

## Neurorehabilitation via mechanischer Schwingungsreize

CT Haas, A Hochsprung, S Turbanski, C Santarossa, D Schmidtbleicher

### 1 Einleitung

Die Optimierung geschädigter alltagsmotorischer Fähigkeiten und Fertigkeiten gilt als primäre Zielstellung in der Rehabilitation von Patienten mit spinalen Läsionen. Bei inkompletten Querschnittslähmungen kommt der Wiederherstellung der Gehfähigkeit eine zentrale Bedeutung zu. Der hohe Stellenwert dieser Fähigkeit ist offenkundig.

Neben neurochirurgischen Schritten sind physiotherapeutische Maßnahmen für den Rehabilitationserfolg hoch bedeutsam. Am umfangreichsten untersucht ist das Lokomotionstraining unter Einsatz eines Laufbandes (Dietz et al. 1995, Wernig et al. 1995, Wernig et al. 1995, Cote et al. 2003, Van de Crommert et al. 1998, Edgerton et al. 2001). Bedingt durch die anfangs eingeschränkte Fähigkeit des Patienten sein Körpergewicht selbständig zu tragen, wird verschiedentlich ein Tragesystem zur Gewichtsreduktion eingesetzt. Da initial zumeist erhebliche Probleme bestehen, Schreitbewegungen willkürlich zu initiieren, werden diese entweder durch einen Gangroboter oder durch manuelle Unterstützung eines Therapeuten eingeleitet. Aus einem Großteil der vorliegenden Lokomotionsstudien gehen umfangreiche positive Adaptationen im Hinblick auf physiologische wie auch motorische Funktionen hervor (Pearson 2000, Pearson 2001, van de Crommert et al. 1998). Mit Bezug zur Lokomotionsfähigkeit zeigen die Resultate ein breites Spektrum, welches sich sowohl auf unterschiedliche Personenstichproben wie auch auf differierende Trainingsprogramme zurückführen lässt. Dietz und Mitarbeiter (1995) zeigen, dass inkomplette SCI (spinal cord injury) Patienten nach einem mehrmonatigem Lokomotionstraining wieder in der Lage sind, Schreitbewegungen eigenständig durchzuführen. Aus einer umfangreichen Studie von Wernig und Kollegen (1995, 1998) geht hervor, dass ein mehrwöchiges Laufbandtraining bei rund  $\frac{3}{4}$  der Patienten zur Wiedererlangung der unabhängigen Gehfähigkeit führt.

Obwohl sich die Lokomotionstherapie inzwischen zum Standard in der Rehabilitation von SCI Patienten entwickelt hat, sind die neuralen und biochemischen Funktionsmechanismen immer noch unzureichend geklärt. Weitgehend wird angenommen, dass es zu einer Reorganisation neuraler Prozesse auf spinaler Ebene caudal zum Läsionsort kommt (Edgerton et al. 2001). Insbesondere wird über die Reaktivierung von Central Pattern Generator (CPG) spekuliert (Van de Crommert et al. 1998, Duysens / Crommert 1998, McCrea 2001, Pearson 2000, Pearson 2001, Edgerton et al. 2001). Auf der Basis umfangreicher tierexperimenteller Ergebnisse können die groben Funktionsmechanismen dieses neuronalen Netzwerks, welches fundamental mit der Generation zyklischer Bewegungsabläufe verbunden ist, beschrieben werden. Während die CPG im physiologischen Zustand einen tonischen Input von supraspinalen Zentren erhalten, somit

angeregt werden und einen rhythmischen Output erzeugen, kann eine Reaktivierung im pathologischen Zustand durch eine wiederholte und intensive sensorische Reizgebung erfolgen (Duysens / Crommert 1998, Pearson 2000, 2001). Der Zusammenhang zwischen den Parametern der Reizgebung und der Anregung von CPG sowie einer damit verbundenen Optimierung der Lokomotionsfähigkeit kann derzeit allerdings noch nicht hinreichend erklärt werden.

Da aus einer großen Anzahl von Studien bekannt ist, dass die Applikation mechanischer Schwingungen einen intensiven Stimulus für diverse Sensorsysteme des Menschen darstellt ist das Ziel der vorliegenden Studie die Analyse der Effekte von Ganzkörperschwingungen im Rehabilitationsprozess von Patienten mit spinalen Läsionen (Hagbarth / Eklund 1966, Ribot-Ciscar et al. 1996, Haas et al. 2004, Griffin 1996).

## 2 Untersuchungsmethoden

Die Datenerhebung basiert auf zwei diskreten experimentellen Ansätzen.

*Gruppenvergleich im Längsschnitt:* Die Personenstichprobe dieses Untersuchungsabschnitts setzt sich aus 40 Personen mit inkompletter Querschnittslähmung zusammen. 18 Patienten waren Paraplegiker, 22 wurden als Tetraplegiker eingestuft. Ausgehend von den Ergebnissen initialer Analysen, wurden die Patienten in eine Experimental- und eine Kontrollgruppe (jeweils 20 Personen) eingeteilt, so dass sich vergleichbare durchschnittliche Läsionsgrade, motorische Einschränkungen etc. in beiden Gruppen ergaben.

Das Treatment der Kontrollgruppe bestand aus den üblichen therapeutischen Maßnahmen (Krankengymnastik, Lokomotionstherapie, etc.). In der Experimentalgruppe kam zusätzlich die Applikation mechanischer Ganzkörperschwingungen (Zeptor<sup>®</sup>-med, Freq. 4-6 Hz, Ampl. 3 mm) zum Einsatz. Aufgrund der Varianz innerhalb der Gruppe wurden in Abhängigkeit vom jeweiligen Patienten unterschiedliche Serienanzahlen und Seriedauern durchgeführt. Nach einer ersten Gewöhnungsphase von ca. 10 Tagen wurden im Durchschnitt täglich 5 Serien zu jeweils 60 Sekunden und 60 Sekunden Pause absolviert. Anpassungen der Trainingsparameter ergaben sich nach Absprache mit dem jeweils behandelnden Arzt und Physiotherapeuten.

Im Hinblick auf die Erfassung der motorischen Leistungsfähigkeit der Patienten wurden nach der Eingangsuntersuchung alle 18-21 Tage jeweils drei komplexe Testbatterien durchgeführt. Die Quantifizierung der Gleichgewichtsregulation basierte auf einer angepassten Berg Skala, d.h. auf der Erhebung der Zeitdauer, die der Patient ohne fremde Hilfe stehen konnte. Zur Bewertung der Lokomotionsfähigkeit wurde zum einen die vom Patienten innerhalb von zwei Minuten selbständig zurückgelegte Strecke gemessen, zum anderen erfolgte eine qualitative Gangbildbewertung (Bewegungsfluss, Bewegungssicherheit, etc.) durch einen verblindeten Gutachter. Die Gesamtstudiendauer je Patient betrug rund 60 Tage.

*Einzelfallanalyse im Längsschnitt:* Im Hinblick auf die Informationsgewinnung von detaillierten neuromuskulären Parametern bzw. deren Veränderung wurde eine ergänzende achtwöchige Einzelfallstudien durchgeführt. Innerhalb der ersten zwei Wochen wurden drei Trainingseinheiten (TE) zu 10 Serien á 45 Sekunden absolviert. Die nächsten drei Wochen erfolgten jeweils vier TE pro Woche, innerhalb der letzten drei Wochen jeweils fünf. Da der Patient erhebliche sensorische und motorische Einschränkungen aufwies, wurde eine Tragekonstruktion eingesetzt, so dass eine Körpergewichtsreduktion von rund 90% erfolgte. Die Füße wurden mit Gurten an den Oszillatoren fixiert, wodurch die Applikation der gewünschten Oszillationskinematik und die damit einhergehenden Stimuli sichergestellt werden konnten.

Da angenommen werden musste, dass eine Wiederherstellung der Gehfähigkeit des Patienten nicht möglich ist, gleichzeitig allerdings mit Anpassungen im Reflexmuster gerechnet wurde, orientierte sich die Datenerfassung an den muskulären Reaktionen während der Vibrationsapplikation. Bilateral wurden bipolare oberflächenelektromyographische Ableitungen am M. rectus femoris vorgenommen. Um die Reiz-Reaktion Muster beurteilen zu können, wurden an den Unterstützungsflächen zweidimensionale Beschleunigungsaufnehmer fixiert. Durch eine doppelte Integration der Beschleunigungssignale war die detaillierte Bestimmung von Wegverläufe und Phasenlagen der Oszillatoren möglich. Des weiteren erfolgte eine Goniometrie am Kniegelenk des Patienten. Aus Gründen der hohen Datenvolumina und der in diesem Experiment sehr eingeschränkten Möglichkeit, automatisierte Verarbeitungen zu nutzen ohne das Risiko schwingungsbedingte Artefakte unerkannt zu lassen, wurden die o.a. Daten nur jede dritte TE erhoben. Dementsprechend konnten insgesamt die Datensätze von 8 Trainingseinheiten erhoben und ausgewertet werden.

### **3 Untersuchungsergebnisse**

*Gruppenvergleich im Längsschnitt:* Beide Gruppen zeigen nach der Eingangsmessung (Test 1) hochgradige und signifikante Leistungsverbesserungen in allen Parametern. Im Gruppenvergleich ergeben sich sowohl in den Gang- als auch in den Gleichgewichtstests augenfällige Leistungsvorteile bei allen Testterminen (Test 2-4) für die Experimentalgruppe (Abb.1). Während im Gangtest durchschnittliche Gruppendifferenzen von 47% zu verzeichnen sind, ergibt sich in der Gleichgewichtsanalyse ein durchschnittlicher Gruppenunterschied von rund 31%. Zurückführbar sind diese Differenzen wahrscheinlich darauf, dass der ausgewählte Gleichgewichtstest vor allem bei höherer Leistungsfähigkeit, wie sie zum Testzeitpunkt 4 vorliegt, nur noch eine geringe Trennschärfe aufweist. Statistisch betrachtet sind die Gruppendifferenzen im Gesamtvergleich signifikant. Unterscheidet man Para- und Tetraplegiker sowie einzelne Testtermine, so wird das Signifikanzniveau teilweise verfehlt, was sich u.a. durch die geringe Gruppengröße gekoppelt mit hohen Varianzen erklären lässt.

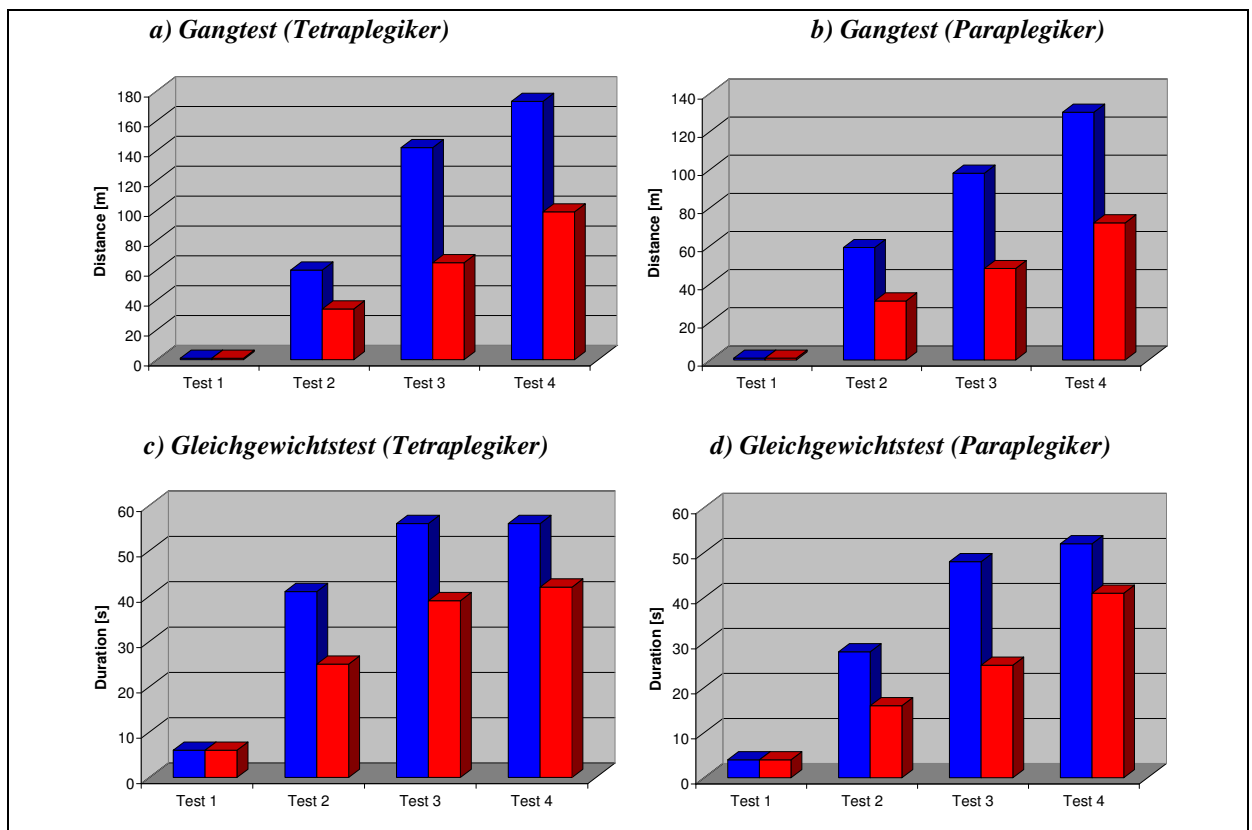


Abb. 1 a-d: Durchschnittliche Veränderung von Gang und Gleichgewichtsparameter im Behandlungsverlauf (Experimentalgruppe / Kontrollgruppe). Im Gangtest wurde die Strecke bestimmt, die innerhalb von 2 Minuten eigenständig zurückgelegt werden konnte. Die Gleichgewichtsanalyse bezieht sich auf die Dauer des freien Stehens.

Qualitative Bewertungen des Gangbildes hinsichtlich Bewegungssicherheit, -fluss, -geschwindigkeit etc. zeigen ebenfalls markante Gruppendifferenzen. Diese fallen zum Testzeitpunkt 2 gering aus, da bei beiden Gruppen noch erheblich eingeschränkte Gehfähigkeiten vorliegen. Im weiteren Therapie- und Testverlauf (Test 3 und 4) kann eine deutliche Zunahme der Gruppenunterschiede identifiziert werden.

*Einzelfallanalyse im Längsschnitt:* Zentrale Zielstellung der Einzelfallanalyse war die Analyse potentieller Veränderungen neuromuskulärer Parameter im Verlauf mehrerer Trainingseinheiten. Abbildung 2 zeigt den Kniegelenkwinkelverlauf und das EMG Muster des M. rectus femoris während der ersten Trainingseinheit. Hierbei wird sich eine deutliche Kopplung zwischen beiden Signalen erkannt. Aufgrund der Phasenlage und der dazugehörigen zeitlichen Daten sind die muskulären Reaktionen als Reflex zu bewerten, die aus der ballistischen Verringerung des Kniegelenkwinkels und einer damit einhergehenden Dehnung der Muskelspindel resultieren.

Aus Abbildung 3b wird deutlich, dass innerhalb der ersten Trainingseinheiten bilateral eine hohe kinematisch-elektrophysiologische Kopplung besteht. Im weiteren Trainingsverlauf zeigt sich einerseits eine ausgeprägte Varianz, bei Betrachtung der Regressionsgeraden wird andererseits ein

differentes Verhalten zwischen beiden Seiten deutlich. Während auf der hoch geschädigten Seite ein nahezu horizontaler Geradenverlauf vorliegt, d.h. die kinematisch-electrophysiologische Kopplung bleibt weitgehend konstant, zeigt sich auf der weniger lädierten Seite eine deutliche Abnahme von  $r = 0,68$  auf  $r = 0,35$ . Hiermit einhergehend kann eine Reduktion der muskulären Aktivierungsintensität beobachtet werden.

Betrachtet man die EMG Muster innerhalb einzelner Trainingseinheiten (Abb. 3a), so zeigen sich ebenfalls hochgradig differierende neuromuskuläre Verhaltensweisen. Während zu Beginn jeder Serie eine geringe muskuläre Aktivierungsintensität sowie ein unrhythmisches Muster deutlich wird, verändern sich beide Parameter im Verlauf der ersten 15 Sekunden, d.h. eine Zunahme der Intensität sowie eine Rhythmisierung des Musters.

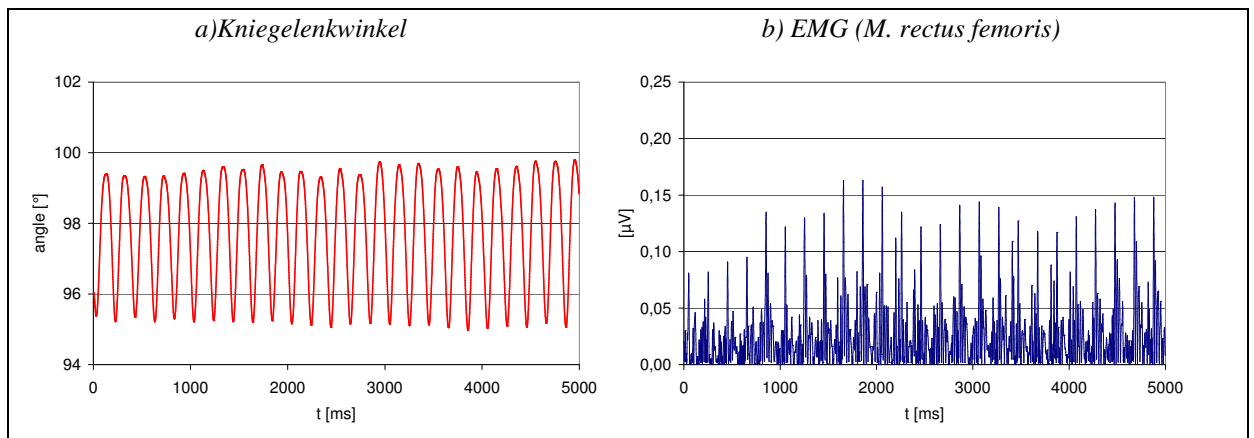


Abb. 2 a-b: Kniegelenkwinkel und EMG Muster des M. rectus femoris während des Treatments

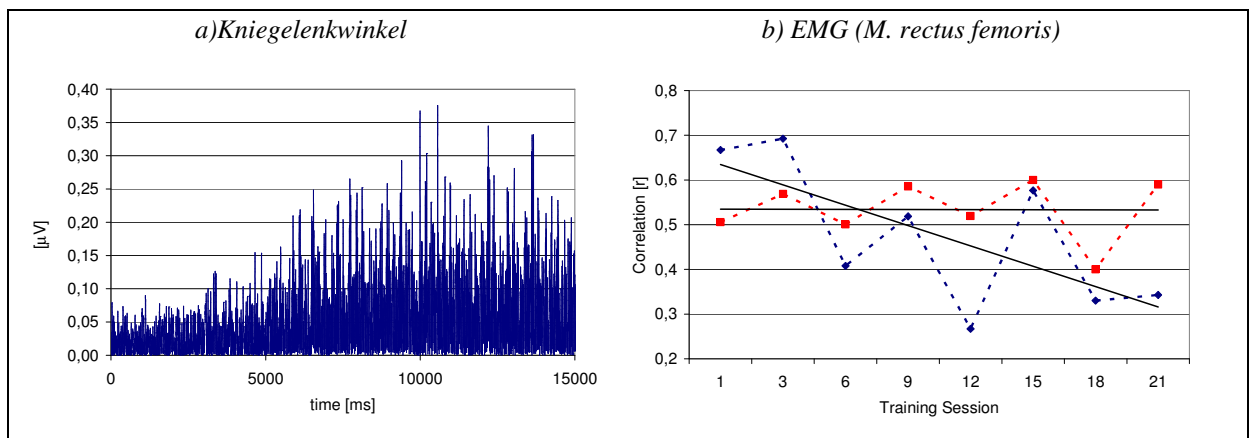


Abb. 3 a-b: EMG Muster des M. rectus femoris während der ersten 15 Sekunden einer Trainingseinheit und Entwicklung der Korrelation zwischen EMG Muster und Verlauf der Unterstützungsfläche

#### 4 Diskussion

Die Einordnung und Diskussion der Ergebnisse soll unter Berücksichtigung der explorativen Zielstellung der Studien erfolgen.

Der Gruppenvergleich macht deutlich, dass die Experimentalgruppe der Kontrollgruppe in allen Testparametern überlegen ist. Erklärbar könnten diese Differenzen durch den hoch stimulierenden Charakter mechanischer Schwingungsreize sein. Seit geraumer Zeit konnte in einer großen Anzahl von Studien (Griffin 1990, Haas 2002, Haas et al. 2004, Ribot-Ciscar et al. 1996) aufgezeigt werden, dass diverse Rezeptortypen z.B. Muskelspindel, Haut- bzw. Drucksensoren eine umfangreiche Sensitivität für mechanische Schwingungsreize aufweisen. In Abhängigkeit von den jeweiligen Schwingungsparametern sowie dem Applikationsort ergibt sich häufig eine quasi rhythmische muskuläre Reflexantwort. Das Auftreten von Reflexantworten beim angewendeten Vibrationsstimulus konnte in der vorliegenden Studie via Elektromyographie gezeigt werden. Betrachtet man die Ergebnisse und Interpretationen anderer Arbeiten, so wird die Bedeutung der Reflexgenerierung in der Rehabilitation von Patienten mit spinalen Läsionen deutlich. Gurfinkel et al. (1998) nutzten eine direkte Vibrationsapplikation am Muskel zur Reflexauslösung, die unter Körpergewichtsreduktion zu quasi rhythmischen Schrittbewegungen führte. Pearson (2001) führt an, dass eine Optimierung der Lokomotionsfähigkeit über Reflexgenerierung und damit zusammenhängender -adaptation vor allem über ein spinale Interneuronennetzwerk erfolgt. Auch Kemenes et al. (2001) nehmen an, dass Interneuronen bei der Generierung rhythmischer motorischer Verhaltensmuster eine zentrale Rolle spielen. So werden spinale CPG über deren Entladungsmuster aktiviert und gesteuert.

Über diese Studien hinaus wird weitgehend davon ausgegangen, dass spinale CPG die Lokomotionsfähigkeit bzw. deren Wiederherstellung fundamental beeinflusst. Auch wenn die genauen elektrophysiologischen und biochemischen Funktionsprozesse der CPG bisher nur unzureichend bekannt sind, deuten die vorliegenden Analysen darauf hin, dass eine Aktivierung der CPG im physiologischen Zustand durch einen tonischen Stimulus von zentralen supraspinalen Zentren erfolgt, während im pathologischen Zustand eine peripher afferente Stimulation zur Aktivierung der CPG führt (Pearson 2000, 2001). Unklar ist weiterhin, welcher Stimulus Typ die effektivste Wirkung hat (Cote et al. 2003). Aufgrund der Ergebnisse der Laufbandtherapie gehen einige Autoren davon aus, dass Drucksensoren in der Fußsohle die Funktion der CPG nachhaltig beeinflussen, andere Arbeiten heben vor allem den Einfluss der Propriozeptoren im Oberschenkel sowie der Hüfte hervor (Prochazka 1996, Duysens et al. 2003, Schmit / Benz 2002). Unabhängig vom jeweiligen Sensortyp sowie biochemischen Prozessen, die einen erheblichen Einfluss auf die CPG Funktion ausüben, wird allgemein angenommen, dass eine langfristig wirksame periphere Reizgebung vor allem einen repetitiven Charakter aufweisen muss (Edgerton et al. 2001). Betrachtet man die dargestellten Arbeiten und Interpretationen im Zusammenhang, so lassen sich die besseren Leistungen in der Experimentalgruppe dadurch erklären, dass der Vibrationsreiz folgende Funktion erfüllt:

- Stimulation von Druckrezeptoren in der Fußsohle (Merkel-Zellen, Meissner-Körper, Ruffini-Rezeptoren)
- Stimulation von Propriozeptoren (Extensoren- und Flexorenketten des Sprung-, Knie- und Hüftgelenks)
- Reflexgenerierung
- Repetitive Reizgebung.

Die potentielle Stimulation von spinalen Central-Pattern-Generator lässt sich auch aus den elektromyographischen Ergebnissen der Einzelfallanalyse ableiten. So zeigt das EMG Muster zu Beginn jeder Serie ein weitgehend unrhythmisches Verhalten sowie eine niedrige Intensität (Abb. 3). Da sich dies nach 5-15 Sekunden verändert, lässt sich spekulieren, dass erst eine bestimmte Reizanzahl vorliegen muss, bevor eine entsprechende CPG Aktivität entsteht. Über ein solches Ansprechen von CPG mit zeitlichem Offset wird verschiedentlich auch in anderen Arbeiten spekuliert (Pearson 2000, 2001, Van de Crommert et al 1998, Duysens / Crommert 1998).

Eine interessante physiologische Adaptation lässt sich im Einzelfall aus der unterschiedlichen Langzeitentwicklung der kinematisch-elektromyographischen Kopplung ableiten. Während auf der hochgradig geschädigten Seite – hier besteht eine geringe Funktionalität ascendierender und descendierender Signale – eine relativ geringe Veränderung vorliegt, zeigt sich auf der weniger geschädigten Seite eine Reduktion der Kopplung. Denkbar ist hierbei, dass auf der hochgeschädigten Seite ein stabiler Reiz-Reaktions-Mechanismus vorliegt, der weitgehend auf monosynaptischen Reflexmechanismen basiert und wenig durch Adaptationsvorgänge beeinflusst wird (Cote et al. 2003). Auf der weniger geschädigten Seite führt der Trainingsreiz dagegen zur Entwicklung neuer neuromuskulärer Funktionen. Auch Cote und Mitarbeiter (2003) gehen davon aus, dass sich ein effektives Training nicht nur auf monosynaptische Reflexmechanismen bezieht, sondern auch andere Reflexschleifen mit integriert. Die Verringerung der Kopplungsfunktion kann darauf zurückgeführt werden, dass noch keine Abstimmung zwischen alten monosynaptischen und neuen polysynaptischen muskulären Aktions- bzw. Reflexmechanismen besteht und das Entladungsmuster somit instabil wird. Bezug nehmend zur Synergetik und dem Lernen von sportlichen Bewegungsabläufen sind solche kritischen Fluktuationen jeweils beim Übergang zwischen stabilen Zuständen vorhanden (Haken 1983, 1999). Das heißt, dass eine verbesserte Leistungsfähigkeit jeweils eine instabile Phase mit geringerer Leistungsfähigkeit voraussetzt. Dementsprechend könnte man über die Entstehung neuer und wieder stabilerer muskulärer Aktionsmuster spekulieren.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass mechanische Schwingungsreize ein hohes Potential für die Optimierung des Rehabilitationsprozesses von spinalen Läsionen bieten können. In Folge multipler physiologischer Adaptationen als Folge eines Vibrationsreizes sowie nichtlinearer Verhaltensmuster hinsichtlich Frequenz, Amplitude, Dauer sind weitere Analysen notwendig, um Interaktionsmechanismen genauer darstellen zu können.

**Literatur:**

- Cote MP, Menard A, Gossard JP (2003)** Spinal cats on the treadmill: Changes in Load Pathways. *J Neurosci* 2003, 23, 7, 2789-2796
- De Leon RD, Hodgson JA, Roy RR, Edgerton VR (1999)** Retention of hindlimb stepping ability in adult spinal cats after cessation of step training. *J Neurophysiol* 1999, 81, 85-94
- Dietz V, Colombo G, Jensen L, Baumgartner (1995)** Locomotor capacity of spinal cord in paraplegic patients. *Ann Neurol* 1995, 37, 574-82
- Duysens J, Van de Crommert HWAA (1998)** Neural control of locomotion; Part 1: The central pattern generator from cats to humans. *Gait and Posture* 1998, 7, 131-141
- Duysens J, Clarac F, Cruse H (2000)** Load-regulating mechanisms in gait and posture: comparative aspects. *Physiol. Rev* 2000, 80, 83-133
- Edgerton VR, De Leon RD, Harkema SJ, Hodgson JA, London N, Reinkensmeyer DJ, Roy RR, Talmadge RJ, Tillakaratne NJ, Timoszyk W, Tobin A (2001)** Topical review: Retraining the injured spinal cord. *J Physiol* 533.1, 15-22
- Griffin MJ (1996)** Handbook of human vibration. Academic press, San Diego, 1996.
- Gurfinkel VS, Levik Yu S, Kazzenikov OV, Selionov VA (1998)** Locomotor-like movements evoked by leg muscle vibration in humans. *Eur J Neurosci* 1998, 10 1608-1612
- Haas CT (2002)** Simulation und Regulation mechanischer Schwingungen im alpinen Skirennlauf. Sport & Buch Strauss Köln (2002).
- Haas CT, Turbanski S, Kaiser I, Schmidtbleicher D (2004)** Biomechanische und physiologische Effekte mechanischer Schwingungsreize beim Menschen. *Deut Zeitsch Sportmed* Vol. 55, No 2, 2004, 34-43
- Hagbarth KE, Eklund G (1966)** Tonic vibration reflex (TVR) in spasticity. *Brain Research* 2 (1966) 201-203.
- Haken H (1983)** Synergetics, an introduction: Non-equilibrium phase transitions and self organisation in physics, chemistry and biology. Springer, Berlin
- Haken H (1999)** What can Synergetics Contribute to the Understanding of Brain Functioning? In: Uhl C (Hrsg): *Analysis of Neurophysiological Brain Functioning*. (1999) Springer, Berlin, 7- 40
- Kemenens G, Staras K, Benjamin PR (2001)** Multiple Types of Control by Identified Interneurons in a Sensory activated rhythmic motor pattern. *J Neurosci* (2001) 21, 8, 2903-2911
- McCrea D A (2001)** Spinal circuitry of sensorimotor control of locomotion. *J Physiol* (2001), 533.1, 41-50
- Pearson KG (2000)** Neural Adaptation in the generation of rhythmic behavior. *Annu Rev Physiol* 2000, 62, 723-53
- Pearson (2001)** Could enhanced reflex function contribute to improving locomotion after spinal cord repair? *J Physiol* (2001) 533.1, 75-81
- Prochazka A (1996)** Proprioceptive feedback and movement regulation. In: Rowell LB Sheperd JT: *Handbook of physiology*, section 12 Regulation and Integration of multiple systems
- Ribot-Ciscar E, Roll JP, Gilhodes JC (1996)** Human motor activity during postvibratory and immediate voluntary muscle contraction. *Brain Res* 716 (1996) 84-90.



**Schmit BD, Benz EN (2002)** Extensor reflexes in human spinal cord injury: activation by hip proprioceptors  
Exp. Brain Res 2002 (online journal)

**Van de Crommert HWAA, Mulder T, Duysens J (1998)** Neural control of locomotion; Part 2: sensory control of the central pattern generator and its relation to treadmill training. Gait and Posture 1998, 7, 251-261

**Wernig A, Müller S, Nanassy A, Cagol E (1995)** Laufband therapy based on 'rules of spinal locomotion' is effective in spinal cord injured persons, Eur J Neurosci 1995, 7, 4, 823-829

**Wernig A, Nanassy A, Muller S (1998)** Maintenance of locomotor abilities following laufband (treadmill) therapy in para- and tetraplegic persons: follow up studies. Spinal Cord 36: 744-749