

Roland Stutz

Modulationen neuromuskulärer Bewegungsregulation bei Laufbewegungen unter variierenden Bedingungen

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek:

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek: Die Deutsche Bibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de/> abrufbar.

Dieses Werk sowie alle darin enthaltenen einzelnen Beiträge und Abbildungen sind urheberrechtlich geschützt. Jede Verwertung, die nicht ausdrücklich vom Urheberrechtsschutz zugelassen ist, bedarf der vorherigen Zustimmung des Verlanges. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Bearbeitungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen, Auswertungen durch Datenbanken und für die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronische Systeme. Alle Rechte, auch die des auszugsweisen Nachdrucks, der fotomechanischen Wiedergabe (einschließlich Mikrokopie) sowie der Auswertung durch Datenbanken oder ähnliche Einrichtungen, vorbehalten.

Copyright © 2001 Diplom.de
ISBN: 9783842812086

Roland Stutz

Modulationen neuromuskulärer Bewegungsregulation bei Laufbewegungen unter variierenden Bedingungen

Roland Stutz

Modulationen neuromuskulärer Bewegungsregulation bei Laufbewegungen unter variierenden Bedingungen

Modulationen neuromuskulärer Bewegungsregulation bei Laufbewegungen unter variierenden Bedingungen

ISBN: 978-3-8428-1208-6

Herstellung: Diplomica® Verlag GmbH, Hamburg, 2011

Zugl. Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main, Frankfurt am Main, Deutschland, Dissertation / Doktorarbeit, 2001

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt. Die dadurch begründeten Rechte, insbesondere die der Übersetzung, des Nachdrucks, des Vortrags, der Entnahme von Abbildungen und Tabellen, der Funksendung, der Mikroverfilmung oder der Vervielfältigung auf anderen Wegen und der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen, bleiben, auch bei nur auszugsweiser Verwertung, vorbehalten. Eine Vervielfältigung dieses Werkes oder von Teilen dieses Werkes ist auch im Einzelfall nur in den Grenzen der gesetzlichen Bestimmungen des Urheberrechtsgesetzes der Bundesrepublik Deutschland in der jeweils geltenden Fassung zulässig. Sie ist grundsätzlich vergütungspflichtig. Zuwiderhandlungen unterliegen den Strafbestimmungen des Urheberrechtes.

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Handelsnamen, Warenbezeichnungen usw. in diesem Werk berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutz-Gesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürften.

Die Informationen in diesem Werk wurden mit Sorgfalt erarbeitet. Dennoch können Fehler nicht vollständig ausgeschlossen werden und der Verlag, die Autoren oder Übersetzer übernehmen keine juristische Verantwortung oder irgendeine Haftung für evtl. verbliebene fehlerhafte Angaben und deren Folgen.

© Diplomica Verlag GmbH

<http://www.diplomica.de>, Hamburg 2011

**MODULATIONEN NEUROMUSKULÄRER
BEWEGUNGSREGULATION BEI LAUFBEWEGUNGEN UNTER
VARIIERENDEN BEDINGUNGEN**

**Inauguraldissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Philosophie
im Fachbereich Sportwissenschaften der
Johann Wolfgang Goethe-Universität
zu Frankfurt am Main**

vorgelegt von:

**Roland Stutz
aus Darmstadt**

**2001
(Einreichungsjahr)**

**1. Gutachter: Prof. Dr. D. Schmidtbleicher
2. Gutachter: Prof. Dr. Dr. W. Banzer**

Tag der mündlichen Prüfung: 07. November 2001

GLIEDERUNG

- 0 Einleitung
- 1 Laufuntersuchungen im historischen Rückblick
- 2. Laufen unter variierenden Bedingungen
 - 2.1. Laufen unter verschiedenen Geschwindigkeitsvorgaben, Steigungen & Vergleich Normallaufen vs. Laufbandlaufen
 - 2.1.1 Laufverhalten bei verschiedenen Geschwindigkeiten
 - 2.1.2 Laufverhalten bei unterschiedlichen Steigungen
 - 2.1.3 Vergleich Laufband vs. Normallaufen
 - 2.1.4 Bedeutung der ischiocruralen Muskulatur (i.M.) bei Laufbewegungen
 - 2.2. Laufen unter ermüdenden Bedingungen
 - 2.2.1 mechanische Betrachtungsweise
 - 2.2.2 neurophysiologische Betrachtungsweise
 - 2.3. Ermüdungsbedingte Veränderungen bei Bewegungen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ)
 - 2.3.1 Sonderstellung der Muskelaktionsform DVZ
 - 2.3.2 Ermüdungsverhalten im DVZ
 - 2.4 Resumee des bisherigen Erkenntnisstandes
- 3 Zielsetzungen, Fragestellungen & Hypothesen

- 3.1 Bedeutung der ischiocruralen Muskulatur (i.M.)
bei Laufbewegungen
- 3.2 Regulationsverhalten bei ermüdenden Laufbewegungen
- 4 Methodisches Vorgehen und Meßverfahren
 - 4.1. Versuchspläne
 - 4.1.1 Variation der externen Randbedingungen
 - 4.1.1.1 Variation der Geschwindigkeiten
 - 4.1.1.2 Variation der Steigungen
 - 4.1.2. Ermüdungseinflüsse
 - 4.1.2.1 Laufbandlaufen
 - 4.1.2.2 Normallaufen
 - 4.2 Personenstichproben
 - 4.3. Eingesetzte Meßverfahren
 - 4.3.1 Kontrolle der Bewegungstechnik
 - 4.3.1.1 Messung der Bodenkontaktzeiten
 - 4.3.1.2 Messung der Schrittstrukturmerkmale
 - 4.3.1.3 Messung der Gelenkwinkel
 - 4.3.2 Erfassung der Muskelinnervation
 - 4.3.3 Messung der Blutlaktatkonzentration
 - 4.4 Versuchsdurchführung

- 4.5 Merkmalsstichprobe, Messgenauigkeit und Fehlerabschätzung
 - 4.5.1 Signale zur Erfassung der Bodenkontaktzeiten, Flugzeiten & Schrittfrequenzen
 - 4.5.1.1 Spannungs-Zeit-Kurven (S-Z-K)
 - 4.5.1.2 Druck-Zeit-Kurven (D-Z-K)
 - 4.5.2 Geschwindigkeitsvorgabe
 - 4.5.2.1 Laufband
 - 4.5.2.2 Fahrrad
 - 4.5.3 Signale zur Erfassung der Gelenkwinkel
 - 4.5.3.1 Winkel-Zeit-Kurven (W-Z-K)
 - 4.5.4 Muskelinnervation
 - 4.5.5 Blutlaktat
- 4.6 Datenverarbeitung

- 5 Darstellung der Untersuchungsergebnisse
 - 5.1. Regulation auf externe Randbedingungen (Geschwindigkeit & Steigung)
 - 5.1.1 Diskrete Geschwindigkeitsvorgaben (**U1a**)
 - 5.1.1.1 Bewegungstechnik
 - 5.1.1.2 Innervationsmuster

- 5.1.2 Variation der Steigung (**U1b**)
 - 5.1.2.1 Bewegungstechnik
 - 5.1.2.2 Innervationsmuster

- 5.2 Ermüdungsbedingte Veränderungen
 - 5.2.1 Ermüdungserscheinungen beim Laufbandlaufen (**U2**)
 - 5.2.1.1 Bewegungstechnik
 - 5.2.1.1.1 Bodenkontaktzeiten
 - 5.2.1.1.2 Flugzeiten
 - 5.2.1.1.3 Schrittfrequenzen
 - 5.2.1.1.4 Gelenkwinkelveränderungen
 - 5.2.1.2 Innervationsmuster
 - 5.2.1.3 Stoffwechsel

 - 5.2.2 Ermüdungserscheinungen beim Normallaufen (**U3 & U4**)
 - 5.2.2.1. **U3** Laufbahn (Freien)
 - 5.2.2.1.1 Bewegungstechnik
 - 5.2.2.1.1.1 Bodenkontaktzeiten
 - 5.2.2.1.1.2 Schrittstrukturmerkmale
 - 5.2.2.1.1.3 Gelenkwinkelveränderungen
 - 5.2.2.1.2 Innervationsmuster
 - 5.2.2.1.3 Stoffwechsel

- 5.2.2.2. U4 Laufbahn (Halle)
 - 5.2.2.2.1 Bewegungstechnik
 - 5.2.2.2.1.1 Bodenkontaktzeiten
 - 5.2.2.2.1.2 Gelenkwinkelamplituden
 - 5.2.2.2.1.3 Winkelgeschwindigkeiten
 - 5.2.2.2.2 Innervationsmuster
 - 5.2.2.2.3 Stoffwechsel

- 6 Diskussion der Ergebnisse
 - 6.1 Bedeutung der ischiocruralen Muskulatur
 - Regulation auf externe Randbedingungen -
 - 6.1.1 Geschwindigkeiten
 - 6.1.2 Steigungen
 - 6.1.3 Vergleich Laufband vs. Normallaufen
 - 6.2 Ermüdungsbedingte Veränderungen
 - 6.2.1 Laufbandlaufen
 - 6.2.2 Normallaufen

- 7 Zusammenfassung

- 8 Literaturverzeichnis

0 EINLEITUNG

Seit mehr als 100 Jahren steht das Laufen im Mittelpunkt wissenschaftlichen Interesses. Die Entwicklung des Wissensgutes um die zentrale Bewegungsfertigkeit des Menschen neben dem Gehen, lässt sich an der Entwicklung der Messtechnik beschreiben.

So wurden neben der Chronofotografie, Filmanalysen durchgeführt, die erste Erkenntnisse über das Bewegungsverhalten des Menschen beim Laufen erbrachten.

Neben der Weiterentwicklung der kinematischen Verfahren, ermöglichte die Dynamografie die Messung der Bodenreaktionskräfte.

Zu den rein biomechanisch orientierten Verfahren, trat die Entwicklung von sportmedizinischen Analyseverfahren hinzu, die grundlegende Erkenntnisse über die Energiebereitstellung beim Laufen lieferten.

Grundlagen für die nach außen in Erscheinung tretenden Bewegungsfertigkeiten des Menschen wie das Laufen, Gehen und Springen sind jedoch die neuronalen Steuerungs- und Regelungsvorgänge. Die Ansteuerung des einzelnen Muskels (Muskelgruppen) als auch dessen Antagonisten unterliegt der Innervation durch das Nervensystem. Diese auf den ersten Blick einseitig gerichtete Abhängigkeit des Muskels vom Nervensystem ist zwar grundsätzlich richtig, beschneidet jedoch die modulierenden Interventionen der Rezeptoren im tendomuskulären System ganz erheblich. Ständige Rückmeldungen der Muskelspindeln und der Golgi-Sehnen-Organen wirken aus der Peripherie via afferenter Bahnen neben anderen neuronalen Einflüssen modulierend auf den Motoneuronenpool ein. Zusätzlich unterliegt die Sensibilität der Rezeptoren einer parallelen Steuerung aus dem Motoneuronenpool (α δ - Koaktivierung).

Seit einigen Jahren werden elektromyografische Untersuchungsverfahren und Auswerterroutinen eingesetzt, die einen wesentlichen Beitrag zum besseren Verständnis der komplexen Bewegungsleistung "Laufen" beim Menschen liefern konnten. Im Mittelpunkt der Betrachtungen standen dabei die Extensorenmuskeln. An ihnen konnte die Bedeutung und Funktion segmentaler Dehnungsreflexe für die menschliche Motorik nachgewiesen werden.

Dies gilt sowohl für die Standregulation, als auch für das Gehen, Laufen und Springen (SCHMIDTBLEICHER et al. 1978, DIETZ et al. 1981, 1987; FRICK 1993.)

In den o. g. Untersuchungen beschränkte man sich überwiegend auf die Plantarflexoren und -extensoren. Erst in neueren Untersuchungen von GOLLHOFER (1987c, 1989) und FRICK (1993) wurden die Knieextensorenmuskeln in die Analyse mit einbezogen.

Für die weitaus komplexeren Laufbewegungen erscheint nach funktionellen Überlegungen eine Einbeziehung der Hüftbeuge- und streckmuskulatur notwendig.

Untersuchungen von WIEMANN (1986, 1989, 1992), als auch Überlegungen von WASER (1985), beschäftigen sich mit der ischiocruralen Muskelgruppe (im Folgenden i.M. genannt) und deren möglichem Beitrag zur horizontalen Fortbewegungsgeschwindigkeit beim Sprint.

Funktionell zu den Knieflexoren, als auch zu den Hüftextensoren gehörig, wird ein möglicher Beitrag der o. g. Muskelgruppe als ziehende Komponente beim Sprintlauf während der Stützphase diskutiert. Hierbei wurde, in Anlehnung an das Lombard'sche Paradoxon, von WIEMANN (1992) ein Modell entwickelt, welches eine kniestreckende Wirkung der i.M. für die Laufbewegung beschreibt.

Zentrales Anliegen bisheriger Laufstudien war die Erfassung von biomechanischen und physiologischen Einflussgrößen und die Quantifizierung ihrer Veränderungen, wenn die Bewegungsgeschwindigkeit verändert wird (MACMAHON, 1984; CAVANAGH, 1990.)

Gleichwohl wurden die Auswirkungen der o. g. Einflussgrößen bei Laufbewegungen gegen unterschiedliche Steigungen untersucht. (SCHMIDTBLEICHER et al. 1978)

Trotz umfangreicher Erkenntnisse, die hierbei für das Verständnis von Laufbewegungen gewonnen wurden, gibt es bisher nur sehr wenige und uneinheitliche Aussagen über die Regulationsmechanismen bei ermüdenden Läufen.

1 Laufuntersuchungen im historischen Rückblick:

Unter den Bewegungsfertigkeiten des Menschen nimmt das Laufen eine Sonderstellung ein. Die ersten biomechanischen Untersuchungen, die diesen Gegenstandsbereich bearbeiteten, sind über 150 Jahre alt. 1836 veröffentlichten WEBER und WEBER (zitiert nach CAVANAGH, 1990) ihre detaillierten Untersuchungen über Gang- und Laufbewegungen beim Menschen. Hierbei unterscheiden sie zwischen einem Eillauf und einem Sprunglauf, die heute eine Zuordnung zu einem Mittelstreckenlauf und einem Sprint erfahren dürften. Trotz banaler Untersuchungsmittel (bekannte Wegstrecke und Zeitmessungen) konnten die Autoren eine Reihe von heute noch gültigen Differenzierungen zwischen Gehen und Laufen aufstellen. Das Auftreten einer Flugphase als Definitionskriterium für Laufbewegung geht auf die beiden Brüder zurück. MUYBRIDGE (1887) und MAREY (1895) später auch FISCHER und BRAUNE (1889, zitiert nach CAVANGH, 1990) untersuchten mit den ihnen zur Verfügung stehenden Mitteln, Gang- als auf Laufbewegung. Motiviert wurden die Laufstudien zu dieser Zeit durch das französische Militär (MAREY, 1895) bzw. durch die preußische Armee. (FISCHER und BRAUNE, 1895 - 1904) Während in den frühen Jahren der Gang- und Laufstudien die Fotografie bzw. Chronofotographie benutzt wurde, konnten nachfolgend die Bewegungsmuster per Filmanalyse erfasst und interpretiert werden. Die rein kinematische Betrachtungsweise wurde nachfolgend ergänzt durch dynamische Parameter. So geht der erste Einsatz von einer Messdruckplatte zu Registrierung der Bodenreaktionskräfte auf AMAR (1920) zurück, der mit Hilfe von dieser Messtechnik die Ganganalyse von Kriegsveteranen insbesondere von Beinamputierten untersuchte. Auch hierbei lässt sich der militärische Hintergrund nicht leugnen. Neben diesen biomechanisch

geprägten Frühuntersuchungen traten alsbald Ansätze zur Analyse von mechanischer Effizienz beim Kurzsprint hinzu. (FURUSAWA et al. 1927) Dieses Modell zur Bestimmung der mechanischen Effizienz geht auf HILL (1927) bzw. deren Definition der mechanischen Effizienz als Verhältnis verrichteter Arbeit zur verbrauchter Energie zurück. FENN (1930) unterteilt Gesamtarbeit in Anteile innerer und äußerer Arbeit, vergleichbar zwischen der körpereigenen Kraft zur Segmentbeschleunigung und der auf den Körperschwerpunkt einwirkenden Bodenreaktionskraft. Hierzu benutzte FENN (1930) neben filmanalytischer Messtechnik eine Federkraftmessplatte zur Bestimmung der äußeren Arbeit. Ebenfalls unter Verwendung der Kinematographie gelingt es ELFTMANN (1940) durch Analyse von Teilkörpersegmenten den Einfluss von Muskelkräften auf die Laufökonomie beim Sprint zu belegen. Als richtungsweisend für nachfolgende Laufstudien gilt die Arbeit von HÖGBERGS (1952). Seine Untersuchung zeigt durch Variation der biomechanischer Parameter, Schrittlänge und Frequenz, deren Einfluss auf den jeweiligen Sauerstoffverbrauch. Den Angaben HÖGBERGS (1952) zufolge lässt sich durch die Wahl der optimalen Schrittlänge eine Minimierung des Sauerstoffbedarfs und somit ein Höchstmaß an Ökonomie auf aerober Ebene erzielen. CAVAGNA et al. (1964) ziehen erstmals die Nutzung der Muskelelastizität als Energiespeicher in Betracht. Nach seiner Auffassung trägt die negative Arbeit bis zu 40% zur Verringerung des O₂-Bedarfs bei. Orientiert am Modell der inneren und äußeren Arbeit stellen CAVAGNA & KANEKO (1977) den von FENN (1930) beschriebenen Unabhängigkeitscharakter beider Arbeitsweisen in Frage. Die Autoren führen ihre modifizierten Interpretationen auf Effekte der Energieübertragung zwischen einzelnen Körpersegmenten zurück. Interessant erscheint in diesem Zusammenhang die Untersuchung von PUGH (1971), der die Einflussnahme des Luftwiderstandes auf die Lauffeffizienz über eine differierende Sauerstoffnutzungsrate als Resultat

variabler Anpassungsbedingungen (Gegenwind, Rückenwind und Windschattenlaufen) identifiziert. Eine Beeinflussung des Energieverbrauchs durch Material wird zum Beispiel mit Gewichtsbestimmungen des Schuhwerks (NIGG, 1980), oder auch über Reaktionen auf unterschiedliche Bodenbeschaffenheiten (SCHMIDTBLEICHER, 1981b) nachgewiesen.

Neben dem Einfluss bestimmter Muskelfaseranteile auf Lauf- und Sprintleistungen LUTHANAEN und KOMI (1980) wird unter anderem auf Beiträge des Muskeldehnungsreflexes zur Steuerung von Bewegungsintensitäten hingewiesen. (ANTONI et al. 1979). Zu diesen neueren Aspekten der Neurophysiologie, verfeinerten die Wissenschaftler die dynamographischen Ableitungen der verschiedenen Bodenreaktionskräfte um weitere Erkenntnisse über die rein mechanischen Parameter bei Laufbewegungen zu gewinnen (CAVANAGH und KRAM 1985; NIGG 1986; MERO und KOMI, 1986a). Schon hierbei wurde durch KOMI et al. (1987a,b) kritisch angemerkt, dass der Proband die Kraftmessplatte treffen muss, ohne seinen normalen Laufzyklus durch künstliche Verlängerung oder Verkürzung von Schritten zu verändern. Folgerichtig nutzten KOMI et al. (1987a,b) zur Erfassung der Bodenreaktionskräfte eine Serie von hintereinander gelegten Messdruckplatten. Für eingehendere ausführliche historische Betrachtungsweisen der Laufuntersuchung sei an dieser Stelle auf die Arbeit von CAVANAGH (1990) verwiesen. Trotz dieser umfangreichen Synopse über Laufbewegung am Menschen, die durch das Standardwerk von CAVANAGH (1990) vorgelegt wurde, lassen sich Forschungslücken aufzeigen. Diese sind nicht nur allein durch die Entwicklung der Messtechnik begründet, sondern auch durch ein erweitertes Verständnis geprägt, welches sich aus unterschiedlichen biomechanischen Fachrichtungen zur Analyse dieser grundlegenden Bewegungsform des Menschen zusammen setzt. Nach einer Phase, in der jede Fachrichtung sich

mit immer detaillierteren Fragestellungen, beschäftigt, die meist verbunden sind mit der Weiterentwicklung ihrer Verfahren bzw. Modelle, zeigen sich in letzter Zeit komplexere Forschungsansätze, die durch die Subsummierung der verschiedenen Sichtweisen gekennzeichnet sind. Hieraus werden Zusammenhänge zwischen den verschiedenen Parametern erklärbarer als durch eine einzelne detaillierte Fokussierung. Die Darstellung des aktuellen Kenntnisstandes hinsichtlich der Laufbewegung des Menschen wird in folgendem aufgezeigt werden müssen, damit Forschungslücken bzw. widersprüchliche Aussagen identifiziert werden können. Ein umfassender Ansatz, zur Aufklärung notwendiger Fragestellungen, kann somit aufgrund der vorliegenden Literaturrecherche formuliert werden.

2 Laufen unter variierenden Bedingungen

2.1. Laufverhalten bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten, Steigungen, Laufbandlaufen vs. Normallaufen.

Kategorisiert man die Vielzahl der biomechanischen Untersuchungen, die sich mit den Laufbewegungen beim Menschen beschäftigen, lassen sich zwei Hauptrichtungen der Zugangswege zu dieser Thematik aufzeigen. Erstere beschäftigt sich mit den biomechanischen Veränderungen wenn die externen Randbedingungen für Laufbewegung variieren. Hierzu zählen insbesondere die Geschwindigkeitsänderungen, die Anpassung an verschiedene Steigungen und der Vergleich Laufband versus Normallaufen. In Abhängigkeit zur Entwicklung der Messtechnik, die immer detailliertere Fragestellung ermöglichte, wurden zunächst kinematische Parameter, wie Schrittlänge, Spurbreite, Schrittfrequenz, später auch Körperschwerpunktsanalysen bzw. segmentale Teilkörperbewegung, bzw. Winkelveränderung berechnet. Dynamische Kenngrößen wie Bodenreaktionskräfte, Drehmomente und Impulse sowie auch nachfolgend die Ableitung neuronaler Innervationen von Muskeln der unteren Extremitäten konnten im Zuge der intensiven Auseinandersetzung mit menschlichen Laufbewegungen unter den drei oben genannten Hauptfragestellung beobachtet werden.

Eine Kurzzusammenfassung des Wissensgutes über die Laufbewegung des Menschen wird für diese Kategorie im folgenden dargestellt:

Der Anspruch auf vollständige Darstellung aller bisherigen Fragestellungen wird nicht erhoben, sondern nur die wesentlichen Aspekte für das Verständnis von Laufbewegungen subsummiert. Als zweiten Zugangsweg die Phänomene von menschlichen Laufbewegungen zu untersuchen, offeriert sich durch eine Analyse der menschlichen Motorik wenn

Ermüdung einsetzt. Vergleichbar mit der Entwicklung des Wissensgutes der externen Randbedingung Geschwindigkeit, Steigung und den Vergleich Laufband versus Normallaufen lässt sich auch für diesen Zugangsweg eine parallele Entwicklung der Erkenntnisse über ermüdungsbedingte Veränderung beim Laufen mit der Messtechnik postulieren.

Die Resultate dieses Zugangsweges werden ebenfalls nachfolgend in einem Kapitel zusammengefasst und auf die wesentlichen Erkenntnisse beschränkt.

2.1.1 Laufverhalten bei verschiedenen Geschwindigkeitsvorgaben

Wie schon im vorhergehenden Kapitel motiviert werden im folgenden die biomechanischen Veränderungen dargestellt, die sich bei Laufbewegungen des Menschen einstellen, wenn die Geschwindigkeiten variieren. Ausgehend von einer rein kinematischen Betrachtungsweise der Geschwindigkeitsänderung lässt sich faktorenanalytisch nachweisen (ROY, 1981), dass die Schrittlänge, die Schrittfrequenz und die Stützzeiten zusammen 85% der Varianz aufklären, die bei Geschwindigkeitsänderungen eintreten. Hierbei zeigt die Stützzeit allein 69% Aufklärung. Infolgedessen kann die Zunahme der Schrittlänge der Schrittfrequenz und die Reduzierung der Stützzeit als Ausdruck der zunehmenden Laufgeschwindigkeit dargestellt werden.

Insbesondere erscheint die Zunahme der Frequenz, die Zunahme der Schrittlänge zu überwiegen (WILLIAMS, 1985). Diese Aussagen werden von einer Reihe von Autoren bestätigt (DILLMANN, 1975; BALLREICH, 1969; BALLREICH und GABEL, 1975; CAVANAGH, 1990; CHAPMANN und CALDWELL, 1983; GUNDLACH, 1963; MANN und HAGY, 1980; NELSON et al. 1972).

Zusätzlich ergänzt KÜCHLER et al. (1992), dass die Flugzeit ebenfalls mit zunehmender Geschwindigkeit abnimmt. Die Frage einer Identifizierung

von Parametern, die für eine maximale Laufgeschwindigkeit zuständig sind, gehen neben GUNDLACH (1963) und HOFFMANN (1964) auch BALLREICH und GABEL (1975) nach. Die Autoren bestätigen für die untersuchte Klientel eine mögliche Erhöhung der Laufgeschwindigkeit durch Zunahme der Schrittfrequenzen unter Beibehaltung der Schrittlänge. Einschränkend erwähnen HÖGBERG (1952), BOSKO (1987), SINNING und FORSYTHE (1970), dass die Schrittlänge gegen Ende der Geschwindigkeitserhöhung ein Plateau erreicht. Untersuchungen von MERO & KOMI (1987a) und BOSCO und VITTORI (1987) beschäftigen sich mit den biomechanischen Veränderungen bei submaximalen, maximalen und Subramaximalen Geschwindigkeitsveränderungen, in dem sie einen komplexen Untersuchungsansatz wählten. Hierbei wurden sowohl kinematische, als auch dynamische Parameter sowie elektromyographische Aktivitäten erfasst. Neben den erwarteten Reduktionen der Stützzeit und der Flugzeit konnten jedoch leichte Zunahmen der Schrittlängen aufgezeigt werden, wenn subramaximale Geschwindigkeiten mit Hilfe von Zugseilen untersucht wurden.

Die Analysen der EMG-Ableitung ergab eine deutliche Zunahme der Voraktivität (Aktivierung vor Beginn des Bodenkontakts) mit zunehmender Geschwindigkeit, einhergehend mit einem hohen Kraftstoß in der Brems- und Beschleunigungsphase. Die Gestaltung der Kraft-Zeit-Kurven während Bodenkontakt ist jedoch interindividuell unterschiedlich (MIYASHITA et al. 1971).

CHAPMANN und CALDWELL (1983) identifizieren den limitierenden Faktor für die Laufgeschwindigkeit in einem begrenzenden Einfluss des exzentrischen Drehmoments am Kniegelenk zur Rückführung des Beins zum Bodenkontakt. MERO et al. (1982, 1986a) zeigen, dass für das Erreichen hoher Sprintgeschwindigkeiten der Beginn der exzentrischen Phase entscheidend ist. Hierbei ist der Verlust der Horizontalgeschwindigkeit des Körperschwerpunktes so gering wie

möglich zu halten. GOLLHOFER et al. (1984) können durch einen komplexen biomechanischen Ansatzes die Speicherung elastischer Energie in der Achillessehne nachweisen und erweitern diese Erkenntnisse auf die Beinextensoren Muskeln. Höhere Laufgeschwindigkeiten dehnen demnach die Wadenmuskulatur schneller, wodurch stärkere Aktivierung des musculus triceps surae, insbesondere durch segmentale Reflexaktivität, die Folge ist. Eine Erhöhung der Muskelstiffnes ist demnach ein wesentlicher Beitrag für die neuronale Anpassung der menschlichen Motorik, wenn die Laufgeschwindigkeit erhöht wird.

HOSHIKAWA et al. (1973) konnten neben einer Reihe anderer Autoren die Zunahme der elektromyographischen Aktivität der Beinextensoren Muskeln beobachten, wenn die Laufgeschwindigkeit zunimmt. Diese Beziehung ist jedoch nicht linear. Dies hängt unmittelbar mit der Inhomogenität der untersuchten Läufer zusammen. Bei guten Läufern zeigt sich bei gleicher Geschwindigkeit eine geringere elektromyographische Aktivität, während MIYASHITA et al. (1971) die exponentielle Zunahme des IEMG mit steigenden Laufgeschwindigkeiten postulieren, differenzieren ITO et al. (1985) die elektromechanische Effizienz anhand unterschiedlicher Geschwindigkeiten. Interessant ist die Feststellung, dass das prozentuale IEMG während Bodenkontakt gleich bleibt, wobei das prozentuale IEMG in der Flugphase mit der Zunahme der Laufgeschwindigkeit zunimmt.

Ihre Aussagen, dass während des Bodenkontakts die mechanische Effizienz um das zweifache höher ist, als in der Flugphase, wird mit der Speicherung elastischer Energie in Verbindung gebracht. Neben einer Reihe weiterer Untersuchungen, die sowohl mechanische, als auch neurophysiologische Parameter bei unterschiedlichen Laufgeschwindigkeiten untersuchten, stehen eine relativ geringe Anzahl von Veröffentlichungen zur Verfügung, die sich mit den Auswirkungen auf unterschiedliche Steigung beschäftigten.