

L. Vogt, W. Banzer

Vergleichende oberflächen- elektromyographische Untersuchung ausgewählter Rumpf- und Hüftmuskeln beim Gehen auf der freien Gehstrecke und dem Laufbandergometer

**Free level versus treadmill ambulation;
an electromyographic study of lumbar spine
and hip muscles.**

Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt, Abteilung Sportmedizin,
(Leitung: Prof.Dr.med.Dr.phil. W.Banzer)

Zusammenfassung

Der Einsatz biomechanischer Verfahren zur Analyse der Lenden-Becken-Hüftregion in dynamischen Testsituationen gewinnt in der orthopädischen und sportmedizinischen Diagnostik zunehmend an Bedeutung. Die Erfassung kinesiologischer und myoelektrischer Parameter erfolgt hierbei sowohl auf der freien Gehstrecke als auch auf dem Laufbandergometer, obgleich vergleichende Untersuchungen für die LBH-Region nicht beschrieben wurden. Zur Beurteilung und Validierung der Einsatzmöglichkeiten des Laufbandergometers in der neuromuskulären Funktionsdiagnostik der Lenden-Becken-Hüftregion wurde eine vergleichende Studie bei der Fortbewegung auf der freien Gehstrecke und dem Laufbandergometer durchgeführt. Hierzu wurden bei 20 gesunden Probanden (27,2±1,6 Jahre) die Flexions- und Extensionswinkel des rechten Hüftgelenks sowie die Oberflächenelektromyogramme des M. gluteus maximus, M. biceps femoris, M. tensor fasciae latae rechts und der M. erector spinae lumbal und thorakal beidseits gemessen. Die Messungen erfolgten bei ei-

ner Bandgeschwindigkeit von 1,25 m/s und individuell gewähltem Gangtempo. Der Vergleich der normalisierten EMG-Hüllkurven zwischen beiden Gangbedingungen mittels Pearson-Korrelationen zeigte für den zeitlichen Verlauf einen hohen Übereinstimmungsgrad ($r=0.94$; $p<0.01$). Die mittleren Variationskoeffizienten demonstrieren gleichfalls nur geringe Abweichungen im Profilverlauf der myoelektrischen Hüllkurven zwischen beiden Gangbedingungen. Neben einem signifikant ($p<0.05$) größeren Bewegungsausmaß im Hüftgelenk konnte bei allen Muskeln mit Ausnahme des thorakalen Rückenstreckers links auf dem Laufband eine im Mittel signifikant ($p<0.05$) erhöhte EMG Aktivität identifiziert werden. Trotz kinematischer Unterschiede scheint aufgrund des hohen

Übereinstimmungsgrades der EMG-Profile ein Vergleich der zeitlichen Struktur elektromyographischer Ergebnisse von Gehstrecken- und Laufbanduntersuchungen der Lumbalregion zulässig.

Schlüsselworte: Ganganalyse, Freie Gehstrecke, Laufband, EMG, Lumbalregion

Summary

Clinical gait analysis more often includes the evaluation of spinal and pelvic stabilization muscles in treadmill and overground walking. Thus, an experimental study was conducted to assess and validate the use of the treadmill as a clinical utility in the neuromuscular diagnosis and rehabilitation of the lumbar spine. Range of motion of the right hip and the electromyograms of right gluteus maximus, biceps femoris, tensor fasciae latae and bilateral lumbar and thoracic erector spinae were extracted from 20 healthy subjects (27.2 ± 1.6 years). The measurements were taken during treadmill walking at 1.25 m/s and overground ambulation on an 8m walkway at self-selected natural cadences. Pearson-correlations ($r=0.94$) between the time normalized linear envelopes demonstrated a high degree of coincidence of EMG profiles during overground gait and treadmill ambulation. RMS differences and t-test for paired samples revealed significantly ($p<0.05$) higher EMG amplitudes and increased range of motion of the hip joint during treadmill walking. However, biological variability, quantified by

$$RMS_{Diff} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (z_i - y_i)^2}$$

$$CV = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N Q_i^2}}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i|}$$

N = Anzahl Stützpunkte pro Schrittzyklus

x_i = elektrische Aktivität zum Zeitpunkt i

Q_i = Standardabweichung von x_i

z_i = elektrische Aktivität zum Zeitpunkt i in Untersuchungsbedingung 1

y_i = elektrische Aktivität zum Zeitpunkt i in Untersuchungsbedingung 2

Abb. 1: Formeln zur Berechnung des Variationskoeffizienten (CV) und der Root-Mean-Square Differenz

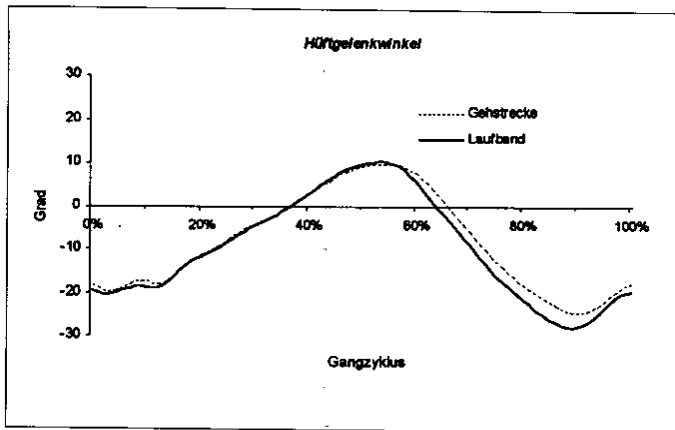


Abb. 2: Vergleichende Darstellung der mittleren Winkelverläufe des rechten Hüftgelenks beim Gehen auf der freien Gehstrecke und dem Laufbandergometer (n=20)

the CV measures of EMG group profiles, was not found to differ markedly between floor and treadmill walking. In view of the quite similar profiles obtained for both types of walking, the electromyographic profile of the lumbar region could be considered valid in treadmill ambulation.

Keywords: Floor walking, treadmill ambulation, electromyography, lumbar region, hip extensors

Einleitung

Die Wirbelsäulenfunktion ist nicht nur vom Ausmaß und der Qualität der Gelenkbeweglichkeit, sondern auch vom muskulären Status und der zentral nervösen Regulation abhängig. Folglich wird den Muskeln der Lenden-Becken-Hüftregion (LBH-Region) bei der Entstehung muskuloskeletaler Schmerzsyndrome eine immer größere Bedeutung beigemessen. Dies gilt sowohl direkt für Dysfunktionen im Bereich der Wirbelsäule (4, 8), als auch für distale Extremitätenverletzungen, mit denen intra- und intermuskuläre Veränderungen im Lumbalbereich einhergehen (2, 5). Zur neuromuskulären Diagnose einzelner Muskeln oder des intermuskulären Zusammenspiels in der Lumbalregion wurde von zahlreichen Untersuchern der Hüftextensionstest in Bauchlage verwendet (5, 8, 12). Jedoch bestehen Zweifel über die Gültigkeit und Aussagekraft von Untersuchungsergebnissen dieses manualmedizinischen Tests in der offenen kinetischen Kette (11, 14). Angesichts dieser Problematik wird es erforderlich, die Funktions-

diagnostik der Lumbalregion unmittelbar in alltagsmotorisch relevanten Testsituationen, wie z.B. dem Gehen, zu praktizieren.

Untersuchungen kinematischer, kinetischer und elektromyographischer Parameter werden sowohl beim freien Gehen als auch auf unterschiedlichen Laufbandergometern durchgeführt. Folglich findet sich auch eine Reihe vergleichender Untersuchungen der neuromuskulären Aktivierung zwischen beiden Gangbedingungen. Allerdings handelt es sich durchweg um vergleichende Untersuchungen von Muskeln der unteren Extremität (1, 3, 13), wohingegen der Transfer gewonnener Erkenntnisse myoelektrischer Untersuchungen der Lumbalregion zwischen freier Gehstrecke und Laufbandergometern nicht beschrieben wurde.

Gegenstand dieser Untersuchung war der Vergleich der elektromyographischen Muster ausgewählter Rumpf- und Hüftmuskeln beim Gehen auf der freien Gehstrecke und auf dem Laufbandergometer. Die Ergebnisse sollen Aufschluß über die Einsatzmöglichkeiten und die Validität von Laufbandmessungen zur neuromuskulären Funktionsdiagnostik der Lumbalregion geben.

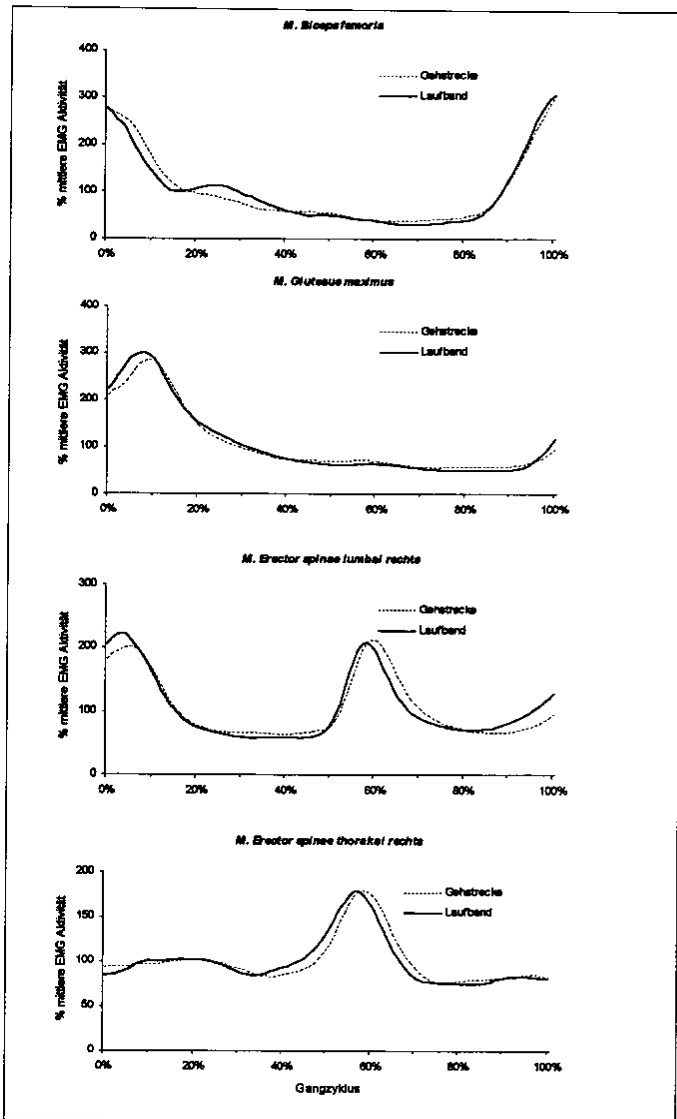


Abb. 3: Vergleichende Darstellung der mittleren Hüllkurven des M. Biceps femoris, M. Glutaeus maximus, M. Erector spinae rechts thorakal und lumbal beim Gehen auf der freien Gehstrecke und dem Laufbandergometer (n=20)

Methodik

Zur Untersuchung wurden 16 männliche und 4 weibliche Probanden (Alter: $27,2 \pm 1,6$ Jahre) ohne akute oder chronische Schmerzsymptomatiken ausgewählt. Die bipolaren Messungen der Oberflächenelektromyogramme des M. biceps femoris, M. glutaeus maximus, M. tensor fasciae latae des rechten Beins und der M. erector spinae lumbal (L3) und thorakal (Th9) beidseits erfolgten mit einem portablen 16-Kanal-EMG System (BIOVISION® Wehrheim/Germany). Die einzelnen Ableitstellen wurden gemäß internationaler Standards (7) vorbereitet und die Elektroden longitudinal des Faserverlaufs appliziert. Die Referenzelektrode wurde über der Spinae iliaca posterior superior links

angebracht. Zur Vermeidung von Bewegungsartefakten wurden die Elektrodenkabel gegen Verrutschen gesichert. Die Flexions- und Extensionsbewegungen des rechten Hüftgelenks in der Sagittalebene wurden mit einem elektronischen Winkel-

Datenverarbeitung ausgewählt. Im Anschluß wurden Hüllkurven der Elektromyogramme gebildet (critical damped 2nd order, single-pass, 6Hz cut-off) und zur Vergleichbarkeit zwischen verschiedenen Probanden zeitnormalisiert (17). Da-

(Abb. 1) zwischen den Gruppenmittelsprofilen beider Versuchsbedingungen bestimmt (9). Unter Verwendung von t-Tests für abhängige Stichproben wurden die Mittelwerte aller Probanden auf Unterschiede zwischen beiden Bedingungen überprüft. Zur Beurteilung der überstrichenen Winkel des rechten Hüftgelenks wurden für jeden Probanden nur die Amplituden innerhalb des 5. und 95. Perzentils herangezogen (15) und ebenfalls mit Hilfe eines t-Tests für abhängige Stichproben auf Mittelwertsunterschiede überprüft. Zur Beurteilung der Verschiedenheit aller beobachteten Signalprofile innerhalb der Versuchsgruppe und deren Veränderung in den verschiedenen Testbedingungen wurden aus den amplitudennormalisierten Elektromyogrammen die Variationskoeffizienten in Anlehnung an Winter (17) berechnet (Abb. 1).

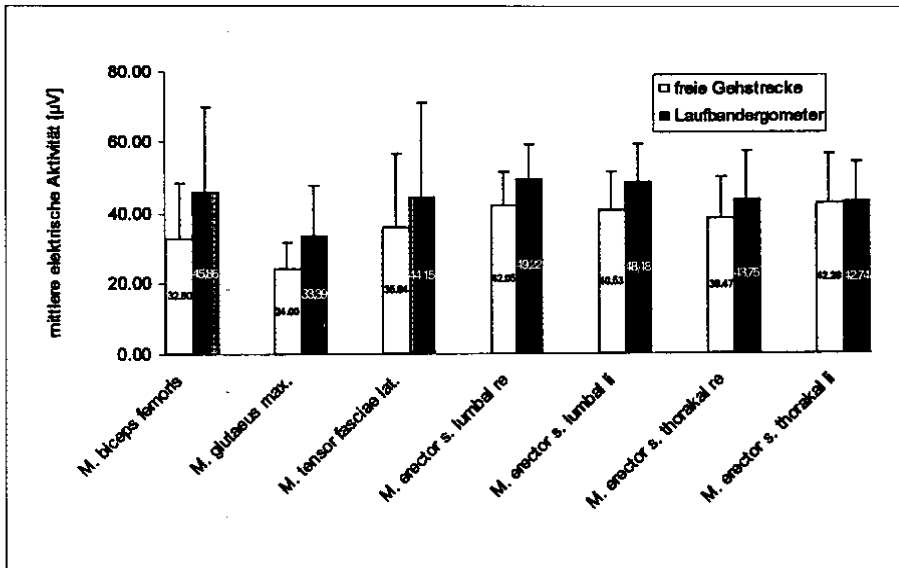


Abb. 4: Vergleichende Darstellung der mittleren elektrischen Aktivität im Gangzyklus, ermittelt am Laufband und im freien Gehen (n=20)

messer (BIOVISION® Wehrheim/Germany) erfasst. Die Schenkel des Goniometers wurden proximal und distal des Trochanter major auf der Haut fixiert, so daß die Drehachsen des Hüftgelenks und des Drehpotentiometers zur bestmöglichen Deckung kamen. Alle Signale wurden synchron mit einer Abtastrate von 1000Hz pro Kanal aufgezeichnet.

Die Probanden gingen bei einer Bandgeschwindigkeit von 1,25m/s auf einem motorisierten Laufbandergometer (HP-Cosmos®, Quasar-med, Traunstein/Germany, Lauflfläche: 165 x 63 cm) und anschließend auf einer freien Gehstrecke von 8 m Länge bei individuell gewählter Geschwindigkeit ($v=1,32 \pm 0,47$ m/s). Vor Beginn der Messungen absolvierten die Probanden je nach Vorerfahrung eine Eingewöhnungsphase auf dem Laufband von ca. 10-15 Minuten. Die Oberflächen-EMG wurden beim Gehen auf dem Laufbandergometer über die Dauer einer Minute aufgezeichnet. Die freie Gehstrecke wurde von den Probanden 6 mal durchgegangen, wobei nur die mittleren Zyklen zur Auswertung herangezogen wurden. Vor der Datenverarbeitung wurden alle Roh-EMG auf Artefakte kontrolliert und mindestens 15 Gangzyklen pro Proband zur weiteren

bei entsprachen 0% bis 100% Gangzyklus dem 1. Fersenkontakt rechts bis zum darauffolgenden Fersenkontakt rechts.

Die Hüllkurven der Rumpf- und Hüftmuskeln jedes Probanden wurden als intra-individuelle Mittelwertsprofile zusammengefasst. Zur Reduktion der Variabilität zwischen Personen aufgrund divergierender Ableitbedingungen (Unterhautfettgewebe, Feuchtigkeit, Anzahl abgeleiteter mot. Einheiten) erfolgte für beide Versuchsbedingungen eine gemeinsame Amplitudennormalisierung an der mittleren elektrischen Aktivität (20) auf der freien Gehstrecke. Anschließend wurden Gruppenmittelsprofile jedes Muskels in beiden Versuchsbedingungen berechnet. Die Bestimmung des Ähnlichkeitsgrads der elektromyographischen Gruppenmittelsprofile zwischen beiden Gangbedingungen in Bezug auf den zeitlichen Verlauf erfolgte unter Verwendung von Pearson-Korrelationen (17) und der Kreuzkorrelationsfunktion. Aufgrund der geringen Amplitudensensitivität dieser Methoden wurden zur Analyse der Aktivierungshöhe für jeden Probanden arithmetische Mittelwerte der einzelnen Muskeln über den Gesamtzyklus sowie die Root-Mean-Square Differenzen (RMS-Diff.)

Ergebnisse

Die mittleren Zyklusdauern bei der Fortbewegung auf der freien Gehstrecke ($v=1,09 \pm 0,07$ s) und dem Laufbandergometer ($v=1,07 \pm 0,06$ s) zeigten keine signifikanten Unterschiede ($p < 0,05$). Der t-Test für abhängige Stichproben wies im Mittel für das Gehen auf dem Laufbandergometer ein signifikant ($p < 0,05$) größeres Bewegungsausmaß im Hüftgelenk aus (Gehstrecke: $27,1-50,6^\circ$, $\bar{x}=34,7 \pm 8,4^\circ$; Laufband: $25,1-58,3^\circ$, $\bar{x}=38,9 \pm 10,2^\circ$) (Abb. 2). Die Variationskoeffizienten der mittleren Hüftgelenkwinkel demonstrierten, trotz im Mittel nahezu identischer Kurvenverläufe ($r=0,91$; $p < 0,01$) eine leichte Zunahme der Verschiedenheit aufgetretener Winkelverläufe zwischen den Probanden (54% vs. 61%) beim Gehen auf dem Laufband. Abbildung 3 zeigt exemplarisch den Vergleich der elektromyographischen Gruppenmittelsprofile einzelner Muskeln beim Gehen in beiden Bedingungen. Die Kreuzkorrelationen konnten für keinen der untersuchten Muskeln einen Phasenversatz nachweisen. Für den Vergleich der EMG-Profile aller abgeleiteten Muskeln zwischen den Untersuchungsbedingungen werden die in Tabelle 1 dargestellten Pearson-Korrelationen (Lag 0) wiedergegeben. Diese weisen in Bezug auf den zeitlichen Verlauf der elektromyographischen Muster auf ein hohes Maß an Übereinstimmung hin.

Der Vergleich der mittleren elektrischen Aktivität der EMG zwischen beiden Versuchsbedingungen zeigte mit Ausnahme des thorakalen *M. erector spinae* links für alle untersuchten Muskeln bei der Fortbewegung auf dem Laufband eine signifikante Zunahme ($p < 0.05$) (Abb. 4). Diese Ergebnisse werden anhand der in Tabelle 1 dargestellten RMS-Differenzen bestätigt. Die in Tabelle 2 aufgeführten Variationskoeffizienten lassen lediglich für *M. gluteus maximus* und *M. tensor fasciae latae* eine Veränderung der beobachteten elektromyographischen Muster im Sinne einer Variabilitätszunahme zwischen den Versuchspersonen auf dem Ergometer erkennen.

Diskussion

In früheren Arbeiten (1, 3, 10, 13, 16) wurde bereits die Vergleichbarkeit kinematischer und elektromyographischer Parameter der unteren Extremität bei der Fortbewegung auf freien Gehflächen und Laufbandergometern untersucht. So wurden mehrfach signifikante Unterschiede in der Kinematik des Bewegungsablaufs beschrieben, mit im einzelnen aber konkurrierenden Ergebnissen. *Steeger et al.* (13) berichten von einer Schrittlängenzunahme auf dem Ergometer in Verbindung mit einer verstärkten Hüftstreckung, wohingegen *Murray et al.* (10) und *Whittle* (16) kürzere Schrittlängen und einen größeren Hüftbeugewinkel beobachteten. Die in Abbildung 2 dargestellten mittleren Winkelzeitverläufe des rechten Hüftgelenks dieser Untersuchung zeigen, daß das signifikant größere Bewegungsausmaß bei der Fortbewegung auf dem Laufband vorwiegend auf einer verstärkten Hüftflexion am Ende der Schwungphase beruht.

Die vorliegenden Ergebnisse bestätigen somit die Beobachtungen eines vergrößerten Hüftflexionswinkels. Insgesamt scheint, trotz unterschiedlicher Resultate der einzelnen Arbeiten, eine Transferierbarkeit kinematischer Daten zwischen beiden Gangbedingungen nicht uneingeschränkt möglich. Zugleich berichteten aber EMG-Untersuchungen der unteren Extremität (1, 10) von der Übertragbarkeit myoelektrischer Ergebnisse vom Laufbandergometer auf den freien Gang und umgekehrt. Lediglich die Arbeiten von *Blümlin et al.* (3) und *Steeger et al.* (13) berichten von signifikanten Mittelwertsunterschieden in der Aktivitätsdauer einzelner Beinmuskeln. Die dort mittels EMG bestimmte Dauer der elektrischen Aktivität birgt aber neben einer Reduktion des Informationsgehalts des EMG-Signals (18), einige Schwierigkeiten, die sich in der Zahl unterschiedlicher Definitionen zur Bestimmung des EMG-onset (6) widerspiegeln und Grund der divergierenden Ergebnisse sein können. Die vorliegende Studie konnte ihrerseits einen hohen Übereinstimmungsgrad in der zeitlichen Aktivierung aller beobachteten Hüft- und Rumpfmuskeln nachweisen und damit deren Transferierbarkeit verdeutlichen. Die nahezu identischen Variationskoeffizienten, die ein Maß zur Beurteilung der Unterschiedlichkeit der beobachteten Muster innerhalb der Gruppe darstellen, spiegeln den begrenzten Einfluß des Laufbandergometers auf die Variabilität innerhalb der erfaßten Personenstichprobe wider. Lediglich die für *M. gluteus maximus* und *M. tensor fasciae latae* auf dem Laufband leicht erhöhten Variationskoeffizienten lassen zunehmende Veränderungen der beobachteten Muster im Sinne einer Variabilitätszunahme zwischen den Ver-

suchspersonen auf dem Ergometer erkennen. Für alle anderen Muskeln zeigten sich keine Einflüsse auf die Unterschiedlichkeit der beobachteten EMG Profile innerhalb der Gruppe durch das Laufband. In Anbetracht dieser Kenntnisse scheint, zumindest in Bezug auf den zeitlichen Verlauf myoelektrischer Muster, eine Vergleichbarkeit oberflächenelektromyographischer Ergebnisse von Laufband- und Gehstreckenuntersuchungen zulässig.

In Bezug auf die Aktivierungshöhe der untersuchten Hüft- und Rumpfmuskeln wird, anhand der signifikanten Mittelwertsunterschiede, eine Zunahme der elektrischen Aktivität bei der Fortbewegung auf dem Laufband deutlich. Die größten Differenzen wiesen hierbei Muskeln im Bereich der Hüfte auf. Nach cranial kommt es offenbar zu einer Abnahme der mittleren Amplitudenunterschiede, was sich anhand der absteigenden RMS-Differenzen darstellt. Bereits in Untersuchungen der unteren Extremität wurde von *Arsenaault et al.* (1) und *Murray et al.* (10) eine im Mittel gesteigerte myoelektrische Aktivität bei der Fortbewegung auf dem Laufband beschrieben. Ursachen der erhöhten EMG auf dem Laufband werden trotz Eingewöhnungsphasen in der ungewohnten Gangsituation und einem Unsicherheitsgefühl der Probanden beim Gehen auf dem Ergometer vermutet (1, 10). Der von *Arsenaault et al.* (1) und *Woolley et al.* (19) beschriebene gleichmäßigere Rhythmus mit einer im Vergleich zum freien Gehen geringeren Variabilität können gleichermaßen als Anzeichen eines verhalteneren und strenger kontrollierten Gangstils beim Laufbandgehen gewertet werden.

Die beschriebenen Amplitudenunterschiede weisen aber darauf hin, daß eine Übertragbarkeit elektromyographischer

	M. biceps femoris	M. gluteus maximus	M. tensor fasciae lat.	M. erector s. lumbal re.	M. erector lumbal li.	M. erector s. thorakal re.	M. erector s. thorakal li.
r=	0.98	0.98	0.94	0.95	0.97	0.95	0.98
RMS-Diff	14,93	14,34	11,37	14,56	14,08	8,17	6,14

Tab. 1: Pearson-Korrelationen ($p < 0.01$) und RMS-Differenzen (in % mittlere EMG-Aktivität) zwischen den amplitudennormalisierten elektromyographischen Gruppenmittelwertsprofilen beider Testbedingungen (n=20)

	M. biceps femoris	M. gluteus maximus	M. tensor fasciae lat.	M. erector s. lumbal re.	M. erector lumbal li.	M. erector s. thorakal re.	M. erector s. thorakal li.
Gehstrecke	75%	53%	48%	50%	61%	41%	45%
Laufband	76%	63%	57%	51%	57%	39%	42%

Tab. 2: Variationskoeffizienten der zeit- und amplitudennormalisierten elektromyographischen Gruppenmittelwertsprofile über den Gangzyklus nach Winter (17)

Befunde aus den divergierenden Gangbedingungen, in Bezug auf die Aktivierungshöhe nicht uneingeschränkt möglich ist.

Insgesamt erscheint, trotz kinematischer Unterschiede, neuromuskulär eine Adaptation an das Laufbandgehen möglich, so daß die Muskeln im zeitlichen Verlauf ihrer Aktivierung nicht wesentlich beeinflusst werden. Somit kennzeichnen die vorliegenden Ergebnisse das Laufbandergometer als ein valides Instrument zur Untersuchung der zeitlichen Struktur elektromyographischer Daten der Lumbalregion. Klinische Laufbandanalysen können so einen Beitrag zur Klärung funktioneller Zusammenhänge zwischen neuromuskulärer Steuerung und möglicherweise resultierenden Überlastungssyndromen der Wirbelsäule in alltäglichen Beanspruchungssituationen leisten.

Literatur

- 1) *Arsenault AB., DA. Winter, RG. Marteniuk:* Treadmill versus walkway locomotion in humans: an EMG study. *Ergonomics* 29 (1986) 5, 665-676
- 2) *Beckman SM., TS. Buchman:* Ankle inversion and hypermobility: Effect on hip and ankle electromyography onset latency. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 76 (1995), 1138-1143
- 3) *Blümlein H., F. Bodem, F. Brüssatis:* Anwendung eines computergesteuerten kinematisch-elektromyographischen Bewegungsanalyse-systems zur Untersuchung des Gehverhaltens gesunder Probanden auf der Laufstrecke und auf der Rollgebahn. *Z. Orthop.* 120 (1983), 283-293
- 4) *Bourdillon JF., EA. Day, MR. Bockhout:* Spinal Manipulation. 5th ed. Butterworth-Heinemann, 1994, 313-333
- 5) *Bullock-Saxton JE., V. Janda, MI. Bullock:* The influence of ankle sprain injury on muscle activation during hip extension. *Int. J. Sports. Med.* 15 (1994), 330-334
- 6) *Cavazza S., M. Manca, N. Basaglia:* Surface EMG applications in rehabilitation medicine. Proceedings of the SENIAM - First general workshop, Torino, Italy 1996, 197-205
- 7) *Hermens HJ., B. Freriks:* The state of the art on sensors and sensor placement procedures for surface electromyography: A proposal for sensor placement procedures. SENIAM-deliverable 5, Roessingh Research and Development b.v. (1997)
- 8) *Janda V.:* Muscles as a pathogenic factor in back pain. In: The treatment of patients, Proceedings IFOMT 4th Conference, Christchurch 1980, 1-23
- 9) *McGill S., D. Juker, P. Kopf:* Appropriately placed surface emg electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. *J. Biomech.* 29 (1996) 11, 1503-1507
- 10) *Murray MP., GB. Spurr, SB. Sepic, GM. Gardner:* Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. *J. Appl. Physiol.* 59 (1985) 1, 87-91
- 11) *Pierce MN., WA. Lee:* Muscle firing order during active prone hip extension. *J. Sports Phys. Ther.* 12 (1990) 1, 2-9
- 12) *Singer K.:* Suggestions from the clinic: A new musculoskeletal assessment in a student population. *J. Sports Phys. Ther.* 8 (1986), 34-41
- 13) *Steege D., H. Blümlein, F. Bodem, W. Menke:* Stellt die Bewegungsanalyse des menschlichen Gangbildes auf dem Rollergotest eine Alternative zur Untersuchung auf der ebenen Laufstrecke dar? *Dtsch. Z. Sportmed.* 47 (1996), 328-336
- 14) *Vogt L., W. Banzer:* Dynamic testing of the motorial stereotype in prone hip extension from neutral position. *Clin. Biomech.* 12 (1997) 2, 122-127
- 15) *Vogt L., M. Bernhardt, W. Banzer:* Kinematische und neuromuskuläre Untersuchung der Lumbalregion beim Gehen auf dem Laufbandergometer mit und ohne Steigung. *Sportverl Sportschaden* 2 (1998), [Sportphysiotherapie XV-XXII]
- 16) *Whittle MW.:* Kinematics of treadmill walking. Proceedings of the special conference of the CSB Human Locomotion I, London, Ontario Oct. 1980, 30-31
- 17) *Winter DA.:* Biomechanical motor patterns in normal walking. *J. Mot. Behav.* 15 (1983) 4, 302-330
- 18) *Winter DA.:* Pathological gait diagnosis with computer-averaged electromyographic profiles. *Arch. Phys. Med. Rehab.* 65 (1984), 393-398
- 19) *Woolley SM., DA. Winter:* Mechanical Energies in overground and treadmill walking. 3rd ASB Conference Penn State, Oct (1979), 40
- 20) *Yang JF., DA. Winter:* Electromyographic amplitude normalization methods: Improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 65 (1984), 517-521

Korrespondenzanschrift:
Johann-Wolfgang-Goethe-Universität
Frankfurt
Abteilung Sportmedizin,
Prof. Dr. med. Dr. phil. W. Banzer,
Lutz Vogt
Ginnheimer Landstraße 39
60487 Frankfurt/Main
Email: L.Vogt@sport.uni-frankfurt.de
Tel.: 069/798-24586
Fax: 069/798-24592