

Granacher U<sup>1</sup>, Gruber M<sup>2</sup>, Gollhofer A<sup>3</sup>

# Auswirkungen von sensomotorischem Training auf die posturale Kontrolle älterer Männer

## *The Impact of Sensorimotor Training on Postural Control in Elderly Men*

<sup>1</sup>Institut für Sport und Sportwissenschaften, Universität Basel, Schweiz

<sup>2</sup>Lehrstuhl für Trainings- und Bewegungswissenschaft, Universität Potsdam, Deutschland

<sup>3</sup>Institut für Sport und Sportwissenschaft, Universität Freiburg, Deutschland

### ZUSAMMENFASSUNG

Altersprozesse bewirken verstärkt ab dem 60. Lebensjahr Defizite in der posturalen Kontrolle. Daher war es das Ziel der Studie, die Auswirkungen von sensomotorischem Training (SMT) auf die statische und dynamische Haltungskontrolle älterer Männer unter Verwendung klinischer Tests und biomechanischer Analysen zu untersuchen.

An der Studie nahmen 40 gesunde Männer im Alter von 60 bis 80 Jahren teil. Diese wurden randomisiert in eine Interventionsgruppe (INT, n=20) und eine Kontrollgruppe (n=20) eingeteilt. Die INT trainierte über einen Zeitraum von 13 Wochen auf verschiedenen instabilen Unterlagen. Zur Überprüfung der Trainingseffekte wurden vor und nach der Trainingsphase klinische Tests (Functional Reach Test (FRT), Tandem Walk Test (TWT)) und biomechanische Analysen (Applikation medio-lateraler Störreize auf dem Posturomed sowie Applikation von Gangperturbationen auf dem Laufband) unter Verwendung elektromyographischer Verfahren angewandt.

Nach dem SMT konnten signifikante Interaktionseffekte für den FRT ( $p < 0.01$ ) und den TWT ( $p < 0.01$ ) ermittelt werden. Weiterhin zeigte sich ein reduzierter Schwankungsweg auf dem Posturomed ( $p < .01$ ) sowie eine effizientere Aktivierung sprunggelenksumgebender Muskeln bei der Kompensation der Störreize auf dem Laufband und dem Posturomed ( $p < 0.05$ ).

Mittels klinischer- und biomechanischer Testverfahren konnte eine trainingsbedingte Verbesserung der posturalen Kontrolle älterer Männer durch SMT dargestellt werden. Möglicherweise liegen diesen funktionellen Anpassungen neuromuskuläre Mechanismen im Sinne einer verbesserten intermuskulären Koordination und einer erhöhten Reflexaktivität zugrunde. Vor diesem Hintergrund könnte SMT als sturzpräventive Trainingsmaßnahme im Alter eingesetzt werden.

**Schlüsselwörter:** Gleichgewichtstraining, Senioren, Haltungskontrolle, Reflexaktivität

### EINLEITUNG

Epidemiologische Studien zeigen, dass die Sturzgefahr mit fortschreitendem Alter erheblich zunimmt. 28-35% aller über 65-jährigen stürzen mindestens einmal im Laufe eines Jahres (3,6) und die Häufigkeit erhöht sich auf 32-42% bei 75-jährigen und älteren (8,35). Die Konsequenzen sind sowohl für die Gestürzten in Form einer verringerten Lebensqualität (21) als auch für das Gesundheitssystem in Bezug auf die sturzbedingten finanziellen Belastungen folgeschwer (32). Stürze haben eine Vielzahl von Ursachen, wie

### SUMMARY

Age-related deteriorations start predominantly from the age of 60 on and result in deficits in static and dynamic postural control. Therefore, the purpose of this study was to investigate the impact of sensorimotor training (SMT) on static and dynamic postural control in elderly men by means of clinical and biomechanic balance and mobility tests.

Forty healthy, elderly men between the ages of 60 and 80 participated in this study. The 40 subjects were randomly assigned to the intervention group (INT) and the control group (KON). Subjects of the INT participated in a 13-week training program on wobble boards, soft mats, and uneven surfaces. All subjects underwent pre- and post clinical tests (functional reach test (FRT), tandem walk test (TWT)) as well as biomechanic balance tests (medio-lateral perturbation impulses on a moveable platform, decelerating impulses while walking on a treadmill) by means of electromyographic analyses.

After training, the statistical analysis indicated significant Group x Test interaction effects for the FRT ( $p < 0.01$ ) and the TWT ( $p < 0.01$ ). Furthermore, summed oscillations of the balance platform were reduced ( $p < 0.01$ ) and activation of muscles encompassing the ankle joint was improved during the compensation of platform and gait perturbations ( $p < 0.05$ ).

Training-induced improvements in postural control of elderly men were observed using clinical and biomechanic balance and mobility tests. It seems as if neuromuscular adaptive processes occurred in terms of improved intermuscular coordination and enhanced reflex activity. Given that deficits in postural control contribute to an increased risk of falling in old age, it can be argued that SMT should be applied as a preventive training program for seniors.

**Key Words:** Balance training, seniors, balance performance, reflex activity

z.B. Medikation, kognitive Dysfunktionen, Arthritis, Depressionen, Sturzangst, Kraftrückgang und insbesondere Defizite in der statischen und dynamischen posturalen Kontrolle (1). Shumway-Cook und Woollacott (30) verstehen unter dem Begriff posturale Kontrolle die Kontrolle der Position des Körpers im Raum mit dem Ziel das Gleichgewicht und die Orientierung aufrecht zu erhalten. Era et al. (11) analysierten die statische posturale Kontrolle (Geschwindigkeit der Schwankungen des Kraftangriffspunktes, Centre of Pressure (COP)) von Probanden im Alter von 30-80 Jahren bei ruhigem bipedalem Stand auf einer Kraftmessplatte. Die Gruppe der

40-49jährigen zeigte bereits eine verschlechterte Haltungskontrolle im Vergleich zur Gruppe der 30-39jährigen. Ab dem 60. Lebensjahr vergrößerten sich die posturalen Schwankungen erheblich. Die Fähigkeit zur dynamischen posturalen Kontrolle wurde bei jungen und alten Probanden in Form von akzelerierten Perturbationsreizen während des Gehens auf einem Laufband untersucht (33). Tang und Woollacott (33) berichten, dass bei den älteren Versuchspersonen im Vergleich zu den jüngeren verlangsamte Latenzzeiten, reduzierte Reflexaktivitäten und eine erhöhte Koaktivität von Muskeln, die zur Kompensation des Störreizes beitragen, festgestellt werden konnte. Granacher et al. (18) bestätigen diese Ergebnisse für abstoppende Störreize während des Gehens auf einem Laufband. Geeignete Trainingsmaßnahmen müssen entwickelt werden, die diesen alterbedingten Erscheinungen im neuromuskulären System entgegenwirken können. Es gibt Hinweise in der Literatur, die besagen, dass SMT über dieses Potenzial verfügt (31). In Anlehnung an Granacher et al. (17) verstehen die Autoren unter SMT (Gleichgewichtstraining) Trainingsformen, die auf eine verbesserte Integration afferenter Informationen beim Ablauf spezifischer Bewegungsprogramme abzielen. Eine Verbesserung konditioneller Fähigkeiten und Fertigkeiten wird dabei nicht explizit angestrebt.

Daher war es das Ziel der vorliegenden Studie, die Auswirkungen eines 13-wöchigen SMT mit älteren Männern auf die statische und dynamische Haltungskontrolle unter Verwendung einfacher klinischer Testverfahren und komplexer biomechanischer Analysen zu untersuchen.

## MATERIAL UND METHODE

### Probanden

An der Studie nahmen N=40 gesunde Männer im Alter von 60-80 Jahren teil, die keine neurologischen, muskulären, kardiovaskulären und metabolischen Krankheiten aufwiesen. Als Ausschlusskriterien für die Teilnahme an der Studie wurden das Vorhandensein künstlicher Knie- und Hüftgelenke sowie die Einnahme von Medikamenten, die Auswirkungen auf die posturale Kontrolle haben könnten, definiert. Weiterhin durften die Versuchspersonen zuvor an keinem systematischen SMT teilgenommen haben. Die Studie wurde nach den Richtlinien der Deklaration von Helsinki durchgeführt. Eine Zustimmung der lokalen Ethikkommission lag vor.

### Intervention

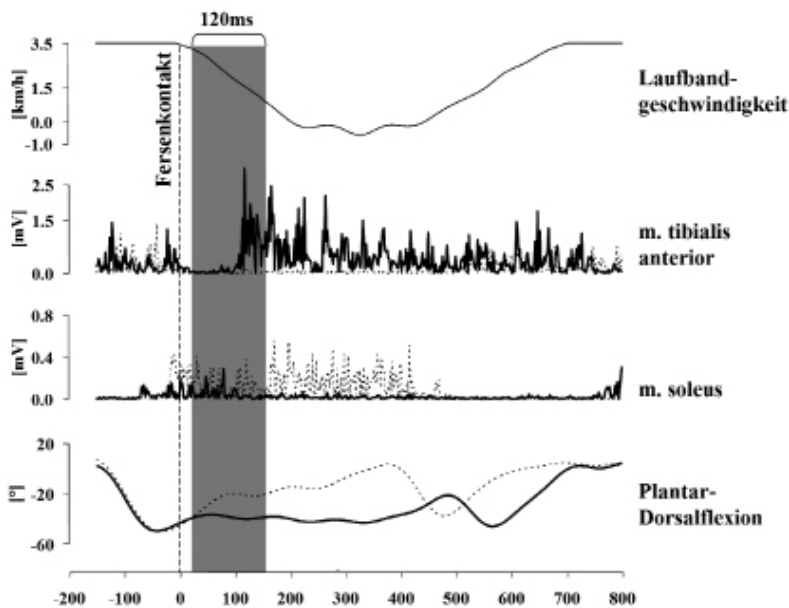
Die 40 Probanden wurden randomisiert in die Interventionsgruppe (INT, n=20, 66,4±5,2 Jahre; Body-Mass-Index 25,8±2,1 kg/m<sup>2</sup>) und die Kontrollgruppe (KON, n=20, 66,8±4,0 Jahre; Body-Mass-Index 25,8±2,9 kg/m<sup>2</sup>) eingeteilt. Die Teilnehmer der Studie konnten mit einem zeitlichen Aufwand von 11,6±6,7 h/Woche (INT) und 10,9±5,3 h/Woche (KON) für Alltags- und sportliche Aktivitäten als aktiv klassifiziert werden (12). Die Versuchspersonen (Vpn) der Gruppe INT nahmen an einem 13-wöchigen Trainingsprogramm teil, wobei die erste Trainingswoche als Phase der Belastungsgewöhnung konzipiert war, in der sich die Probanden mit den Trainingsgeräten vertraut machen konnten. In den folgenden zwölf Wochen wurde dreimal pro Woche mit jeweils einem Tag Pause zwischen den Trainingseinheiten trainiert. Jede Trainingseinheit dauerte eine Stunde und begann mit einem 10 min Aufwärmprogramm auf einem Fahrradergometer bei 80 W. Der Hauptteil des SMTs wurde auf Airex-Matten® (Firma Gaugler & Lutz, Aalen),

Kippbrettern und Therapiekreiseln durchgeführt. Nach dem SMT führen die Probanden in einer „cool down“ Phase für zehn Minuten auf einem Fahrradergometer bei 80 W. Die Belastungsintensität während der Aufwärm- und Cool Down Phase wurde zudem über das subjektive Belastungsempfinden (Borg Skalenbereich: 11 bis 13) kontrolliert. Alle Trainingseinheiten wurden von den Autoren der Studie durchgeführt und dokumentiert. Die Gruppe KON trainierte nicht und nahm lediglich an den Messungen teil. Detaillierte Ausführungen zum Trainingsprotokoll wurden bereits an anderer Stelle publiziert (17).

### Testablauf und Apparatur

*Klinische Testverfahren:* Vor und nach dem Trainingszeitraum fanden für die Gruppen INT und KON Messungen zur Erfassung der quasi-statischen und dynamischen Haltungskontrolle statt. Für die Bestimmung der quasi-statischen Haltungskontrolle wurde der einarmig durchgeführte „Functional Reach Test“ (FRT) angewandt (10). Zur Durchführung des FRT wurde ein beweglicher und auf Schienen gelagerter Schlitten konstruiert. Mit dieser höhenverstellbaren Spezialkonstruktion konnte als Parameter der quasi-statischen Haltungskontrolle die maximale Vorneigungsfähigkeit der Vpn bei bipedalem Stand erfasst werden. Hierbei waren die Füße der Vpn während der Ausführung parallel ausgerichtet, schulterbreit und durften sich nicht bewegen. Der Arm befand sich in der Ausgangsposition in 90° Anteversion. Beim Startsignal musste der Proband den ausgestreckten Arm parallel zum Fußboden nach vorne verlagern ohne dabei die Füße zu bewegen. Hierbei wurde die Hand zur Faust geformt. Ein Abstützen der Hand auf dem Schlitten war während der Testdurchführung nicht möglich. Während des Tests lag der Gegenarm am Körper an. Die Versuche eins und zwei waren Probeversuche, die Versuche drei und vier wurden gemittelt und ausgewertet. Die Erfassung der dynamischen Haltungskontrolle beinhaltete u.a. die Absolvierung des „Tandem-Walk-Tests“ (TWT) (25). Hierbei sollten die Vpn auf einer am Boden aufgezeichneten geraden, etwa 2 cm breiten Linie zehn Schritte gehen. Hierbei musste ein Fuß direkt vor den anderen gesetzt werden. Die Hände waren in den Hüften abgestützt und der Blick auf einen Fixpunkt an der Wand gerichtet. Von den zehn Schritten wurde die Anzahl der erfolgreichen Schritte (keine Abweichung von der Linie) auf dem Messprotokoll vermerkt und ausgewertet. Der Test wurde mit einer kurzen Pause zwischen den einzelnen Versuchen jeweils dreimal vorwärts und rückwärts durchgeführt. Der Mittelwert der Versuche wurde errechnet, ausgewertet und als Parameter für die dynamische Haltungskontrolle herangezogen.

*Biomechanische Testverfahren:* Die Messungen zur Erfassung der quasi-dynamischen posturalen Kontrolle wurden auf dem Posturomed® (Haider, Bioswing, Pullenreuth) absolviert. Das Posturomed® besteht aus einer an vier Federn dynamisch aufgehängten Plattform von 60 x 60 cm Größe, die nur in der horizontalen Ebene beweglich ist. Diese Plattform diente als Standfläche. Durch äußere Kräfte, die direkt an der Standfläche wirken, lässt sie sich in der Transversalebene in medio-lateraler (ml) sowie anterior-posteriorer (ap) Richtung in Schwingung versetzen. Dem Hersteller zufolge besitzt die Plattform eine maximale Eigenfrequenz, die unter 3 Hz liegt (28). Durch diese Schwingungsfrequenz lässt das Posturomed® nur kontrollierte Ausweichbewegungen zu (2). Angaben zur Reliabilität des Messsystems können der Publikation von Mueller et al. (23) entnommen werden. Vom Nullpunkt beträgt das Bewegungsausmaß ca. 70 mm anterior-posterior und ebenfalls 70 mm



**Abbildung 1:** Die gemittelten und gleichgerichteten EMG Daten und Gelenkwinkelverläufe der Standphase eines normalen Gangzyklus (gepunktete Linien) wurden bei Fersenkontakt mit den Daten eines abstoppenden Perturbationsreizes synchronisiert (durchgängige Linie). Das analysierte Zeitfenster beträgt 120 ms nach der ersten biomechanischen Antwort auf den Störreiz (Gonio Signal).

medio-lateral. Die Vpn führten den Versuch barfuß im Einbeinstand durch, das Standbein war dabei um 30° gebeugt. Das Spielbein durfte keinen Kontakt mit dem Standbein haben und wies zwischen 70° und 90° Flexion im Kniegelenk auf. Die Hände waren seitlich an der Hüfte aufgestützt, der Blick war gerade aus nach vorne gerichtet. Die frei schwingende Plattform konnte mit Hilfe einer eigens dafür konstruierten Vorrichtung bei einer Auslenkung von 2,5 cm fixiert werden. Der Proband begab sich in den Einbeinstand und versuchte eine möglichst schwingungsfreie Position einzunehmen. Nach optischer Kontrolle durch den Versuchsleiter wurde für den Probanden unerwartet und unvorbereitet die Arretierung der Standfläche mechanisch gelöst. Die Plattform beschleunigte durch das Lösen der Vorspannung ruckartig nach medial. Der Proband hatte die Aufgabe, die jetzt frei schwingende Plattform so schnell wie möglich in eine ruhige, schwingungsfreie Position zu bringen. Als Parameter wurde der Schwankungsweg der Platte in ml und ap Richtung während der ersten 10 s nach Applikation des medio-lateralen Störreizes erfasst und ausgewertet. Die Aufzeichnung des Schwankungsweges in ml und ap Richtung erfolgte mittels eines „Joystick“ ähnlichen Potentiometers (Megatron), der seitlich am Posturomed war. Das Signal wurde differenziert, gleichgerichtet und integriert über den 10 s Messzeitraum. Jede Vpn führte drei Versuche durch, wobei derjenige mit den geringsten ml Schwankungen für die weitere Parametrisierung herangezogen wurde. Dieses Protokoll wurde bereits an anderer Stelle publiziert (16).

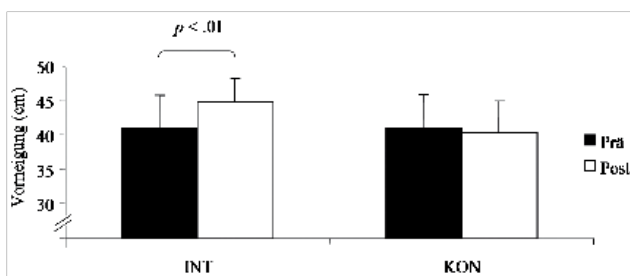
Weiterhin wurden die Auswirkungen von SMT auf die dynamische posturale Kontrolle unter funktionellen Gesichtspunkten überprüft. Hierbei gingen die Vpn auf einem Laufband (Woodway®, Weil am Rhein) bei einer konstanten Gehgeschwindigkeit von 3,5 km/h. Während des Gehens wurden abstoppende Perturbationsreize während der Standbeinphase des rechten Beines induziert, sodass das Laufband innerhalb von 0,4 s von 3,5 km/h auf eine negative Geschwindigkeit von 0,6 km/h abgebremst wurde (vgl. Abb. 1).

Das Auslösen der Störreize wurde durch einen Fußkontaktschalter im Fersenbereich einer Spezialsohle ermöglicht. Im Ballenbereich der Sohle befand sich ein weiterer Kontaktschalter, der jedoch nur für die Analyse normaler Gangzyklen zur Diskriminierung von Stand- und Schwungbeinphase benötigt wurde. Die Messung bestand aus insgesamt zehn Störreizen, die vom Reizrechner zeitlich randomisiert, jedoch immer bei Fersenkontakt an das Laufband ausgegeben wurden. Die kurze Gegensteuerung des Laufbandes gegen die Gehrichtung wirkte wie ein Stolpern des betroffenen Beines. Auf diese Weise konnte unter Laborbedingungen die alltägliche Situation des Stolperns nachgestellt werden. Während des gesamten Tests wurden die Probanden mit einem Brustgurt über die Decke gesichert, so dass kein Verletzungsrisiko auf dem Laufband bestand. Dieses Protokoll wurde bereits an anderer Stelle publiziert (15). Eine kinematographische und eine elektromyographische Beschreibung dieses Störreizes findet sich bei Gollhofer et al. (14).

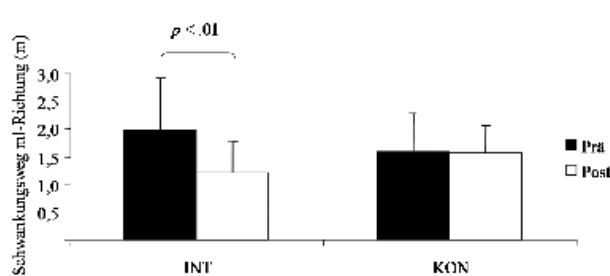
Die durch Perturbationsreize provozierten Veränderungen in den Gelenkstellungen von Knie- und Fußgelenk des rechten Beines konnten

mit Hilfe elektronischer Zweiaxial-Goniometer (Penny & Giles® Ingolstadt, Typ XM180) gemessen werden. Es wurden Flexions-/Extensions- (Knie und Fuß) und Inversions-/Eversionsbewegungen (Fuß) gemessen. Ein „Butterworth low-pass-Filter“ mit einer „cutoff Frequency“ von 10 Hz wurde verwendet, um die Gonio-Signale zu glätten.

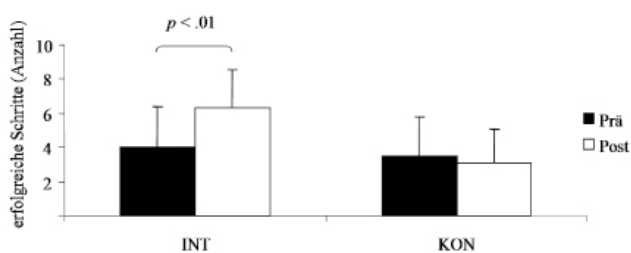
Weiterhin wurden während der Applikation der Perturbationsreize die Elektromyogramme (EMG) des M. tibialis anterior, des M. soleus und des M. peroneus erfasst. Die EMG-Signale wurden über das System Madaus® registriert und mit einem Bandpassfilter von 10 Hz bis 1 kHz gefiltert. Ferner wurde ein 50 Hz-Bandstoppfilter eingesetzt. Die bipolaren Oberflächenelektroden (Hellige®, Freiburg, Typ 44008347 Ag-AgCl) wurden nach der Bestimmung des Muskelbauches auf der desinfizierten, rasierten und geschmirgelten Haut aufgebracht. Der im Anschluss gemessene Hautwiderstand lag bei allen Probanden unter 5 kΩ. Die EMG Daten wurden mit dem Softwarepaket „Imago“ gleichgerichtet, integriert und anschließend zeitnormiert. Die Normierung des integrierten Elektromyogramms (iEMG) auf das jeweilige Zeitfenster ergab die „Mean Amplitude Voltage“ (MAV). Nach der Eingangsmessung wurden die Hautstellen, auf denen sich während der Labormessung die Elektroden befanden, mit einem wasserfesten Stift markiert und bei Bedarf während der Trainingseinheiten nachgezeichnet. Für den Störreiz auf dem Laufband wurde die MAV des M. tibialis anterior (Agonist) und des M. soleus (Antagonist) im Zeitfenster 0-120 ms erfasst, um die dominant reflektorischen Beiträge der Muskelaktivierung abbilden zu können (7). Hierbei wurde der Zeitpunkt null über die Abweichung (Triggerpunkt/Flanke) des Goniometers (Plantar-/Dorsalflexion) vom Gelenkwinkelverlauf bei einem normalen Gangzyklus bestimmt und als erste biomechanische Antwort auf den Störreiz definiert (15) (vgl. Abb. 1). Die Latenz wurde als Zeitfenster von der ersten biomechanischen Antwort auf den Störreiz (Gonio Signal) bis zum ersten Anstieg im EMG Signal der



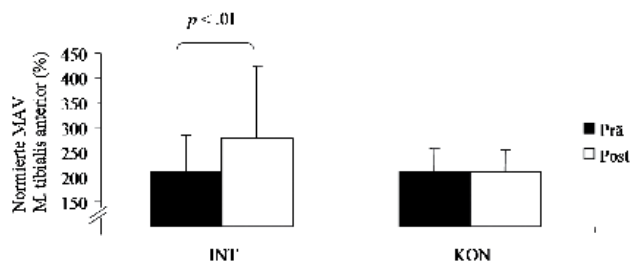
**Abbildung 2:** Das Schaubild präsentiert die Fähigkeit zur maximalen Vorneigung im Oberkörper bei bilateralem Stand vor (prä) und nach (post) der Trainingsperiode. Dargestellt sind die Mittelwerte und Standardabweichungen. INT steht für Interventionsgruppe, KON für Kontrollgruppe.



**Abbildung 4:** Das Schaubild präsentiert die Ergebnisse zum Schwankungsweg in medio-lateraler (ml) Richtung des Posturomeds nach Applikation eines medio-lateralen Störreizes über einen Zeitraum von 10 s vor (prä) und nach (post) der Trainingsperiode. Dargestellt sind die Mittelwerte und Standardabweichungen. INT steht für Interventionsgruppe, KON für Kontrollgruppe.



**Abbildung 3:** Das Schaubild präsentiert die Fähigkeit zum erfolgreichen Tandem Gehen auf einer Linie in der Rückwärtsbewegung vor (prä) und nach (post) der Trainingsperiode. Dargestellt sind die Mittelwerte und Standardabweichungen. INT steht für Interventionsgruppe, KON für Kontrollgruppe



**Abbildung 5:** Das Schaubild präsentiert die Ergebnisse zur elektromyographisch erfassten Reflexaktivität (120 ms) des M. tibialis anterior bei Applikation eines abstoppenden Störreizes auf dem Laufband vor (prä) und nach (post) der Trainingsperiode. Die Reflexaktivität im M. tibialis anterior während der Applikation der Gangperturbation ist in Prozent der Muskelaktivität des M. tibialis anterior während der Schwungbeinphase des regulären Gangbildes dargestellt. Aufgeführt sind die Mittelwerte und Standardabweichungen. INT steht für Interventionsgruppe, KON für Kontrollgruppe. MAV steht für „mean amplitude voltage“.

entsprechenden Muskeln definiert (15). Für den Störreiz auf dem Posturomed® wurde die MAV des M. tibialis anterior und des M. peroneus im Zeitfenster 0-10 s erfasst. Als Triggerpunkt wurde die Flanke beim Lösen der Plattform gewählt. Weiterhin wurden die aufgezeichneten EMG-Daten während der Applikation der Gangperturbation und des medio-lateralen Störreizes auf dem Posturomed auf die Schwungbein- (M. tibialis anterior, M. peroneus) bzw. die Standbeinphase (M. soleus, M. vastus medialis) „regulärer“ Gangzyklen normiert. Hierzu wurde das „reguläre“ Gangbild im nicht perturbierten Zustand mit Hilfe der Folienkontaktschalter unter der Ferse und dem Ballen analysiert und zehn Gangzyklen aufsummiert. Die Muskelaktivität während der Applikation der Laufband- und Posturomed Störreize wurde schließlich in Prozent der Muskelaktivität während der Schwungbein- bzw. Standbeinphase des nicht perturbierten Gangmusters ausgedrückt.

**Statistik**

Alle Daten sind in Form von Mittelwerten (MW) und Standardabweichungen (SD) dargestellt und wurden auf Normalverteilung mit dem Kolmogorov – Smirnov – Anpassungstest und auf Varianzhomogenität mit dem Levene – Test kontrolliert. Zur Überprüfung der Interventionseffekte wurde eine 2 (Gruppen: INT, KON) x 2 (Testtermine: Prä-, Post-Test) Varianzanalyse (ANOVA) mit Messwiederholung durchgeführt. Der Interaktionsaktionseffekt wurde für den Faktor Gruppe x Testtermin berechnet. Weiterhin wurde eine multivariate ANOVA mit den erfassten Kennwerten der pos-

turalen Kontrolle durchgeführt, um festzustellen, ob Unterschiede im Ausgangsniveau der beiden Gruppen vorhanden waren. Die Bestimmung und Klassifikation der Effektgröße (*f*) erfolgte unter Verwendung des partiellen  $\eta^2_p$ . Ein *f*-Wert von ,10 kennzeichnet einen schwachen, von ,25 einen mittleren und von ,40 einen starken Effekt (4). Das Signifikanzniveau wurde auf  $\alpha=5\%$  festgelegt. Die statistische Datenanalyse erfolgte mit dem Programmpaket SPSS (Version 16.0).

**ERGEBNISSE**

Es wurden keine statistisch signifikanten Gruppenunterschiede zum Zeitpunkt „Prä“ in den analysierten Parametern festgestellt. Die Anwesenheit der Trainingsgruppe über die 13-wöchige Trainingsperiode lag bei  $90 \pm 1\%$ .

**Klinische Testverfahren**

Für den Parameter maximale Vorneigung im FRT konnte ein statistisch signifikanter Interaktionseffekt festgestellt werden ( $F[1,78] = 18,8; p < 0,01; \eta^2 = 0,32; f = 0,69$ ). Nach der 13-wöchigen Trainingsphase verbesserte sich die Leistung der Gruppe INT im FRT von  $41 \pm 5$  auf  $45 \pm 3$  cm (vgl. Abb.2). Hinsichtlich der Leistung im TWT konnte ebenfalls ein statistisch bedeutsamer Interaktionseffekt ermittelt werden (TWT vorwärts:  $F[1,78] = 4,7; p < 0,05; \eta^2 = 0,11; f = 0,35$ ; TWT rückwärts:  $F[1,78] = 19,0$ ;

$p < 0,01$ ;  $\eta^2 = 0,32$ ;  $f = 0,69$ ). Sensomotorisches Training bewirkte eine verbesserte Leistung im TWT während des Vorwärtsgehens von  $6 \pm 3$  auf  $8 \pm 2$  Schritte sowie im Rückwärtsgehen von  $4 \pm 2$  auf  $6 \pm 2$  Schritte (vgl. Abb. 3).

### Biomechanische Testverfahren

Hinsichtlich der Parameter Schwankungsweg auf dem Posturomed in ap- und ml-Richtung konnte ein statistisch signifikanter Interaktionseffekt ermittelt werden (ap:  $F[1,78] = 13,0$ ;  $p < 0,01$ ;  $\eta^2 = 0,24$ ;  $f = 0,56$ ; ml:  $F[1,78] = 17,7$ ;  $p < 0,01$ ;  $\eta^2 = 0,31$ ;  $f = 0,67$ ). Sensomotorisches Training bewirkte eine Reduktion des Schwankungsweges des Posturomeds während der Applikation eines medio-lateralen Störreizes in ap-Richtung von  $1,3 \pm 0,7$  auf  $0,7 \pm 0,6$  m und in ml-Richtung von  $2,0 \pm 0,9$  auf  $1,2 \pm 0,6$  m (vgl. Abb. 4).

Weiterhin ergab die statistische Analyse einen statistisch bedeutsamen Interaktionseffekt für die Parameter normierte EMG-Aktivität während der Applikation des medio-lateralen Störreizes auf dem Posturomed im M. tibialis anterior ( $F[1,78] = 5,7$ ;  $p < 0,05$ ;  $\eta^2 = 0,14$ ;  $f = 0,40$ ) und im M. peroneus ( $F[1,78] = 7,9$ ;  $p < 0,01$ ;  $\eta^2 = 0,17$ ;  $f = 0,45$ ). Sensomotorisches Training bewirkte eine Reduktion der EMG-Aktivität im M. tibialis anterior von  $58,7 \pm 35,6$  auf  $42,1 \pm 16,6$ % und im M. peroneus von  $143,1 \pm 83,5$  auf  $103,2 \pm 37,5$ %.

Während der Applikation eines abstoppenden Perturbationsreizes auf dem Laufband konnte sowohl für die Reflexaktivität als auch für die Latenz im M. tibialis anterior statistisch ein signifikanter Interaktionseffekt ermittelt werden (Reflexaktivität:  $F[1,78] = 7,9$ ;  $p < 0,01$ ;  $\eta^2 = 0,17$ ;  $f = 0,45$ ; Latenz:  $F[1,78] = 5,9$ ;  $p < 0,05$ ;  $\eta^2 = 0,12$ ;  $f = 0,37$ ). Infolge von sensomotorischem Training erhöhte sich die Reflexaktivität im M. tibialis anterior von  $210,3 \pm 74,8$  auf  $276,2 \pm 146,4$ % bei gleichzeitiger Reduktion der Latenzzeit im M. tibialis anterior von  $70,2 \pm 7,0$  auf  $66,0 \pm 6,6$  ms (vgl. Abb. 5).

Die Gruppe KON zeigte in allen analysierten Parametern keine statistisch signifikanten Veränderungen.

## DISKUSSION

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie weisen eindrücklich darauf hin, dass ein 13-wöchiges SMT die statische und dynamische posturale Kontrolle älterer Männer zu verbessern vermag. Für den Berufsalltag von Therapeuten und Geriatern ist hierbei besonders bemerkenswert, dass sowohl die Resultate aus den einfach anzuwendenden klinischen Tests (FRT, TWT) als auch aus den komplexen biomechanischen Analysen eine verbesserte statische und dynamische Haltungskontrolle dokumentieren.

### Klinische Testverfahren

Die ermittelten Effektgrößen weisen darauf hin, dass SMT mittlere (TWT vorwärts) bis starke Effekte (FRT und TWT rückwärts) auf die statische und dynamische posturale Kontrolle älterer Männer unter Verwendung klinischer Testverfahren hat. Dieses Resultat stimmt insofern mit der Literatur überein, als dass Steadman et al. (31) nach einem sechswöchigen SMT mit Senioren ( $\geq 60$  Jahre) ebenfalls statistisch signifikante Verbesserungen in der Leistung verschiedener klinischer Tests (Berg Balance Scale; 10-meter timed walk test) feststellen konnten.

Der FRT scheint aufgrund seines hohen Standardisierungsgrades und der hohen Test-Retest ( $r = 0,92$ ) und Intertester Reliabilitätskoeffizienten ( $r = 0,98$ ) gut für die Überprüfung der Wirkweise

von Interventionsmaßnahmen im Alter auf die statische posturale Kontrolle geeignet zu sein (5). Für den TWT werden in der Literatur ebenfalls hohe Test-Retest Reliabilitätskoeffizienten ( $r = 0,94$ ) dokumentiert (25), jedoch nicht für die Intertester Reliabilität. Daher kann die Verwendung dieses Tests nur eingeschränkt empfohlen werden. Weiterhin geht aus der Literatur hervor, dass ein Wert von gleich oder kleiner 15,4 cm im FRT auf ein erhöhtes Sturzrisiko hindeutet. Werte zwischen 15,4 und 25,4 cm deuten auf ein moderates Sturzrisiko hin (9). Diesen Angaben ist zu entnehmen, dass die Interventionsgruppe dieser Studie mit „prä-Werten“ von 41 cm und „post-Werten“ von 45 cm nicht sturzgefährdet war. Umso bemerkenswerter ist es, dass sich auch sportlich aktive ältere und nicht sturzgefährdete Männer in diesem Test zur Erfassung der maximalen Vorneigungsfähigkeit unter statischen Bedingungen durch SMT verbesserten. Dies weist auf die Bedeutung des präventiven Einsatzes von SMT im Alter hin.

### Biomechanische Testverfahren

Die ermittelten Effektgrößen weisen darauf hin, dass SMT mittlere (Latenzzeit während der Gangperturbation) bis starke Effekte (Schwankungsweg in ml- und ap-Richtung sowie neuromuskuläre Aktivität sprunggelenksumgebender Muskeln bei der Applikation medio-lateraler und abstoppende Störreize auf dem Posturomed bzw. dem Laufband) auf die dynamische posturale Kontrolle älterer Männer unter Verwendung biomechanischer Testverfahren hat. Weiterhin scheinen die Ergebnisse der vorliegenden Studie zur Wirkweise von SMT auf die statische und dynamische posturale Kontrolle mit den Resultaten einer Reihe von Studien übereinzustimmen, in denen ebenfalls die Auswirkungen von SMT auf Reflexaktivitäten und Latenzzeiten mittels biomechanischer Verfahren erfasst wurden (13, 20, 24, 29, 36). In diesem Zusammenhang konnten Hu et al. (20) nach einem 15-tägigen SMT mit Senioren im Alter von 65 bis 90 Jahren eine signifikant verkürzte Latenz der Nackenflexoren bei der Applikation eines nach anterior gerichteten Störreizes auf einer Plattform feststellen. Williams et al. (36) untersuchten die Auswirkungen eines zehnwöchigen SMTs auf den Achillessehnen-Reflex von Senioren im Alter von 66 bis 83 Jahren. Vor und nach der Trainingsphase wurden Messungen zur Bestimmung der reflexinduzierten resultierenden Kraft der Plantarflexoren durchgeführt. Dabei wurde eine signifikante Erhöhung der reflektorisch generierten Kraft der Plantarflexoren festgestellt. Eine Reflexmodulation im Sinne einer veränderten Reflexaktivität des M. gastrocnemius konnte jedoch nicht ermittelt werden.

Mynark et al. (24) führten eine Studie mit zehn jungen ( $27,0 \pm 4,6$  Jahre) und zehn alten Vpn ( $71,4 \pm 5,1$  Jahre) durch, in der die Auswirkungen eines kurzzeitigen Perturbationstrainings (zwei Trainingstage) auf die H-Reflexaktivität überprüft wurde. Vor und nach dem Training wurden auf einer in ap-Richtung frei schwingenden Plattform bei bipedalem Stand H-Reflexe beidseitig appliziert. Unmittelbar nach der Eingangsmessung wurde das Perturbationstraining in Form von sieben Serien mit jeweils sieben H-Reflex Störreizen auf oben beschriebener Plattform, durchgeführt. Nach den beiden Trainingstagen konnte festgestellt werden, dass sowohl die jungen als auch die alten Vpn in der Lage waren, den H-Reflex und damit die Perturbationsstärke herunter zu regulieren.

Gatts et al. (13) konnten zeigen, dass sich ein dreiwöchiges Tai Chi Programm mit 68 bis 92-jährigen Probanden positiv auf die Fähigkeit zur reflektorischen Kompensation von akzelerierenden Störreizen während des Gehens auswirkt. Die Autoren berichten von si-

gnifikant kürzeren Latenzzeiten und verringerten Koaktivitäten von Muskeln, die zur Kompensation des Perturbationsreizes beitragen.

In einer kürzlich erschienenen Studie von Sakai et al. (29) wurden die spontanen neuromuskulären Anpassungen von Senioren (71,4±3,6 Jahre) an wiederholt applizierte dezelerierende Perturbationsreize auf dem Laufband untersucht. Es wird berichtet, dass sich im Verlaufe eines Perturbationstrainings mit zunehmender Wiederholungszahl eine Reflexmodulation im M. gastrocnemius und im M. vastus medialis erzielen ließ. Es konnten jedoch keine Veränderungen der Latenzzeiten ermittelt werden.

Die Resultate der vorliegenden Studie sowie die beschriebenen Untersuchungsergebnisse aus der Literatur zeigen auf, dass auch in hohem Alter die statische und dynamische posturale Kontrolle trainierbar ist. Weiterhin weisen die Trainingsstudien mit neuromuskulärem Untersuchungsdesign darauf hin, dass auch das sensomotorische System des älteren Menschen über eine akute und langfristige Plastizität verfügt (13,20,24,29,36). Einschränkend muss jedoch angemerkt werden, dass sich die angewandten Messmethoden (H-Reflexe, funktionelle Reflexaktivitäten während des Stehens und Gehens), die Stichproben (Alter und Aktivitätsniveau der Probanden), die Trainingsdauer (von Spontanreaktionen bis zehn Wochen) und die eingesetzten Trainingsformen (H-Reflex Störreize, Gangperturbationen, Tai Chi, SMT) in den oben aufgeführten Studien erheblich unterschieden, was wiederum einen Vergleich mit den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung erschwert. Weitere Studien mit ähnlichem Design scheinen daher notwendig zu sein, um die Resultate dieser Untersuchung zu bestätigen.

Die Frage nach den exakten neuromuskulären Mechanismen und Strukturen, die sich in Folge des Trainings verändert haben, kann aufgrund der angewandten Untersuchungsmethodik nicht abschließend beantwortet werden. Auf der Basis von Untersuchungen zu den Anpassungserscheinungen an SMT bei jungen Menschen kann vermutet werden, dass spinale und v.a. supraspinale Mechanismen die beschriebenen Veränderungen in der Haltungskontrolle verursachen. In diesem Zusammenhang ermittelten Taube et al. (34) mit Hilfe von transkranieller Magnet- und H-Reflex Stimulation bei jungen Probanden (25±3 Jahre), dass die kortikale Erregbarkeit bei Applikation eines Störreizes während des Stehens auf einem Laufband vor einem vierwöchigen SMT hoch war und sich nach dem Training reduzierte. Die Autoren vermuten, dass infolge von SMT eine Verlagerung der posturalen Kontrollmechanismen von kortikalen (Motorkortex) zu subkortikalen Arealen (z.B. Basalganglien und Kleinhirn) stattfinden könnte.

Die Ergebnisse der vorliegenden Seniorenstudie auf dem Posturomed (reduzierter Schwankungsweg der Platte bei verringerter EMG Aktivität des Agonisten und Antagonisten) lassen sich durch eine verbesserte intermuskuläre Koordination der beteiligten Muskeln erklären. In einer vorangegangenen Studie zu den Auswirkungen von SMT im Alter auf die Maximal- und Explosivkraft wurden ebenfalls primär neuronale Faktoren, insbesondere eine verbesserte intermuskuläre Koordination, für den beobachteten Kraftzuwachs verantwortlich gemacht (17).

Für die trainingsbedingt verbesserte Fähigkeit zur Kompensation des Störreizes auf dem Laufband (erhöhte Reflexaktivität und reduzierte Latenz) könnten in erster Linie propriozeptive und/oder vestibuläre Anpassungsmechanismen verantwortlich sein. Der Literatur ist zu entnehmen, dass v.a. das propriozeptive System zur Kompensation von Gangperturbationen beiträgt (19). Die Autoren vermuten daher eine erhöhte Wahrnehmungssensibilität

von Muskelspindeln als mögliche Ursache für die trainingsbedingt verbesserte dynamische posturale Kontrolle. Eine Sensibilisierung dieser Strukturen über die zentral gesteuerte Regulation des fusimotorischen Systems würde bedeuten, dass mehr sensorische Information aus der Peripherie aufgenommen und im zentralen Nervensystem verarbeitet werden kann. Dadurch könnte sich die Übertragungsrate neurologischer Signale auf die Motoneurone erhöhen, was wiederum eine verstärkte reflektorische Ansteuerung der Muskulatur zur Folge hätte. In der Tat konnte in einer Studie gezeigt werden, dass eine verbesserte Sensibilisierung von Muskelspindeln über das fusimotorische System möglich ist (24). Weitere grundlagenorientierte Untersuchungen sind jedoch notwendig, um die exakten neuronalen Anpassungsmechanismen an SMT im Alter herauszufinden.

### SCHLUSSFOLGERUNG

Die präventive Anwendung von SMT im Alter scheint, aufgrund der vorliegenden Ergebnisse, eine sinnvolle und praktikable Maßnahme zu sein, um Verbesserungen der statischen und dynamischen posturalen Kontrolle zu induzieren. Mittels einfach anzuwendender klinischer Testverfahren (z.B. FRT und TWT) lassen sich die Effekte von SMT im Alter überprüfen.

Vor dem Hintergrund der widersprüchlichen Literaturlage zu den Effekten von Krafttraining im Alter auf die posturale Kontrolle (26) und aufgrund der bereits ermittelten Kraftzuwachsdaten durch SMT im Alter (17), könnte SMT mehr als eine Alternative zum klassischen Krafttraining darstellen. Weiterhin spricht für die Anwendung von SMT im Alter, dass sich durch diese Trainingsmaßnahme die Sturzhäufigkeit reduzieren lässt (22,27).

### ANMERKUNG UND DANKSAGUNG

Die Ergebnisse zu den Auswirkungen von sensomotorischem Training im Alter auf die Fähigkeit zur Kompensation von Störreizen während des Gehens auf dem Laufband wurden bereits in der Zeitschrift *Gait & Posture* publiziert (Granacher U, Gollhofer A, Strass D: Training induced adaptations in characteristics of postural reflexes in elderly men. *Gait Posture* 24 (2006) 459-466).

Die Autoren möchten Dr. Harald Seelig für die hilfreichen statistischen Hinweise und Dr. Dieter Strass für die Beiträge zur Gestaltung des Studiendesigns danken.

*Angaben zu finanziellen Interessen und Beziehungen, wie Patente, Honorare oder Unterstützung durch Firmen: Keine.*

### LITERATUR

1. **GUIDELINE FOR THE PREVENTION OF FALLS IN OLDER PERSONS.** American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, and American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls Prevention. *J Am Geriatr Soc* 49 (2001) 664-672.
2. **BIZZINI M, MATHIEU N, STEENS JC:** Propriozeptives Training der unteren Extremität. *Man Med* 29 (1991) 14-20.
3. **BLAKE AJ, MORGAN K, BENDALL MJ, DALLOSSO H, EBRAHIM SB, ARIE TH, FENTEM PH, BASSEY EJ:** Falls by elderly people at home: prevalence and associated factors. *Age Ageing* 17 (1988) 365-372.

4. **BORTZ J:** Statistik für Sozialwissenschaftler. Springer Verlag (1999).
5. **BÖS K:** Handbuch Motorische Tests. Hogrefe Verlag (2001).
6. **CAMPBELL AJ, REINKEN J, ALLAN BC, MARTINEZ GS:** Falls in old age: a study of frequency and related clinical factors. *Age Ageing* 10 (1981) 264-270.
7. **DIETZ V:** Neuronal control of functional movement. In: Komi PV, ed. *Strength and Power in Sport*. Oxford: Blackwell Publishing (2003) 11-26.
8. **DOWNTON JH, ANDREWS K:** Prevalence, characteristics and factors associated with falls among the elderly living at home. *Aging (Milano)* 3 (1991) 219-228.
9. **DUNCAN PW, STUDENSKI S, CHANDLER J, PRESCOTT B:** Functional reach: predictive validity in a sample of elderly male veterans. *J Gerontol* 47 (1992) 93-98.
10. **DUNCAN PW, WEINER DK, CHANDLER J, STUDENSKI S:** Functional reach: a new clinical measure of balance. *J Gerontol* 45 (1990) 192-197.
11. **ERA P, SAINIO P, KOSKINEN S, HAAVISTO P, VAARA M, AROMAA A:** Postural balance in a random sample of 7,979 subjects aged 30 years and over. *Gerontology* 52 (2006) 204-213.
12. **FREY I, BERG A, GRATHWOHL D, KEUL J:** Freiburg Questionnaire of physical activity - development, evaluation and application. *Soz Präventivmed* 44 (1999) 55-64.
13. **GATTS SK, WOOLLACOTT MH:** Neural mechanisms underlying balance improvement with short term Tai Chi training. *Aging Clin Exp Res* 18 (2006) 7-19.
14. **GOLLHOFER A, SCHMIDTBLEICHER D, QUINTERN J, DIETZ V:** Compensatory movements following gait perturbations: changes in cinematic and muscular activation patterns. *Int J Sports Med* 7 (1986) 325-329.
15. **GRANACHER U, GOLLHOFER A, STRASS D:** Training induced adaptations in characteristics of postural reflexes in elderly men. *Gait & Posture* 24 (2006) 459-466.
16. **GRANACHER U, GRUBER M, GOLLHOFER A:** Resistance Training and Neuromuscular Performance in Seniors. *Int J Sports Med* (2009) Epub ahead of print.
17. **GRANACHER U, GRUBER M, STRASS D, GOLLHOFER A:** Die Auswirkungen von sensomotorischem Training im Alter auf die Maximal- und Explosivkraft. *Deut Z Sportmed* 12 (2007) 446-451.
18. **GRANACHER U, STRASS D, GOLLHOFER A:** Effect of aging on power output and functional reflex activity. *Med Sci Sports Exerc* 40 (2008) 87-88.
19. **GREY MJ, LADOUCEUR M, ANDERSEN JB, NIELSEN JB, SINKJAER T:** Group II muscle afferents probably contribute to the medium latency soleus stretch reflex during walking in humans. *J Physiol* 534 (2001) 925-933.
20. **HU MH, WOOLLACOTT MH:** Multisensory training of standing balance in older adults: II. Kinematic and electromyographic postural responses. *J Gerontol* 49 (1994) 62-71.
21. **IGLESIAS CP, MANCA A, TORGERSON DJ:** The health-related quality of life and cost implications of falls in elderly women. *Osteoporos Int* (2008) Epub ahead of print.
22. **LORD SR, CASTELL S, CORCORAN J, DAYHEW J, MATTERS B, SHAN A, WILLIAMS P:** The effect of group exercise on physical functioning and falls in frail older people living in retirement villages: a randomized, controlled trial. *J Am Geriatr Soc* 51 (2003) 1685-1692.
23. **MUELLER O, GUENTHER M, KRAUSS I, HORSTMANN T:** Physical characterization of the Posturomed as a measuring device-Presentation of a procedure to characterize balance capabilities. *Biomed Tech* 49 (2004) 56-60.
24. **MYNARK RG, KOCEJA DM:** Down training of the elderly soleus H reflex with the use of a spinally induced balance perturbation. *J Appl Physiol* 93 (2002) 127-133.
25. **NELSON ME, FIATARONE MA, MORGANTI CM, TRICE I, GREENBERG RA, EVANS WJ:** Effects of high-intensity strength training on multiple risk factors for osteoporotic fractures. A randomized controlled trial. *JAMA* 272 (1994) 1909-1914.
26. **ORR R, RAYMOND J, FIATARONE SM:** Efficacy of progressive resistance training on balance performance in older adults : a systematic review of randomized controlled trials. *Sports Med* 38 (2008) 317-343.
27. **PROVINCE MA, HADLEY EC, HORN BROOK MC, LIPSITZ LA, MILLER JP, MULROW CD, ORY MG, SATTIN RW, TINETTI ME, WOLF SL:** The effects of exercise on falls in elderly patients. A preplanned meta-analysis of the FICSIT Trials. *Frailty and Injuries: Cooperative Studies of Intervention Techniques*. *JAMA* 273 (1995) 1341-1347.
28. **RASEV E, HAIDER E:** POSTUROMED - Therapiegerät für propriozeptive posturale Therapie. Begleitheft - Haider Bioswing GmbH (1995).
29. **SAKAI M, SHIBA Y, SATO H, TAKAHIRA N:** Motor adaptations during slip-perturbed gait in older adults. *J Phys Ther Sci* 20 (2008) 109-115.
30. **SHUMWAY-COOK A, WOOLLACOTT M:** *Motor Control: Theory and Practical Applications*. Lippincott Williams & Wilkins (2001).
31. **STEADMAN J, DONALDSON N, KALRA L:** A randomized controlled trial of an enhanced balance training program to improve mobility and reduce falls in elderly patients. *J Am Geriatr Soc* 51 (2003) 847-852.
32. **STEVENS JA, CORSO PS, FINKELSTEIN EA, MILLER TR:** The costs of fatal and non-fatal falls among older adults. *Inj Prev* 12 (2006) 290-295.
33. **TANG PF, WOOLLACOTT MH:** Inefficient postural responses to unexpected slips during walking in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 53 (1998) 471-480.
34. **TAUBE W, GRUBER M, BECK S, FAIST M, GOLLHOFER A, SCHUBERT M:** Cortical and spinal adaptations induced by balance training: correlation between stance stability and corticospinal activation. *Acta Physiologica (Oxf)* 189 (2007) 347-358.
35. **TINETTI ME, SPEECHLEY M, GINTER SF:** Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med* 319 (1988) 1701-1707.
36. **WILLIAMS HG, BURKE JR, MCCLENAGHAN BA, HIRTH V, HUBER G:** Balance control: mechanisms of adaptation to sensory-motor integration training in the elderly. *Proceedings of the IV International Conference on Physical Activity and Aging*. Heidelberg: Health Promotion Publications (1997) 118-130.

**Korrespondenzadresse:**

**Dr. phil. Urs Granacher**  
**Institut für Sport und Sportwissenschaften der**  
**Universität Basel**  
**Birsstr. 320 B**  
**4052 Basel**  
**Schweiz**  
**E-Mail: urs.granacher@unibas.ch**