

Universitäts- und Landesbibliothek Tirol

Komponenten der Schnellkraftleistungen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus

Gollhofer, Albert

Erlensee, 1987

5.0 Methodisches Vorgehen und Meßverfahren

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 Bein Streckung 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 ($h = 25$ 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, $H_0 = 25 \text{ cm}$, die den lichten Abstand zwischen Fußspitze (plantarflektiert) und Auftreffunterlage beschreibt, eingestellt.

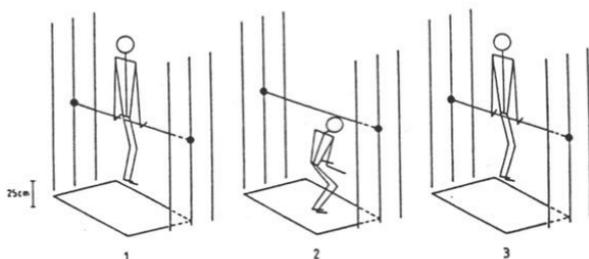


Abb. 5/1: Schematische Darstellung der Sprungausführung: Die Vpn sprangen aus dem aufrechten Stütz an der Reckstange (1) auf die Sprungunterlage (2) zurück in den Stütz (3).

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).

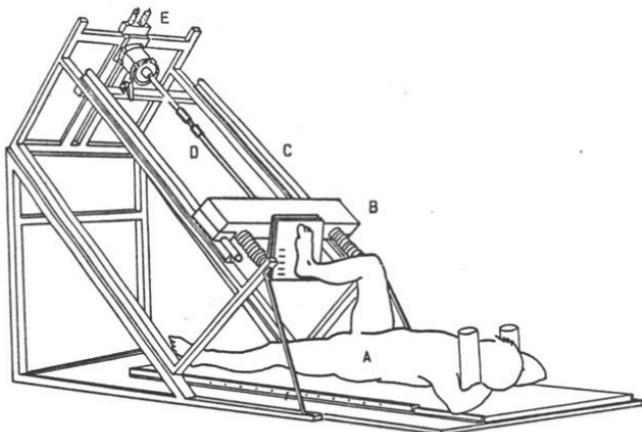


Abb. 5/2: Schematische Darstellung des Beinkraft-Messgerätes (BKM): Die Versuchsperson ist auf dem Rücken liegend an der Schulter fixiert und führt einbeinige Kontraktionsformen aus. A: Versuchsperson; B: Messplattform mit Kraftaufnehmern; C: Stahllwellen; D: Verbindungsstange; E: Luftdruckeinheit.

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 ± 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.

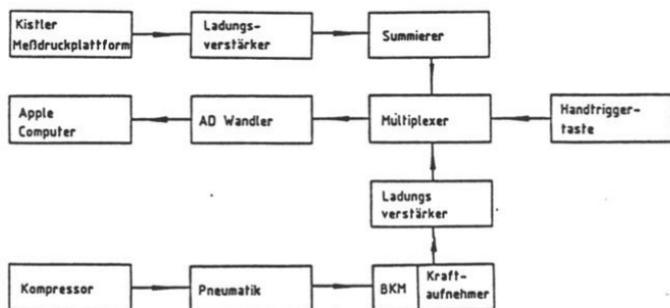


Abb. 5/3: Blockschaubild des Registrierfahrens der Kraft-Zeit-Signale bei der Beinkraftmessung (BKM)

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 Oberflächen-elektromyogramms

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)

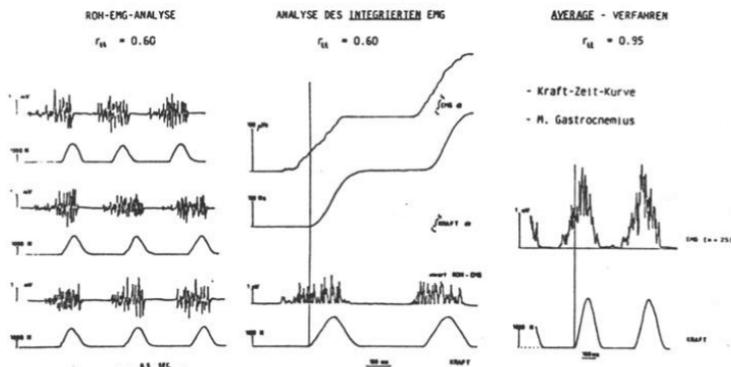


Abb. 5/4: Prinzipielle Zusammenstellung der drei häufigsten EMG-Verarbeitungsmethoden. Links: Roh-EMG-Analyse; Mitte: Integriertes EMG; Rechts: Average-Verfahren. Alle Verfahrensmethoden sind auf das beidbeinige Hüpfen im Eigenrhythmus als Beispiel bezogen.

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.

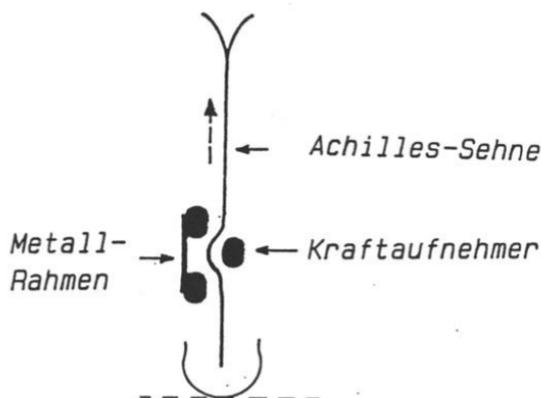


Abb. 5/5: Schematische Darstellung zur Ermittlung der relativen Achilles-Sehnen-Spannung mit der nicht invasiven, indirekten Ableitungsmethode. Die Sehne wird dabei über einen Klemm-Mechanismus ausgelenkt. Jede Spannungsveränderung an der Sehne bewirkt eine Spannungsveränderung am Klemm-Mechanismus.

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.

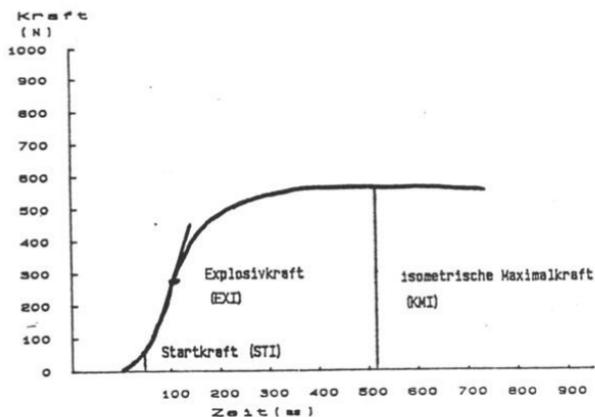


Abb. 5/6: Isometrische Kraft-Zeit-Kurve und deren Parameter

- 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.

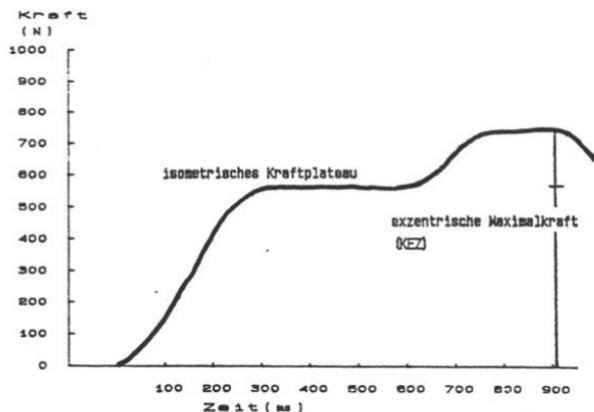


Abb. 5/7: Exzentrische Kraft-Zeit-Kurve und deren Parameter

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.

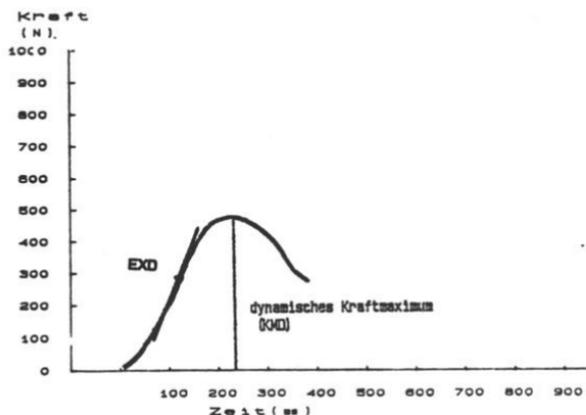


Abb. 5/8: Dynamische Kraft-Zeit-Kurve und deren Parameter

- 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 +/- 4 ms vorgegeben. Zudem können die kraft- bzw. amplitudenabhängigen Parameter immer nur auf +/- 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° definiert. Bei Ableitungen des Fußgelenkwinkels erfolgte die Kalibration der Meßapparatur external an einem Normwinkel bei 180° und 90° . Neben dem Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes (t) und der Dauer der Bodenkontaktphase (t_{kontakt}) wurde als zusätzlicher Zeitparameter t_{amin} erhoben, der den Zeitpunkt der minimalen Gelenkstellung definiert. Alle Zeitkennwerte sind auf t bezogen.

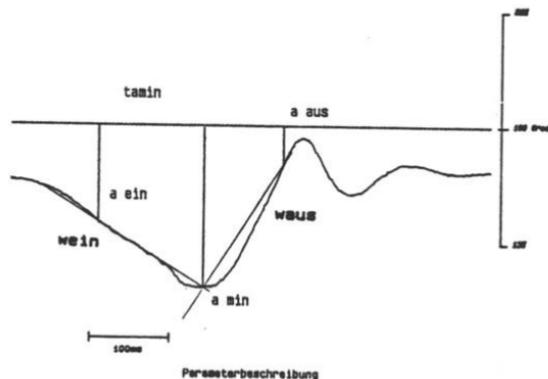


Abb. 5/9: Winkel-Zeit-Kurven und deren Parameter

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_{ein}) und der Gelenkstreckung (w_{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 ± 1.2 mV bei ± 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.

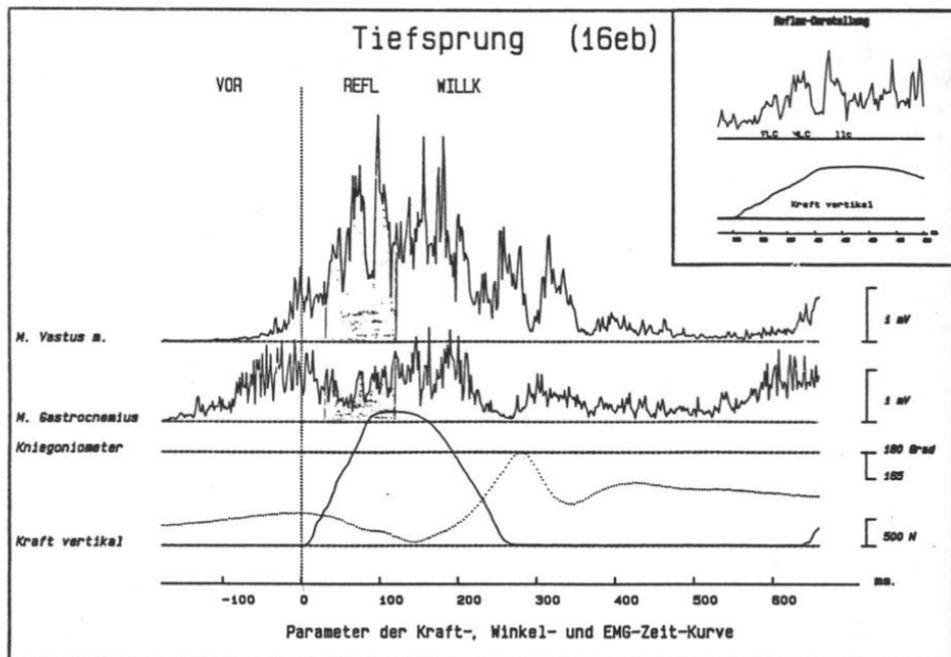


Abb. 5/10: Exemplarische Darstellung der gemittelten Innervationsaktivitäten ($n = 8$) einer Versuchsperson zur Demonstration der funktionellen Zeitphasen im EMG.

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

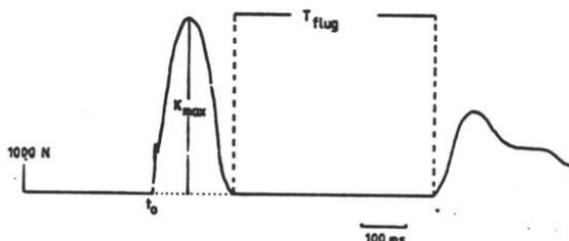


Abb. 5/11: Kraft-Zeit-Kurve beim Tiefsprung (40 cm Absprunghöhe)

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 ± 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.