parameter des maximalen Kraftverhaltens in den einzelnen Kontraktionsformen sowie die Interkorrelationen dieser Kennwerte mit der Bewegungszeit bei dynamischen Ausstoßbewegungen verfügen über ein Zusammenhangsmaß von ' $r > 0.90$ '.

#### KRAFT-ZEIT-PARAMETER

	KMI	EXI	KEZ	KMD	EXD	Taus	KDef
KMI	1.00	0.68	0.96	0.89	0.63	-0.90	-0.11
EXI		1.00	0.65	0.69	0.82	-0.69	-0.08
KEZ			1.00	0.86	0.60	-0.89	0.17
KMD				1.00	0.65	-0.97	-0.13
EXD					1.00	-0.72	-0.17
Taus						1.00	0.02
KDef							1.00

Tab 6/5: Korrelationsmatrix einzelner Parameter des isometrischen, konzentrischen und exzentrischen Kraftverhaltens

Die Fähigkeit zur schnellen Kraftentwicklung korreliert in isometrischen und dynamischen Untersuchungsbedingungen (EXI, EXD) mit  $r = 0.82$ , wobei der dynamische Kraftanstiegsparameter ein höheres Zusammenhangsmaß mit der realisierten Bewegungszeit aufweist ( $r = 0.72$ ) als der entsprechende isometrische Kennwert.

Das Kraftdefizit (KDEF) zeigt mit den absoluten Kraftkennwerten wegen der hohen Interkorrelationen keinen nennenswerten Zusammenhang auf.

Die ausgewählten Schnellkraftparameter sind neben ihrer gemeinsamen physikalischen Interpretation auch in der gewählten biomechanischen Analyse als konsistent zu betrachten.

#### 6.1.3.2. Zusammenhang der erhobenen Parameter bei Schnellkraftleistungen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus

Der Zusammenhang der absoluten Sprunghöhen untereinander ist generell hoch und liegt im Bereich von  $0.71 < r < 0.95$ , wobei die Korrelationsmatrix eine spezifische Struktur aufweist (Tab. 6/6).

Die höchsten Interkorrelationen finden sich in benachbarten Absprunghöhen, während die Zusammenhänge immer geringer werden, je weiter die Absprunghöhen auseinander liegen.

Diese Art der Interkorrelationsstruktur weist auf eine hohe Konsistenz innerhalb der einzelnen Sprungtestformen hin. Die Interkorrelationen der absoluten, ebenso wie die der prozentualen Sprungdifferenzen, verfügen dagegen über ein generell vermindertes Zusammenhangsmaß. Bis auf geringfügige Ausnahmen bei niederen Absprunghöhen und den Sprüngen aus dem Stand (SJ, CMJ) ist die Struktur der Korrelationsmatrizen, nicht aber die Höhe des Zusammenhanges, in etwa mit der der absoluten Kennwerte gleichzusetzen (Tab. 6/6(B) und 6/6(C)).

Korrelationen der absoluten Sprunghöhen

(A)

	SJ	CMJ	16cm	24cm	32cm	40cm	48cm	56cm	64cm	72cm	80cm	100cm
SJ	**	.95	.78	.79	.84	.86	.80	.80	.80	.75	.74	.76
CMJ	**	.77	.80	.84	.86	.82	.81	.80	.75	.76	.78	
16cm		**	.89	.85	.85	.78	.78	.84	.71	.81	.74	
24cm			**	.94	.89	.85	.83	.85	.73	.80	.73	
32cm				**	.94	.91	.89	.89	.82	.87	.78	
40cm					**	.93	.91	.91	.86	.86	.80	
48cm						**	.94	.93	.88	.88	.82	
56cm							**	.94	.90	.91	.81	
64cm								**	.91	.92	.86	
72cm									**	.93	.88	
80cm										**	.89	
100cm											**	

Korrelationen der absoluten Sprungdifferenzen

(B)

	SJ	DCMJ	D16	D24	D32	D40	D48	D56	D64	D72	D80	D100
DSJ	**	-.08	-.33	-.36	-.26	-.26	-.25	-.19	-.21	-.11	-.14	.11
DCMJ	**	.18	.23	.27	.30	.32	.26	.25	.19	.27	.30	
D16		**	.76	.63	.56	.49	.47	.56	.37	.34	.24	
D24			**	.84	.69	.63	.57	.60	.38	.38	.24	
D32				**	.81	.74	.68	.71	.54	.58	.38	
D40					**	.79	.72	.74	.63	.68	.44	
D48						**	.83	.82	.72	.63	.52	
D56							**	.85	.76	.72	.48	
D64								**	.79	.74	.61	
D72									**	.79	.68	
D80										**	.72	

Korrelationen der prozentualen Sprungdifferenzen

(C)

	SJ	CMJ%	16%	24%	32%	40%	48%	56%	64%	72%	80%	100%
SJ	**	-.38	-.38	-.44	-.40	-.40	-.39	-.29	-.29	-.11	-.12	.17
CMJ%	**	-.33	.38	.36	.38	.43	.31	.28	.19	.25	.21	
16%		**	.74	.65	.57	.52	.47	.54	.33	.30	.17	
24%			**	.87	.72	.69	.57	.59	.35	.35	.14	
32%				**	.84	.77	.66	.71	.50	.53	.26	
40%					**	.83	.72	.75	.59	.63	.30	
48%						**	.84	.82	.68	.60	.40	
56%							**	.85	.75	.70	.37	
64%								**	.79	.73	.54	
72%									**	.79	.63	
80%										**	.67	

Tab 6/6: Zusammenstellung der Korrelationsmatrizen aus den Parametern der absoluten Sprunghöhe (A), der absoluten Sprungdifferenzen (B) und der prozentualen Sprungerhöhung (C)

#### 6.1.4. Zusammenhang zwischen isometrischen und dynamischen Schnellkraftparametern und Parametern der Schnellkraftleistungen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus

Die Zusammenhgangsstruktur zwischen den einzelnen Kraftvariablen und der erzielten absoluten Sprunghöhe läßt eine gewisse Homogenität im Hinblick auf die Höhe des Zusammenhanges erkennen. Die absoluten Kraftparameter (KMI, KEZ, KDY) korrelieren unabhängig von der realisierten Sprungform nahezu gleich hoch ( $0.45 < r < 0.66$ ) (Tab. 6/7(A)). Die Größe des Zusammenhanges ist dabei bei keinem der oben genannten Parameter nach der Höhe der Sprungform gerichtet.

Die Fähigkeit, einen möglichst steilen Anstieg bei isometrischen und dynamischen Kontraktionsformen in der Kraft-Zeit-Kurve realisieren zu können, korreliert mit der Fähigkeit, hohe Sprunghöhen zu springen, bei allen Sprungbedingungen etwas geringer ( $0.36 < r < 0.59$ ).

Relativiert man die isometrische Maximalkraft um den Einfluß des Körpergewichts (KMIR), so sinkt die Korrelation auf Werte zwischen  $r = 0.22$  und  $r = 0.38$ . Aufgrund des relativ hohen Zusammenhanges zwischen dem Anstiegsverhalten bei isometrischer Kontraktion und dem erzielten Kraftmaximum (KMI/EXI ( $r = 0.678$ )) erscheint es ferner überprüfenswert zu sein, durch Relativierung den Einfluß des maximalen Kraftverhaltens aus dem Anstiegsverhalten herauszufiltern. Die Korrelation zwischen dem dadurch definierten Parameter EXIR und den realisierten absoluten Sprungkraftwerten liegt zwischen  $r = 0.01$  und  $r = 0.22$ .

Die Korrelationen zwischen den absoluten und prozentualen Sprungdifferenzen und den Kennwerten aus den Kraft-Zeit-Kurven der isometrischen und dynamischen Kontraktion deuten auf ein, bis auf wenige Ausnahmen, nur gering ausgeprägtes Zusammenhangsniveau hin (Tab.

6/7(B), 6/7(C)). Hierbei ist eine systematische Richtung des Zusammenhangsmaßes nur bei einigen Kraftparametern zu erkennen. Die Koeffizienten variieren zwischen  $r = -0.37$  (D24/EXI) und  $r = 0.34$  (40%/Taus). Die prozentuale Varianzaufklärung liegt damit zwischen 0% und 13,62%.

Korrelationsmatrix (BKM-Variablen und absolute Sprunghöhen)

(A)

	KMI	EXI	KEZ	KMD	EXD	TAUS	KMIR	EXIR	KDEF
SJ	.66	.59	.62	.65	.52	-.67	.32	.22	-.14
CMJ	.62	.55	.61	.61	.48	-.67	.34	.21	-.11
16cm	.50	.40	.50	.45	.44	-.49	.31	.11	-.05
24cm	.57	.36	.53	.53	.40	-.57	.38	.01	-.13
32cm	.59	.45	.56	.57	.47	-.58	.33	.12	-.09
40cm	.57	.50	.53	.57	.51	-.59	.27	.18	-.06
48cm	.59	.43	.56	.56	.44	-.56	.34	.09	-.11
56cm	.65	.44	.61	.59	.49	-.61	.38	.05	-.13
64cm	.57	.50	.53	.52	.50	-.54	.30	.16	-.09
72cm	.56	.42	.49	.46	.44	-.48	.22	.09	-.23
80cm	.61	.48	.57	.60	.50	-.61	.28	.12	.02
100cm	.55	.42	.51	.54	.48	-.54	.30	.10	-.08

Korrelationsmatrix (BKM-Variablen und absolute Sprungdifferenz)

(B)

	KMI	EXI	KEZ	KMD	EXD	TAUS	KMIR	EXIR	KDEF
DCMJ	-.06	-.05	-.01	-.02	-.04	-.08	.07	-.01	.09
D16	-.28	-.30	-.23	-.29	-.12	.28	-.07	-.14	.20
D24	-.28	-.37	-.17	-.21	-.24	.27	.01	-.28	.18
D32	-.11	-.23	-.06	-.10	-.13	.21	.03	-.19	.23
D40	-.16	-.21	-.14	-.12	-.06	.22	-.02	-.14	.13
D48	-.08	-.22	-.03	-.07	-.12	.17	.03	-.21	.17
D56	.07	-.17	.09	.01	-.01	.02	.12	-.25	.11
D64	-.07	-.07	-.03	-.09	-.01	.12	-.01	-.04	.22
D72	.02	-.01	-.02	-.07	-.00	.09	-.02	-.13	-.08
D80	.03	-.03	.04	.19	.15	-.17	.10	-.05	.10
D100	.20	.10	.23	.26	.15	-.19	.10	-.02	.14

Korrelationsmatrix (BKM-Variablen und prozentuale Sprungdifferenzen)

(C)

	KMI	EXI	KEZ	KMD	EXD	AUS	KMIR	EXIR	KDEF
CMJX	-.25	-.22	-.19	-.21	-.20	.16	-.03	-.07	.15
16X	-.29	-.29	-.24	-.30	-.15	.32	-.04	-.13	.22
24X	-.25	-.36	-.21	-.25	-.29	.33	.02	-.24	.19
32X	-.22	-.28	-.16	-.20	-.22	.33	.01	-.17	.25
40X	-.28	-.29	-.24	-.23	-.19	.34	-.04	-.16	.18
48X	-.19	-.28	-.13	-.17	-.21	.28	.01	-.21	.19
56X	-.03	-.23	.00	-.06	-.09	.10	.09	-.27	.13
64X	-.14	-.13	-.11	-.15	-.08	.19	-.01	-.05	.24
72X	-.00	-.11	-.04	-.08	-.03	.10	-.01	-.14	-.10
80X	.04	-.02	.04	.17	.12	-.15	.13	-.03	.08
100X	.23	.12	.24	.28	.17	-.22	.13	-.02	.08

Tab 6/7: Korrelationsmatrizen zwischen ausgewählten Parametern des isometrischen, konzentrischen und exzentrischen Kraftverhaltens und Parametern des DVZ. (A): Absolute Sprunghöhen, (B): Absolute Sprungdifferenzen, (C): Prozentuale Sprungdifferenzen

### 6.1.5 Multiple Regressionsanalyse

Mit Hilfe der multiplen Regression soll in einem weiteren Analyse-schritt versucht werden, aus den Schnellkraftparametern der isometrischen und dynamischen Kontraktionsform geeignete Prädiktoren herauszufiltern, um damit eine möglichst hohe Gesamtvarianz bei den Schnellkraftvariablen im DVZ aufzuklären.

In einer ersten Analyse wurden aus dem isometrischen Kraftverhalten als unabhängige Variablen die Maximalkraft (KMI) und die Explosivkraft (EXI) und in einer zweiten Prozedur aus dem dynamischen Kraftverhalten die Explosivkraft (EXD) und die Ausstoßzeit (TAUS) ausgewählt. Kriteriumsvariablen bildeten einerseits die erreichten absoluten Sprunghöhen (Tab. 6/8(A)), andererseits die absoluten und prozentualen Sprungdifferenzen (Tab. 6/8(B)).

In der schrittweisen Korrelation mit der isometrischen Maximalkraft und der Explosivkraft (Fall A) als unabhängiger Variablen erhöht sich der Zusammenhang durch die zusätzliche Information aus der zweiten Variablen (EXI) nicht wesentlich. Werden als Prädiktoren die Variablen aus dem dynamischen Kraftverhalten herangezogen (Fall B), kann die Ausstoßzeit des leeren Schlittens (TAUS) zusätzliche Varianzaufklärung liefern.

Koeffizienten der multiplen Regression

	KMI EXI			KMI EXI			KMI EXI		
	r	r	R	r	r	R	r	r	R
	SJ	.66	.59	.68	--	--	--	--	--
CMJ	.62	.55	.65	-.06	-.05	.06	-.25	-.22	.26
16cm	.50	.40	.51	-.28	-.30	.31	-.29	-.29	.32
24cm	.57	.36	.57	-.20	-.37	.37	-.25	-.36	.36
32cm	.59	.45	.59	-.11	-.23	.24	-.22	-.28	.28
40cm	.57	.50	.59	-.16	-.21	.21	-.28	-.29	.31
48cm	.59	.43	.59	-.08	-.22	.24	-.19	-.28	.28
56cm	--	--	--	--	--	--	--	--	--
64cm	.57	.50	.59	-.07	-.07	.09	-.14	-.13	.15
72cm	.56	.42	.56	.02	-.10	.15	-.11	-.00	.14
80cm	.61	.48	.62	.03	-.03	.08	.04	-.02	.06
100cm	.55	.42	.56	.20	.10	.21	.23	.12	.23

absolute Werte

abs. Spr.diff.

% - Spr.diff.

Koeffizienten der multiplen Regression

	EXD TAUS			EXD TAUS			EXD TAUS		
	r	r	R	r	r	R	r	r	R
	SJ	.52	-.67	.67	--	--	--	--	--
CMJ	.48	-.67	.67	-.04	-.08	.16	-.20	.16	.20
16cm	.44	-.49	.51	-.12	.28	.31	-.15	.32	.34
24cm	.40	-.57	.57	-.24	.27	.28	-.29	.33	.34
32cm	.47	-.58	.59	-.13	.21	.22	-.22	.33	.33
40cm	.51	-.59	.60	-.06	.22	.26	-.19	.34	.35
48cm	.44	-.56	.56	-.12	.17	.17	-.21	.28	.28
56cm	.49	-.61	.62	--	--	--	-.09	.10	.11
64cm	.50	-.54	.56	.12	-.01	.16	-.08	.19	.21
72cm	.44	-.47	.49	.09	-.00	.12	-.03	.10	.12
80cm	.50	-.60	.61	.15	-.17	.17	.12	-.15	.15
100cm	.48	-.54	.55	.15	-.19	.19	.17	-.22	.22

absolute Werte

abs. Spr.diff.

% - Spr.diff.

Tab 6/8: Zusammenstellung der Ergebnisse der multiplen Regressionsanalyse. Als Prädiktoren sind in Teil (A) die Parameter der isometrischen Maximalkraft (KMI) und der isometrischen Explosivkraft (EXI) ausgewählt. In Teil (B) dienen als Prädiktoren: die Explosivkraft des dynamischen Kontraktionsverhaltens (EXD) und die Bewegungszeit beim Ausstoss des leeren Schlittens (TAUS).

Kriteriumsvariablen sind von links nach rechts: Die absolut erreichten Sprunghöhen, die absolut erzielten Sprungdifferenzen und die prozentuale Sprungerhöhung.

Die maximale Aufklärungsrate beträgt im Fall (A) 48% und im Fall (B) 45% der Gesamtvarianz, wobei jeweils der multiple Korrelationskoeffizient bei den Standsprüngen (SJ, CMJ) höher ausgeprägt ist als bei den Parametern aus der Tiefsprungserie.

Für die Fragestellung zur Beurteilung des reaktiven Bewegungsverhaltens waren jedoch die Aufklärungsraten interessant, die bei absoluten bzw. prozentualen Sprungdifferenzen als Kriteriumsvariablen erzielt wurden. Aus diesem Grunde wurden die Prädiktoren aus der isometrischen Kontraktion (Fall A) und aus dem dynamischen Kraftverhalten (Fall B) jeweils einmal mit den absoluten und einmal mit den prozentualen Sprungdifferenzen multipel verrechnet. Wie bereits aus den Koeffizienten aus Tab. 6/7(B) und 6/7(C) zu erwarten war, ist auch der multiple Zusammenhang sehr gering ( $R < 0.37$ ) und in Bezug zur Dehnungsbelastung unsystematisch.

Dieses Ergebnis, das per se bereits eine relative Unabhängigkeit von Kraftparametern des isolierten Kraftverhaltens und relativierten Sprungkraftparametern demonstriert, erfordert eine weitere statistische Methode, die Aufklärung über die generelle Struktur des Schnellkraftverhaltens geben soll.

## 6.2 Komponenten des Schnellkraftverhaltens - Faktorenanalyse

Mit der Fragestellung (F2) soll versucht werden, aus den Schnellkraftparametern der isometrischen und dynamischen Arbeitsweise einerseits und den Schnellkraftparametern für das reaktive Bewegungsvermögen andererseits, eine Einteilung des allgemeinen Schnellkraftvermögens vorzunehmen.

Mit Hilfe der Faktorenanalyse wird zunächst versucht, die Dimensiona-

lität des vorhandenen Datensatzes festzulegen. Diese statistische Methode wird häufig verwendet, um aus einer Vielzahl vorliegender Variablen "Faktoren" zu extrahieren, die eine möglichst umfassende Beschreibung des Datensatzes ermöglichen. Hierbei geht die Faktorenanalyse "von den Korrelationen zwischen den gemessenen Variablen aus und nimmt an, daß es unabhängige Faktoren gibt, die in allen Variablen wirksam sind und damit zum Zustandekommen der Korrelationen beitragen. ... Sie setzt sich das Ziel, eine möglichst kleine Anzahl von Faktoren zu bestimmen, die die Reproduktionen der Korrelationen gestatten ... Gelingt dies, so läßt sich die Vielzahl der Beziehungen...auf die einfachere Faktorenstruktur reduzieren." (CLAUS/EBNER 1976, S.353f.).

Als Variablen zur Beschreibung des isometrischen Kraftverhaltens werden die Maximalkraft (KMI), die erzielte Explosivkraft (EXI) und der erzielte Kraftwert 50ms nach Kontraktionsbeginn (STI) herangezogen. Aus den exzentrischen Untersuchungsbedingungen wurde als Parameter der maximale exzentrische Kraftwert (KEZ) einbezogen. Aus der dynamischen Kontraktionsform wurden der erzielte Kraftspitzenwert (KDY), die erreichte Explosivkraft (EXD) und die zum Ausstoß von 24cm Wegstrecke benötigte Bewegungszeit (TAUS) ausgewählt.

Als Komponenten der Schnellkraftfähigkeit im DVZ wurden die prozentualen Sprungwertdifferenzen (CMJ%, 16cm%, 24cm%, 32cm%, 40cm%, 48cm%, 56cm%, 64cm%, 72cm%, 80cm% und 100cm%) aus den Sprunguntersuchungen in die Analyse einbezogen.

In der vorliegenden Arbeit soll zunächst über die Ermittlung der Eigenwertstruktur und der prozentualen Varianzaufklärung die minimale Anzahl der zu extrahierenden Faktoren festgelegt werden. Abbruchkriterium für die Extraktion ist dabei sowohl die Höhe des Eigenwertes (Eigenwert 1, ÜBERLA 1971, zit. n.SCHMIDTBLEICHER 1980) als auch der

Betrag der durch Hinzunahme eines weiteren Faktors zusätzlich aufgeklärten Varianz. Wie in Tab. 6/9 dargestellt ist, werden bei der Wahl von drei zu extrahierenden Faktoren 76,5% der Gesamtvarianz des bestehenden Datensatzes aufgeklärt. Vergleichende Studien, in denen nicht die Grundgesamtheit aller Vpn, sondern jeweils differenziert nach Mitgliedern von Nationalkademern im Bereich der Sprungkraftdisziplinen,

### EIGENWERTE und VARIANZAUFKLÄRUNG

		Eigenwert	VAR%	CUM%	
I	Gesamtgruppe (n=79)	1.Faktor	7.50009	41.7	41.7
		2.Faktor	5.00010	27.8	69.4
		3.Faktor	1.26800	7.0	76.5
		4.Faktor	0.85151	4.7	81.2
II	Studenten (n=47)	1.Faktor	7.36558	40.9	40.9
		2.Faktor	4.24090	23.6	64.5
		3.Faktor	1.69553	9.4	73.9
		4.Faktor	0.97749	5.4	79.3
III	Volleyballer + Springer (n=26)	1.Faktor	8.20870	45.6	45.6
		2.Faktor	5.29566	29.1	74.7
		3.Faktor	1.59634	8.9	83.6
		4.Faktor	0.81566	4.5	88.1

Tab 6/9: Zusammenstellung der Eigenwertstruktur und Varianzaufklärung aus der Faktorenanalyse.  
 (I) Analyse mit allen Vpn, (II) Analyse nur Studenten, (III) Analyse nur Springer  
 (VAR%) bezeichnet den Prozentsatz der durch den Faktor aufgeklärten Gesamtvarianz  
 (CUM%) bezeichnet die kumulativen Prozentangaben

sowie des Volleyballs (Volleyballer+Springer) und studentischen Vpn analysiert wurden, liefern ebenso eine 3-faktorielle Struktur, wobei 83,6% (Volleyballer+Springer) und 73,9% (Studenten) Gesamtvarianzaufklärung erzielt werden konnte.

Die Ergebnisse der Faktorenanalyse nach drei Extraktionsfaktoren sind tabellarisch in der rotierten (VARIMAX) Faktorenmatrix (Tab. 6/10) aufgelistet. Eine graphische Abbildung der entsprechenden Faktorenladungen der einzelnen Variablen ist in Abb. 6/2 dargestellt.

Aufgrund der Polarisierung der extrahierten Faktoren konnten entsprechend der parameterspezifischen Ladungswerte aus der rotierten Faktorenmatrix folgende Variablen den Faktoren 1 bis 3 zugeordnet werden:

Faktor 1: KMI, EXI, STI, KEZ, KDY, EXD, TAUS

Faktor 2: CMJ%, 16cm%, 24cm%, 32cm%, 40cm%, 48cm%

Faktor 3: 72cm%, 80cm%, 100cm%.

Die Variablen 56cm% und 64cm% konnten wegen ihrer Matrixwerte nicht eindeutig Faktor 2 oder Faktor 3 zugeordnet werden. Durch die kontinuierliche Verschiebung ihrer Faktorenladungen in der dreidimensionalen Analyse bedingt, kann die hier zugrunde liegende Komponente bei diesen Absprunghöhen ausreichend nur durch beide Faktoren beschrieben werden. Sie werden im folgenden als intermediäre Variablen bezüglich Faktor 2 und Faktor 3 bezeichnet. Für die Randvariable 48cm% trifft dies mit Einschränkungen auch zu.

Um die Dimensionalität des vorhandenen Datensatzes abzusichern, wurde zusätzlich eine zweifaktorielle und eine vierfaktorielle Analyse durchgeführt. In der zweidimensionalen Analyse sind die Variablen des isometrischen, exzentrischen und dynamischen Kraftverhaltens auf den

## FAKTOREN-MATRIX (3 dim)

	FAKTOR1	FAKTOR2	FAKTOR 3
KMI	.92697	-.12137	.03189
EXI	.80646	-.20126	-.03732
STI	.75938	-.16370	-.01448
KEZ	.92257	-.05231	.01546
KMD	.92414	-.12663	.06208
EXD	.80221	-.12160	.03661
TAUS	-.92736	.20154	-.03462
CMJX	-.16499	.45446	.14578
16X	-.17040	.78600	.10170
24X	-.17287	.91811	.11652
32X	-.14056	.85652	.32555
40X	-.19968	.72992	.48500
48X	-.15343	.68093	.58759
56X	-.02551	.57432	.67427
64X	-.08370	.54513	.74566
72X	-.05300	.23783	.89867
80X	-.10077	.27619	.86316
100X	.23689	.03526	.77993

Tab 6/10: Faktorenladungen der Analysevariablen, die aus der rotierten Faktor-Matrix errechnet sind

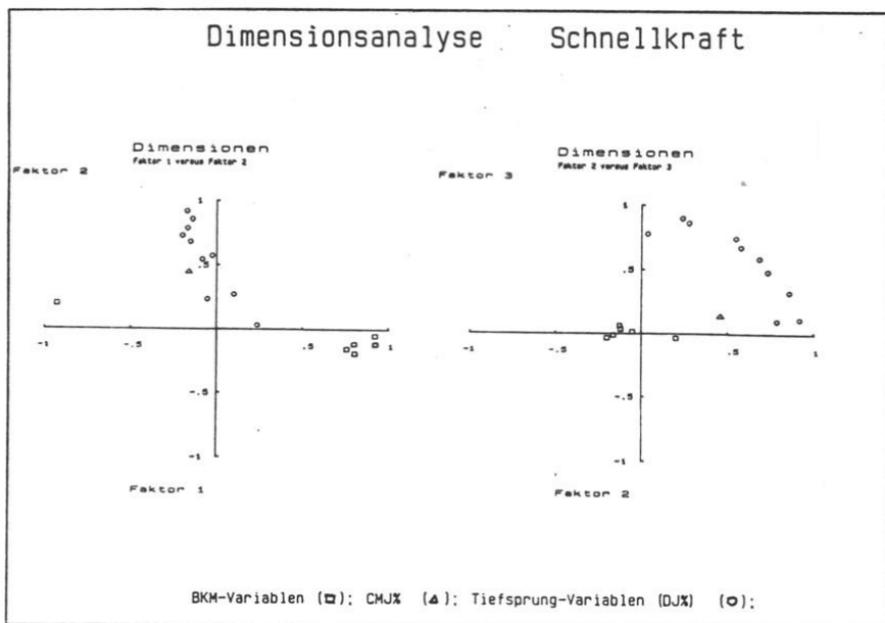


Abb. 6/2: Graphische Darstellung der in Tab. 6/10 aufgelisteten Faktorenladungen einzelner Variablen.  
Faktor 1 (horizontal) versus Faktor 2 (vertikal); Faktor 2 (horizontal) versus Faktor 3 (vertikal)

ersten Faktor, die der prozentualen Sprungdifferenzen global auf den zweiten Faktor zentriert. Erst die Hinzunahme einer dritten Faktorextraktion unterteilt in eine Dimension des Sprungverhaltens bei niederen Absprunghöhen und in eine Dimension des Sprungverhaltens bei großen Absprunghöhen. Eine vierfaktorielle Datenanalyse wurde aus Gründen der Eigenwertstruktur (siehe Tab. 6/9) und des redundanten Informationsgehaltes des vierten Faktors (4.7% zusätzliche Varianzaufklärung) nicht ausgewertet.

Betrachtet man zusammenfassend die Ergebnisse der vorgestellten Faktorenanalysen, so kann die Frage nach der eigenständigen Dimension des reaktiven Bewegungsverhaltens positiv beantwortet werden. Allerdings erbringt die Faktorenanalyse nicht eine zweidimensionale Struktur mit den Kraftvariablen auf der einen Seite und den Kennwerten des reaktiven Sprungverhaltens auf der anderen Seite, sondern eine Aufteilung in Sprungkraftkennwerte mit niederen und mit hohen Einsprungbelastungen. Wie durch die Höhe ihrer jeweiligen Faktorenladungen bestimmbar ist, muß die Zuordnung und die relative Position innerhalb dieser Faktoren als eine direkte Funktion der Dehnungsbelastung angesehen werden.

#### 6.2.1 Analyse der individuellen Faktorenladungen

Die Berechnung individueller Faktorenwerte wurde hauptsächlich zur Überprüfung bzw. Abschätzung folgender Gesichtspunkte vorgenommen:

- 1.) Es sollte überprüft werden, ob es überhaupt zulässig ist, eine gemeinsame Faktorenanalyse für Springer (Nationalkadermitglieder Sprungdisziplinen plus Volleyballer) und Studenten (männlich und weiblich) durchzuführen, oder ob für jede Subpopulation getrennt eine

Analyse berechnet werden muß. Voraussetzung zur Verwendung einer für alle Gruppen gemeinsamen Faktorenanalyse ist die gleiche Struktur der Korrelationsmatrix in den Variablen der Faktorenanalyse.

2.) Es sollte die individuelle Rangposition jeder Vp in Bezug zu den erhobenen Faktorenwerten festgelegt werden.

Zu 1.) Durch die Wahl dieser Analyseverfahren mußte in einigen Aussagebereichen eine Reduktion der Stichprobengröße in Kauf genommen werden. Bei der Berechnung von individuellen Faktorenwerten bezügl. der 3-faktoriellen Datenstruktur wird davon ausgegangen, daß für jede Vp in allen Analysevariablen ein vollständiger Datensatz ohne "missing data" vorliegt. Diese Voraussetzung hat zur Folge, daß eine Reihe von Vpn aus der Analyse ausgeschlossen werden muß, wenn z. B. nur eine Sprungbedingung nicht realisiert wurde bzw. nicht realisiert werden konnte. Besonders bei den Sprungserien aus großen Absprunghöhen konnten einzelne Probanden die geforderten Sprünge nicht mehr durchführen, so daß in diesen Fällen fehlende Datenangaben entstanden. Eine Abschätzung der durch dieses Ausschlußverfahren befürchteten verminderten Aussagekraft wurde durch eine zweite Berechnung der Faktorenladungen vorgenommen, in der mit Hilfe von Analyseoptionen bis zu 50% aller Meßwerte bei einer Vp fehlen dürfen, ohne daß es zu deren Ausschluß vom Rechenverfahren kommt. Die fehlenden Werte werden hierbei durch die Mittelwerte der Gesamtgruppe ersetzt. In Tab. 6/12 sind die Faktorenwerte mit Ausschluß von 'missing data' ohne Kennzeichnung, diejenigen mit Einschluß von 'missing data' mit dem Zusatz '.5' versehen.

Bevor jedoch auf die Zusammenhangsstruktur der Faktorenladungen eingegangen wird, soll zunächst deren gruppenspezifische Ausprägung überprüft werden.

Zwischen den Einzelgruppen (Springer versus Studenten) sind die Mittelwerte bezüglich Faktor 2 nicht, bezüglich Faktor 1 und Faktor 3 signifikant unterschieden (Tab. 6/11). Hierbei haben die Springer in den Faktorenwerten des ersten und dritten Faktors ein deutlich höheres Wertenniveau (Tab. 6/11).

In einem weiteren Schritt muß nach Analysevoraussetzung die Verteilung der extrahierten Faktorenwerte in Bezug zur Gesamtstichprobe orthogonal sein, d.h. die Korrelationen der Faktorenwerte untereinander müssen minimal sein ( $r_{xy} > 0$ ). Wählt man nun aus der Gesamtstichprobe verschiedene Subpopulationen aus und korreliert deren Faktorenwerte, so muß sich, unter der Voraussetzung der Vergleichbarkeit ihrer Faktorenausprägung, in den Einzelgruppen eine identische Zusammenhangsstruktur ergeben. Ein Vergleich der Korrelationsmatrizen in den Einzelgruppen (Tab. 6/12) zeigt, daß a) alle Einzelkorrelationen nicht signifikant sind ( $p < 5\%$ ) und b) die Richtung und Rangreihung der Korrelationskoeffizienten in den Einzelgruppen mit der der Gesamtstichprobe übereinstimmt.

		Faktor 1	Faktor 2	Faktor 3
<b>Gesamtgruppe</b>				
	Mittelwert	-.0246	.1267	.1042
	Standardabw.	1.0079	.8169	.9007
	Fälle	79	46	46
<b>Studenten</b>				
	Mittelwert	-.5313	.2481	-.1190
	Standardabw.	.6435	.8791	.8599
	Fälle	47	30	30
<b>Volleyballer</b>				
+ Springer	Mittelwert	.5331	-.1060	.5314
	Standardabw.	.8727	.6730	.8762
	Fälle	26	15	15
<b>t-Wert</b>		( $p < 0.01$ )	(n.s. )	( $p < 0.05$ )

Tab 6/11: Mittelwerte und Standardabweichungen der individuellen Faktorenwerte der Gesamtgruppe und der Einzelgruppen, sowie die Signifikanzüberprüfung (t-Test) der Gruppenmittelwerte

Da, wie bereits angeführt, die Faktorenladungen auf der Basis der jeweils vorliegenden Korrelationsmatrix errechnet werden, kann anhand dieser Ergebnisse davon ausgegangen werden, daß die Zusammenhangsstruktur der analysierten Parameter bei beiden Subpopulationen nahezu gleichgerichtet war.

Aus diesem Grunde kann auch die Korrelationsmatrix als gemeinsame Zusammenhangsstruktur aller Teilgruppen betrachtet werden, da sie auch für die ermittelten Subpopulationen Aussagekraft besitzt.

Korrelationsmatrix der Faktorenwerte Gesamt- (I), Springer- (II) und Studentengruppe (III)

	Faktor 1	Faktor 2	Faktor 3	Faktor 1.5	Faktor 2.5	Faktor 3.5	
<b>Gesamtgruppe (n):</b>							
Faktor 1	##	0.14 (46)	-0.14 (46)	##	0.15 (79)	-0.36 (76)	Faktor 1.5
Faktor 2		##	0.06 (46)	##	##	-0.05 (76)	Faktor 2.5
Faktor 3			##			##	Faktor 3.5
<b>Springer (n):</b>							
Faktor 1	##	0.12 (15)	0.02 (15)	##	0.04 (25)	-0.25 (25)	Faktor 1.5
Faktor 2		##	0.31 (15)	##	##	0.18 (25)	Faktor 2.5
Faktor 3			##			##	Faktor 3.5
<b>Studenten (n):</b>							
Faktor 1	##	-0.06 (30)	-0.12 (30)	##	-0.04 (48)	-0.30 (48)	Faktor 1.5
Faktor 2		##	0.09 (30)	##	##	-0.03 (48)	Faktor 2.5
Faktor 3			##			##	Faktor 3.5

Tab 6/12: Korrelationskoeffizienten der Faktorenwerte und Anzahl analysierter Fälle (xxx) in der Gesamtgruppe (I), Springergruppe (II) und Studentengruppe (III).  
Die Korrelationsanalysen sind einmal mit (rechts) und einmal ohne (links) Einbeziehung von fehlenden Variablenwerten errechnet

Zu 2.) Aus dem Rechenverfahren nach der Bestimmung der individuellen Faktorenladungen konnte jeder Vp mit vollständigem Datensatz in den Variablen der Faktorenanalyse für jeden Faktor ein bestimmter Wert zugeordnet werden. Die Größe des entsprechenden Faktorscores läßt direkt Rückschlüsse auf das individuelle Leistungsvermögen in der jeweiligen Dimension zu. Der Ladungswert einer Vp auf den entsprechenden Faktor kann als Indikator herangezogen werden, der das faktorspezifische Leistungsvermögen global beschreibt. So haben Vpn mit niedriger Ladungszahl einen geringen, Vpn mit hoher Ladungszahl einen hohen Ausprägungsgrad in der beobachteten Dimension. Durch die Analyse nach individuellen Faktorenladungen kann so eine Rangreihenklassifizierung der untersuchten Vpn nach den ermittelten Faktorenwerten vorgenommen werden.

### 6.3 Neuronale Regulation bei Schnellkraftleistungen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus

In den folgenden Kapiteln werden die Ergebnisse aus den EMG-Untersuchungen über das Landeverhalten bei einer Vielzahl unterschiedlicher Sprungformen vorgestellt. Die referierten Untersuchungsergebnisse beziehen sich auf das Datenmaterial aus den Studien II bis IV.

#### 6.3.1 Der Einfluß der Absprunghöhe auf das Innervationsverhalten der Beinextensoren bei beidbeiniger und einbeiniger Landung

In der Untersuchungsreihe zur Bestimmung der Innervationscharakteristik bei unterschiedlichen Absprunghöhen werden neben der Erfassung der Kraft-Zeit-Kurve auch die Veränderungen im Kniegelenkwinkel mit Hilfe der Goniometrie ermittelt. Um eine möglichst umfassende Beurteilung der neuronalen Regulation der gesamten Bein Streckung vornehmen zu können, wurde das Oberflächenelektromyogramm folgender Extensoren Muskeln analysiert: M. Soleus, M. Gastrocnemius m., M. Vastus m. und M. Rectus f..

Das Auswerteverfahren des Roh-EMG's nach dem Average-Verfahren verlangt, daß eine Versuchsbedingung mehrfach wiederholt wird. Insgesamt konnten nur wenige unterschiedliche Untersuchungsbedingungen angeboten werden. Diese sollten zum einen das gesamte Spektrum der Sprungbelastungsvariation beinhalten und zum anderen aber so bemessen sein, daß jede Vp alle Versuchsbedingungen mindestens acht Mal realisieren konnte (Tab. 5/2). Die Tatsache, daß für viele Vpn die Unter-

suchungsbedingungen "Tiefsprung aus 100cm Absprunghöhe mit beidbeiniger Landung" und "Tiefsprung aus 72cm Absprunghöhe mit einbeiniger Landung" nicht durchführbar waren, führte dazu, daß sich in diesen beiden Sprungformen die Gesamtteilnehmerzahl auf  $n = 6$  bzw.  $n = 3$  reduzierte. (Die entsprechenden Fallzahlen in den einzelnen Parametern der angebotenen Sprungbedingungen sind im Datenblatt 2 (Anhang) zusammengestellt.)

#### 6.3.1.1 Kraft-Zeit- und Winkel- Zeit- Parameter

Der von den Vpn während der Bodenkontaktzeit erzielte maximale Kraftwert wird sowohl bei beidbeiniger als auch bei einbeiniger Landung beim Tiefsprung aus 40cm Absprunghöhe erreicht, wobei der einbeinig realisierte Kraftspitzenwert bei dieser Bedingung im Mittel 66,2% des beidbeinig ermittelten Wertes beträgt (Abb. 6/3). Die Bodenkontaktzeit - der Zeitraum, in dem die Umwandlung von der exzentrischen in die konzentrische Bewegungsrichtung erfolgt - ist bei den beidbeinigen Tiefsprüngen aus 16cm bzw. 40cm Absprunghöhe mit 206,8 (+/-28,4) ms bzw. 211,0 (+/-39,5) ms etwa gleich und bei großen Absprunghöhen (100cm) deutlich verlängert. Bei den Sprungserien mit einbeiniger Landung sind die Bodenkontaktzeiten im Mittel um ein Drittel (33,3 +/- 18,8%) verlängert. Die nach Bodenkontakt ermittelten Flugzeiten und damit die resultierenden KSP-Erhöhungen sind bei den Tiefsprüngen aus 16cm bzw. 40cm Absprunghöhe sowohl bei beidbeiniger als auch bei einbeiniger Landung am höchsten. Die Relationen von einbeinig zu beidbeinig erzielten KSP-Erhöhungen betragen im Mittel 74,1 +/- 13,9%.

(A, B)

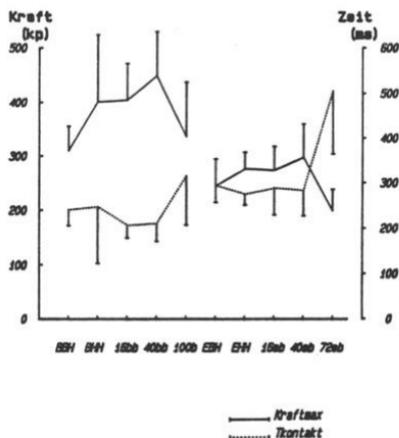
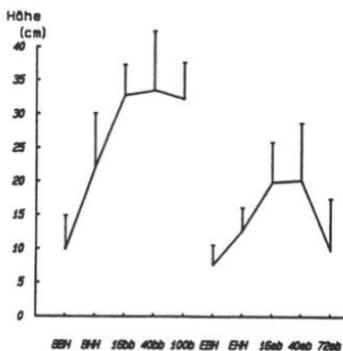


Abb. 6/3 A,B: Zusammenstellung der Untersuchungsergebnisse in Abhängigkeit von der jeweiligen Sprungform (Abkürzungen s. Text). (A) Kraftspitzenwert; (B) Kontaktzeiten

(C)



(D)

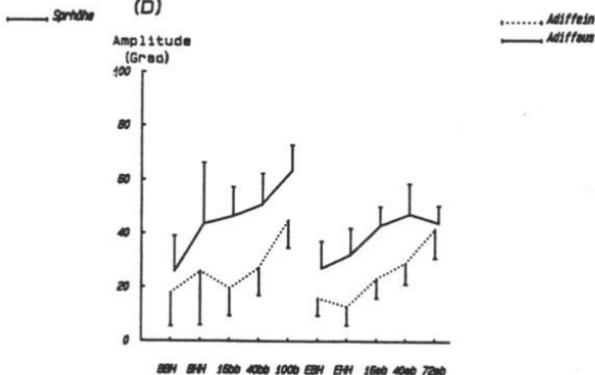


Abb. 6/3 C,D: Zusammenstellung der Untersuchungsergebnisse in Abhängigkeit von der jeweiligen Sprungform (Abkürzungen s. Text). (C) Sprunghöhen; (D) Amplituden der Gelenkwinkel während der exzentrischen (Adiffein) und während der konzentrischen (Adiffaus) Bewegungsphase

Der Zeitpunkt vom Auftreffen der Beine auf dem Boden bis zum Erreichen des Kraftmaximums (TKM) und bis zur kleinsten Winkelstellung im Kniegelenk ( $T_{amin}$ ) ist bei allen Sprungbedingungen nahezu identisch und zeigt keine Abhängigkeit von der Sprungbelastung.

Die Ergebnisse der Analyse der Kniegelenkwinkel während der Landephase sind in Abb. 6/3D und 6/4 zusammengestellt. Während der Kniegelenkwinkel weder beim Landen ( $a_{ein}$ ), noch beim Absprung ( $a_{aus}$ ) vom Boden eine Abhängigkeit von der jeweiligen Sprungbelastung zeigt, ist die maximale Beugung im Kniegelenk ( $a_{min}$ ) umso größer, je höher die Sprungbelastung gewählt wird. Dementsprechend ist die Gesamtwinkelsamplitude sowohl während der exzentrischen ( $A_{diff_{ein}}$ ) als auch während der konzentrischen ( $A_{diff_{aus}}$ ) Phase mit zunehmender Sprunghöhe vergrößert. Abb. 6/5 zeigt die mittleren Winkelgeschwindigkeiten im Kniegelenk während der nachgebenden (exzentrischen) ( $w_{ein}$ ) und während der überwindenden (konzentrischen) ( $w_{aus}$ ) Bewegungsphase. Dabei überrascht, daß beim Vergleich innerhalb der einzelnen Absprunghöhen die Höhe der Winkelgeschwindigkeiten im Kniegelenk bei beidbeiniger Landung höher ausgeprägt waren als bei einbeiniger Landung.

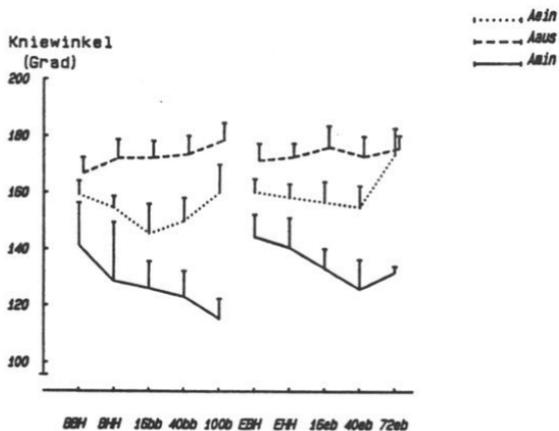


Abb. 6/4: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kniegelenk\_winkel bei beid- und einbeiniger Landung aus unterschiedlichen Absprunghöhen zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes (aein), bei grösster Flexion (amin) und beim Verlassen der Sprungunterlage (aaus)

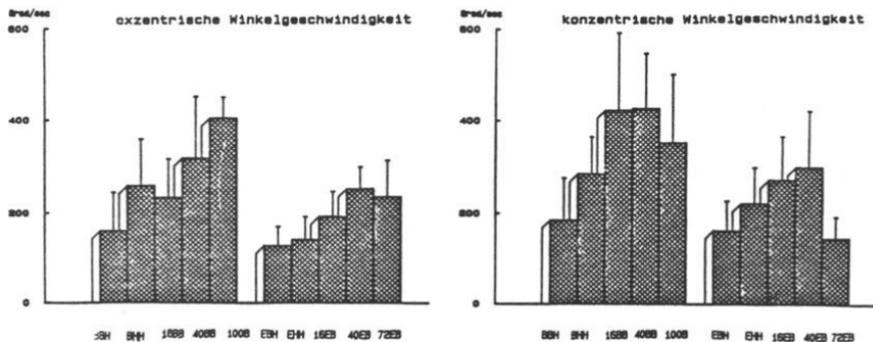


Abb. 6/5: Histogramm der mittleren Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk während der exzentrischen (rechts) und der konzentrischen (links) Bodenkontaktphase (Mittelwerte und Standardabweichungen)

### 6.3.1.2 Innervationsparameter

Ein zentrales Anliegen dieser Untersuchungsserie stellt die Frage nach der Regulation neuronaler Aktivierungsprozesse bei Schnellkraftleistungen im DVZ, sowie deren Abhängigkeiten von mechanischen (d.h. dynamographischen) Parametern dar.

In Abb. 6/6 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der Parameter zur Abschätzung der reflektorischen Aktivierung einzelner Beinextensoren zusammengestellt. Als Kennwert der Reflexaktivität wurde der Mittelwert der EMG-Amplituden während der SLC-, MLC- und LLC-Phase berechnet.

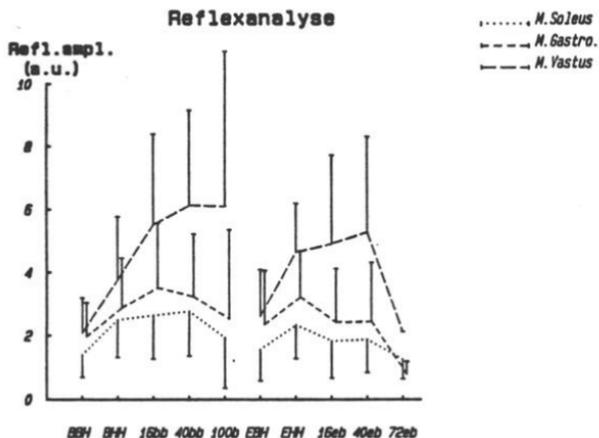


Abb. 6/6: Mittelwerte und Standardabweichungen der mittleren Reflexamplitude der Beinextensoren beim Landen mit unterschiedlichen Dehnungsbelastungen

Die einzelnen Aktivierungsmaxima während der Phase reflektorischer Aktivität sind deutlich zu erkennen. Hierbei ergibt sich in Abhängigkeit von der Landesituation (z.B. beidbeinige Landung versus einbeinige Landung) eine muskelspezifische Aufteilung. Während der M. Soleus eine leicht ansteigende Amplitude im Reflexbereich bis zu Tiefsprüngen aus 40cm Höhe (beidbeinige Landung) aufweist, ist diese beim M. Gastrocnemius bereits bei Tiefsprüngen aus 16cm Höhe maximal und fällt gegen große Sprungbelastungen hin ab. Bei einbeiniger Landung ist diese Aktivierung bereits beim einbeinigen Hüpfen mit betonter Vertikalamplitude maximal ausgeprägt und im Vergleich zu beidbeiniger Landung gegen große Sprungbelastungen reduziert.

Die Regulation der mittleren Reflexamplituden bei zunehmender Sprungleistung ist am Oberschenkelmuskel (M. Vastus m.) im Vergleich zur Unterschenkelmuskulatur deutlich unterschiedlich. Ein Vergleich der Aktivierungsamplitude zeigt, daß der M. Vastus m. in allen Untersuchungsbedingungen mit wesentlich größerer Amplitude versorgt wird. Die Reflexaktivität des M. Vastus m. verläuft mit zunehmender Sprungbelastung zunächst linear ansteigend und ist bei Tiefsprüngen mit beidbeiniger Landung aus 40cm bzw. 100cm maximal ausgebildet. Bei einbeiniger Landung kann für die niederen Absprunghöhen ein entsprechendes Reflexverhalten beobachtet werden. Überraschenderweise jedoch fällt die Aktivierung bei Landungen aus 72cm Höhe deutlich ab. An dieser Stelle muß deshalb nochmals auf den selektiven Charakter der Stichprobenmittelwerte bei den extremen Sprungbelastungen hingewiesen werden.

Als quantitatives Maß für die zeitliche Verteilung der Innervationsaktivität diente die unterschiedliche prozentuale Aufgliederung des

integrierten Innervationsmusters in den Phasen VOR, REFL, WILK (Abb. 6/7A,B,C).

In Abb. 6/7A,B,C(III) sind die Prozentquoten in den drei Aktivierungsphasen in Abhängigkeit von der Gesamtaktivität einer spezifischen angebotenen Sprungform graphisch zusammengestellt.

Der M. Soleus, als eingelenkiger Muskel direkt an der Achillessehne inserierend, zeigt mit zunehmender Sprungbelastung sowohl bei beidbeiniger als auch bei einbeiniger Landung einen prozentualen steigenden Anteil der Voraktivität an der Gesamtinnervation. Im Gegensatz dazu weist die Aktivierung während der reflektorischen Phase mit steigender Sprungbelastung ein nahezu lineares Abnahmeverhalten auf. Außer bei Sprunghöhen aus 100cm Absprunghöhe mit beidbeiniger Landung ist der Anteil während der dritten EMG-Phase relativ unabhängig von der jeweiligen Sprungbedingung.

Der M. Gastrocnemius, als zweigelenkiger Muskel, Flexor im Knie- und Extensor im Fußgelenk, zeigt bezüglich der Voraktivität in den angebotenen Sprungbedingungen einen wesentlich höheren Aktivierungsanteil zur Gesamtaktivität (Abb.6/7B). Während der M. Soleus in dieser Phase nur mit 7,4% (bbH) und 20,6% (100bb) zur Gesamtaktivität beiträgt, werden beim M. Gastrocnemius zwischen 26% und 33% der Gesamtaktivität noch vor dem Auftreffen der Beine auf dem Boden innerviert. Im Gegensatz zum M. Soleus scheint das ansteigende Aktivierungsverhalten beim M. Gastrocnemius jedoch nur gering ausgeprägt.

(C)

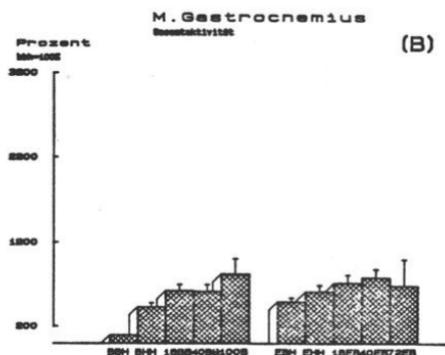
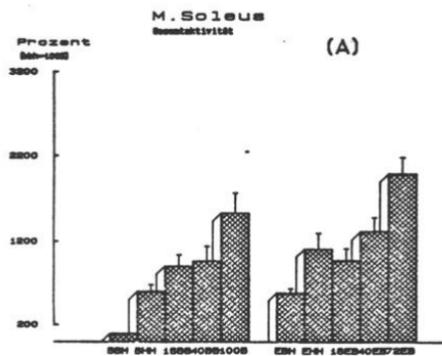
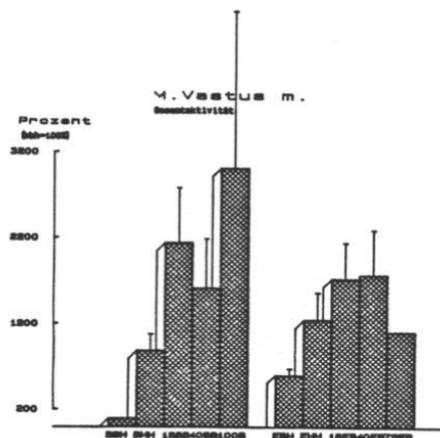
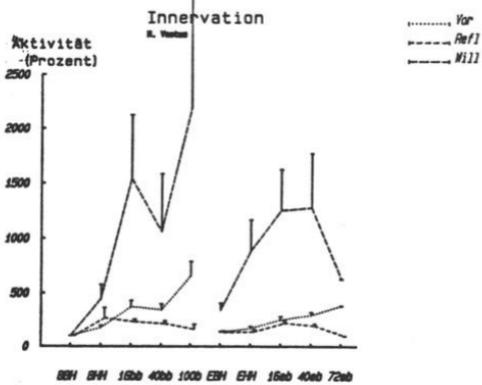
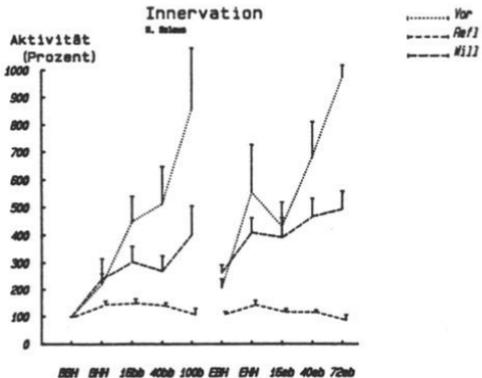


Abb. 6/7A,B,C: Quantitative Analyse der Beinextensoren (M. Soleus (A); M. Gastrocnemius (B); M. Vastus m. (C)) beim Springen mit unterschiedlichen Dehnungsbelastungen. (I) Integral der Gesamtaktivität (bbh = 100 %) (Mittelwerte und Standardfehler) (n = 15)

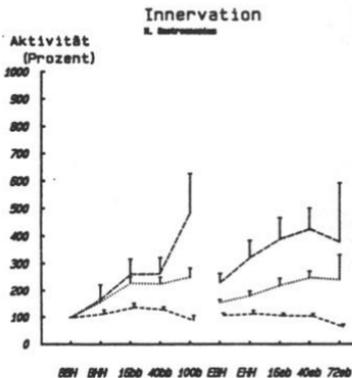
(C)



(A)

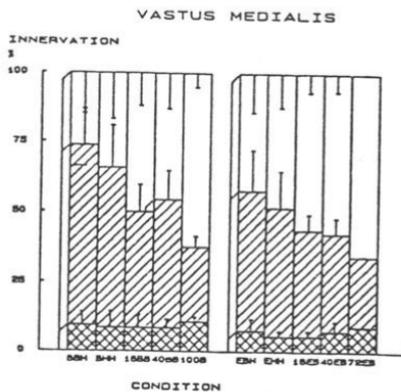


(B)



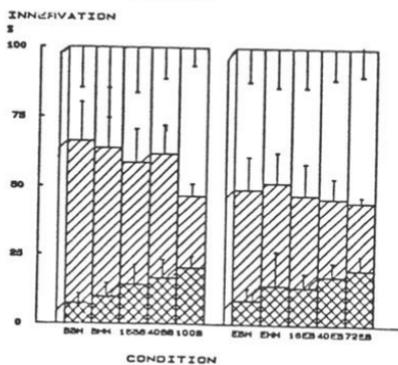
(II) Integral der drei Phasen im EMG (VOR, REFL, WILLK) (bbh = 100 %) (Mittelwerte und Standardfehler) (n=15)

(C)



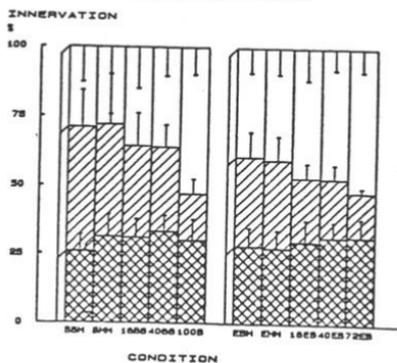
(A)

SOLEUS



(B)

GASTROCNEMIUS



(III) Prozentuale Aufteilung der Aktivierung in die drei ENG-Phasen (Mittelwerte und Standardabweichungen) (n=15)

Eine deutliche Verschiebung der Innervationsanteile erfolgt am M. Gastrocnemius bei mittleren Sprungbelastungen zwischen den Prozentquoten der reflektorischen Phase und den Anteilen späterer Aktivierungsphasen. Während der Anteil der reflektorischen Phase von 45,3% (bbH) auf 17,4% (100bb) bzw. von 32,7% (ebH) auf 16,5% (72eb) absinkt, erhöht sich der Prozentsatz in der WILLK-Phase von 28% (bbH) auf 52,6% (100bb) bzw. von 32,7% (ebH) auf 51,8% (72eb).

Ein ähnliches Innervationsverhalten weist der M. Vastus m. auf (Abb. 6/7C). Hier nimmt die Voraktivität unabhängig von der jeweiligen Sprunghöhe Werte zwischen 5,6% (ehH) und 10,7% (100bb) an. Bis auf die Tiefsprünge aus 40cm Absprunghöhe erscheint das IEMG während der reflektorischen Phase zunehmend verringert (64,5% (bbH) bis 26,0% (100bb) bzw. 50,1% (ebH) bis 25,4% (72eb)), wohingegen die Innervation nach dieser Phase mit steigender Absprunghöhe höhere Anteile an der Gesamtaktivität einnimmt (26,0% (bbH) bis 63,2% (100bb) bzw. 42,4% (ebh) bis 65,5% (72eb)).

In Abb. 6/7 I und II sind die quantitativen Veränderungen des Innervationsverhaltens in Abhängigkeit von der steigenden Dehnungsbelastung dargestellt. Bezieht man die Ausprägung des integrierten EMG's der einzelnen Phasen auf die Gesamtaktivität, so könnten zusätzlich die prozentualen Innervationsanteile (Abb. 6/7 III) für qualitative Aussagen herangezogen werden.

Die Gesamtaktivierung während einer Sprungsituation ist in Abhängigkeit von der Dehnungsbelastung am stärksten beim M. Vastus m. ausgeprägt. Setzt man die Gesamtaktivierung des beidbeinigen Hüpfens als Normgröße (= 100 %) fest, so ist bei hohen Dehnungsbelastungen der M. Vastus m. mit dem 32-fachen, der M. Gastrocnemius mit dem 8-fachen und der M. Soleus mit dem 16-fachen Aktivierungsvolumen innerviert.

Beim Vergleich innerhalb der ein- und beidbeinig absolvierten Sprünge zeigte sich, daß der M. Soleus bei Halbierung des tendo-muskulären Potentials mit relativer Aktivitätszunahme reagiert, der M. Gastrocnemius ungefähr das Input-Volumen beibehält, während am M. Vastus m. deutliche Reduktionen bei einbeinigen Landungen zu verzeichnen sind. Eine weitere Betrachtungsebene kann gewonnen werden, wenn man die einzelnen funktionellen Zeitphasen im EMG belastungsspezifisch auf die jeweilige Ausprägung beim beidbeinigen Hüpfen bezieht. Wie aus Abb. 6/7 A,B,C II hervorgeht, sind die beobachteten Zunahmen im EMG muskelspezifisch auf die einzelnen funktionellen Phasen aufgeteilt. Während der M. Soleus das Voraktivierungsvolumen am deutlichsten vergrößert, ist die Zunahme der Gesamtaktivität am M. Gastrocnemius hauptsächlich auf die erste (VOR) und die letzte (WILLK) EMG-Phase konzentriert. Der M. Vastus dagegen reagiert sehr sensitiv mit der Zunahme in späten Aktivierungsphasen.

### 6.3.2 Der Einfluß unterschiedlicher Auftreffunterlagen auf das Innervationsmuster der Beinextensoren

Diese Untersuchungsserie stand unter der Fragestellung, wie sich unterschiedliche elastische Eigenschaften der Auftreffunterlagen auf die Ausprägung der neuronalen Aktivierung der Beinextensoren auswirken. Die Untersuchung war so angelegt, daß in jeder der vier Bedingungen - Boden, Sprungbrett 1, Sprungbrett 2, Minitrampolin - jeweils 32 Sprünge aus einer konstanten Fallhöhe von 25cm gesprungen wurden. Die Sprünge sollten so durchgeführt werden, daß ohne Verzögerung aus der Einsprung- in die Absprungbewegung übergegangen wur-

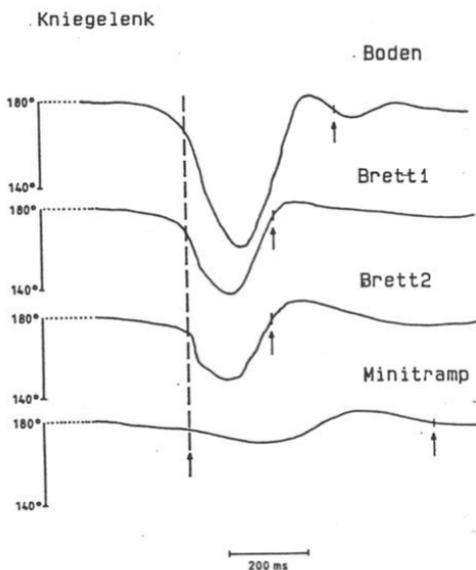
de.

Da die einzelnen Auftreffunterlagen nur teilweise Kontakt mit der Meßdruckplatte hatten, konnte eine Analyse der Kraftkennwerte nicht durchgeführt werden. In dieser Untersuchung wurde deshalb das Kraft-Zeit-Verhalten lediglich zur Ermittlung von Beginn und Ende des Bodenkontaktes herangezogen.

Abb. 6/8A zeigt exemplarisch die Veränderungen im Kniegelenk bei einer Vp während der Landephase in allen vier Versuchsbedingungen. Die Pfeile markieren jeweils den ersten und letzten Kontakt mit der Auftreffunterlage. Die Ergebnisse aller Vpn sind in Abb. 6/8B zusammengestellt. Während der Kniegelenkwinkel weder zu Beginn noch am Ende der Kontaktphase eine Unterlagen-spezifische Variation aufzeigt, ist die Amplitude im Kniegelenk während der Kontaktphase deutlich von der Beschaffenheit der Auftreffunterlage abhängig. Da zu Beginn der Landung das Kniegelenk stärker gebeugt ist als beim Absprung von der Unterlage, ist die Amplitude während der exzentrischen Phase der Bewegung signifikant geringer als die Amplitude während der konzentrischen Phase.

In Abb. 6/8B sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der ermittelten Kniegelenkwinkel dargestellt. Zusätzlich wurde die Amplitude der Gelenkveränderungen während der exzentrischen und der konzentrischen Bodenkontaktphase errechnet. Die daraus ermittelbaren mittleren Winkelgeschwindigkeiten  $-w_{\text{ein}}$  bzw.  $w_{\text{aus}}$  - in der Dehnungs- bzw. Entdehnungsphase sind bei der Landung auf dem Boden mit  $345,34 \text{ /s}$   $\pm 95,78 \text{ /s}$  für die exzentrische und mit  $402,98 \text{ /s}$   $\pm 76,9 \text{ /s}$  für die konzentrische Bewegung maximal, bei der Landung auf dem Minitrampolin mit  $86,00 \text{ /s}$   $\pm 58,00 \text{ /s}$  für die exzentrische und mit

$68,00 \text{ /s} \pm 25 \text{ /s}$  für die konzentrische Phase minimal. Aufgrund der unterschiedlich ausgeprägten Amortisations- bzw. Beschleunigungsfähigkeit der einzelnen Vpn weisen diese Werte große Streubreiten auf, sie zeigen jedoch im Mittel eine deutliche Abhängigkeit von der Beschaffenheit der Auftreffunterlage.



**Abb. 6/8A: Exemplarische Darstellung der Winkel-Zeit-Kurven im Kniegelenk während der Landung auf den vier Auftreffunterlagen. Die Pfeile markieren den ersten und letzten Kontakt mit der Auftreffunterlage**

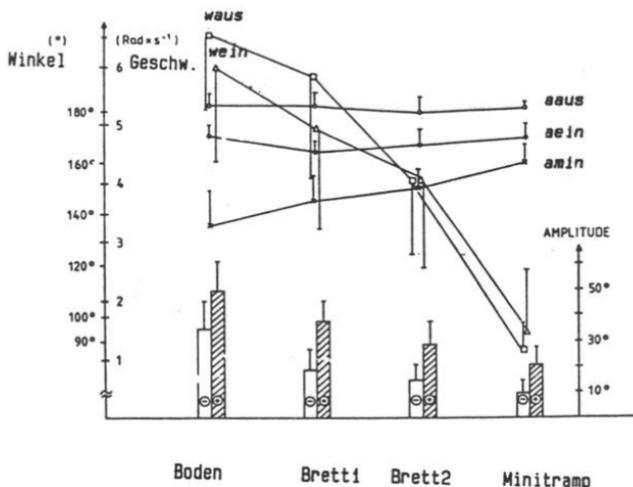


Abb. 6/8B: Mittelwerte (+Standardabweichung) der Stellungen im Kniegelenk zu Beginn der Landung (aein), bei maximaler Flexion (amin), und beim Verlassen der Sprungunterlage (aaus). Die Säulendiagramme beschreiben die Mittelwerte der Amplitude im Kniegelenk während der exzentrischen (-) und der konzentrischen (+) Kontaktphase. Die mittleren Winkelgeschwindigkeiten während der exzentrischen (wein) und während der konzentrischen (waus) Phase in den vier Bedingungen sind als Mittelwerte (+Standardabweichung) eingezeichnet

Die Analyse des Oberflächenelektromyogramms des M. Gastrocnemius wurde durch die elektronische Aufsummierung und Mittelung gleichgerichteter Roh-EMG-Signale durchgeführt. Abb. 6/9 zeigt exemplarisch die gemittelten Innervationsmuster einer Vp in den vier angebotenen Sprungbedingungen. Aus dieser Abbildung können folgende Beobachtungen abgeleitet werden:

- 1.) In allen Versuchsbedingungen beginnt die Aktivierung bereits vor dem Bodenkontakt. Dieser von der Ruheaktivität des Muskels deutlich vergrößerte Innervationsanstieg beginnt bei den Bedingungen Boden,

Sprungbrett 1 und Sprungbrett 2 ca. 140ms - 130ms vor dem Auftreffen auf dem Boden, bei der Bedingung Minitrampolin ist dieser Zeitraum mit 76,9ms deutlich verkürzt.

Betrachtet man jedoch die Anstiegssteilheit in dieser Aktivitätsphase, kann festgestellt werden, daß mit zunehmender Härte der Auftreffunterlage die Aktivierung des M. Gastrocnemius entsprechend steiler verläuft.

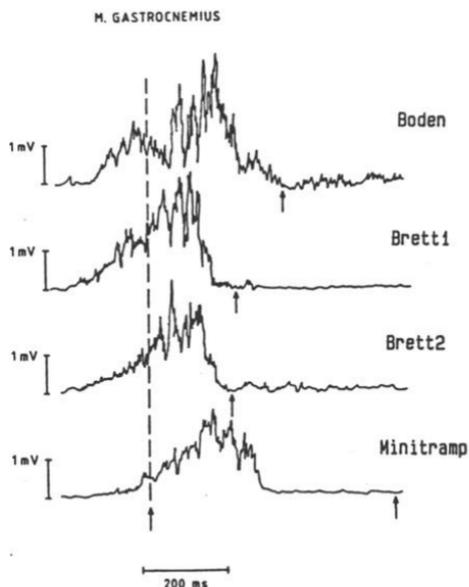
2.) Während in den Versuchsbedingungen Minitrampolin und Sprungbrett 2 der Aktivitätsanstieg nach dem Auftreffen auf der Sprungunterlage kontinuierlich bis zum Maximum zunimmt, ist bei der Landung auf dem Sprungbrett 1 bereits ein Plateau im EMG zum Zeitpunkt des ersten Auftreffens auf dem Boden angedeutet. Bei den Sprüngen mit Landung auf dem Boden ist bereits vor Bodenkontakt (50ms - 30ms) eine Reduktion im EMG des M. Gastrocnemius über eine Dauer von 100 - 150ms zu beobachten.

3.) Ungefähr 30 - 40ms nach Bodenkontakt sind scharfe, deutlich segmentierte Aktivitätsspitzen im EMG zu erkennen.

Die Zeitspanne von ca. 40ms zwischen dem Auftreffen der Füße auf dem Boden und der damit einsetzenden Dehnung des Triceps surae und dem ersten Auftreten dieser Aktivitätsspitzen stimmt mit der Leitungszeit für den spinalen monosynaptischen Dehnungsreflex überein, so daß zumindest die erste Aktivitätsspitze mit dem spinalen Dehnungsreflex in Verbindung gebracht werden könnte.

Sowohl der Beginn als auch das Ende dieser Aktivitätsspitzen stimmt bei allen Vpn und allen Sprungbedingungen mit der in der Literatur vorgeschlagenen Zeiteinteilung für die SLC (short-latency-component), MLC (medium-latency-component) und LLC (long-latency-component) der

Reflexaktivität überein, so daß eine entsprechende Nomenklatur dieser drei Aktivitätsspitzen vorgenommen werden kann.



**Abb. 6/9:** Exemplarische Darstellung der EMG-Aktivität des M. Gastrocnemius einer Vp bei der Landung auf den analysierten Sprungunterlagen ( $n = 32$ ). Die Pfeile markieren den ersten und letzten Kontakt mit der Sprungunterlage

4.) Betrachtet man den Zeitraum zwischen dem Ende der EMG-Aktivität und dem Lösen von der Sprungunterlage (Absprung nach oben siehe Hinweis-Pfeil in Abb. 6/9), kann eine Abhängigkeit von der jeweiligen Sprungbedingung festgestellt werden. Während bei der Sprungbedingung "Boden" die Aktivierung des M. Gastrocnemius bis zum Ende der Kontaktphase aufrecht erhalten wird, erscheint dieser Zeitraum mit zunehmender

der Nachgiebigkeit der Sprungunterlage deutlich vergrößert. Bei der Landung auf dem Minitrampolin ist der M. Gastrocnemius nur während der ersten Hälfte der Kontaktphase aktiviert.

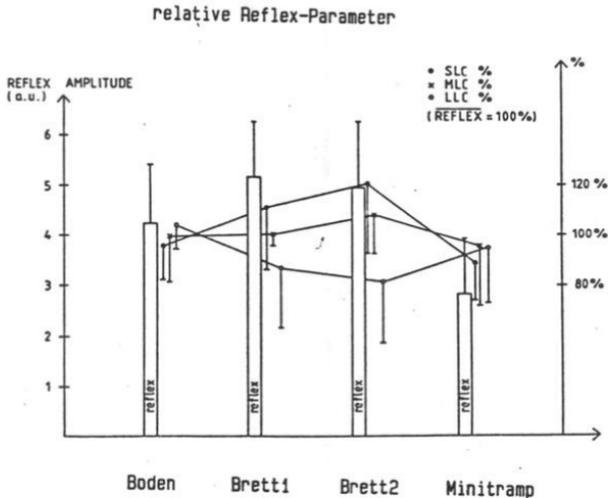


Abb. 6/10: Graphische Darstellung der wichtigsten Reflexparameter (M. Gastrocnemius).

Die Höhen der Säulen repräsentieren die mittleren Amplituden der SLC-, MLC- und LLC-Komponente im EMG-Muster. SLC%, MLC% und LLC% beziehen sich auf den prozentualen Anteil einer entsprechenden Komponente in einer der vier Untersuchungsbedingungen (REFLEX = 100%)

Die Analyse der mittleren EMG-Muster hinsichtlich der Reflexaktivität und deren Komponenten (SLC, MLC und LLC) erbrachte folgende Ergebnisse:

Die Reflexaktivität (abgeschätzt als Mittelwert der Amplituden von SLC, MLC und LLC) ist bei der Landung auf dem Sprungbrett 1 mit 5,14

+/- 1,123 A.U (arbitrary unit) am größten, gefolgt von Sprungbrett 2 mit 4,974 +/- 1.311 A.U.. Deutlich geringer ausgeprägt ist die Reflexamplitude mit 4,30 +/- 1,20 A.U. bei der Landung auf dem Boden und mit 2,87 +/- 1,18 A.U. auf dem Minitrampolin (Abb. 6/10).

Die prozentuale Verteilung dieser Reflexkomponenten (Reflex = 100%) ergibt, daß die SLC und LLC eine deutliche Abhängigkeit von der jeweiligen Auftreffunterlage mit gegenläufiger Tendenz aufweisen, die MLC jedoch nur geringen Schwankungen um die 100%-Marke in den einzelnen Versuchsbedingungen unterworfen ist. Dabei fällt auf, daß der relative Anteil der drei Reflexkomponenten bei der härtesten und bei der weichsten Sprungunterlage nahezu gleich verteilt ist.

## 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  $\alpha$ - und  $\gamma$ - 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 Extensoren Muskeln.

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

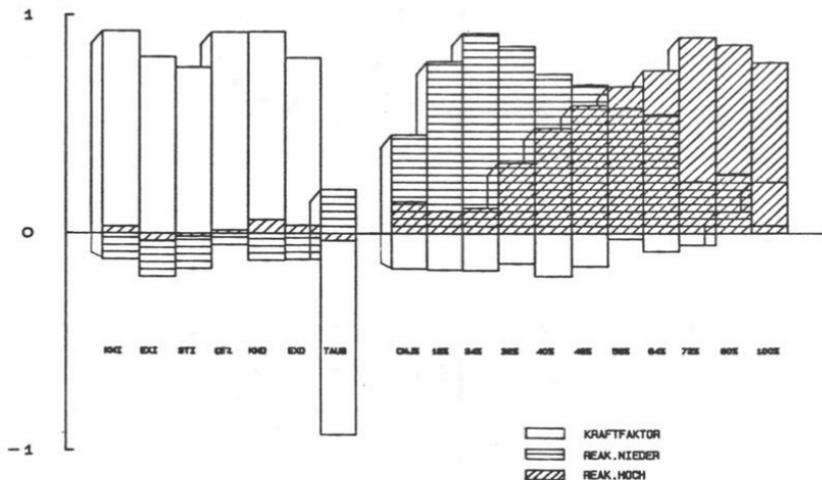


Abb. 7/1: Histogramm der Faktorenladungen einzelner Variablen in Relation zur ermittelten drei-faktoriellen Dimensionsanalyse

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.

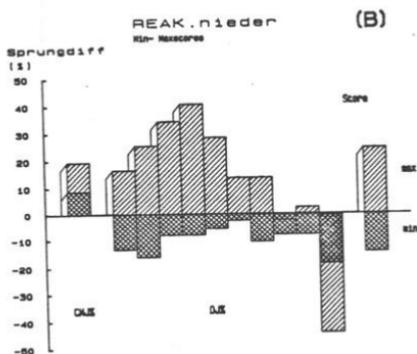
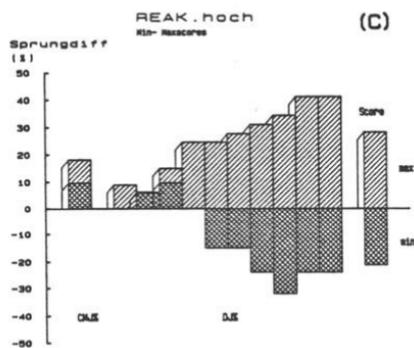
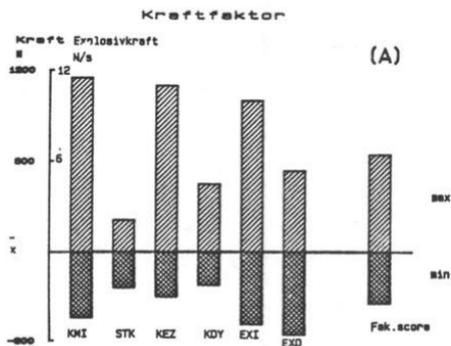


Abb. 7/2A,B,C: Exemplarische Darstellung der Schnellkraftleistungen verschiedener Vpn mit maximalem bzw. minimalem Faktorenwert: Faktor 1 (A), Faktor 2 (B) und Faktor 3 (C)

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; BÜHRLE 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 <sup>++</sup>Ca<sup>++</sup>-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-MOUMENT-JUMP

CMJ MINUS SQJ

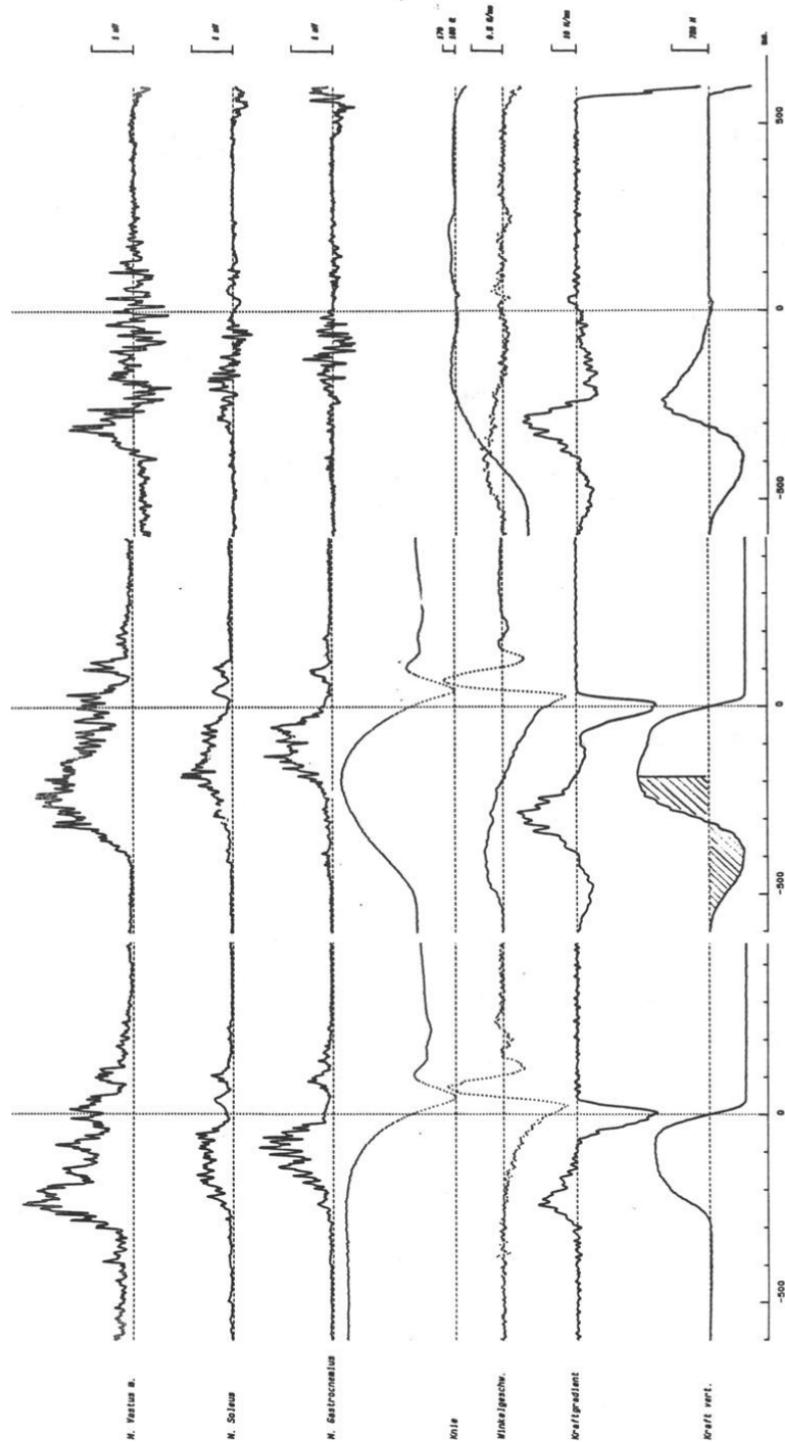


Abb. 7/3A, B, C: Gemitteltes EMG der Beinextensoren, Winkel- und Kraft-Zeit-Verläufe einer Vp beim Squat Jump (SJ) (A) und beim Countermovement Jump (CMJ) (B). Teil (C) stellt das Ergebnis der Subtraktion (B - A) dar. Die vertikale Linie markiert den Zeittrigger für die Subtraktion.

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:

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

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 muskel- 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  $\alpha$ -Motoneuronenpool gerechnet werden könnte (SCHMIDT/THEWS 1980).

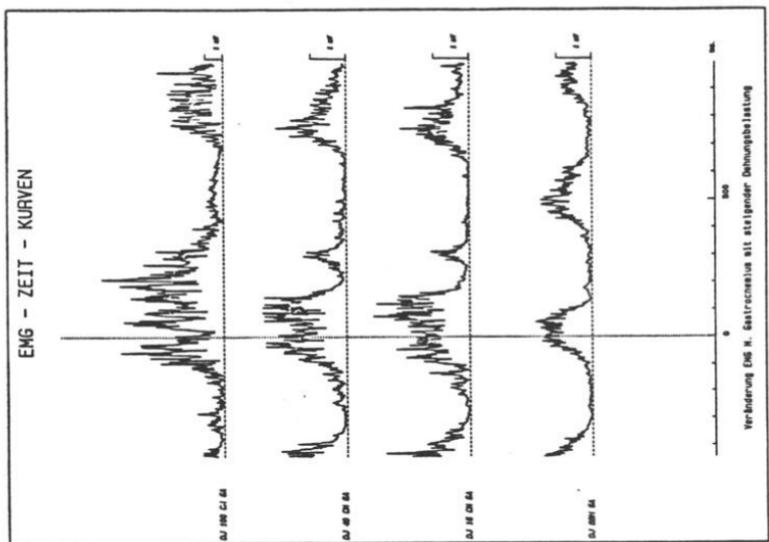
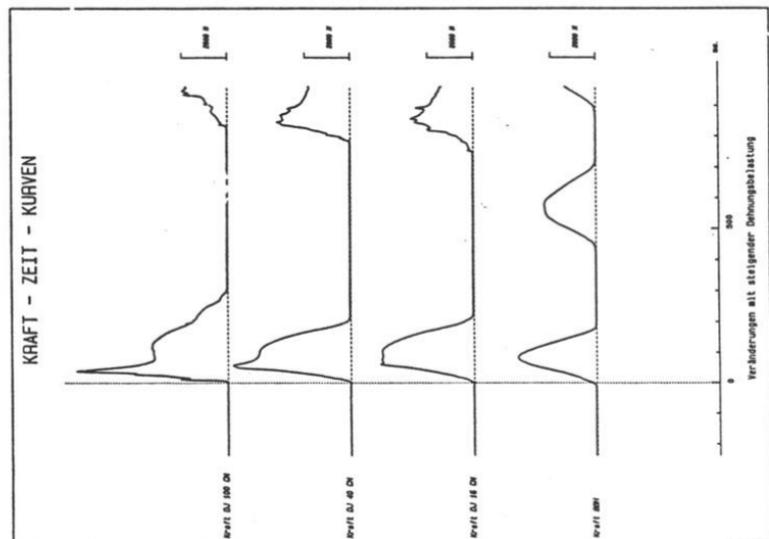
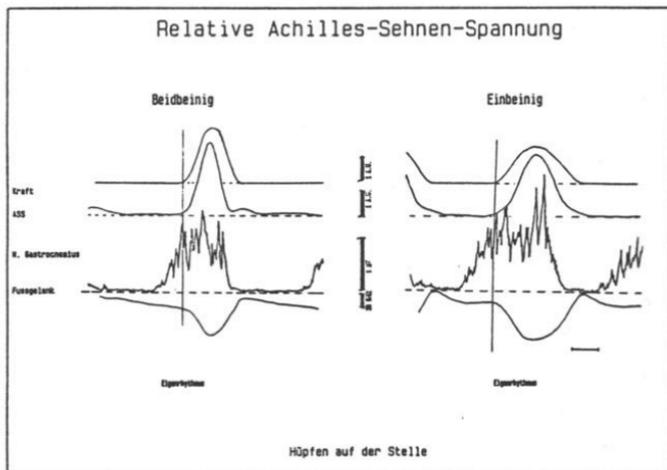


Abb. 7/4: Kraft-Zeit-Kurven und gemittelte EMG-Aktivität ( $n > 8$ ) des M. Gastrocnemius bei Dehnungs-Verkürzungs-Zyklen mit steigender (von unten nach oben) Dehnungsbelastung. Die senkrechte Linie markiert das Auftreten der Beine auf dem Boden

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

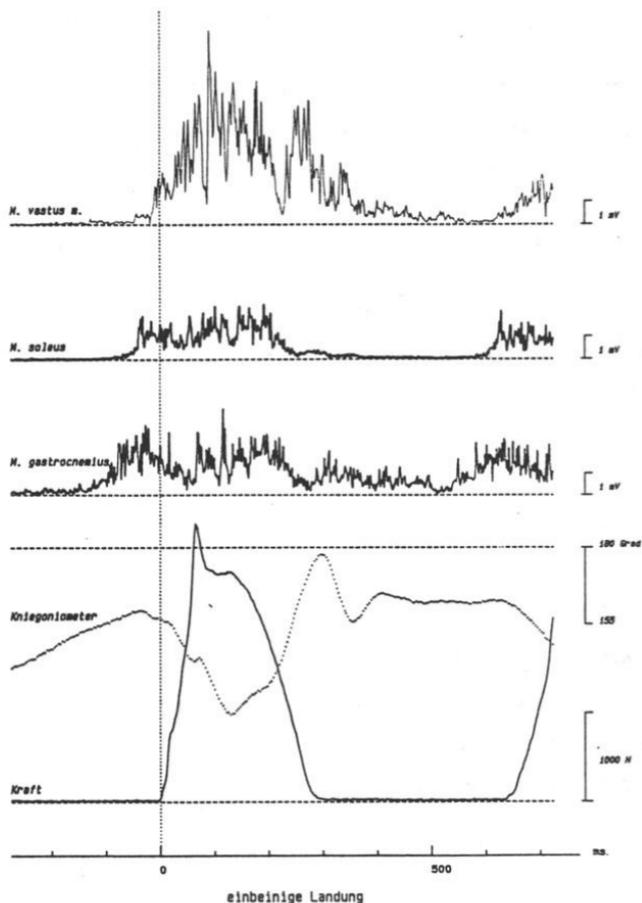


Abb. 7/6: Komplex-Darstellung gemittelter ( $n = 8$ ) EMG-Aktivierung einer Versuchsperson. Von oben: M. Vastus m., M. Soleus und M. Gastrocnemius, sowie Winkel-Zeit-Kurve des Kniegelenks und Kraft-Zeit-Kurve beim Tiefsprung aus 40 cm Höhe mit einbeiniger Landung

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  $\gamma$ -Motoneuronensystem, welche durch die erhöhte Voraktivierung (via  $\alpha$ - $\gamma$ -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 situationspezifischer 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

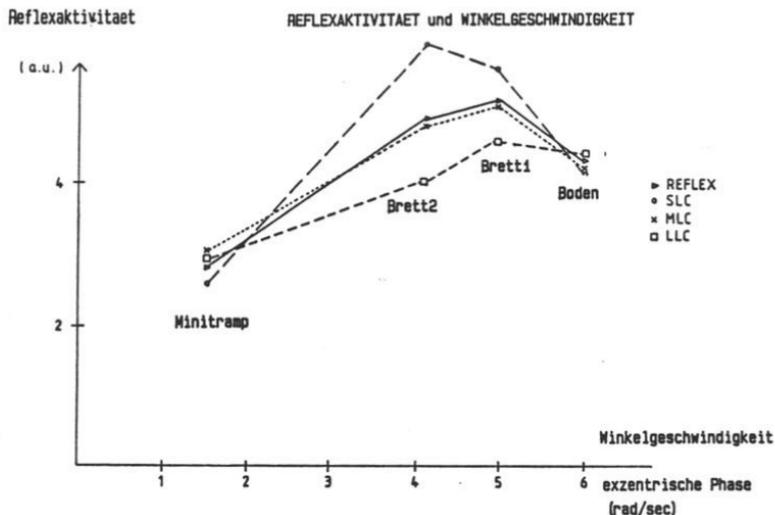


Abb. 7/7: Reflexaktivität (a.u.) und Winkelgeschwindigkeit während der exzentrischen Bewegungsphase. Die Reflexaktivität (▴) ist in ihre Komponenten (SLC, MLC, LLC) unterteilt. Die Punkte repräsentieren die Mittelwerte von 10 Vpn

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.

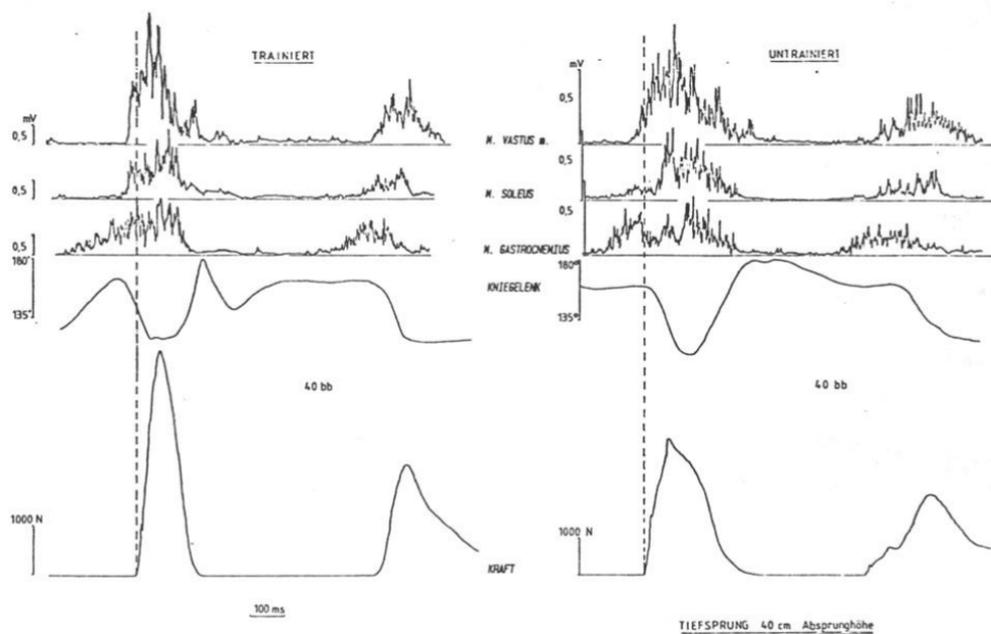


Abb. 7/8: Gemitteltes Elektromyogramm der Beinextensoren, mittlere Winkel-Zeit- und Kraft-Zeit-Kurve beim beidbeinigen Tiefsprung aus 40 cm Absprunghöhe. Links: trainierte Versuchsperson, rechts: untrainierte Versuchsperson.  
(Unterschiedlicher Verstärkungsmaßstab in den EMG-Mustern!)

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.

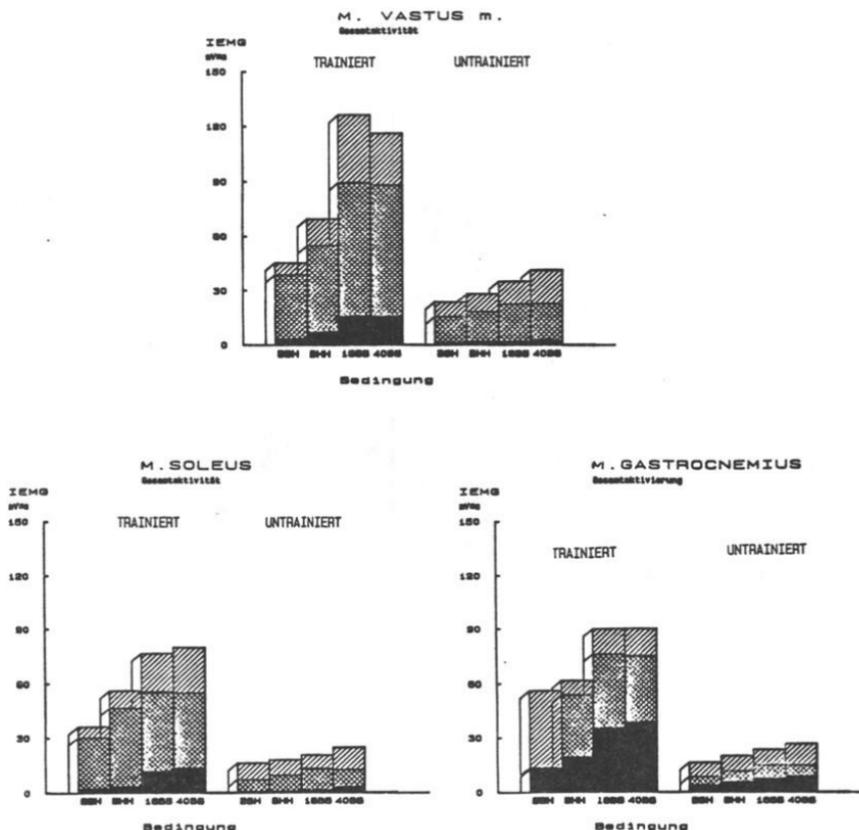


Abb. 7/9: Histogramm der EMG-Aktivierung bei unterschiedlichen Sprungformen (Abkürzungen im Text) einer trainierten (jeweils links) und einer untrainierten (rechts) Versuchsperson. Die Gesamtaktivität (ganzer Balken) ist aufgeteilt in drei funktionelle Phasen: Vorinnervation, Reflexphase und Willküraktivierung

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.

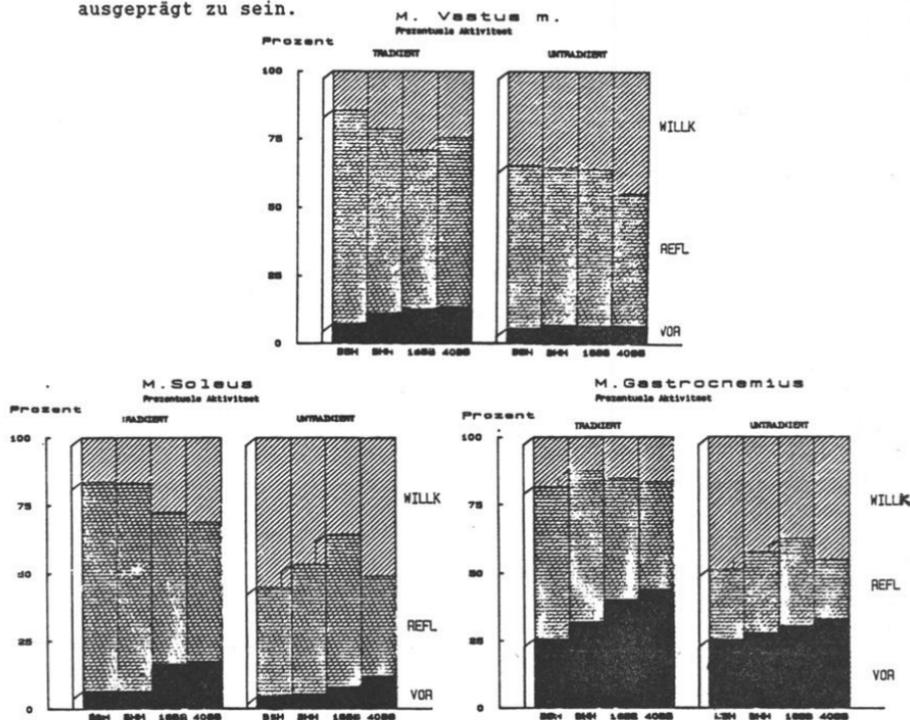


Abb. 7/10: Prozentuale Verteilung der drei funktionellen EMG-Phasen einer sprungtrainierten (jeweils links) und einer nicht trainierten (jeweils rechts) Versuchsperson. Die Aufteilung der EMG-Phasen wurde jeweils belastungsspezifisch vorgenommen.

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.

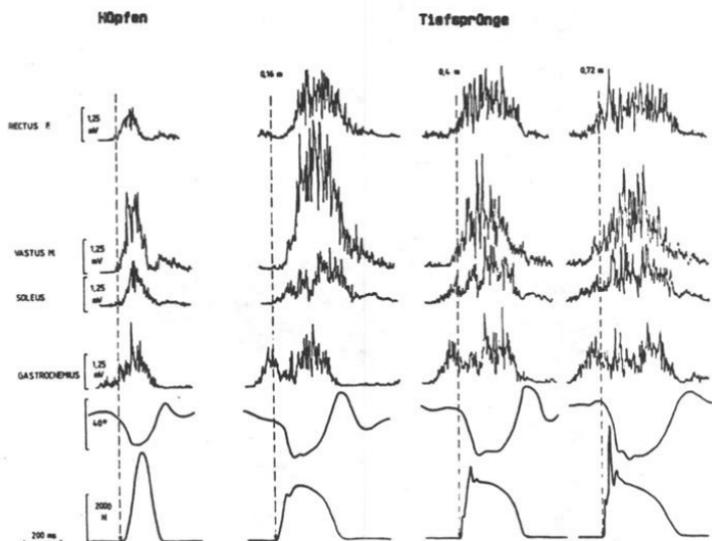


Abb. 7/11: Elektromyogramm des M. Rectus f., M. Vastus m., M. Soleus und M. Gastrocnemius sowie Veränderungen im Kniegelenkwinkel und Kraft-Zeit-Kurve der vertikalen Kraftkomponente einer Versuchsperson bei verschiedenen Dehnungsbelastungen. Die Landung erfolgte jeweils einbeinig.

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).



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

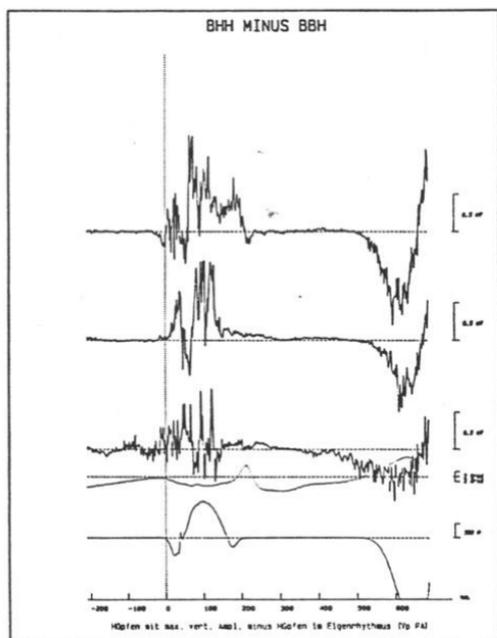


Abb. 7/13: (Entsprechendes Verfahren wie in Abb. 7/3C). Differenz zeitgleicher Messpunkte aus den gemittelten EMG- und Kraft-Zeit- bzw. Winkel-Zeit-Kurven beim Hüpfen mit maximaler Vertikalamplitude und beim Hüpfen in Eigenrhythmus. Als Triggerzeit für die Datensubtraktion diente der Zeitpunkt (T) (Erreichen 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.

## 8.0 Zusammenfassung

In der Literatur wurde bisher auf die Frage nach dem Zusammenhang zwischen der Schnellkraftleistung wie sie im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ) realisiert wird, und der Schnellkraftleistung bei isometrischem oder dynamisch konzentrischen Kontraktionsverhalten unter dimensionsanalytischen Gesichtspunkten nicht eingegangen.

Ausgehend von der Vorstellung, daß sich die erhöhten Schnellkraftleistungen bei Kontraktionen im DVZ hauptsächlich durch leistungspotenzierende Effekte aufgrund der vorgeschalteten Dehnung im Kontraktionszyklus ergeben, wurde zunächst das Elastizitätskonzept auf physikalischer und physiologischer Ebene vorgestellt und die aus der Literatur vorliegenden Ergebnisse präsentiert.

Untersuchungsergebnisse über das neuromuskuläre Zusammenspiel bei Dehnungs-Entdehnungs-Experimenten haben die zentrale Bedeutung von Feedback-Mechanismen über afferente Nervenbahnen klar herausgestellt. Aus diesem Grunde wurde eine Vorstellung der für die Großmotorik wichtigsten Reflexverschaltungen und -mechanismen dem Theoriebereich der Arbeit zugeordnet.

Im wesentlichen bildeten folgende Fragestellungen den Inhalt der vorliegenden Untersuchungsreihe:

1. Besitzen Kenngrößen des reaktiven Bewegungsverhaltens faktorenanalytisch eine andere Dimension als Kenngrößen des isometrischen und dynamisch überwindenden Kraftverhaltens ?
2. Wie verändern sich die ermittelten EMG-Parameter unterschiedlicher funktioneller Zeitphasen, wenn sich die Dehnungsbelastung erhöht?
3. Gibt es in Abhängigkeit von der Dehnungsbelastung ein Optimum hinsichtlich der individuellen Schnellkraftleistung im DVZ ?

Die Arbeit gliedert sich in 4 Querschnittsuntersuchungen auf: Studie I (n=88); Studie II (n=15); Studie III (n=16); Studie IV (n=9). Neben Studierenden des Faches Sport nahmen auch Athleten verschiedener Nationalkader an den Untersuchungen teil.

In Studie I wurde zunächst an 88 Vpn unter Verwendung multivariater Analysemethoden (multiple Regression und Faktorenanalysen) der Zusammenhang zwischen Schnellkraftparametern des DVZ und Schnellkraftparametern des isometrischen und dynamisch überwindenden und dynamisch nachgebenden Kraftverhaltens bei der Beinstreckung ermittelt.

Die Überprüfung der Dimensionsanalyse erbrachte eine 3-dimensionale Faktorenstruktur, wobei die Variablen des isometrischen und dynamisch überwindenden bzw. dynamisch nachgebenden Kraftverhaltens global auf einen Kraftfaktor laden und die Variablen der prozentualen Leistungspotenzierung (konzentrische Leistungsfähigkeit (SJ) = 100%) bei Kontraktionen im DVZ mit den beiden restlichen Faktoren in Zusammenhang gebracht werden können. Die Verteilung der Schnellkraftparameter im DVZ erfolgte dabei kontinuierlich so, daß Variablen, die die Leistungspotenzierung bei niederen Dehnungsbelastungen beschreiben, auf Faktor 2 und Variablen bei hoher Dehnungsbelastung auf Faktor 3 luden.

Aufgrund der beobachteten Faktorenstruktur muß die Schnellkraft in drei unabhängige Komponenten aufgeteilt werden: 1. In einen globalen Kraftfaktor, der im wesentlichen durch das maximale Kraftvermögen, aber auch durch die Fähigkeit zu schneller Kontraktionsentwicklung bestimmt ist. 2. In einen Reaktivitätsfaktor, der das Schnellkraftverhalten bei niederen Dehnungsbelastungen beschreibt und drittens in einen weiteren

Reaktivitätsparameter, der das Schnellkraftvermögen bei hoher Dehnungsbelastung beschreibt. Die dreidimensionale Faktorenstruktur ist dabei unabhängig von der untersuchten Stichprobe und wird außer in der Gesamtstichprobe auch in den Einzelgruppen der Studenten bzw. der Mitglieder der Nationalkader repräsentiert.

In einer weiteren Studie (II) wurde bei 15 Vpn (Studenten und Nationalkader-Sprungdisziplinen) in einer Serie von Vertikalsprüngen das Innervationsverhalten von 4 Beinextensoren (M. Gastrocnemius; M. Soleus; M. Vastus m. und M. Rectus f.) registriert und zusammen mit den Signalen der vertikalen Bodenreaktionskraft und den Winkelveränderungen im Kniegelenk nach dem Average-Verfahren über mindesten 8 Zyklen jeder Untersuchungsbedingung analysiert. Die Untersuchungsbedingungen waren dabei so angelegt, daß sowohl Sprünge mit niedriger Dehnungsbelastung (beidbeiniges Hüpfen im Eigenrhythmus), als auch Sprünge mit extremer Dehnungsbelastung (Tiefsprünge aus 72 cm mit einbeiniger Landung) absolviert wurden.

Die Untersuchungen ergaben bei allen Extensoren mit zunehmender Dehnungsbelastung eine steigende Gesamtaktivierung der Muskeln während der Bodenkontaktphase, wobei der relative Zuwachs einzelner funktio-neller Zeitphasen im EMG muskelspezifisch erfolgte.

Neben der gesteigerten Dehnungsreflexaktivität bei zunehmender Dehnungsbelastung wurden besonders beim M. Gastrocnemius Aktivitäts-reduktionen im gemittelten Elektromyogramm beobachtet. Diese "Inhibitionen" beginnen bereits in der Voraktivierungsphase und dauern bis in den Zeitraum reflektorischer Innervationsbeiträge an. Dabei scheint das Ausmaß der Reduktion auf der einen Seite eine gewisse Abhängigkeit von der Dehnungsbelastung zu besitzen, darüberhinaus kann auf der anderen Seite auch ein Zusammenhang mit dem Trainingszustand

der Versuchsperson beobachtet werden. Trainierte Athleten reagieren mit Aktivitätsreduktionen erst bei wesentlich höheren Dehnungsbelastungen als sprunguntrainierte Personen.

Da die beobachteten EMG-Reduktionen als leistungslimitierende Mechanismen bei der Fähigkeit zur elastischen Potenzierung angesehen werden können, sollte über den Ursprung bzw. den Generierungsort eine weitere Analyse (Studie III) Auskunft geben.

In der Literatur wird als möglicher Entstehungsort solcher Aktivitätsreduktionen auch das Otholithensystem des Vestibularapparates diskutiert. Deshalb war es notwendig das Innervationsverhalten des M. Gastrocnemius bei konstanter Sprunghöhe ( $h=25\text{cm}$ ), aber unterschiedlicher Härte der Sprungunterlage zu untersuchen, womit ebenfalls eine Variation der Dehnungsbelastung vorgegeben war.

Aus den ermittelten EMG-Mustern kann der Schluß gezogen werden, daß die bei den Sprüngen aus großer Absprunghöhe beobachteten EMG-Reduktionen ebenfalls in denjenigen Situationen auftraten, in denen die Landung auf hartem Untergrund erfolgte, also die Dehnungsbelastung des M. Gastrocnemius unter allen Bedingungen am höchsten war.

Aus diesen Beobachtungen kann zunächst für den Zeitraum dieser "Inhibition" der Einfluß vestibulär ausgelöster Hemmungsmechanismen ausgeschlossen werden, da die Linearbeschleunigung auf den Vestibularapparat in allen Untersuchungen bis zum ersten Bodenkontakt als konstant betrachtet werden kann.

Im weiteren Fortgang der Diskussion wurden exemplarisch Unterschiede im Bewegungsmuster (Kraft-, Goniometer- und EMG-Muster) zwischen sprungtrainierten und sprunguntrainierten Probanden herausgestellt. Als zentrales Ergebnis kann angeführt werden, daß die trainierten Vpn

erst bei wesentlich höheren Dehnungsbelastungen mit Aktivitätsreduktionen reagieren im Vergleich zu untrainierten Personen. Weiterhin muß herausgestellt werden, daß auf der Basis eines 'Kontaktzyklus' bei trainierten Vpn die Aktivierung wesentlich frühzeitiger erfolgt, während bei untrainierten Vpn eine Verlagerung der Gesamtaktivität zu späten Kontaktphasen hin zu beobachten ist. Dadurch geht bei den nicht trainierten Vpn ein wesentlicher Beitrag zum reaktiven Bewegungsverhalten verloren, ins besondere, wenn eine solche Verlagerung noch mit einer ausgeprägten EMG-Reduktion während der exzentrischen Phase verbunden ist.

Abschließend erfolgte die Diskussion über die Bedeutung verschiedener Trainingsmethoden zur Verbesserung des reaktiven Schnellkraftkomponenten unter besonderer Berücksichtigung der neuronalen Regulationsmechanismen.

- ALEXANDER, R. MCN.: Mechanics of skeleton and tendon. In: BROOKS, V.B. (ed.): Handbook of Physiology: The Nervous System II., Chap. 2, 17-42, Bethesda, USA, 1981.
- ALEXANDER, R. MCN.; VERNON, A.: The mechanics of hopping by kangaroos (Macropodidae). In: J. of Zool., 177, 265 - 303, 1975.
- ALEXANDER, R. MCN.; BENNET-CLARK, H.C.: Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. In: Nature, 265, 114-117, 1977.
- ALLUM, J.H.J.: Responses to load disturbance in human shoulder muscles: the hypothesis that one component is a pulse test information signal. In: Exp. Brain Res., 22, 307 - 326, 1975.
- AMEMIYA, Y.; SUGI, H.; HASHIZUME, H.: X-ray diffraction studies on the dynamic properties of cross-bridges in skeletal muscle. In: SUGI, H.; POLLACK, G.H. (eds.): Cross-bridge mechanism in muscle contraction. Proceedings of the International Symposium on the current problems of sliding filament model and muscle mechanics. Tokyo, 13th-15th September, 1978, University Park Press, Baltimore, U.S.A., 425-441.
- ANTONI, M.; SCHMIDTBLEICHER, D.; DIETZ, V.: Möglichkeiten der schnellen Innervationskorrektur beim Laufen durch den spinalen Dehnungsreflex. In: Leistungssport, 9, 6, 428-432, 1979.
- APPELL, H.J.: Proliferation of motor end-plates induced by increased muscular activity. In: Int. J. of Sports Med. 5, 125 - 129, 1985.
- ASMUSSEN, E.; BONDE-PETERSEN, F.: Apparent efficiency and storage of elastic energy in human muscles during exercise. In: Acta Physiol. Scand., 92, 537 - 545, 1974a.
- ASMUSSEN, E.; BONDE-PETERSEN, F.: Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. In: Acta Physiol. Scand., 91, 385-392, 1974b.
- BALLREICH, R.; KUHLOW, A.: Beiträge zur Biomechanik des Sports: In Schriftenreihe des Bundesinstituts für Sportwissenschaft, Bd. 32, Hofmann, Schorndorf, 1980.
- BELL, D.G.; JACOBS, I.: Electro-mechanical response times and rate of force development in males and females. Medicine and Science in Sports and Exercise, 18, 1, 31 - 36, 1986.
- BELLEMARE, F.; WOODS, J.J.; JOHANSSON, R.; BIGLAND-RITCHIE, B.: Motor-unit discharge rate in maximal voluntary contraction of three human muscles. In: J. of Neurophysiol., 50, 6, 1380 - 1392, 1983.
- BENEDICT, J.V.; WALKER, L.B.; HARRIS, E.H.: Stress-strain characteristics and tensile strength unembalmed human tendon. In: J. of Biomechanics, 1, 53 - 63, 1968.
- BLANGE, T.; STIENEN, G.J.M.: Transmission phenomena and early tension

- recovery in skinned muscle fibres of the frog. In: Pflügers Arch., 405, 12 - 18, 1985.
- BLANTON, P.L.; BIGGS, N.L.: Ultimate tensile strength of fetal and adult human tendons. In: J. of Biomechanics, 3, 181 - 189, 1970.
- BOSCO, C.: Stretch-shortening cycle in skeletal muscle function. In: Studies in Sport, Physical Education and Health 15, University of Jyväskylä 1982.
- BOSCO, C.; KOMI, P.V.: Potentiation of the mechanical behavior of the human skeletal muscle through prestretching. In: Acta Physiol. Scand. 106, 467-472, 1979.
- BOSCO, C.; KOMI, P.V.; LOCATELLI, E.: Physiologische Betrachtungen zum Tiefsprungtraining. In: Leistungssport, 9, 6, 434-439, 1979.
- BOSCO, C.; KOMI P.V.: Influence of aging on the mechanical behavior of the leg extensor muscles. In: Eur. J. of Appl. Physiol., 45, 209-219, 1980.
- BOSCO, C.; KOMI, P.V.; ITO, A.: Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. In: Acta Physiol. Scand. 111, 135-140, 1981.
- BOSCO, C.; PITTERA, C.: Zur Trainingswirkung neuentwickelter Sprungübungen auf die Explosivkraft. In: Leistungssport, 12, 1, 36-39, 1982.
- BOSCO, C.; VIITASALO, J.T.; KOMI, P.V.; LUHTANEN, P.: Combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch-shortening cycle exercise. In: Acta Physiol. Scand., 114, 557-565, 1982a.
- BOSCO, C.; ITO, A.; KOMI, P.V.; LUHTANEN, P.; RAHKILA, P.; RUSKO, H.; VIITASALO, J.T.: Neuromuscular function and mechanical efficiency of human leg extensor muscles during jumping exercises. In: Acta Physiol. Scand. 114, 543-550, 1982b.
- BOSCO, C.; LUHTANEN, P.; KOMI, P.V.: A simple method for measurement of mechanical power in jumping. In: Europ. J. of Appl. Physiol., 82, 273-282, 1982c.
- BÜHRLE, M.: Dimensionen des Kraftverhaltens und ihre spezifischen Trainingsmethoden. In: Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings, Schriftenreihe des Bundesinstituts für Sportwissenschaft, Bd. 56, 82-112, 1985.
- BÜHRLE, M.; SCHMIDTBLEICHER, D.: Komponenten der Maximal- und Schnellkraft. In: Sportwissenschaft, 11, 11-26, 1981.
- BÜHRLE, M.; SCHMIDTBLEICHER, D.; RESSEL, H.: Die spezielle Diagnose der einzelnen Kraftkomponenten im Hochleistungssport. In: Leistungssport 13, 11 - 16, 1983.

- BURKE, R.E.; EDGERTON, V.R.: Motor unit properties and selective involvement in movement. In: Exercise Sport Sci. Review, 3, 31-81, 1975.
- BURKE, R.E.; HAGBARTH, K.E.; LOFSTEDT, L.: Muscle spindle activity in man during shortening and lengthening contractions. In: J. of Physiol., 277, 132-142, 1978.
- BURKE, R.E.: Motor units: anatomy, physiology and functional organization. In: Handbook of Physiology. The Nervous System. Am. Physiol. Soc., 1981, sect.1, vol. II, part 1, chapt. 10, 345 - 422, 1981.
- CAVAGNA, G.A.: Elastic bounce of the body. In: J. of Appl. Physiol., 19, 3, 279-282, 1970.
- CAVAGNA, G.A.; SABIENE, F.P.; MARGARIA, R.: Mechanical work in running. In: Journal of Appl. Physiol. 19, 249-256, 1964.
- CAVAGNA, G.A.; SABIENE, F.P.; MARGARIA, R.: Effect of negative work on the amount of positive work performed by an isolated muscle. In: J. of Appl. Physiol., 20, 157 - 158, 1965
- CAVAGNA, G.A.; DUSMAN, B.; MARGARIA, R.: Positive work done by a previously stretched muscle. In: J. of Appl. Physiol., 24, 1, 21-32, 1968.
- CAVAGNA, G.A.; KOMAREK, L.; CITTERIO, G.; MARGARIA, R.: Power output of the previously stretched muscle. In: Medicine and Sport, Vol.6: Biomechanics II, 159-167, Karger Basel, 1971.
- CAVANAGH, P.R.; KOMI, P.V.: Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. In: Europ. J. of Appl. Physiol., 42, 159-163, 1979.
- CAVANAGH, P.R.; KRAM, R.: Mechanical and muscular factors affecting the efficiency of human movement. Medicine and Science in Sports and Exercise, 17, 3, 326-331, 1985.
- CLAUS, G.; EBNER, H.: Grundlagen der Statistik. Frankfurt/M.-Zürich, 2. Aufl. 1977
- CRAGO, P.E.; HOUK J.C.; HASAN Z.: Regulatory actions of human stretch reflex. In: J. of Neurophysiol., 39, 925 - 935, 1976.
- DAWSON, T.J.; TAYLOR, C.R.: Energetic cost of locomotion in kangaroos. In: Nature, 246, 313-314, 1973.
- DEEKE, L.; SCHEID, P.; KORNHUBER, H.: Distribution of readiness potential, pre-motion positivity, and motor potential of the human cerebral cortex preceding voluntary finger movements. In: Experimental Brain Res., 7, 158, 1969.
- DESMEDT, J. E.: The size principle of motoneuron recruitment in ballistic or ramp voluntary contractions in man. In: Progress in

- Clinical Neurophysiol. (Desmedt J.E. ed.) Karger, 9, 145-148, 1981.
- DIETZ, V.; NOTH, J.: Spinal stretch reflexes of triceps surae in active and passive movements. In: J. of Physiology, 284, 180-181, 1978a.
- DIETZ, V.; NOTH, J.: Pre-innervation and stretch responses of triceps brachii in man falling with and without visual control. In: Brain Research, 142, 576-579, 1978b.
- DIETZ, V.: Contribution of spinal stretch reflexes to the activity of leg muscles in running. In: Muscle receptors and Movement, Proceedings of a Symposium held at the Sherrington School of Physiol., London, (ed.: TAYLOR, A., PROCHAZKA, A.), 339 - 346, 1980.
- DIETZ, V.; SCHMIDTBLEICHER, D.; NOTH J.: Neuronal mechanisms of human locomotion. In: J. of Neurophysiol., 42, 1212-1222, 1979.
- DIETZ, V.; NOTH, J.; SCHMIDTBLEICHER, D.: Interaction between pre-activity and stretch reflex in human triceps brachii during landing from forward falls. In: J. of Physiol., 311, 113-125, 1981.
- DIETZ, V.: Elektrophysiologie komplexer Bewegungsabläufe: Gang-, Lauf-, Balance- und Fallbewegungen. Aus: Berger, W. et al. (Hrsg.): Haltung und Bewegung beim Menschen, Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, 87 - 118, 1984.
- DONSKOI, D.D.: Grundlagen der Biomechanik, Berlin 1975
- DOSS, W.; KARPOVICH, P.: A comparison of concentric, excentric and isometric strength of elbow flexors. In: J. of Appl. Physiol., 20, 351 - 353, 1965.
- EDMAN, K.A.P.: The velocity of shortening at zero load: Its relation to sarkomere length and degree of activation of vertebrate muscle fibers. In: SUGI, H.; POLLACK; G.H. (eds.): Cross-bridge mechanism in muscle contraction. Proceedings of the International Symposium on the current problems of sliding filament model and muscle mechanics. Tokio, 13th-15th September, 1978, University Park Press, Baltimore, U.S.A., 347-356.
- EDMAN, K.A.P.; ELZINGA, G.; NOBLE M.I.M.: The effect of stretch on contracting skeletal muscle fibers. In: SUGI, H.; POLLACK, G.H. (eds.): Cross-bridge mechanism in muscle contraction. Proceedings of the International Symposium on the dcurrent problems of sliding filament model and muscle mechanics. Tokio, 13th-15th September, 1978a, University Park Press, Baltimore, U.S.A., 297-303.
- EDMAN, K.A.P.; ELZINGA, G.; NOBLE, M.I.M.: Enhancement of mechanical performance by stretch during tetanic contractions of vertebrate skeletal muscle fibres. In: J. of Physiol., 281, 139-155, 1978b.

- EDMAN, K.A.P.; ELZINGA, G.; NOBLE, M.I.M.: Critical sarcomere extension required to recruit a decaying component of extra force during stretch in tetanic contractions of frog skeletal muscle fibers. In: *J. of Gen. Physiol.* 78, 365-382, 1981.
- EDMAN, K.A.P.; ELZINGA, G.; NOBLE, M.I.M.: Residual force enhancement after stretch of contracting frog single muscle fibers. In: *J. of Gen. Physiol.*, 80, 769-784, 1982.
- EKLUND, G.; HAGBARTH, K.E.; HAEGGLUND, J.V.; WALLIN, E.U.: Mechanical oscillations contributing to the segmentation of the reflex electromyogram responses to stretching human muscles. In: *J. of Physiol.*, 326, 65-77, 1982a.
- EKLUND, G.; HAGBARTH, K.E.; HAEGGLUND, J.V.; WALLIN, E.U.: The "late" reflex responses to the muscle stretch: the "resonance hypothesis" versus the "long-loop hypothesis". In: *J. of Physiol.*, 326, 79-90, 1982b.
- EVARTS, E.V.: Motor cortex reflexes associated with learned movements. In: *Science* 179, 501 - 503, 1973.
- FLITNEY, F.W.; HIRST, D.G.: Cross-bridge detachment and sarcomere "give" during stretch of active frog's muscle. In: *J. of Physiol.*, 276, 449-465, 1978a.
- FLITNEY, F.W.; HIRST, D.G.: Filament sliding and energy absorbed by the cross-bridges in active muscle subjected to cyclical length changes. In: *J. of Physiol.*, 276, 467-479, 1978b.
- FREUND, H.J.: Motor unit and muscle activity in voluntary motor control. In: *Physiological Reviews*, The American Physiological Society, 63, 2, 387 - 436, 1983.
- FORD, L.E.; HUXLEY, A.F.; SIMMONS, R.M.: Tension responses to sudden length change in stimulated frog muscle fibers near slack length. In: *J. of Physiology* 269, 441-515, 1978.
- FORD, L.E.; HUXLEY, A.F.; SIMMONS, R.M.: The relation between stiffness and filament overlap in stimulated frog muscle fibers. In: *J. of Physiol.*, 311, 219-249, 1981.
- FROMMEYER, P.: Erfahrungen mit ungewöhnlichen Trainingsformen zur Leistungssteigerung im Hochsprung. In: *Lehre der Leichtathletik*, 34, 6, 182, 1983.
- FUNG, Y.C.: *Biomechanics*. Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York 1981.
- GERTHSEN, C.; KNESER, H.O.; VOGEL, H.: *Physik*. Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York 12.Aufl. 1974.
- GILLIES, D.H.: Motor unit discharge patterns during isometric contraction in man. In: *J. of Physiol.*, 223, 36P-37P, 1973.

- GOLLHOFER, A.: Innervationscharacteristics of M. Gastrocnemius during landing on different surface. In: 10th International Congress of Biomechanics, Umea, Abstract Book, 89, 1985a.
- GOLLHOFER, A.: Diagnose und Training der Schnellkraftleistung im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. In: DVS - Handblätter, im Druck, 1985b.
- GOLLHOFER, A.; SCHMIDTBLEICHER, D.; DIETZ, V.: Regulation of muscle stiffness in human locomotion. In: Int. Journal of Sportsmed. 5, 156 - 159, 1984a.
- GOLLHOFER, A.; SCHMIDTBLEICHER, D.; DIETZ, V.: Die Regulation des Muskeltonus bei Bewegungen. In: Extracta orthopädisca 7, 404-407, 1984b.
- GOTTLIEB, G.L.; AGARWAL, G.C.: Response to sudden torques about ankle in man: Myotatic reflex. In: J. of Neurophysiol., 42, 91-106, 1979.
- GOTTLIEB, G.L.; AGARWAL, G.C.: Response to sudden torques about ankle in man: II. Postmyotatic reactions. In: J. of Neurophysiol., 43, 86-101, 1980a.
- GOTTLIEB, G.L.; AGARWAL, G.C.: Response to sudden torques about ankle in man: III. Suppression of stretch-evoked responses during phasic contraction. In: J. of Neurophysiol., 44, 233-246, 1980b.
- GOTTLIEB, G.L.; AGARWAL, G.C.; JAEGER, R.F.: Response to sudden torques about ankle in man. IV. A functional role of a-gamma-linkage. In: J. of Neurophysiol., 46, 179-190, 1981.
- GRAF, K.H.; KRAHL, H.: Überlastungsschäden im Fußbereich beim Leichtathleten. In: Lehre der Leichtathletik 24, 3, 81-87, 1984.
- GRANIT, R.; PHILLIPS, C.G.; SKOGLUND, S.; STEG, G.: Differentiation of tonic from phasic alpha ventral horn cells by stretch, pinna and crossed extensor reflexes. In: J. of Neurophysiol., 20, 470-481, 1957.
- GREENWOOD, R.; HOPKINS, A.: Landing from an unexpected fall and a voluntary step. In: Brain 99, 375-386, 1976a.
- GREENWOOD, R.; HOPKINS, A.: Muscle responses during sudden falls in man. In: J. of Physiol., 254, 507 - 518, 1976b.
- GRIEVE, D.W.; PHEASANT, S.; CAVANAGH, P.R.: Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. In: ASSMUSSEN, E.; JØRGENSEN, K. (ed.): Biomechanics VI-A, 405-412, Baltimore, University Park Press 1978.
- GRIMBY, L.; HANNERZ, J.: Disturbances in voluntary recruitment order of low and high frequency motor units on blockades of proprioceptive afferent activity. In: Acta Physiol. Scand. 96, 207-216, 1976.

- GRIMBY, L.; HANNERZ, J.; HEDMAN, B.: The fatigue and voluntary discharge properties of single motor units in man. *J. of Physiol.*, 316, 545-554, 1981.
- HAASE, J.; HENATSCH, H. D.; JUNG, R.; STRATA, P.; THODEN, U.: Sensomotorik. Aus: *Physiologie des Menschen*, Bd. 14, München-Berlin-Wien 1976.
- HABERKORN-BUTENDEICH, E.; KLAUCK, J.: Dynamometrische und elektromyographische Untersuchungen am *M. triceps brachii*. In: DECKER, W.; LÄMMER, M. (Hrsg.): *Kölner Beiträge zur Sportwissenschaft 2*. Jahrbuch der Deutschen Sporthochschule Köln, 87 - 108, 1974.
- HÄKKINEN, K.; KOMI, P.V.: Changes in neuromuscular performance in voluntary and reflex contraction during strength training in man. In: *International Journal of Sports Medicine* 4, 4, 282 - 288, 1983a.
- HÄKKINEN, K.; KOMI, P.V.: Electromyographic and mechanical characteristics of human skeletal muscle during fatigue under voluntary and reflex conditions. In: *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 55, 436 - 444, 1983b.
- HÄKKINEN, K.; KOMI, P.V.: Electromyographic changes during strength training and detraining. In: *Med. Sci. Sports and Exercise*, 15, 6, 455 - 460, 1983c.
- HÄKKINEN, K.; PAKARINEN, A.; ALEN, M.; KOMI, P.V.: Serum hormones during prolonged training of neuromuscular performance. In: *Eur. J. of Appl. Physiol.*, 53, 287 - 293, 1985a.
- HÄKKINEN, K.; KOMI, P.V.: Changes in electrical and mechanical behavior of leg extensor muscles during heavy resistance strength training. In: *Scand. J. Sports Sci.*, in press, 1985.
- HÄKKINEN, K.; KOMI, P.V.; ALEN, M.: Effect of explosive type strength training on isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles. In: *Acta Physiol. Scand.*, in press, 1985b.
- HÄKKINEN, K.; ALEN, M.; KOMI, P.V.: Changes in isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. In: *Acta Physiol. Scand.*, in press, 1985c.
- HAMMOND, P.H.: An experimental study of servo action in human muscular control. In: *Proc. Int. Congr. Med. Electronics*, London: IEE Conf. Publ. 190-199, 1960.
- HAUGEN, P.: Latency relaxation and short-range elasticity in single muscle fibres of the frog. In: *Acta Physiol. Scand.*, Supplementum 519, 1983.
- HENATSCH, H.-D.: Cerebrale Regulation der Sensomotorik. In: GAUER, O.H.; KRAMER, K.; JUNG, R. (Hrsg.): *Physiologie des Menschen*

Bd.14: Sensomotorik, 265-420, München 1975.

- HENATSCH, H.-D.; LANGER, H.H.: Neurophysiologische Aspekte der Sportmotorik. In: RIEDER, H.; BÖS, K.; MECHLING, H.; REISCHLE, K. (Hrsg.): Motorik und Bewegungsforschung, 27-55, Hofmann Schorn-dorf 1983.
- HENNEMAN, E.; SOMJEN, G.; CARPENTER, D.O.: Functional significance of cell size in spinal motoneurons. In: J. of Neurophysiol., 28, 560-580, 1965a.
- HENNEMAN, E.; SOMJEN, G.; CARPENTER, D.O.: Excitability and inhibi-tibility of motoneurons of different sizes. In: J. of Neuro-physiol., 28, 599-620, 1965b.
- HENNEMAN, E.; CLAMANN, H.P.; GILLIES, J.D.; SKINNER, R.D.: Rank order of motoneurons within a pool: law of combination. In: J. of Neurophysiol., 37, 1338-1349, 1974.
- HILL, A.V.: The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. Proc. Roy. Soc. B. 126, 136-195, 1938.
- HILL, A.V.: The effect of load on the heat of shortening of muscle. In: Proc. of Roy. Soc. of London, Sec. B., 159, 297 - 318, 1964.
- HILL, T.L.; EISENBERG, E.: Simplified theory of the HUXLEY-SIMMONS T0, T1 AND T2 in muscle models with two attached states. In: Cross-bridge mechanism in muscle contraction. Proceedings of the Inter-national Symposium on the current problems of sliding filament model and muscle mechanics. Tokio, 13th-15th September, 1978, University Park Press, Baltimore, U.S.A., 541-560.
- HOCHMUTH, G.: Biomechanik sportlicher Bewegungen. Berlin 1974.
- HOLLMANN, W.; HETTINGER, T.: Sportmedizin. Arbeits- und Trainings-grundlagen. Schattauer, Stuttgart-New York 1980.
- HOSTER, M.: Zum Problem der Überlastungssyndrome am Bewegungsapparat von Springern und Springerinnen in der Leichtathletik. In: Lehre der Leichtathletik 31, 39,1307-1310, 1982.
- HOUK, J.C; HENNEMAN, E.: Responses to golgi tendon organs to active contractions of the soleus muscle of the cat. In: J. of Neuro-physiol., 30, 466-481, 1967.
- HOUK, J.C.: Participation of reflex mechanisms and reaction-time pro-cesses in the compensatory adjustments to mechanical disturban-ces. In: DESMEDT, J.E. (ed.): Cerebral Motor Control in Man: Long Loop Mechanisms, (Prog. Clin. Neurophysiol., Vol. 4), 193-215, Basel Karger, 1978.
- HOUK, J.C.; CRAGO, P.E.; RYMER, W.Z.: Function of the spindle dynamic response in stiffness regulation - predictive mechanism provided by non-linear feedback. In: Muscle receptors and Movement, Proceedings of a Symposium held at the Sherrington School of

Physiol., London, (ed.:TAYLOR, A., PROCHAZKA, A.), 299 - 310,1980

- HOUK, J.C.; RYMER, W.Z.: Neural control of muscle length and tension. In: BROOKS, V.B. (ed.): Handbook of Physiology: The nervous System II, Chap. 8, 251-323, Bethesda, USA, 1981.
- HOUK, J.C.; RYMER, W.Z.; CRAGO, P.E.: Dependence of dynamic response of spindle receptors on muscle length and velocity. In: J. of Neurophysiol., 46, 1, 143-166, 1981.
- HULTBORN, H.: Transmission in the pathway of reciprocal Ia-inhibition to motoneurons and its control during the tonic stretch reflex. In: HOMMA, L. (ed.): Understanding the stretch reflex. In: Brain Res. 44, 235 - 255, 1976.
- HUXLEY, A.F.; SIMMONS, R.M.: Proposed mechanism of force generation in striated muscle. In: Nature, 233, 533-538, 1971a.
- HUXLEY, A.F.; SIMMONS, R.M.: Mechanical properties of the crossbridges of frog striated muscle. In: J. of Physiol. 218, 59-60, 1971b.
- HUXLEY, A.F.: Muscular contraction. In: J. of Physiol., 243, 1-43, 1974.
- HUXLEY, H.E.: Time resolved X-ray diffraction studies on muscle. In: SUGI, H.; POLLACK, G.H. (eds.): Cross-bridge mechanism in muscle contraction. Proceedings of the International Symposium on the current problems of sliding filament model and muscle mechanics. Tokio, 13th-15th September, 1978, University Park Press, Baltimore, U.S.A., 391-401.
- IKAI, M.; YABE, K.; ISHIJ, K.: Muskelkraft und muskuläre Ermüdung bei willkürlicher Anspannung und elektrischer Reizung des Muskels. In: Sportarzt, Sportmedizin, 197-204, 1967.
- ITO, A.; KOMI, P.V.; SJÖDIN, B.; BOSCO, C.; KARLSSON, J.: Mechanical efficiency of positive work in running at different speeds. In: Med. and Sci. in Sports and Exercise, 15, 4, 299-308, 1983.
- JOYCE, G.C.; RACK, P.M.H.; WESTBURY, D.R.: The mechanical properties of cat soleus muscle during controlled lengthening and shortening movements. In: J. of Physiol., 204, 461-474, 1969.
- JULIAN, F.J.; MORGAN, D.L.: Variation of muscle stiffness with tension during tension transients and constant velocity shortening in the frog. In: J. of Physiol., 319, 193-203, 1981a.
- JULIAN, F.J.; MORGAN, D.L.: Tension, stiffness, unloaded shortening speed and potentiation of frog muscle fibres at sarcomere lengths below optimum. In: J. of Physiol., 319, 205-217, 1981b.
- KODAMA, T.; YAMADA, K.: An explanation of the shortening heat based on the enthalpy profile of the myosin ATPase reaction. In: Cross-bridge mechanism in muscle contraction. Proceedings of the International Symposium on the current problems of sliding filament

model and muscle mechanics. Tokio, 13th-15th September, 1978, University Park Press, Baltimore, U.S.A., 481-488.

- KOMI, P.V.: Relationship between muscle tension, EMG and velocity of contraction and concentric and eccentric work. In: Desmedt, J.E. (Hrsg.): New Development in Electromyography and Clinical Neurophysiology Vol. 1, 596-606, Karger Basel, 1973.
- KOMI, P.V.: Faktoren der Muskelkraft und Prinzipien des Krafttrainings. In: Leistungssport, 5, 13-16, 1975.
- KOMI, P.V.: Neuromuscular performance: factors influencing force and speed production. In: Scand. J. of Sports Sci. 1, 2-15, 1979.
- KOMI, P.V.: Electromyographic, mechanical and metabolic changes during static and dynamic fatigue. In: Knuttgen, Vogel, Poortmans (eds) Biochemistry of exercise, Int. Ser. Sport Sciences, Vol. 13. Human Kinetics Publishers, Champaign, 197-215, 1983a.
- KOMI, P.V.: Elastic potentiation of muscle and its influence on sport performance. In: Baumann, W. (Hrsg.): Biomechanik und Sportliche Leistung, Schriftenreihe des Bundesinstituts für Sportwissenschaft Bd 40, Hofmann Schorndorf 1983b.
- KOMI, P.V.: Physiological and biomechanical correlates of muscle function: Effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. In: Exercise and Sport Sciences Reviews, 12, 81-121, 1984a.
- KOMI, P.V.: Fatigue and recovery of neuromuscular function. In: Medicine Sport Sci., 17, 187 - 201, (Karger, Basel) 1984b.
- KOMI, P.V.: Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus bei Bewegungen mit sportlicher Leistung. In: BÖHRLE, M. (Hrsg.): Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings, 254-270, Hofmann, Schorndorf 1985.
- KOMI, P.V.; BUSKIRK, E.R.: Effect of Eccentric and Concentric Muscle Conditioning on Tension and Electrical Activity of Human Muscle. In: Ergonomics Vol.15, No.4, 417-434, 1972.
- KOMI, P. V.; BOSCO, C.: Utilisation of stored elastic energy in men and women. In: Med. Sci.Sports, 10, 4, 261 - 265, 1978.
- KOMI, P.V.; KARLSSON, J.: Physical performance, skeletal muscle enzyme activities, and fibre types in monozygous and dizygous twins of both sexes. In: Acta Physiol. Scand. Suppl. 462, 1979.
- KOMI, P.V.; ITO, A.; SJÖDIN, B.; WALLENSTEIN, R.; KARLSSON, J.: Muscle metabolism, lactate breaking point and biomechanical features of endurance running. In: Int. J. Sports Med., 2, 148-153, 1981.
- KOMI, P.V.; JÄRVINEN, M.; SALONEN, M.: In-vivo measurements of Achilles tendon forces in man. In: Med. Sci. Sports Exerc., 16, 2, 165, 1984.

- KORNHUBER, H.-H.: Cerebral cortex, cerebellum and basal ganglion: an introduction to their motor functions. In: SCHMITT/WORDEN (eds.): The Neurosciences: Third study program. Cambridge, 267-280, 1974.
- KUHLOW, A.: Biomechanische Analyse und Ansteuerung konditioneller Komponenten bei Hochleistungsathleten. In: BALLREICH, R.; KUHLOW, A.: Beiträge zur Biomechanik des Sports, 37-55, Hofmann, 1980a.
- KUHLOW, A.: Abschätzung der Einflußhöhe konditioneller Komponenten bei Hochleistungsathleten. In: BALLREICH, R.; KUHLOW, A.: Beiträge zur Biomechanik des Sports, 64-70, Hofmann, 1980b.
- KWAN, H.C.; MURPHY, J.T.; REPECK, M.W.: Control of stiffness by medium latency electromyographic response to limb perturbation. In: Can. J. of Physiol. Pharmacol., 57, 277 - 285, 1980.
- LÄNNERGREN, J.: The effect of low-level activation on the mechanical properties of isolated frog muscles fibres. In: J. Gen. Physiology 58, 145-162, 1971.
- LATASTE, X.: Spastizität. In: Sandorama, 5, 21-26, SANDOZ, Nürnberg 1983.
- LEE, R.G.; TATTON, W.G.: Longloop reflexes in man: Clinical applications. In: DESMEDT, J.E. (ed.): Cerebral Motor Control in Man: Long Loop Mechanisms, (Prog. Clin. Neurophysiol., Vol 4), 320-333, Basel Karger, 1978.
- LEKSELL, L.: The action potential of excitatory effects of the small ventral root fibres to skeletal muscle. In: Acta Physiol. Scand., 10, 31, 1945.
- LETZELTER, H.: Ziele, Methoden und Inhalte des Krafttrainings. Ahrensburg, 1983.
- LETZELTER, M.: Trainingsgrundlagen. Rowohlt, Reinbek, 1978.
- MARGARIA, R.: Positive and negative work performances and their efficiencies in human locomotion. In: Int. Z. angew. Physiol. einschl.Arbeitsphysiol., 25, 339-351, 1968.
- MARSDEN, C.D.; MERTON, P.A.; MORTON, H.B.: Stretch reflex and servo action in a variety of human muscles. In: J. of Physiol. 259, 531-560, 1976.
- MARSDEN, C.D.; MERTON, P.A.; MORTON, H.B.; ADAM, J.: The effect of lesions of the central nervous system on long-latency stretch reflexes in the human thumb. In: DESMEDT, J.E. (ed.): Cerebral Motor Control in Man: Long Loop Mechanisms, (Prog. Clin. Neurophysiol., Vol. 4), 334-341, Basel Karger, 1978a.
- MARSDEN, C.D.; MERTON, P.A.; MORTON, H.B.; ADAM, J.; HALLETT, M.: Automatic and voluntary responses to muscle stretch in man. In: DESMEDT, J.E. (ed.): Cerebral Motor Control in Man: Long Loop Mechanisms, (Prog. Clin. Neurophysiol., Vol. 4), 167-177, Basel

- Karger, 1978b.
- MASSALGIN, N.A.; USHAKOW, J. W.: Anwendbarkeit der Elektromyographie zur Beurteilung des Entwicklungsniveaus zentralnervaler Einflußfaktoren, die die Effektivität der Schnellkraftbewegungen beeinflussen. In: Medizin und Sport. 19, 364, 1979.
- MATHEWS, B. H. C.: Nerve endings in mammalian muscle. In: J. of Physiol., 78, 1 - 53, 1933.
- MATTHEWS, P.B.C.: The dependence of tension upon extension in the stretch reflex of the soleus muscle of the decerebrate cat. In: J. of Physiol. , 147, 521-546, 1959.
- MELLEROWICZ, H.; MELLER, W.: Training. Biologische und medizinische Grundlagen und Prinzipien des Trainings. Berlin 1972.
- MELVILL-JONES, G.M.: Is there a vestibulo-spinal reflex contribution to running? In: Adv. Oto-Rhino-Laryng., 19, 128-133, 1973.
- MEL VILL-JONES, G.M; WATT, D.: Muscular control of landing from unexpected falls in man. In: J. of Physiol. , 219, 729-737, 1971a.
- MELVILL-JONES, G.M., WATT, D.: Observations on the control of stepping and hopping movements in man. In: J. of Physiol., 219, 709-727, 1971b.
- MORGAN, D.L.: Separation of active and passive components of short-range-stiffness of muscle. In: Am. J. of Physiol., 232, 45 - 49, 1977.
- MORGAN, D.L.; PROSKE, U.; WARREN, D.: Measurements of muscle stiffness and the mechanism of elastic storage of energy in hopping kangaroos. In: J. of Physiol., 282, 253-261, 1978.
- MORITANI, T.; DEVRIES, H.: Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. In: Am. J. Phys. Med., 58, 3, 115-130, 1978.
- NICHOLS, T.R.: Soleus muscle stiffness and its reflex control (Ph.D.Thesis). Cambridge, MA, Harvard Univ., 1974.
- NICHOLS, T.R., HOUK, J.C.: Improvement in Linearity and regulation of stiffness that results from actions of stretch reflex. In: J. of Neurophysiol., 39, 119 - 142, 1976.
- NOTH, J.: Neurophysiologische Aspekte der Muskelelastizität. In: BÜHRLE, M. (Hrsg.): Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings, 238-253, Hofmann, Schorndorf 1985.
- ORLOVSKY, G.N.: The effect of different descending system on flexor and extensor activity during locomotion. In: Brain Reserach, 40, 359 - 371, 1971.
- PAVLOVA, G. P.: Response of Deiter's neurons to tilt during locomotion.

- tion. In: Brain Research, 42, 212 - 214, 1972.
- PHILLIPS, C.G.: Motor apparatus of the baboon's hand. In: Proc. R. Soc. London Ser. B, 173, 141-174, 1969.
- PODOLSKY, R.J.: Thermodynamics of muscle. In: BOURNE, G.H. (ed.): Structure and function of muscle, Bd. II, 359-385, 1960.
- POLLACK, G.H.: The Crossbridge-theory. In: Physiological Reviews 63, 3, 1049-1113, 1983.
- PROCHAZKA, A.; WAND, P.: Muscle spindle responses to rapid stretching in normal cats. In: Muscle receptors and Movement, Proceedings of a Symposium held at the Sherrington School of Physiol., London, (ed.:TAYLOR, A., PROCHAZKA, A.), 257 - 261, 1981.
- PROSKE, U.; MORGAN, D.L.: Stiffness of cat soleus muscle and tendon during activation of part of muscle. In: J. of Neurophysiol., 52, 3, 459 - 468, 1984.
- RACK, P.M.H.: Limitations of sensomotory feedback in control of posture and movement. In: Handbook of Physiology: The nervous System, Chap. 7, 1981.
- RACK, P.M.H.; WESTBURY D.R.: The effects of length and stimulus rate on tension in the isometric cat soleus muscle. In: J. of Physiol. 204, 443-460, 1969.
- RACK, P.M.H.; WESTBURY, D.R.: The short range stiffness of active mammalian muscle and its effect on mechanical properties. In: J. of Physiol., 240, 331-350, 1974.
- RACK, P.M.H.; ROSS, H.F.; BROWN, T.I.H.: Reflex responses during sinusoidal movement of human limbs. In: DESMEDT, J.E. (ed.): Cerebral Motor Control in man: Long Loop Mechanisms, (Prog. Clin. Neurophysiol., Vol. 4), 216-228, Basel Karger, 1978.
- RACK, P.M.H.; ROSS, H.F.; THILLMANN, A.F.; WALTERS, D.K.W.: Reflex responses at the human ankle: the importance of tendon compliance. In: J. of Physiol., 344, 503-524, 1983.
- RACK, P.M.H.; WESTBURY, D.R.: Elastic properties of the cat soleus tendon and their functional importance. In: J. of Physiol. 347, 479 - 495, 1984.
- REICHEL, H.: Muskelelastizität. In: Ergebnisse der Physiologie, 47, 469-554, 1952.
- RÜDIGER, W.: Lehrbuch der Physiologie. Bd. I und II. Berlin VEB 1978.
- SCHMIDT; R.F.; THEWS, G.: Physiologie des Menschen. Springer Berlin, Heidelberg, New York, 20. Aufl. 1980.
- SCHMIDTBLEICHER, D.: Maximalkraft und Bewegungsschnelligkeit. Beiträge zur Bewegungsforschung im Sport 3, Limpert Bad Homburg 1980.

- SCHMIDTBLEICHER, D.: Sportliches Krafttraining und motorische Grundlagenforschung. In: JUNG, R. (Hrsg.): Haltung und Bewegung beim Menschen. Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg-New York, 155-188, 1984a.
- SCHMIDTBLEICHER, D.: Strukturanalyse der motorischen Eigenschaft Kraft. In: Lehre der Leichtathletik. 50, 1785-1792, 1984b.
- SCHMIDTBLEICHER, D.; DIETZ, V.; NOTH, J., ANTONI, M.: Auftreten und funktionelle Bedeutung des Muskeldehnungsreflexes bei Lauf- und Sprintbewegungen. In: Leistungssport 8, 480-490, 1978.
- SCHMIDTBLEICHER, D.; ANTONI, M.; DIETZ, V.: Innervationsmuster der Beinstreckmuskulatur bei Bergaufläufen. In: Leistungssport, 11, 350 - 357, 1981a.
- SCHMIDTBLEICHER, D.; MÜLLER, K.J.; NOTH, J.: Dämpfungseigenschaften von Sportmatten und ihr Einfluß auf die Ausprägung von Muskeldehnungsreflexen - Ein Beitrag zur Unfallverhütung im Sport. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 4, 95-103, 1981b.
- SCHMIDTBLEICHER, D.; GOLLHOFER, A.: Neuromuskuläre Untersuchungen zur Bestimmung individueller Belastungsgrößen für ein Tiefsprungtraining. In: Leistungssport 12, 4, 298-307, 1982.
- SCHMIDTBLEICHER, D.; GOLLHOFER, A.: Einflußgrößen des reaktiven Bewegungsverhaltens und deren Bedeutung für die Sportpraxis. In: BÖHRLE, M. (Hrsg.): Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Hofmann, Schorndorf 1985.
- SCHOMBURG, E.D.: Spinale Eigenleistungen in der Motorik. In: COTTA, H.; KRAHL, H.; STEINBRÜCK, K.: Die Belastungstoleranz des Bewegungsapparates: Grundlagenforschung in der Sportmedizin. 3. Heidelberger Orthopädie-Symposium. Thieme, Stuttgart-New York, 1980.
- SHERRINGTON, C.S.: Flexion reflex of the limb, crossed extension reflex, and reflex stepping and standing. In: J. of Physiol., 40, 28-121, 1910.
- SIMONS, H.: Probleme interdisziplinärer Forschung auf dem Gebiet des Sports aus sozialwissenschaftlicher Sicht. Vortragspublikation, VDS- Berlin, 1982.
- SOETER, J.: Flop-Technik und Flop-Training. In: Fosbury-Flop und Hürdenlauf der Frauen, Beiträge zur sportlichen Leistungsförderung Bd. 6, 47-50, 1972.
- STIENEN, G.J.M.; BLANGE, T.; SCHNERR, M.C.: Tension responses of frog sartorius muscle to quick ramp-shaped shortenings and some effects of metabolic inhibition. In: Pflügers Arch. 376, 97-104, 1978.
- STIENEN, G.J.M.; BLANGE, T.: Tension responses to rapid length changes

- in skinned muscle fibres of the frog. In: Pflügers Arch. 405, 5 - 11. 1985.
- STIENEN, G.J.M.; BLANGE T.; TREIJTEL, B.W.: Tension development and calcium sensitivity in skinned muscle fibres of the frog. In: Pflügers Archiv. 405, 19 - 23, 1985.
- SUGI, H.: The origin of the series elasticity in striated muscle fibres. In: SUGI, H.; POLLACK, G.H. (eds.): Cross-bridge mechanism in muscle contraction. Proceedings of the international Symposium on the current problems of sliding filament model and muscle mechanics. Tokio, 13th-15th September, 1978, University Park Press, Baltimore, U.S.A.
- TANCIC, D.: Das Krafttraining der Hochspringer. In: BÖHRLE, M. (Hrsg.): Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Hofmann, Schorndorf 1985.
- TATTON, W.G.; BAWA, P.; BRUCE, I.C.; LEE, R.G.: Long loop reflexes in monkeys: A interpretative base for human reflexes. In: DESMEDT, J.E. (ed.): Cerebral Motor Control in Man: Long Loop Mechanisms, (Prog. Clin. Neurophysiol., Vol. 4), 229-245, Basel Karger, 1978.
- THYS, H.; FARGGIANA, T.; MARGARIA, R.: Utilization of muscle elasticity in exercise. In: J. of Appl. Physiol., 32, 4, 491-494, 1972.
- THYS, H.; CAVAGNA, A.; MARGARIA, R.: The role played by elasticity in an exercise involving movements of small amplitude. In: Pfluegers Arch. 354, 281-286, 1975.
- TROUSIL, T.: Messung der Sprungkraft. In: Leistungssport, 2, 150 - 153, 1980.
- ÜBERLA, K.: Faktorenanalyse. Springer Berlin, Heidelberg, New York 1971.
- VALLBO, A.: Basic patterns of muscle spindle discharge in man. In: Muscle receptors and Movement, Proceedings of a Symposium held at the Sherrington School of Physiol., London, (ed.:TAYLOR, A., PROCHAZKA, A.), 263-277, 1981.
- VIITASALO, J.T.; KOMI, P.V.: Force-Time characteristics and fiber composition in human leg extensor muscle. In: Eur. J. of Appl. Physiol., 40, 7-15, 1978.
- WALMSLEY, B.; HODGSON, J.A.; BURKE, R.E.: Forces produced by medial gastrocnemius and soleus during locomotion in freely moving cats. In: J. of Neurophys. 41, 5, 1203 - 1216, 1978.
- WEINECK, J.: Optimales Training. In: Beiträge zur Sportmedizin, Bd. 10, Perimed, Erlangen, 1980.
- WERCHOSHANSKIJ, J.V.: Grundlagen des sportlichen Krafttrainings in Sport. Moskau, 1970.

- WERCHOSHANSKIJ, J.V.: Grundlagen des speziellen Krafttrainings. In: ADAM, D.; WERCHOSHANSKIJ, J.V.: Modernes Krafttraining im Sport. Trainerbibliothek 4, 37-148, 1972.
- WERCHOSHANSKIJ, J.V.: Zum speziellen Krafttraining der Werfer und Springer. In: Lehre der Leichtathletik, 27, 897-900, 1978.
- WINER, B.J.: Statistical principles in experimental design. McGraw-Hill: Tokio 1971.
- WINTER, D.A.: Biomechanics of human movement with applications to the study of human locomotion. In: CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering, 9, 4, 287-314, 1984.
- YAMADA, H.: Strength of biological material. Williams and Wilkins, Baltimore 1970.
- ZANON, S.: Plyometrie für die Sprünge. In: Lehre der Leichtathletik 16, 549-552, 1974.



**ANHANG:**

# DATENBLATT 1

Fallzahlen einzelner Variablen

	KMI	KMR	EXI	EXR	TKI	TEI	STK	MEZ	KOR	KMO	KMR	EXD	EXR	TKD	TEB	Taus	SJ	CAJ	16cm	24cm	32cm	40cm	46cm	56cm	64cm	72cm	80cm	100cm	
Studenten	39	39	39	39	39	36	38	39	39	39	39	39	39	39	39	23	39	39	39	39	39	39	39	36	36	36	36	33	27
StudentInnen	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9
Volleyballer	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	1	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9
Springer	22	21	22	22	22	22	21	21	18	18	17	18	18	18	18	18	21	21	17	17	16	19	16	16	15	14	9	6	
Kugelstasser	9	9	9	9	9	9	9	9	6	6	6	6	6	6	6	1	9	9	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
Gesamt	88	87	88	88	85	87	87	87	81	81	80	81	81	81	81	58	87	87	78	77	76	73	73	69	68	59	46		

Die Fallzahlen in den entsprechenden Variablen der absoluten und prozentualen Sprungdifferenzen sind identisch

# Datenblatt 2

## Fälligkeiten einzelner Variablen

	KWI	TKW	Tkw	Winkel	REFLEXKOMPONENTEN (SLC, MLC, LLC)	INTEGRAL (TYOR, JREFL, INTLLK)
BBH	13	13	13	12	SOLEUS 13 GASTRO 13 VASTUS 11 RECTUS 5	SOLEUS 15(14) GASTRO 15 VASTUS 13 RECTUS 6 HÖHE 13
BHH	12	12	12	10	SOLEUS 12 GASTRO 12 VASTUS 12 RECTUS 4	SOLEUS 12 GASTRO 12 VASTUS 12 RECTUS 4 HÖHE 12
EBH	14	14	14	13	SOLEUS 14 GASTRO 14 VASTUS 12 RECTUS 6	SOLEUS 15(14) GASTRO 15 VASTUS 13 RECTUS 6 HÖHE 14
EHH	10	10	10	9	SOLEUS 10 GASTRO 10 VASTUS 10 RECTUS 3	SOLEUS 12 GASTRO 12 VASTUS 11 RECTUS 5 HÖHE 10
16bb	10	10	10	11	SOLEUS 10 GASTRO 10 VASTUS 10 RECTUS 1	SOLEUS 10 GASTRO 10 VASTUS 10 RECTUS 1 HÖHE 10
16cb	14	14	14	13	SOLEUS 14 GASTRO 14 VASTUS 12 RECTUS 6	SOLEUS 14 GASTRO 14 VASTUS 12 RECTUS 6 HÖHE 14
40bb	10	10	10	10	SOLEUS 9 GASTRO 9 VASTUS 8 RECTUS -	SOLEUS 10 GASTRO 10 VASTUS 9 RECTUS 2 HÖHE 10
40cb	8	8	8	8	SOLEUS 13 GASTRO 13 VASTUS 11 RECTUS 5	SOLEUS 14 GASTRO 14 VASTUS 12 RECTUS 6 HÖHE 8
72eb	3	3	3	3	SOLEUS 3 GASTRO 3 VASTUS 1 RECTUS 3	SOLEUS 3 GASTRO 3 VASTUS 1 RECTUS 3 HÖHE 3
100eb	6	6	6	6	SOLEUS 6 GASTRO 6 VASTUS 4 RECTUS 3	SOLEUS 6 GASTRO 6 VASTUS 4 RECTUS 3 HÖHE 6

# Datenblatt 3

## Fallzahlen einzelner Variablen

	Tkontakt	Tvorim.	Winkelwerte	GASTRO
BODEN	10	8	8	8
alt Brett	10	9	8	8
neu Brett	10	9	8	9
Minitrapp	7	8	7	8

REFLEKOMPONENTEN (S.L.M.C. LLC)

# durch Messen mechanischer Grössen finden Sie oftmals viel schneller die bessere Lösung

Dazu benötigen wir Quarzkristall-Messwertaufnehmer. Warum Quarz? Der piezoelektrische Effekt von Quarz ist sehr stabil (Quarzhren sind ein Begriff für zeitliche Konstanz) und äusserst linear. Das bedeutet für die Aufnehmer:

- Stabilität ● Messbereiche bis 1:10 Millionen ● Robustheit ● hohe Eigenfrequenzen ● keine Hysterese ● grosse Temperaturbereiche

## Druck von mbar... 10 000 bar messen



Quarzkristall-Druckaufnehmer

zum Messen von Drücken im Bereiche von mbar bis 10 kbar

- Hohe Eigenfrequenzen
- Kleine Abmessungen – problemloser Einbau
- Beschleunigungskompensierte Ausführungen
- Modelle für Temperaturen bis 350°C

## Kraft von mN... 1 000 000 N messen



Quarzkristall-Kraftaufnehmer

ermöglichen praktisch wegloses Messen von wenigen mN bis 1 MN (100 t)

- Hohe Steifheit der Aufnehmer ergibt hohe Eigenfrequenzen des Messaufbaus
- Messunterlagscheiben mit vielseitigen Einbaumöglichkeiten
- Kraftmesselemente für Druck- und Zugkräfte
- Aufnehmer, Plattformen und Dynamometer für Mehrkomponenten-Kraft- und Momentmessung

## Beschleunigung von mg... 100 000 g messen



Quarzkristall-Beschleunigungsaufnehmer

zum Messen von Beschleunigungen, Vibrationen und Schocks im Bereich von mg bis 100 000 g.

- Miniatur-Beschleunigungsaufnehmer mit nur 0,5 g Masse
- Piezotron® Beschleunigungsaufnehmer mit eingebautem Miniatur-Impedanzwandler
- Hochtemperatur-Beschleunigungsaufnehmer bis 600°C und 200 bar Umgebungsdruck
- 3-Komponenten-Seismometer

Ladungsverstärker und Zubehör für Messanlagen im Labor und in der Industrie.

Für statische Drücke stehen piezoresistive Druckaufnehmer mit Bereichen von 1 bis 200 bar mit den zugehörigen Verstärkern zur Verfügung.

Piezo-Instrumentation

Kistler Instrumente GmbH  
D-7302 Ostfildern 2,  
bei Stuttgart  
Friedrich-List-Strasse 29  
Telefon (0711) 3407-0  
Teletex (17) 7 111 380 kigd

Verlangen Sie  
ausführliche Unterlagen.

# KISTLER

Büro Nord, 8031 Essel: (05071) 3882  
Büro West, Wuppertal: (0202) 52 78 87  
Büro Mitte, Taunusstein: (06128) 7 31 26  
Büro Süd, 8057 Eching: (089) 319 23 23  
Büro Süd-West,  
Rietheim b. Tuttingen: (07424) 5579  
Vertretung Berlin: (030) 883 50 63

