

# Mechanismen der Lokomotionstherapie am Laufband

M. Maegele<sup>1</sup>, S. Müller<sup>2</sup>, A. Wernig<sup>1</sup>, V. R. Edgerton<sup>3,4,5</sup>, S. J. Harkema<sup>3,6</sup>

<sup>1</sup>Physiologisches Institut der Universität Bonn, <sup>2</sup>Klinikum Karlsbad-Langensteinbach,  
<sup>3</sup>The Brain Research Institute, <sup>4</sup>Department of Physiological Sciences, <sup>5</sup>Department of Neurobiology,  
<sup>6</sup>Department of Neurology, University of California Los Angeles, USA

## Zusammenfassung

Jüngste Beobachtungen zeigen, dass einzelne Para- und Tetraplegiker selbst mit minimaler Willküraktivität in den Beinmuskeln in beschränkter Masse gehfähig werden können. Um diese Diskrepanz zu verstehen, untersuchten wir die Aktivierbarkeit von gewollten Bewegungen in verschiedenen definierten Ausgangsstellungen inklusive Schreiten am Laufband. Willkürliche Eingelenks- und Mehrgelenksbewegungen an Sprung- und Kniegelenk wurden in Seiten-/Rückenlage getestet; elektromyographische Ableitungen sowie Winkelmessungen während dieser Bewegungen, am Laufband zusätzlich Gewichtübertragung auf die Beine, wurden an 7 inkomplett und 3 komplett Gelähmten verglichen.

Versuchte Eingelenksbewegungen in Ruhelage bewirkten signifikante Koaktivierung funktioneller Agonisten, aber auch Koaktivierung von Antagonisten. Weiters kam es oft zu Mehrgelenksbewegungen im Sinne komplexer Beuge- oder Streckmuster. Auch bei versuchten Mehrgelenksbewegungen in Rückenlage (Radfahren in der Luft) kam es zur Aktivierung von Muskeln, die zuvor isoliert nicht rekrutiert werden konnten. Diese Beobachtungen legen nahe, dass die verbliebene supraspinale Kontrolle mit selektiven Aktivierung individueller Muskeln reduziert ist und anstelle dessen bevorzugt generalisierte motorische Muster (Flexion oder Extension) aktiviert werden.

Am Laufband generierten inkomplett gelähmte Patienten Aktivität in 15/16 Muskeln, die unter Willkürinnervation nicht oder nur äußerst geringfügig aktiviert werden konnten. Klinisch komplett gelähmte Patienten ohne motorische Restfunktionen der unteren Extremitäten entwickelten am Laufband phasische EMG-Aktivität in 15/18 Muskeln; dabei kam es zur Auslösung von Elementen von Schreitbewegungen, ohne dass jedoch komplette Schritte mit Stand- und Schwungphase gänzlich ohne fremde Hilfe durchgeführt werden konnten. Das Ausmaß der Muskelaktivierung bei Eingelenks- versus Mehrgelenks- versus Schreitbewegungen am Laufband war am Laufband am größten ( $p < 0,05$ ). Bei 3/7 inkomplett Gelähmten reduzierte sich am Laufband die Tendenz zur Koaktivierung in Knieflexoren (MH) und -extensoren (VL und RF) im Sinne einer mehr reziproken Aktivierung. Offensichtlich vermittelt das physiologische Schreiten mit Knie- und Hüftstreckung, Beugung und alternierender Be- und Entlastung beider unterer Extremitäten dem Rückenmark propriozeptive Impulse, die mehr motorische Einheiten und Muskeln rekrutieren lassen und eine verbesserte Koordination von Agonisten und Antagonisten bewirken. Diese sensorischen Informationen spielen demnach eine bedeutsame Rolle bei der Generierung und Aufrechterhaltung des Schreitvorgangs, jedenfalls bei eingeschränkter Willküraktivität.

**Schlüsselwörter:** Koaktivierung; Laufbandtherapie; Lokomotion; Lokomotionstraining; Rekrutierung; Propriozeption; Rückenmarkschädigung

## Recruitment of spinal motor pools in humans during voluntary movements versus stepping following spinal cord injury

M. Maegele, S. Müller, A. Wernig, V. R. Edgerton, S. J. Harkema

### Abstract

We investigated the activation of lower limb motor pools by supraspinal and spinal networks after human spinal cord injury (SCI). We compared electromyographic (EMG) activity from six muscles during voluntarily attempted non-weight bearing single-joint movements, multijoint movements approximating stepping in a supine position, and weight bearing stepping on a treadmill with body weight support (BWST) in 10 SCI subjects. In clinically incomplete SCI subjects during attempts for isolated knee or ankle single-joint movements significant coactivation of agonists and antagonists occurred as well as multi-joint flexion or extension movements of the entire limb. Some muscles that could not be recruited during voluntary attempts at single-joint movements were activated during voluntary step-like multi-joint movements. This suggests that the residual motor control in incomplete SCI subjects has a limited capacity to selectively activate individual muscles and simultaneously inhibit antagonists, resulting often in generalized motor patterns (limb flexion or extension). During weight bearing stepping individuals with clinically incomplete or complete SCI could achieve greater activation of motor pools and more reciprocal patterns of activity between agonists and antagonists than during voluntary non-weight bearing movements. The EMG mean amplitudes were higher during stepping than during voluntary movements in 50/60 muscles studied; some muscles were activated during stepping but not recruited during attempts for voluntary single- and/or multi-

joint movements. These results suggest that stepping with alternating lower limb loading and unloading provides proprioceptive inputs to the spinal cord that increases motor recruitment and improves reciprocity between agonists and antagonists compared to voluntary efforts. Sensory cues associated with weight bearing stepping play a significant role in the generation of locomotion.

**Key words:** coactivation; treadmill; locomotion; locomotor training; motor recruitment; proprioception; spinal cord injury

Neurol Rehabil 2003; 9 (5): 207-216

## Einleitung

Als Maß für die verbliebene supraspinale Kontrolle nach Rückenmarkverletzung wird meist die verbliebene willkürlich induzierbare Restmotorik herangezogen. Diese Restmotorik galt bisher als alleiniger Prädiktor für das Ausmaß ambulatorischer Fähigkeiten, die nach fachgerechter Rehabilitation wiedererlangt werden können [15, 33, 40, 41, 42]. Diese gängige Praxis ignoriert die Bedeutung afferenter propriozeptiver Information für den Schreitvorgang. Tierexperimentelle Untersuchungen haben gezeigt, dass sensorische Informationen eine essentielle Rolle bei Aktivierung und Koordination spinaler Motorneuronenverbände spielen [1, 2, 5, 6, 13, 16, 25, 27, 28, 29, 35, 38]. Untersuchungen an hochgradig, aber inkomplett Querschnittgelähmten deuten darauf hin, dass das Ausmaß der Aktivierung spinaler Motorneurone unter Schreiten am Laufband auch beim Menschen durch periphere sensorische Information zum Rückenmark signifikant gesteigert wird [4, 18, 19, 20, 21, 24, 31, 39, 43, 44]. Es ist jedoch nicht geklärt, ob dieser Einfluss von gleichzeitig vorhandener willkürlicher Kontrolle durch supraspinale Zentren abhängig ist [3, 9, 10, 14, 26, 50].

In der vorliegenden Studie untersuchten wir die Hypothese, dass das Ausmaß der Aktivierung spinaler Motorneurone unter Schreiten mit Körpergewichtsbelastung jene unter Willkürinnervation ohne Extremitätenbelastung übersteigt. Hierzu verglichen wir bei inkomplett Querschnittgelähmten die elektromyographisch registrierte Aktivität (EMG) von sechs Muskeln der unteren Extremität unter willkürlich

versuchten Ein- und Mehrgelenksbewegungen jeweils ohne Belastung der Extremitäten, und unter Schreitbewegungen am Laufband mit Belastung durch das Körpergewicht. Die Ergebnisse zeigen erstens, dass lokomotionsassoziierte Propriozeption spinale Motorneurone in effektiver und adäquater zeitlicher Sequenz und Ausmaß koordinieren kann und den Schreitvorgang unterstützt. Zweitens werden bei versuchter Mehrgelenksbewegung und mehr noch bei Schreiten am Laufband Muskeln aktiviert, die bei gezielter Eingelenksbewegung nicht aktivierbar sind. Zusätzlich führen willkürlich initiierte Eingelenks-Flexions und Extensionsbewegungen bei Patienten mit reduzierter absteigender Kontrolle oft zu einer Aktivierung multipler Muskelgruppen im Sinne von Beuge- und Streckmustern.

## Methoden

### Patienten

Insgesamt 10 Patienten (8 männlich, 2 weiblich; Alter: 13–61 Jahre) wurden auf freiwilliger Basis in die vorliegende Untersuchung eingeschlossen. Die klinischen Charakteristika der Patienten sind in Tabelle 1 zusammengefasst.

### ASIA-Klassifikation

Alle Patienten wurden zunächst nach den Kriterien der ASIA-Klassifikation (American Spinal Injury Association) eingeteilt [23, 37]. Bekanntlich orientiert sich die

Patient (Code)	Geschl.	Alter (Jahre)	Gewicht (kg)	Läsionshöhe (Segment)	Zeit nach Verletzung (Jahre)	Ätiologie	ASIA	Motor-Score	
								links	rechts
A8	F	13	29	Th 7	1	Trauma	A	0	0
A9	M	61	80	C 4	4	Trauma	A	0	0
A10	M	23	71	Th 5	3	Trauma	A	0	0
C1	M	43	82	Th 8	3	Ischämie	C	0	10
C5	M	31	80	C 4	5	Trauma	C	5	0
C6	M	24	72	C 6	8	Trauma	C	4	6
D1	M	24	85	C 4	1	Trauma	D	7	17
D2	F	57	70	Th 6	2	Vaskuläres Ereignis	D	20	17
D3	M	32	78	C 4	3	Trauma	D	25	20
D4	M	53	87	C 5	5	Protrusio	D	20	25

Tab. 1: Klinische Charakteristika der untersuchten Patienten. Th thorakal; C cervical

ASIA-Klassifikation an der verbliebenen sensomotorischen Funktion unterhalb der Läsionshöhe, bietet jedoch keine gute Möglichkeit zur Errechnung eines kumulativen Muskelscores, da lediglich sogenannte Schlüsselmuskeln (»Keymuscles«) berücksichtigt werden. Er sieht folgende Einteilung vor:

- A=Komplett: Kompletter Querschnitt ohne Erhalt motorischer und sensorischer Funktionen unterhalb der Läsionshöhe unter Einschluss der Sakralsegmente S4–S5;  
 B=Inkomplett: Erhalt sensorischer, nicht jedoch motorischer Funktionen unterhalb der Läsionshöhe unter Einschluss der Sakralsegmente S4–S5;  
 C=Inkomplett: Erhalt motorischer Funktionen unterhalb der Läsionshöhe; mehr als die Hälfte aller Schlüsselmuskeln unterhalb der Läsionshöhe weisen einen Muskelgrad <3 auf;  
 D=Inkomplett: Erhalt motorischer Funktionen unterhalb der Läsionshöhe; mindestens die Hälfte aller Schlüsselmuskeln weist einen Muskelgrad von  $\geq 3$  auf; oder  
 E=Normal: Normale uneingeschränkte Sensomotorik.

Bei einem näher untersuchten komplett gelähmten Patienten (A 8) zeigten sowohl transkranielle Magnetstimulation des motorischen Cortex als auch sensorisch evozierte Potentiale/SEP (abgenommen an Fossa poplitea, lumbaler Wirbelsäule und Schädel unter Stimulation des N. tibialis (Tib-SEP)) ein komplettes Fehlen jeglicher supraspinaler Konduktivität zu beiden unteren Extremitäten.

### EU-Walking

Da die ASIA Klassifizierung Verbesserungen der Gehfähigkeit nicht direkt erfasst, wurde die kürzlich eingeführte »EU-Walking«-Skala verwendet [45, 46]. Dabei wird die Gehfähigkeit durch Untersuchung des Schreitvorgangs mit und ohne Hilfsmittel von zwei voneinander unabhängigen Beobachtern beurteilt. Zusammenfassend definiert das »EU-Walking« folgende funktionelle Klassen:

- 0=nicht gehfähig selbst mit Unterstützung von zwei Therapeuten;  
 1=gehfähig mit Unterstützung von zwei Therapeuten;  
 2=gehfähig an einem »Geländer« mit aktiver Unterstützung eines Therapeuten;  
 3=gehfähig ohne personelle Unterstützung unter Einsatz eines Rolators/Gehwagens;  
 4=gehfähig unter Einsatz von zwei Unterarmgehhilfen;  
 5=gehfähig ohne Hilfsmittel.

Patienten, die den funktionellen Klassen 0 bis 2 zugeordnet wurden, benötigten zum Schreiten definitionsgemäß die Hilfe von Therapeuten, Patienten der funktionalen Klassen 3 bis 5 definitionsgemäß nicht (unabhängige Lokomotion!). Die Reliabilität dieses Verfahrens (reliability index/inter rater consistency/K=0.84) wurde durch den Vergleich der voneinander unabhängigen Beurteilung von insgesamt 61 Filmsequenzen durch zwei Untersucher bestimmt [12]. Die Unfähigkeit zum Gebrauch von Gehhilfen bei Tetra-

Patient (Code)	EU		CMI Links		CMI Rechts	
	(Pre-Training)	(Post-Training)	Vor	Nach	Vor	Nach
A8	0	0	0	0	0	0
A10	0	0	0	0	0	0
C5	0	0*	7.5	8.5	0	0
D1	1	2**	9	9.5	15.5	16
D2	1	4	24	26	9.5	10.5
D3	2	4*	28	27	11	10.5
D4	2	3**	10	10.5	14	14

**Tab. 2:** EU Walking und Kumulativer Muskel-Index (CMI) für Patienten vor und nach Laufband-Therapie (\* Moderate oder \*\* deutliche Schwierigkeiten Hilfsmittel zu benutzen (infolge hochgradiger Paresen der oberen Extremitäten) mit limitierendem Effekt in Bezug auf die unabhängige Ambulation)

plegikern infolge einer hochgradigen Armparalyse wird gesondert angegeben, da diese die Eingruppierung in funktionelle Klassen  $>0-2$  unabhängig der motorischen Restfunktionen in beiden unteren Extremitäten nicht zulässt. Die Patienten C5 und D3 hatten Schwierigkeiten, D1 und D4 sogar extreme Schwierigkeiten, Hilfsmittel wie beispielsweise Unterarmgehstützen oder Gehwagen infolge ihrer hochgradigen Armlähmungen zu benutzen (Tab. 2). Eine Übersicht über motorische Funktionen und Gehfähigkeit vor und nach Absolvierung der Lokomotionstherapie am Laufband ist in Tabelle 2 zusammengefasst.

Einige Charakteristika der hier beschriebenen Patienten wurden bereits in früheren Arbeiten publiziert [43, 44, 45, 46].

### Kumulativer Muskel-Index (CMI)

Als ergänzendes Maß für die Willküraktivität in definierten Ruhepositionen ohne Gewichtsbelastung der Extremitäten wurde ein kumulativer Muskel-Index (CMI) herangezogen, der die unter Willkürinnervation erhobenen Kraftgrade von 0–5 einschließlich halber Zwischenwerte [34] für folgende Muskeln summiert: Mm. gluteus maximus und medius/minimus, iliopsoas, sartorius, quadriceps, ischiocrurales, triceps surae und tibialis anterior. Dieser Index unterscheidet sich von der oben erwähnten ASIA-Klassifikation, indem spezifische Muskeln/ Muskelgruppen individuell untersucht werden und keinerlei Beschränkungen in Bezug auf Schlüsselmuskeln eines bestimmten Segmentes bestehen. Der CMI beschränkt sich auf die Muskeln der unteren Extremität, so dass z. B. bei Quadriplegikern infolge der Armlähmung mitunter hohe CMI-Werte errechnet werden, während die Ergebnisse im EU-Walking-Test nicht über 1 hinauskommen (Gehen nur mit Unterstützung durch zwei Therapeuten möglich).

### Ethikkommission

Die Messungen und das Training der Patienten wurden zum einen am Klinikum Karlsbad-Langensteinbach (Patienten A8–A10; C5–C6; D1–D4), zum anderen an

der University of California Los Angeles, USA (Patient C1) durchgeführt. Alle Untersuchungen waren in Einklang mit den Forderungen der lokalen Ethikkommissionen und entsprachen in vollem Umfang den Richtlinien der World Medical Association (WMA). Jeder Patient nahm auf freiwilliger Basis an den Untersuchungen teil, dokumentiert durch die Abgabe einer schriftlichen Einverständniserklärung zu Beginn der Untersuchungen.

### Studiendesign

Die elektromyographische (EMG) Aktivität von sechs Muskeln der unteren Extremität und die damit in Zusammenhang stehenden Gelenkveränderungen wurden unter folgenden drei Untersuchungsbedingungen aufgenommen und verglichen:

1. Willkürlich initiierte Eingelenksbewegungen in Sprung- und Kniegelenk (jeweils Flexion und Extension) in Seitlage auf einer Untersuchungsliege ohne Gewichtsbelastung der Extremität und unter Ausschaltung von Gravitationseffekten (Durchführung von jeweils drei konsekutiven Versuchen, anschließend Rückführung der Extremität in die definierte Ausgangsposition);
2. Willkürlich initiierte schreitähnliche Mehrgelenksbewegungen in Rückenlage (»Radfahren im Liegen«) ohne Gewichtsbelastung der Extremitäten (hier wurde durch leichte Beugung in Hüft- und Kniegelenk das mögliche Auftreten von Streckerspastik hintangehalten);
3. Zyklische Schreitbewegungen am Laufband unter variabler Belastung beider unterer Extremitäten mit Körpergewicht.

Unter Lokomotion am Laufband gewährleistete ein über dem Laufband installierter Flaschenzug eine für den Patienten tolerable Belastung beider unterer Extremitäten mit Körpergewicht [48]. Elastische Bänder an den Hüften der Patienten und manuelle Assistenz der Therapeuten sorgten für eine ausreichende Hüftstabilisierung während des Schreitvorgangs. Ferner unterstützten Therapeuten durch definierte Handgriffe distal der Patella die Knieextension während der Standphase und durch Griff in der Fossa poplitea die Knieflexion während der Schwungphase. Zusätzliche Handgriffe oberhalb des Sprunggelenks unterstützten die Lösung des Fußes von der Erde am Ende der Standphase und die Fußplatzierung am Ende der Schwungphase, falls notwendig (Tabelle 1; A8, A9, A10, C1, C5, C6, D1, D4). Zwei Patienten (Tabelle 1; D2 und D3) waren in der Lage, selbstständig Schreitbewegungen am Laufband durchzuführen. Vier Patienten (Tabellen 1 und 2; D1–D4) waren in der Lage, auf festem Grund Schreitbewegungen mit unterschiedlicher Hilfestellung durchzuführen. Parallel hierzu wurden vertikale Plantardrücke während des Schreitvorgangs aufgezeichnet. Das Ausmaß der Körpergewichtsentlastung (BWST–body weight support) am Laufband betrug, je nach Schreitfähigkeit des Patienten, zwischen 15% und 56% des eigenen Körpergewichts bei Laufbandgeschwindigkeiten zwischen 0.22 to 0.33 m/s. Sieben Patienten (A8, A10, C5, D1, D2, D3, D4) hatten

vor der Untersuchung ein intensives Training am Laufband über im Mittel 12 Wochen (30 Minuten/Tag; 5 Tage/Woche; Laufbandgeschwindigkeit 0.05–0.42 m/s) unter Einhaltung der »Regeln der spinalen Lokomotion« absolviert [43, 44, 49]. Tabelle 2 fasst die wichtigsten lokomotorischen Fähigkeiten dieser Patienten zusammen (z.T. bereits publiziert in [45, 46, 47]). Sämtliches Training wurde am Klinikum Karlsbad-Langensteinbach durchgeführt.

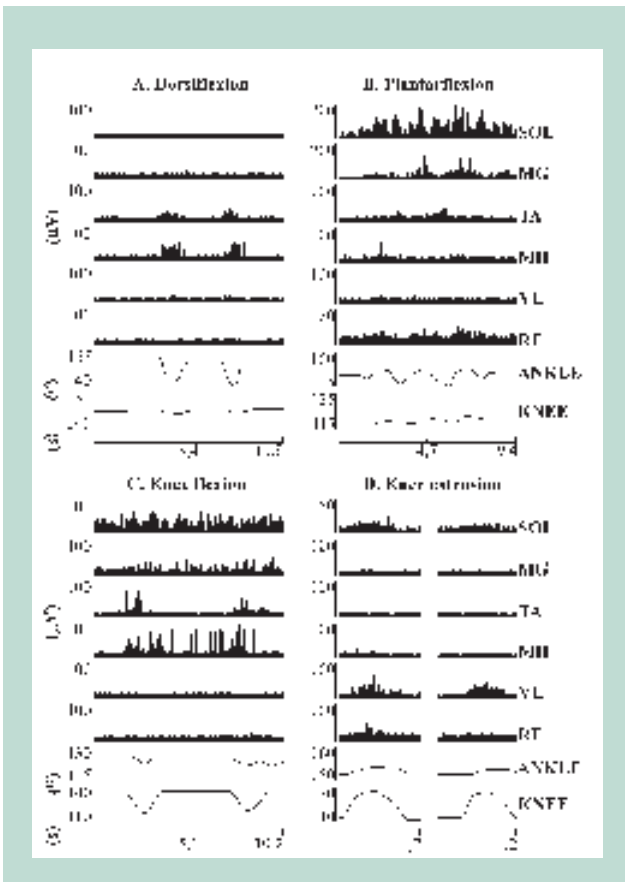
### Datenaufnahme und Datenverarbeitung

Die elektromyographische Aktivität (EMG) von sechs Muskeln der unteren Extremität wurde unter Einsatz bipolarer selbsthaftender Oberflächen Elektroden aufgezeichnet: Mm. soleus (SOL), gastrocnemius/medialer Kopf (MG), tibialis anterior (TA), ischiokrurale Muskulatur/ hamstrings (MH), vastus lateralis (VL), und rectus femoris (RF) [31]. Parallel hierzu wurden die mit dieser Muskelaktivität in Zusammenhang stehenden Gelenkveränderungen über potentialgesteuerte Elektrogoniometer, die jeweils über den Rotationsachsen von Sprung- und Kniegelenk befestigt wurden, aufgenommen; Plantardrücke und deren Verteilungsmuster über drucksensorbestückte Schuheinlagen (Tekscan, Boston, MA, USA). Zur exakten Differenzierung von Stand- und Schwungphase wurden zusätzlich Triggerkontakte an den Schuhsohlen der Patienten befestigt. Die Datenverarbeitung erfolgte über kommerziell erworbene Software-Programme (LabView/National Instruments, Austin, TX, USA). Die zur quantitativen Analyse notwendige mittlere EMG-Amplitudenhöhe wurde berechnet, indem die Summe der Einzelamplituden des aufgerichteten EMG-Signals von Beginn bis Ende durch die jeweilige Signaldauer dividiert wurde. Die statistische Analyse erfolgte über eine einarmige ANOVA-Varianzanalyse zur Beurteilung statistisch signifikanter Unterschiede zwischen der mittleren EMG-Aktivität unter den drei Aufnahmebedingungen. Detailliertere Informationen bezüglich der Datenaufnahme und der weiteren Datenverarbeitung sind früheren Arbeiten unserer Arbeitsgruppe zu entnehmen [31, 36].

## Ergebnisse

### EMG-Aktivität unter Willkürinnervation in Ruhe

Klinisch inkomplett gelähmte Patienten waren häufig nicht in der Lage, isolierte Bewegung in einzelnen Gelenken auszuführen. Nur 2 von 28 Versuchen (isolierte Dorsalflexion, Plantarflexion, Knieflexion, oder Knieextension; 7 inkomplett gelähmte Patienten) zur isolierten Eingelenksbewegung in Seitenlage ohne Gewichtsbelastung resultierten in einer adäquaten Gelenkbewegung mit korrespondierender EMG-Aktivität. Bei 6 von 28 Versuchen wurde eine gleichzeitige Aktivierung funktioneller Agonisten an unterschiedlichen Gelenken mit Generierung komplexer Flexions- und/oder Extensionsbewegungen der gesamten Extremität beobachtet (Abb. 1). Versuche zur Dorsalflexion im Sprunggelenk



**Abb. 1:** Koaktivierung in funktionellen Agonisten unter willkürlichen Eingelenksbewegungen. EMG-Aktivität ( $\mu\text{V}$ , gleichgerichtet): Mm. soleus (SOL), gastrocnemius/medialer Kopf (MG), tibialis anterior (TA), ischiokrurale Muskelgruppe (MH), vastus lateralis (VL) und rectus femoris (RF); Knie- und Sprunggelenkveränderungen ( $^\circ$ ) unter willkürlichen Eingelenksbewegungen bei klinisch inkompletter Rückenmarksläsion (Patient C5, Abb. 1A; Patient C1, Abb. 1B und C; und Patient D4, Abb. 1D; bzgl. der klinischen Charakteristika der Patienten siehe Tab. 1). Die auszuführenden Bewegungen waren Dorsalflexion (A), Plantarflexion (B), Knieflexion (C) und Knieextension (D). Die elektromyographisch aufgezeichnete Aktivität stimmt mit der geforderten Bewegung nicht überein: Obwohl lediglich eine Eingelenksbewegung gefordert war, wurden Muskeln an beiden, sowohl Knie- als auch Sprunggelenk, aktiviert!

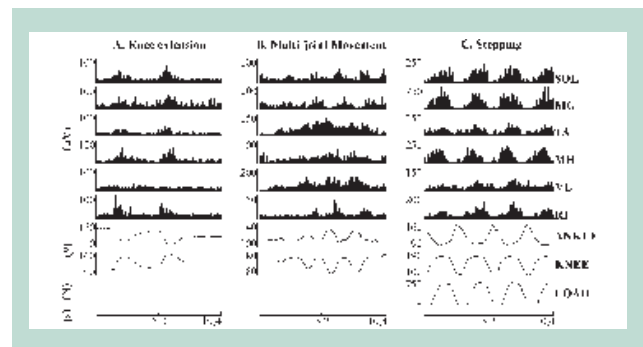
fürten beispielsweise zu einer elektromyographisch nachweisbaren Aktivierung von M. tibialis anterior (TA) und ischiokruraler Muskelgruppe (MH) mit gleichzeitiger Dorsalflexion im Sprunggelenk und Knieflexion (Abb. 1A). Eine ähnliche Koaktivierung wurde bei willkürlichen Plantarflexionsbewegungen im Sprunggelenk beobachtet: Hier kam es zu einer gleichzeitigen Streckung in Sprung- und Kniegelenk (Abb. 1B). Willkürliche Beugung im Kniegelenk resultierte in einer simultanen Aktivierung von ischiokruraler Muskulatur (MH) und M. tibialis anterior (TA), so dass Knie- und Sprunggelenk gebeugt wurden (Abb. 1C). Gleiches war unter isolierten Streckbewegungen im Kniegelenk mit gleichzeitiger Kniestreckung und Plantarflexion zu beobachten (Abb. 1D).

Bei 12 von 28 Versuchen zur isolierten Gelenkbewegung resultierte ferner eine gleichzeitige Aktivierung von Agonisten und Antagonisten, verbunden mit Flexions- oder Extensionsbewegungen. Unter willkürlicher Plantarflexion

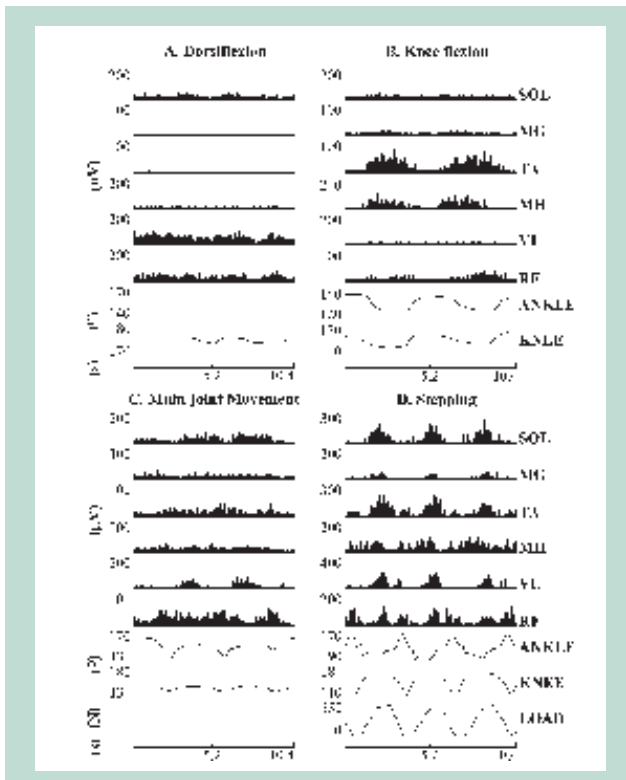
und Knieextension wurde EMG-Aktivität zum einen von den entsprechenden Extensoren, aber auch von Antagonisten, i.e. M. tibialis anterior (TA) und ischiokruraler Muskelgruppe (MH), abgeleitet (Abb. 2A). Zusätzlich wurden verschiedene Muskeln unter willkürlichen Knieflexions- und Dorsalflexionsbewegungen im Sprunggelenk aktiviert. Ein Patient (D4) war unfähig, den M. tibialis anterior (TA) unter intendierter Dorsalflexion im Sprunggelenk zu rekrutieren (Abb. 3A), generierte jedoch Aktivität in diesem Muskel unter mehr proximalen Bewegungen (Kniebeugung) zusammen mit der ischiokruralen Muskelgruppe (MH) (Abb. 3B). Bei 8 von 28 Versuchen ließ sich unter Willkürinnervation keine oder nur minimale EMG-Aktivität ableiten (Abb. 3A und 4A). Klinisch komplett gelähmte Patienten waren erwartungsgemäß nicht in der Lage, EMG-Aktivität oder Gelenkveränderungen unter Willkürinnervation zu generieren.

*EMG-Aktivität unter willkürlich initiierten Mehrgelenksbewegungen und unter Schreiten am Laufband mit Körpergewichtsbelastung*

Von allen geforderten Bewegungen (Eingelenks-, Mehrgelenksbewegungen jeweils in Ruhe und Schrittbewegung am Laufband) zeigte sich die sauberste EMG-Aktivität unter belastungsassoziiertem Schreiten am Laufband mit alternierenden Flexions- und Extensionsbewegungen beider unterer Extremitäten (Abb. 2–5). Einzelne Muskeln, die unter Eingelenksbewegungen in Sprung- und Kniegelenk nicht isoliert rekrutiert werden konnten, generierten Aktivität unter zyklischen Mehrgelenksbewegungen ohne



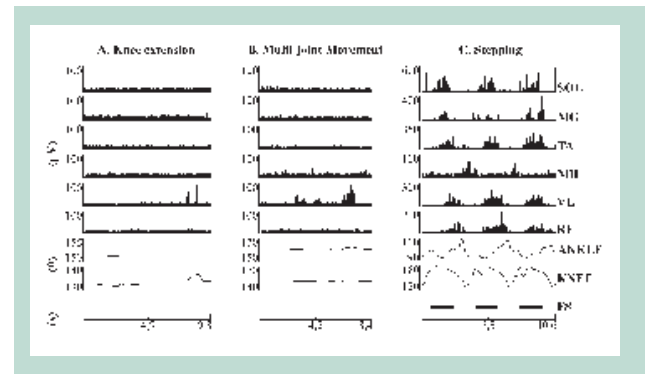
**Abb. 2:** Koaktivierung von Agonisten und Antagonisten bei versuchten Ein- und Mehrgelenksbewegungen respektive Schreiten bei klinisch inkomplettem Rückenmarkquerschnitt (Patient D3, s. a. Tab. 1). EMG-Aktivität ( $\mu\text{V}$ ) derselben Muskeln wie in Abb.1; Knie- und Sprunggelenkveränderungen ( $^\circ$ ) und Belastung der Extremitäten in Newton (N) unter willkürlichen Eingelenksbewegungen (A), Mehrgelenksbewegungen (B), und Schreiten mit Extremitätenbelastung bei Laufbandgeschwindigkeit von 0.28 m/s und Körpergewichtsentlastung von 15% (C). Unter willkürlicher Kniestreckung kam es auch zu einer Dorsalflexion im Sprunggelenk mit Aktivierung von TA sowie SOL, MG, MH und RF, nicht jedoch von VL (A). VL-Aktivität ließ sich unter willkürlichen Mehrgelenksbewegungen (B) und Schreiten (C) ableiten; dabei war die VL-Koaktivierung mit der ischiokruralen Muskelgruppe (MH) unter Mehrgelenksbewegungen (B) stärker ausgeprägt als unter Schrittbewegungen (C)! SOL und RF zeigten unter Mehrgelenksbewegungen und Schreiten alternierende Aktivitätsmuster; MG, TA, MH und VL hingegen nur unter Schrittbewegungen mit Belastung.



**Abb. 3:** Unspezifische Aktivierung bei versuchten Ein- und Mehrgelenksbewegungen respektive Schreiten eines klinisch inkomplett gelähmten Patienten (Patient D4, siehe auch Tab. 1).

EMG-Aktivität ( $\mu\text{V}$ ) derselben Muskeln wie in Abb. 1; Knie- und Sprunggelenkveränderungen ( $^\circ$ ) und Belastung der Extremitäten in Newton (N) unter willkürlichen Eingelenks- (A und B), Mehrgelenksbewegungen (C), und Schreiten mit Extremitätenbelastung bei Laufbandgeschwindigkeit von 0.33 m/s und Körpergewichtsentslastung von 35% (D). Unspezifität in der Aktivierung unter willkürlicher Dorsalflexion im Sprunggelenk und Kniebeugung: Diskrete Aktivierung von VL und RF unter willentlicher Dorsalflexion (A); MH-Aktivierung unter willkürlicher Kniebeugung mit simultaner Rekrutierung von TA und RF (B). Beachte: Fehlende TA-Rekrutierung unter willkürlicher Dorsalflexion im Sprunggelenk (A)! Modulation aller Muskeln unter willkürlichen Mehrgelenksbewegungen (C), jedoch bei niedrigerer Amplitudenhöhe als unter Schreitbewegungen am LB mit Körpergewichtsbelastung (D). Reziproke Aktivität der ischiokruralen Muskelgruppe (MH) gegenüber VL und RF; TA-Aktivität größtenteils synchronisiert mit SOL und MG mit diskreter Aktivitätskomponente während der Schwungphase.

Belastung der Extremitäten in 5/16 Fällen, respektive in 15/16 Fällen unter zyklischer Lokomotion am Laufband mit Belastung der Extremitäten (Abb. 3–5). Eine reziproke Aktivierung von Flexoren und Extensoren wurde am Laufband wesentlich häufiger beobachtet als unter schreitähnlichen Bewegungen in Rückenlage ohne Belastung: Die bei Mehrgelenksbewegungen in Rückenlage ohne Belastung beobachtete Koaktivierung der Mm. vastus lateralis (VL) mit der ischiokruralen Muskelgruppe (MH) (Abb. 2B) war unter Schreitbewegungen am Laufband wesentlich geringer (Abb. 2C). Ein anderes Beispiel: Unter willkürlicher Dorsalflexion generierte Patient D4 Aktivität in den Mm. vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF) und soleus (SOL), nicht hingegen im M. tibialis anterior (TA) (Abb. 3A). Beim Versuch das Knie isoliert zu beugen zeigte sich eine adäquate Rekrutierung der ischiokruralen



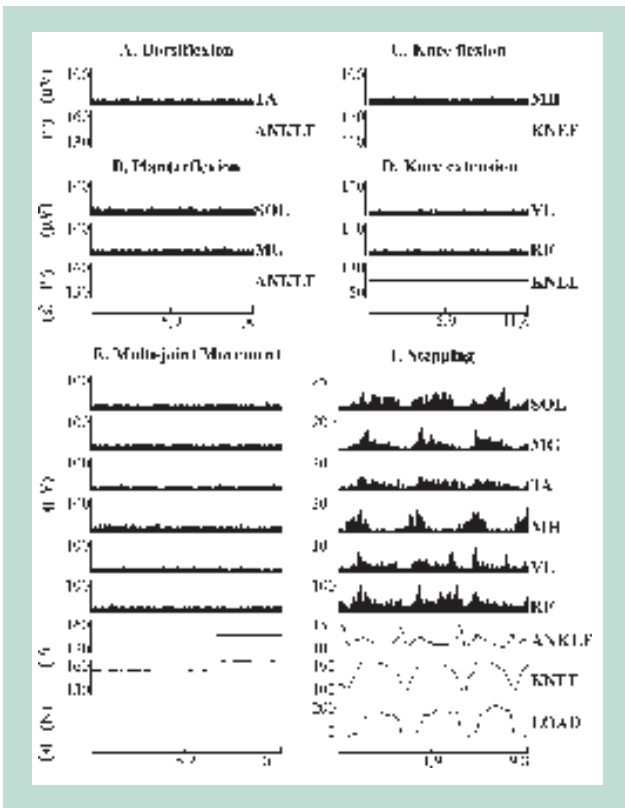
**Abb. 4:** Alternierende Aktivität in allen Muskeln unter Schreiten mit Körpergewichtsbelastung, nicht jedoch unter Ein- und Mehrgelenksbewegungen bei einem klinisch inkomplett gelähmten Patienten (Patient C5, s. a. Tab. 1).

EMG-Aktivität ( $\mu\text{V}$ ) derselben Muskeln wie in Abb. 1; Knie- und Sprunggelenkveränderungen ( $^\circ$ ); Dauer der Fußkontakte (schwarze horizontale Balken = Standphase) unter willkürlichen Eingelenks- (A), Mehrgelenksbewegungen (B) und belastungsassoziiertem Schreiten bei Laufbandgeschwindigkeit von 0.28 m/s und Körpergewichtsentslastung von 56% (C). Unter willkürlich initiiertem Knieextension ausschließlich minimale EMG-Aktivität im M. vastus lateralis (A) und lediglich unsaubere Rekrutierung der ischiokruralen Muskulatur (MH) unter Mehrgelenksbewegungen (B) mit nur minimalen Gelenkexkursionen. Kontrastierend hierzu alternierende Aktivität in allen Muskeln unter Schreiten mit Körpergewichtsbelastung (C). Der TA synchronisierte größtenteils mit den Plantarflexoren (SOL und MG), während die ischiokrurale Muskelgruppe (MH) gegenüber den Sprunggelenksmuskeln (SOL, MG und TA) sowie dem VL und RF ein reziprokes Aktivierungsmuster generierte.

Muskelgruppe (MH) bei inadäquater Aktivierung der Mm. tibialis anterior (TA) und rectus femoris (RF) (Abb. 3B). Unter willkürlichen Mehrgelenksbewegungen in Rückenlage ohne Belastung hingegen zeigte sich alternierende Aktivität lediglich im M. vastus lateralis (VL) (Fig 3C), unter Schreitbewegungen am Laufband mit Belastung in allen abgeleiteten Muskeln (Abb. 3D).

Patient C5 und C6 generierten keine/nur minimale EMG-Aktivität unter willkürlich initiierten Ein- und Mehrgelenksbewegungen (Ableitungen für Patient C6 in Abb. 4A und 4B). EMG-Ableitungen unter zyklischen Schreitbewegungen am Laufband zeigten saubere alternierende Aktivität in allen abgeleiteten Muskeln (Abb. 4C) mit Ausnahme des M. rectus femoris (RF) von Patient C5.

Die bei klinisch komplett gelähmten Patienten am Laufband abgeleiteten EMG-Aktivitätsmuster waren den von klinisch inkomplett gelähmten Patienten ähnlich. Erwartungsgemäß ließ sich bei komplett gelähmten Patienten unterhalb der Läsionshöhe keine Willküraktivität ableiten. Exemplarische Ableitungen von Patient A8 sind in Abb. 5A–E dargestellt. Diese Patientin wurde vor Datenaufnahme über 4 Monate am Laufband trainiert [44]. Bei tolerabler Gewichtsbelastung beider unterer Extremitäten generierte diese Patientin am Laufband unabhängig wiederholt Elemente des normalen Schreitzyklus; während einiger Schritte war lediglich Unterstützung bei der Fußplatzierung zwischen Schwung und Stand notwendig. Die EMG-Ableitungen belegen eine diskrete Flexorkomponente bei Initiierung der Schwungphase und breitbasige Extensoraktivität während der Standphase (Abb. 5F). Wie bei anderen Patienten kam es in der



**Abb. 5:** Ein- und Mehrgelenksbewegungen respektive Schreiten einer klinisch komplett gelähmten Patientin (Patient A8, siehe auch Tab. 1). EMG-Aktivität ( $\mu\text{V}$ ) derselben Muskeln wie in Abb. 1; Knie- und Sprunggelenkveränderungen ( $^\circ$ ) unter versuchten Eingelenks- (A–D), Mehrgelenksbewegungen (E), und Schreiten mit Extremitätenbelastung bei Laufbandgeschwindigkeit von 0.22 m/s und Körpergewichtsentlastung von 56% (F). Fehlende Willkürinnervation in Ruhe (A–E); unter zyklischem belastungsabhängigen Schreiten am Laufband (F) diskrete Flexoraktivität in terminaler Stand- bzw. initialer Schwungphase und breitbasige Extensoraktivität in der Standphase. Wie bei klinisch inkomplett Gelähmten generierte die ischiokrurale Muskelgruppe (MH) Aktivität in der terminalen Schwungphase bis in die frühe Standphase; der M. tibialis anterior (TA) tendierte zur Koaktivierung mit Plantarflexoren (SOL und MG) in der Standphase.

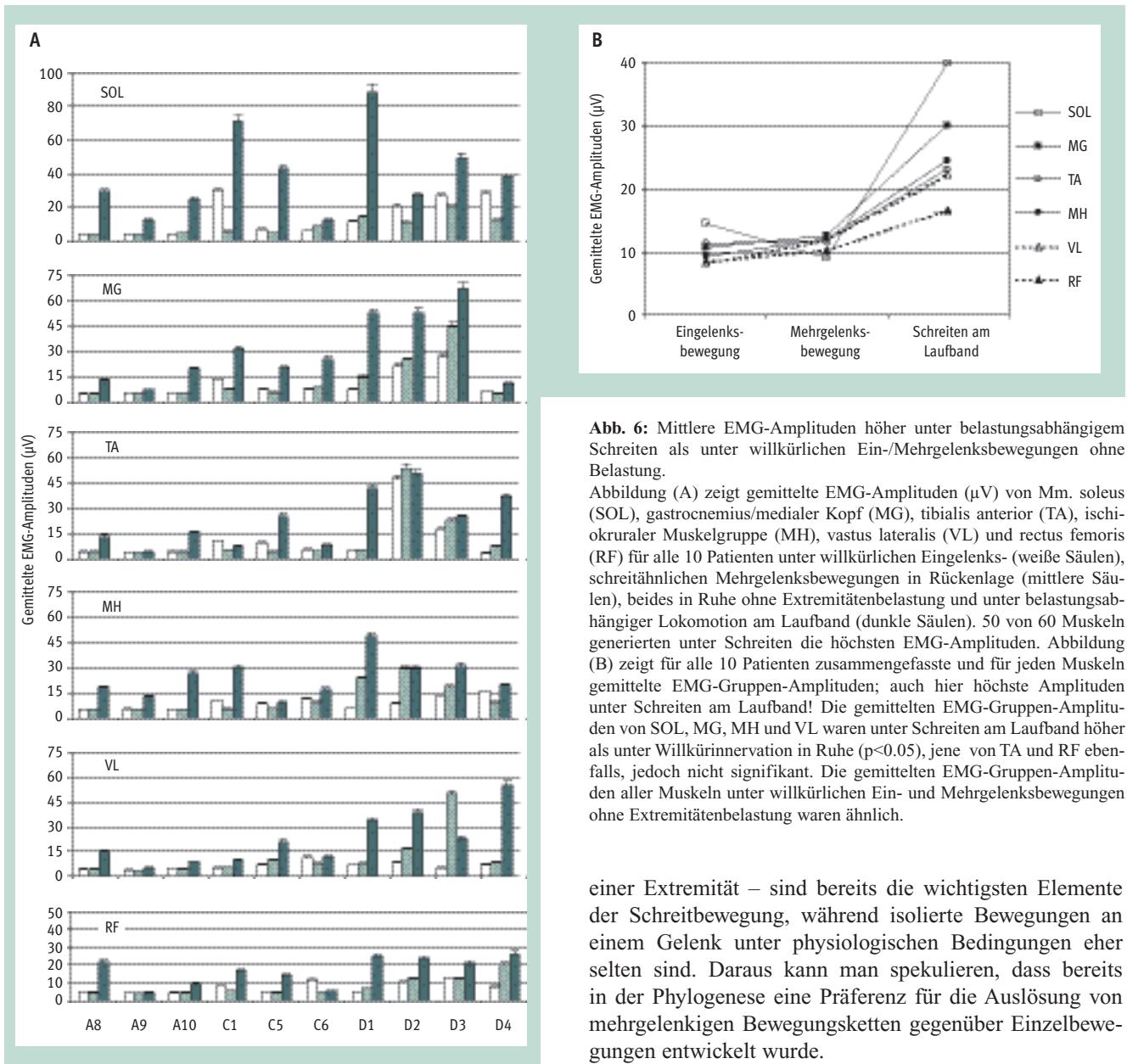
Standphase zu einer Koaktivierung des M. tibialis anterior (TA) mit den Plantarflexoren (SOL und MG), während die ischiokrurale Muskulatur (MH) ein mehr reziprokes Aktivierungsmuster mit Aktivität zwischen der frühen/mittleren Schwungsphase und der mittleren Standphase generierte. Das Ausmaß, zu dem die hier abgeleiteten EMG-Signale auf einen gewissen Trainingseffekt nach Absolvierung einer intensiven Therapie am Laufband zurückzuführen sind, kann anhand der vorliegenden Daten nicht abgeschätzt werden. Es soll jedoch nicht unerwähnt bleiben, dass einige inkomplett gelähmte Patienten (D1, D2, D3 and D4), die eine Therapie am Laufband erhalten hatten, ihre ambulatorischen Fähigkeiten über Grund deutlich verbessern konnten (EU Walking; Tab. 2), dies bei gleichzeitig nur geringen Veränderungen in ihrer Willküraktivität (CMI; Tab. 2). Diese Beobachtungen zeigen, dass die geringen Veränderungen im Bereich der Willkürkontrolle nicht für die deutlichen Verbesserungen im Bereich der allgemeinen Gehfähigkeit verantwortlich gemacht werden können (s. a. [45, 46]).

*Mittlere EMG-Amplituden höher unter Schreiten am Laufband als unter Willkürbewegungen ohne Gewichtsbelastung*

Die EMG-Amplituden der sechs Muskeln aller zehn Patienten waren unter Schreiten am Laufband versus Ein- und Mehrgelenksbewegungen in Ruhe ohne Belastung in 50 von 60 Aufnahmebedingungen am höchsten (6 Muskeln und 10 Patienten; Abb. 6A). Die gemittelten Amplituden der beiden Plantarflexoren (SOL und MG) waren bei allen (10 von 10) Patienten unter Schreiten am Laufband höher als unter willkürlichen Ein- und Mehrgelenksbewegungen in Ruhe. Die höchsten EMG-Amplituden der Mm. tibialis anterior (TA) und vastus lateralis (VL) wurden bei 7 von 10 Patienten unter Schreiten am Laufband registriert; jene der ischiokruralen Muskulatur (MH) und der Mm. rectus femoris (RF) bei 8 von 10 Patienten. Drei Patienten mit klinisch und elektromyographisch fehlender Willküraktivität und Klassifizierung als komplett gelähmt generierten am Laufband rhythmische EMG-Aktivität in allen sechs Muskeln (A8 und A10), respektive in 3 von 6 Muskeln (SOL, MG und MH) (A9).

Die EMG-Amplituden der Mm. gastrocnemii (MG) und der ischiokruralen Muskelgruppe (MH) von drei Patienten mit geringerer Rückenmarkschädigung (D1–D3) und die EMG-Amplituden der Mm. tibialis anterior (TA) und vastus lateralis (VL) von zwei dieser Patienten (D2 und D3) waren unter willkürlichen Mehrgelenksbewegungen höher als unter Eingelenksbewegungen (Abb. 6A). Geringgradig höhere EMG-Amplituden unter schreitähnlichen Bewegungen beider Beine in Rückenlage wurden ebenfalls von den Mm. soleus (SOL) und rectus femoris (RF) von Patient D1 abgeleitet, während die EMG-Amplituden beider Muskeln bei den Patienten D2 und D3 entweder gleich oder niedriger waren. Bei den Patienten D4 und C1 waren die EMG-Amplituden der meisten Muskeln unter schreitähnlichen Bewegungen in Rückenlage niedriger. Bei den restlichen Patienten mit höhergradiger Rückenmarkschädigung (A8–A10, C5 und C6) waren die unter Ein- und Mehrgelenksbewegungen abgeleiteten EMG-Amplituden vergleichbar (Ausnahme: M. tibialis anterior (TA) und ischiokrurale Muskelgruppe (MH) von Patient C5 und M. rectus femoris (RF) von Patient C6). Zusätzlich waren bei allen fünf Patienten (A8–A10, C5, und C6) die mittleren EMG-Amplituden während dieser Willküraktivierung deutlich niedriger als bei Patienten mit geringerer Rückenmarkschädigung unter gleichen Aufnahmebedingungen (D1–D4).

Der Vergleich der mittleren EMG-Amplituden für alle Patienten und jeden Muskel ergab ein ähnliches Aktivierungsmuster wie für jeden Patienten individuell (Fig. 6B). Die gemittelten EMG-Gruppen-Amplituden von Mm. soleus (SOL), gastrocnemius/medialer Kopf (MG), ischiokruraler Muskelgruppe (MH) und vastus lateralis (VL) waren unter Schreiten am Laufband signifikant höher als unter Willkürinnervation ohne Gewichtsbelastung ( $p < 0.05$ ); die der Mm. tibialis anterior (TA) und rectus femoris (RF) waren



**Abb. 6:** Mittlere EMG-Amplituden höher unter belastungsabhängigem Schreiten als unter willkürlichen Ein-/Mehrgelenksbewegungen ohne Belastung.

Abbildung (A) zeigt gemittelte EMG-Amplituden ( $\mu\text{V}$ ) von Mm. soleus (SOL), gastrocnemius/medialer Kopf (MG), tibialis anterior (TA), ischiokruraler Muskelgruppe (MH), vastus lateralis (VL) und rectus femoris (RF) für alle 10 Patienten unter willkürlichen Eingelenks- (weiße Säulen), schreitähnlichen Mehrgelenksbewegungen in Rückenlage (mittlere Säulen), beides in Ruhe ohne Extremitätenbelastung und unter belastungsabhängiger Lokomotion am Laufband (dunkle Säulen). 50 von 60 Muskeln generierten unter Schreiten die höchsten EMG-Amplituden. Abbildung (B) zeigt für alle 10 Patienten zusammengefasste und für jeden Muskel gemittelte EMG-Gruppen-Amplituden; auch hier höchste Amplituden unter Schreiten am Laufband! Die gemittelten EMG-Gruppen-Amplituden von SOL, MG, MH und VL waren unter Schreiten am Laufband höher als unter Willkürinnervation in Ruhe ( $p < 0.05$ ), jene von TA und RF ebenfalls, jedoch nicht signifikant. Die gemittelten EMG-Gruppen-Amplituden aller Muskeln unter willkürlichen Ein- und Mehrgelenksbewegungen ohne Extremitätenbelastung waren ähnlich.

einer Extremität – sind bereits die wichtigsten Elemente der Schreitbewegung, während isolierte Bewegungen an einem Gelenk unter physiologischen Bedingungen eher selten sind. Daraus kann man spekulieren, dass bereits in der Phylogenese eine Präferenz für die Auslösung von mehrgelenkigen Bewegungsketten gegenüber Einzelbewegungen entwickelt wurde.

#### *Mangelnde Selektivität in der Aktivierung motorischer Neuronenverbände unter willkürlich initiierten Eingelenksbewegungen*

Versuche zur isolierten Bewegung an einem Gelenk (Sprung- oder Kniegelenk) resultierten bei klinisch inkomplett Gelähmten in komplexen Flexions- und Extensionsbewegungen der gesamten Extremität. Diese Beobachtungen stimmen mit früheren Befunden überein, nach denen die willkürliche Aktivierung unter Einsatz rekrutierender Jendrassik-Manöver komplexe Flexor- und Extensorbewegungen unter Einschluß mehrerer Gelenke induzieren kann [22, 43, 44]. Das Unvermögen zur Ausführung isolierter Eingelenksbewegungen legt nahe, dass die nach Rückenmarkläsion verbliebenen deszendierenden motorischen Bahnen eher komplette Flexions- und Extensionsmuster der gesamten Extremität induzieren können als selektiv

unter Schreiten am Laufband ebenfalls höher, jedoch nicht signifikant. Die EMG-Gruppen-Amplituden aller abgeleiteten Muskeln waren unter willkürlichen Ein- und Mehrgelenksbewegungen vergleichbar.

#### Diskussion

Die hier dargestellten Ergebnisse demonstrieren eindeutig, dass die Aktivierung lumbaler Motoneuronenverbände unter belastungsassoziiertem Schreiten am Laufband deutlich ausgeprägter ist als unter willkürlich versuchten Ein- und Mehrgelenksbewegungen ohne Belastung. Bei letzteren wiederum ist eine Tendenz zu Beuge- und Streckmustern gegeben, was ein Mehr an Bewegung auf Kosten isolierter Feinbewegung darstellt. Mehr noch, die Bewegungen – Beugung oder Streckung an allen Gelenken



einzelne Muskeln/Muskelgruppen anzusteuern. Anders und positiv betrachtet, genügt für die Auslösung von Elementen des Schrittes (Beuge und/oder Streckmuster) ein Minimum an deszendierenden Bahnen. Dieses Phänomen könnte von entscheidender Bedeutung werden, wenn es durch Zellimplantate oder andere Maßnahmen gelingt, auch nur geringe Verbindungen zum lumbalen Motorneuronenpool wiederherzustellen.

#### *Die Rolle der Propriozeption bei der Modulation elektromyographischer Aktivität*

Schreibbewegungen am Laufband mit Belastung der Beine führten zur Rekrutierung von Muskeln, die unter Willkürinnervation nicht aktiviert werden konnten. Auch waren dabei in insgesamt 50 von 60 Muskeln die höchsten EMG Amplituden abzuleiten. Diese Ergebnisse unterstützen die Vermutung, dass die Kinematik des Schreitens mit alternierender Be- und Entlastung der Beine dem Rückenmark kontinuierlich propriozeptive Impulse zuleitet, die zu einer erhöhten Rekrutierung von motorischen Einheiten und Muskeln bis hin zur Generierung und Aufrechterhaltung des Schreitvorgangs führen. Es ist interessant zu spekulieren, ob und in welchem Ausmaß diese Phänomene auch am gesunden Menschen mit intaktem Rückenmark von Bedeutung sind. Einige zur Generierung und Aufrechterhaltung des Schreitvorgangs spezifische sensorische Informationen (zusammengefasst als »Regeln der spinalen Lokomotion« [45]) konnten bislang im tierexperimentellen Ansatz und im Rahmen von Untersuchungen am Menschen identifiziert werden. Sie schließen u. a. ein die adäquate Belastung der Extremität während der Standphase sowie die Hüftstreckung mit Verlagerung des Körpergewichts auf die kontralaterale Extremität (Entlastung der ipsilateralen Extremität) in der terminalen Standphase zur Initiierung der Schwungphase [27, 30]. Am eindrucksvollsten in dieser Hinsicht ist einer der ersten von *Wernig* und *Müller* [43, 44] publizierten Patienten: Mit diskreter Willküraktivität ausschließlich im rechten M. tibialis anterior (TA) ist er in der Lage, mit Hilfe eines Gehgestells eine Strecke von 40 Metern mit reziprokem Schreitmuster zu gehen; EMG Ableitungen zeigten erwartungsgemäß alternierende phasische Aktivität in Beugern und Streckern (Patient Z). Offensichtlich werden während des Schreitvorgangs mit Körpergewichtsbelastung Muskeln rekrutiert, die willkürlich bei Ein- und Mehrgelenksbewegungen in Ruhelagen nicht aktiviert werden können. Allerdings konnte der Patient mit Hilfe von Jendrassik-Manövern vereinzelt Beugemuster auslösen. Ähnliche Beobachtungen wurden in der vorliegenden Untersuchung gemacht. Zum Beispiel verbesserte sich eine Patientin (D2), nachdem sie über zwei Jahre an den Rollstuhl gebunden war, nach Absolvierung einer intensiven Therapie am Laufband von Klasse 1 nach 4 (EU Walking). Parallel hierzu verbesserte sie ihre Willküraktivität nur minimal (rechtes Bein 9.5 vor und 10.5 nach Training; CMI; Tab. 2) mit Kraftgrad 0 in den rechten Hüftflexoren sowohl vor als auch nach dem Trai-

ning. Trotzdem generierte diese Patientin im Rahmen eines initialen Schreitversuchs unter manueller Hilfestellung und Anwendung der »Regeln der spinalen Lokomotion« ein Flexionsmuster einschließlich Hüftbeugung. Dieses Phänomen veranlasste die Untersucher, bei dieser Patientin eine Laufbandtherapie einzuleiten.

Daraus wird klar, dass die Fähigkeit spinal geschädigter Patienten zur willentlichen Aktivierung spezifischer Muskeln oder Muskelgruppen in Ruhe nicht unbedingt ein verlässlicher Indikator für den potentiellen Beitrag/Gebrauch dieses Muskels/dieser Muskelgruppe zum/beim Schreitvorgang ist. Selbst bei niedrigen Werten in der manuellen Muskelprüfung stellt die Prüfung von Flexions- und Extensionsmustern am Laufband somit ein wichtiges prognostisches Verfahren im Hinblick auf weitere therapeutische Maßnahmen zur Wiedererlangung/Rehabilitation der Gehfähigkeit dar.

#### *Interaktionen von supraspinaler Kontrolle und Propriozeption zur Erleichterung des Schreitvorgangs*

Bei komplett gelähmten Patienten existiert keine Dichotomie bezüglich der Herkunft aktivierender Impulse für die Auslösung der beobachteten rudimentären Schreitbewegungen: Sie sind ausschließlich ein Produkt sensorischer Einflüsse, assoziiert mit der Kinematik und der Kinetik der sich bewegenden Beine und ihrer Belastung mit Körpergewicht. Die eindrucksvollsten Befunde in dieser Hinsicht zeigte die klinisch komplett gelähmte Patientin mit dem Code A8: Bei Schreitversuchen am Laufband mit Gewichtsbelastung generierte die Patientin teilweise EMG-Aktivitätsmuster und Elemente eines normalen Schreitzyklus, z.B. Schreiten mit Flexions- und Extensionsbewegungen, wobei ein Bein ohne Hilfestellung einen gesamten Schreitzyklus komplettierte, beidseits lediglich bei der Fußplazierung Hilfestellung erforderlich war. Vergleichbare EMG-Aktivierungsmuster wie hier beschrieben, jedoch ohne vergleichbares Schreitvermögen, wurden auch von anderen klinisch komplett gelähmten Patienten unter assistiertem Schreiten am Laufband dokumentiert [18, 19, 21].

#### *Klinische Bedeutung der Befunde*

Die hier vorgelegten Ergebnisse zeigen eindeutig, dass das Potential zur Wiedererlangung der Gehfähigkeit nicht notwendigerweise mit der verbliebenen Willküraktivität korreliert. Dementsprechend müssen inkomplett Gelähmte am Laufband getestet werden. Die Ergebnisse tragen ferner zu einem besseren Verständnis der Mechanismen bei, durch die hochgradig gelähmte Patienten ihre funktionale Gehfähigkeit durch das spezifische »Laufband-Training« deutlich verbessern können.

#### **Danksagung**

Diese Untersuchung wurde unterstützt durch die Deutsche Stiftung Querschnittlähmung (A. W.) und die folgenden NIH (National Institute of Health)-Grants: NS 16333, NS 38654, NRSA HD 07416 und M01

RR 00865. Die Autoren möchten sich bedanken bei der Leitung und den Mitarbeitern des Klinikums Karlsbad-Langensteinbach für das Interesse und die Unterstützung dieser Arbeit.

## Literatur

- Anderson O, Grillner S: Peripheral control of the cat's step cycle. I. Phase dependent effects of ramp-movements of the hip during »fictive locomotion.« Acta Physiol Scand 1981; 113: 89-101
- Anderson O, Grillner S: Peripheral control of the cat's step cycle. II. Entrainment of the central pattern generators for locomotion by sinusoidal hip movements during »fictive locomotion.« Acta Physiol Scand 1983; 118: 229-239
- Aniss AM, Gandevia, SC, Burke D: Reflex responses in active muscles elicited by stimulation of low-threshold afferents from the human foot. J Neurophysiol 1992; 67: 1375-1384
- Barbeau H, Blunt R: A novel interactive locomotor approach using body weight support to retrain gait in spastic paretic subjects. In: Wernig A (ed), Plasticity of Motoneural Connections. Elsevier Science Publishers BV, Amsterdam 1991, pp 461-474
- Barbeau H, Chau C, Rossignol S: Noradrenergic agonists and locomotor training affect locomotor recovery after cord transection in adult cats. Brain Res Bull 1993; 30: 387-393
- Barbeau H, Rossignol S: Recovery of locomotion after chronic spinalization in the adult cat. Brain Res 1987; 412: 84-95
- Barbeau H, Wainberg M, Finch L: Description and application of a system for locomotor rehabilitation. Med & Biol Eng & Comput 1987; 25: 341-344
- Behrmann A und Harkema S: Locomotor training after human spinal cord injury: A series of case studies. Phys Ther 2000; 80: 688-700
- Burke D, Dickson HG, Skuse NF: Task-dependent changes in the responses to low-threshold cutaneous afferent volleys in the human lower limb. J Physiol 1991; 432: 445-458
- Capaday C, Stein RB: Amplitude modulation of the soleus H-reflex in the human during standing and walking. J Neuroscience 1986; 6: 1308-1313
- Carollo JJ, Parekh R, Winchester P: Calibration and force correction of the F-Scan foot pressure measurement system. RESNA 1993: 189-191
- Cohen J: A coefficient of agreement from nominal scales. Educational and Psychological Measurements 1960; 20: 37-46
- Conway BA, Hultborn H, Kiehn O: Proprioceptive input resets central locomotor rhythm in the spinal cat. Exp Brain Res 1987; 68, 643-656
- Crenna P, Frigo C: Excitability of the soleus H-reflex arc during walking and stepping in man. Exp Brain Res 1987; 66, 49-60
- Crozier KS, Cheng LL, Graziani V, Zorn G, Herbison GJ, Ditunno JF: Spinal cord injury: prognosis for ambulation based on quadriceps recovery. Paraplegia 1992; 30, 762-767
- De Leon RD, Hodgson JA, Roy RR, Edgerton VR: Locomotor capacity attributable to step training versus spontaneous recovery after spinalization in adult cats. J Neurophysiol. 1998a; 79, 1329-1340
- De Leon RD, Hodgson JA, Roy RR, Edgerton VR: Full weight-bearing hindlimb standing following stand training in the adult spinal cat. J Neurophysiol 1998b; 80, 83-91
- Dietz V, Colombo G, Jensen L: Locomotor activity in spinal man. The Lancet 1994; 344, 1260-1263
- Dietz V, Colombo G, Jensen L, Baumgartner L: Locomotor capacity of spinal cord in paraplegic patients. Ann Neurol 1995; 37, 574-582
- Dietz V, Curt A, Colombo G: Locomotor pattern in paraplegic patients: training effects and recovery of spinal cord function. Spinal Cord 1998a; 36, 380-390
- Dietz V, Wirz M, Colombo G, Curt A: Locomotor capacity and recovery of spinal cord function in paraplegic patients: a clinical and electrophysiological evaluation. Electroencephalogr. Clin Neurophysiol 1998b; 109, 140-153
- Dimitrijevic MR, Faganel J, Sherwood AM: Suprasegmentally induced motor unit in paralyzed muscles of patients with established spinal cord injury. Ann Neurol 1984; 16, 216-221
- Ditunno JF, Young W, Donovan WH, Creasey G: The international standards booklet for neurological and functional classification of spinal cord injury. Paraplegia 1994; 32, 70-80
- Dobkin BH, Harkema SJ, Requejo PS, Edgerton VR: Modulation of locomotor-like EMG activity in subjects with complete and incomplete spinal cord injury. J Neurol Rehabil 1995; 9, 183-190
- Duysens J, Pearson KG: Inhibition of flexor burst generation by loading ankle extensor muscle in walking cats. Brain Res 1980; 187, 321-332
- Duysens J, Trippel M, Horstmann GA, Dietz V: Gating and reversal of reflexes in ankle muscles during human walking. Exp Brain Res 1990; 82, 351-358
- Gossard JP, Hultborn H: The organization of the spinal rhythm generation in locomotion. In: Plasticity and Motorneural Connections. Wernig, A. (ed), Elsevier Science Publishers BV 1991; pps. 385-404
- Grillner S, Rossignol S: On the initiation of the swing phase of locomotion in chronic spinal cats. Brain Res. 1978; 146, 269-277
- Grillner S, Zangger P: On the central generation of locomotion in the low spinal cat. Exp Brain Res 1979; 34, 241-261
- Grillner S: Control of locomotion in bipeds, tetrapods and fish, In: Handbook of Physiology: The Nervous System II. American Physiological Society: MD 1981; pps. 1179-1236
- Harkema SJ, Hurley SL, Patel UK, Requejo P, Dobkin BH, Edgerton VR: Human lumbosacral spinal cord interprets loading during stepping. J Neurophysiol 1997; 77, 797-811
- Harkema SJ: Neural plasticity after human spinal cord injury: Application of locomotor training to the rehabilitation of walking. Neuroscientist 2001; 7, 455-468
- Hussey RW, Stauffer ES: Spinal cord injury: Requirements for ambulation. Arch Phys Med Rehabil 1973; 54, 544-547
- Kendall HO, Kendall FP, Wadsworth GE: Muscle testing and function. William and Wilkins: Baltimore (2nd Ed.) 1971
- Lovely RG, Gregor R, Roy RR, Edgerton VR: Effects of training on the recovery of full-weight-bearing stepping in the adult spinal cat. Exp Neurol 1986; 92, 421-435
- Maegele M, Müller S, Wernig A, Edgerton VR, Harkema SJ: Recruitment of spinal motor pools during voluntary movements versus stepping after human spinal cord injury. J Neurotrauma 2002; 19, 1217-1229
- Maynard FM, Bracken MB, Creasey G, et al.: International standards for neurological and functional classification of spinal cord injury. Spinal Cord 1997; 35, 266-274
- Pearson KG, Duysens J: Function of segmental reflexes in the control of stepping in cockroaches and cats. R. M. Herman, S. Grillner, P. Stein, and D. Stuart (eds), Plenum Press: NY, 1976; pps. 519-537
- Stewart JE, Barbeau H, Gauthier L: Modulation of locomotor patterns and spasticity with clonidine in spinal cord injured patients. The Can. J. Neurol. Sci. 1991; 18, 321-332
- Waters RL, Adkins RH, Yakura JS, Vigil D: Prediction of ambulatory performance based on motor scores deprived from standards of the American Spinal Injury Association. Arch Phys Med Rehabil 1994; 75, 756-760
- Waters RL, Yakura JS, Adkins RH: Gait performance after spinal cord injury. Clin. Orthop. 1993; 288, 87-96
- Waters RL, Yakura J, Adkins RH, Harnes G: Determinants of gait performance following spinal cord injury. Arch. Phys. Med. Rehabil. 1989; 70, 811-818
- Wernig A, Müller S: Improvement of walking in spinal cord injured persons after treadmill training. In: Plasticity of Motorneural Connections. Elsevier Science Publishers BV: Amsterdam 1991; pps. 475-485
- Wernig A, Müller S: Laufband locomotion with body weight support improved walking in persons with severe spinal cord injuries. Paraplegia 1992; 30, 229-238
- Wernig A, Müller S, Nanassy A, Cagol E: Laufband therapy based on »rules of spinal locomotion« is effective in spinal cord injured persons. Eur J Neurosci 1995; 7, 823-829
- Wernig A, Nanassy A, Müller S: Laufband (treadmill) therapy in incomplete paraplegia and tetraplegia. J Neurotrauma 1999; 16, 719-726
- Wernig A, Nanassy A, Müller S: Laufband (LB) therapy in spinal cord lesioned persons. Prog Brain Res 2000; 128, 89-97
- Wernig A 2000; see www.meb.uni-bonn.de/wernig
- Wernig A, Müller S: Laufband Therapy. The Manual. Bonn, 2002 im Selbstverlag
- Yang JF, Stein RB: Phase-dependent reflex reversal in human leg muscles during walking. J Neurophysiol 1990; 63, 1109-1117

### Korrespondenzadresse:

Prof. Dr. med. Anton Wernig  
 Physiologisches Institut der Universität Bonn  
 Wilhelmstrasse 31  
 53111 Bonn  
 E-Mail: wernig@physio.uni-bonn.de