

Abschlussbericht:

Längsschnittstudie zur Validierung des „aktiv steuerbaren Trainingsgeräts“ für das Perturbationstraining

Eine Empirische Studie auf Grundlage funktioneller und neuromuskulärer Messanalytik

Dr. Ramona Ritzmann, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg

Prof. Dr. Albert Gollhofer, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg

Kathrin Freyler, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg

Anne Krause, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg

Dipl.-Ing. Ralf Colin, Hochschule Esslingen/IAF

Dmitrij Kujat, Hochschule Esslingen/IAF

Uli Brüderlin, Reha Zentrum Brüderlin

Eduard Haider, Haider Bioswing GmbH

Prof. Dr. Thomas Stocker, Hochschule Esslingen/IAF

Prof. Dr. Harald Töpfer, Hochschule Esslingen/IAF

1. Intro – Background

Die häufigste Ursache für Verletzungen im Alter sind Stürze. Einhergehend mit der Unfallversorgung, Rehabilitation und weiteren Krankendiensten entstehen daraus neben den psychischen (Sturz-Angst) und physischen Folgen für den Patienten (Verlust der Mobilität) auch hohe finanzielle Kosten für die Gesellschaft. Ob ein Sturz zu einer Verletzung führt, hängt dabei maßgeblich davon ab, ob nach einer unvorhergesehenen Störung, wie sie etwa durch ein Hindernis oder Stolpern verursacht wird, eine effektive Reaktion erfolgt (vgl. z.B. Hall et al., 2002). Unter Letzterem versteht man eine schnelle und kräftige Muskelkontraktion, die den Körper wieder ins Gleichgewicht bringt und den Sturz verhindert. Dies begründet, warum gerade ältere Menschen häufiger stürzen: Sie können aufgrund von degenerativen Leistungseinbußen in Form von Koordinations-, Gleichgewichtsfähigkeits- und Kraftdefiziten häufig keine ausreichende muskuläre Kompensationsstrategie entwickeln. Ebendiesen Defiziten im neuromuskulären System wird versucht durch Präventionsprogramme entgegenzuwirken. Der Bedarf an zielgerichteten Interventionen zur Begleitung des Altersgangs ist daher offenkundig.

Mehrere Längsschnittstudien weisen bereits darauf hin, dass konventionelles Gleichgewichtstraining, bei welchem der Körper durch die unterschiedliche Beschaffenheit der Unterstützungsfläche aus dem Gleichgewicht gebracht wird, nicht nur zur Verbesserung der Sensomotorischen Kontrolle führt (Taube et al., 2012), sondern auch die Kraftfähigkeit (Bruhn et al., 2006) und insbesondere die Explosivkraft steigern kann (Gruber & Gollhofer, 2004). Die genannten kraft- und gleichgewichts-assoziierten Parameter sind von bedeutender Relevanz für die Verhinderung von Stürzen. Gleichgewichtstraining gilt auf Grundlage dieser empirischen Untersuchungen als elementarer Baustein in der Verletzungs- und Sturzprävention (Granacher et al., 2010; Granacher et al., 2009; Oliveira et al., 2013).

In jüngster Zeit ist eine spezielle Form des Gleichgewichtstrainings in den Fokus aktueller Forschung gerückt: das Perturbationstraining. Bei diesem werden

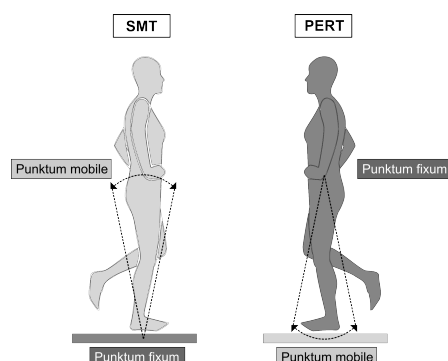


Abbildung 1: Differenzierung des beweglichen Segments (*punctum mobile*), welches um den Fixpunkt (*punctum fixum*) pendelt bezüglich eines konventionellen Gleichgewichtstrainings (*sensomotorisches Training, SMT*), im Vergleich zu einem Perturbationstraining (*PERT*).

unvorhersehbare Auslenkungen der Unterstützungsfläche in unterschiedliche Richtungen appliziert, welche den Körper des Trainierenden in ein Ungleichgewicht bringen und somit eine reaktive Antwort provozieren. Im Gegensatz zum „Goldstandard“ des konventionellen Gleichgewichtstrainings, bei welchem der Körper über einem fixen Stützpunkt pendelt, muss der Körper beim Perturbationstraining über der mobilen Unterstützungsfläche stabilisiert werden (Abb. 1). Diese Reize stellen hohe Anforderungen an das Sensomotorische System. Durch die Simulation von alltagsnahen Sturzsituationen, wie etwa dem

Ausrutschen, wird demnach die neuromuskuläre Antwort und somit die Gleichgewichtskontrolle auf realistische Weise gefordert und gefördert. Schließlich kann erst durch die Reaktion, also die Ausgleichbewegung, auf die Perturbation bestimmt werden, ob ein Sturz abgefangen werden kann. Der Idee des Perturbationstrainings liegt dabei vor allem die Spezifität des Belastungsreizes zugrunde (Mansfield et al., 2007). Empirische Studien in der internationalen Literatur weisen bereits darauf hin, dass Perturbationstraining die Senkung der Sturzrate von älteren Menschen positiv beeinflussen könnte (Bieryla & Madigan, 2011; Granacher et al., 2011; Mansfield et al., 2007; Obuchi et al., 2004). Auf Grundlage dessen werden reaktive Trainingsformen im Kontext der Sturzprävention bereits empfohlen (vgl. z.B. Granacher et al., 2012), die zugrunde liegenden funktionellen und neuromuskulären Adaptionsmechanismen eines solchen Perturbationstrainings sind bisher jedoch unbekannt.

2. Motivation

In vorliegender Studie wurde ein Perturbationstraining im Vergleich zu einem konventionellen Gleichgewichtstraining durchgeführt, um Anpassungen an diese Trainingsformen zu untersuchen. In der Validierung des „aktiv steuerbaren Trainingsgeräts“ im Längsschnittvergleich sollte geklärt werden, ob das Trainingsgerät im Hinblick auf den Einsatz in der Verletzungsprävention und Rehabilitation für tauglich befunden werden kann. Mittels neurophysiologischer und kinematischer Messverfahren wurden zentrale Kenngrößen der Posturalen Kontrolle erfasst und vor und nach der kontrollierten vierwöchigen Trainingsintervention miteinander verglichen, statistisch überprüft und beurteilt.

Dabei wurden drei Schwerpunkte differenziert, welche funktionelle Relevanz für den Transfer in den Alltag haben: So wurde zunächst die Gleichgewichtsfähigkeit für statische (Protokoll 1) und reaktive Aufgaben (Protokoll 2) analysiert, welche die Posturale Kontrolle im Alltag maßgeblich bestimmen. Des Weiteren wurde die motorische Leistungsfähigkeit als leistungsbestimmende Komponente untersucht (Protokoll 3).

Protokoll 1: Statische Gleichgewichtsfähigkeit

Die statische Gleichgewichtsfähigkeit wurde zur Überprüfung der allgemeinen koordinativen Anpassungen der Posturalen Kontrolle im Alltag untersucht. Gleichgewichtstests mit progressiv gesteigertem Schwierigkeitsgrad dienten dazu, das koordinative Leistungsspektrum der Probanden unter statischen Bedingungen zu erfassen. Zwar wurde bereits aufgezeigt, dass die Gleichgewichtsfähigkeit durch konventionelles Gleichgewichtstraining verbessert werden kann (vgl. z.B. Taube, 2012). Für ein perturbations-basiertes Gleichgewichtstraining gibt es bisher jedoch keine vergleichbaren Untersuchungen.

Protokoll 2: Sensomotorische Reaktion

Um den Transfer in den Alltag herzustellen, ist nicht nur das statische, sondern insbesondere auch die dynamische Gleichgewichtsfähigkeit oder Sensomotorische Reaktion von besonderer Relevanz. Demnach sollte eine möglichst realitätsnahe Ausrutsch- bzw. Stolpersituation simuliert werden, welche die Probanden plötzlich in ein Ungleichgewicht bringt. Durch ein angepasstes reaktives Verhalten auf diese Instabilität kann die Fragestellung beantwortet werden, ob Perturbationstraining im Hinblick auf die Sturzprophylaxe, im Vergleich zum konventionellen Balance-Training, wie es bisher in der Trainingstherapie verwendet wurde, wirkungsvoller sein könnte.

Protokoll 3: Motorische Leistungsfähigkeit

Schließlich spielt die Motorische Leistungsfähigkeit in Form von explosiver Kraft eine wesentliche Rolle zum Erhalt des Gleichgewichts, sobald die Posturale Kontrolle gestört wird. Die Explosivkraft beschreibt die Fähigkeit eines Muskels in kurzer Zeit möglichst viel Kraft zu generieren. Neben der „sturz-provozierenden Situation“ selbst ist die unmittelbare und explosive Kraftentfaltung der Muskulatur ausschlaggebend, ob die betroffene Person ihr Gleichgewicht wiedererlangt oder stürzt.

3. Methodisches Vorgehen

3.1 Probanden

An der vorliegenden Studie nahmen 38 gesunde Probanden (23 Frauen/ 15 Männer, Alter 24 ± 3 Jahre) teil. Akute Verletzungen oder neurologischen Erkrankungen, ebenso wie eine Teilnahme an anderen Trainings der Posturalen Kontrolle wurden vor Studienbeginn ausgeschlossen. Das Experiment wurde von der Ethikkommission der Universität Freiburg positiv bevotet und entsprechend der Richtlinien der „Declaration of Helsinki“ durchgeführt. Die Probanden wurden randomisiert in „matched pairs“ zu einer Interventions- (PERT, 11(w)/ 8(m), 24 ± 3 Jahre, $172,84 \pm 7,37$ cm, $67,05 \pm 12,03$ kg) und einer Kontrollgruppe (SMT, 12(w)/ 7(m), 24 ± 3 Jahre, $172,50 \pm 8,74$ cm, $68,37 \pm 9,53$ kg) zugeteilt.

3.2 Experimentelles Design

Im randomisierten Längsschnitts-Studiendesign wurden funktionelle Anpassungen an ein Perturbationstraining (PERT) im Vergleich zu einem konventionellen Gleichgewichtstraining (sensomotorisches Training, SMT) untersucht. Zu diesem Zweck wurden funktionelle und neuromuskuläre Parameter während statischer (*Protokoll 1*) und reaktiver Gleichgewichtsaufgaben (*Protokoll 2*) sowie die leistungsbestimmende Komponente der reaktiven Kraftentwicklung (*Protokoll 3*) festgehalten.

3.2.1 Training: Das Training umfasste 12 Trainingseinheiten. Eine Einheit dauerte 20 Minuten und wurde in vier Trainingsübungen unterteilt, die wiederum 4x

wiederholt wurden. In jeder Wiederholung wechselten sich 40 Sekunden Belastung und 20 Sekunden intermittierende Pause ab; nach jeder Trainingsübung wurde eine einminütige Pause in den Trainingsablauf eingebaut. Beide Trainingsformen wurden in ihrem Belastungsgefüge aufeinander abgestimmt. Die Schwierigkeitsstufen der einzelnen Trainingsübungen wurden sukzessive gesteigert, indem zunächst das Komplexitätsniveau des Trainingsprogramms (PERT), beziehungsweise die Beschaffenheit der Unterstützungsfläche (SMT) gesteigert wurde, bevor das Ausschalten der visuellen Rezeptoren (Schließen der Augen) erfolgte.

3.2.2. Testverfahren: Die Probanden führten jeweils vor (pre) und nach der Trainingsintervention (post) eine standardisierte Testbatterie durch. Zwischen Training und Ausgangsmessung musste mindestens ein Tag Erholung liegen, um Ermüdungseffekte ausschließen zu können. Alle Gleichgewichtsaufgaben wurden im Einbeinstand durchgeführt, mit der Instruktion den Blick geradeaus zu richten und möglichst ruhig/ stabil das Gleichgewicht für 40 Sekunden aufrecht zu erhalten (*Protokoll 1*), bzw. nach 15 Perturbationen wieder zu erlangen (*Protokoll 2*). Die Perturbationen mit und ohne H-Reflex in *Protokoll 2* wurden randomisiert durchgeführt, sodass Gewöhnungseffekte ausgeschlossen werden konnten. Zudem wurden insgesamt 2x20 Prellsprünge beidbeinig durchgeführt (*Protokoll 3*).

Die Testbatterie enthielt Aufgaben unterschiedlicher Schwierigkeitsniveaus und setzte sich wie folgt zusammen:

Protokoll 1: Statische Gleichgewichtsfähigkeit

- Monopedaler Stand auf dem Therapiekreisel,
- Monopedaler Stand auf dem Therapiekreisel (mit H-Reflex),
- Monopedaler Stand auf dem Therapiekreisel + kognitive Zusatzaufgabe &
- Monopedaler Stand (rechts, nicht-trainiertes Bein) jeweils auf der Kraftmessplatte.

Protokoll 2: Sensomotorische Reaktion

- Monopedaler Stand &
- Monopedaler Stand (mit H-Reflex) jeweils auf dem Linearbeschleuniger (Perturbationen nach posterior; Amplitude $16.21 \pm 0.04\text{cm}$, Geschwindigkeit $1.22 \pm 0.02\text{m/s}$).

Protokoll 3: Motorische Leistungsfähigkeit

- 2x 20 beidbeinige Prellsprünge (Hoppings) auf der Kraftmessplatte.

Die kognitive Zusatzaufgabe beinhaltete das Subtrahieren in Siebener-Schritten von einer dreistelligen Zahl (Notieren der Fehler). Die Reihenfolge der Gleichgewichtsaufgaben wurde randomisiert. Im intraindividuellen Vergleich von Ein- zur Ausgangsmessung wurde die Reihenfolge hingegen eingehalten, um Effekte der Trainingssequenz ausschließen zu können.

3.2.3 Messparameter: Zur Erfassung der Anpassungen durch die beiden Trainingsinterventionen wurden bei der Durchführung der aufgeführten Messsettings unterschiedliche Methoden durchgeführt, um sowohl neuromuskuläre (Muskelaktivität und spinale Erregbarkeit), als auch funktionelle Parameter (posturaler Schwankweg, Gelenkkinematik und Motorische Leistungsfähigkeit) festzuhalten. Diese können wie folgt zusammengefasst werden:

Tabelle 1: Zusammenfassung der angewandten Methoden. Abkürzungen: CCI=Ko-Kontraktionsindex, PNS= periphere Nervenstimulation, iEMG=normierte Elektromyographie, SLR/ MLR/ LLR=Reflexphasen, aufgeteilt in short-latency-, middle-latency- und long-latency-response, COP=center of pressure (Druckmittelpunkt).

	Funktionell		Neuromuskulär	
	Parameter	Methodik	Parameter	Methodik
Protokoll 1: Statisches Gleichgewicht	Druckmittelpunkt des Standfußes	COP- Auslenkung	Ko-Kontraktion Agonist/Antagonist des Standbeins + Spinale Erregbarkeit	CCI + H-Reflex (PNS)
Protokoll 2: Sensomotorische Reaktion	Winkeländerung des Sprung-, Knie-, und Hüftgelenks	Goniometrie (Amplitude & Geschwindigkeit)	Reflexaktivität + Spinale Erregbarkeit	iEMG in SLR, MLR, LLR + H-Reflex (PNS)
Protokoll 3: Motorische Leistungsfähigkeit	Explosive Kraftentwicklung	Hoppings (Bestimmung Sprunghöhe)		

Im Folgenden sollen diese Methoden kurz näher dargestellt werden:

(A) Funktionelle Parameter

Posturographie (Protokoll 1)

Die Posturographie wurde eingesetzt, um den Effekt des Perturbationstrainings auf die posturale Kontrolle in einer instabilen statischen Gleichgewichtsaufgabe zu erfassen (Protokoll 1). Zur Analyse der posturalen Steuerung und Regulation in der instabilen Bedingung wurde ein Therapiekreisel (Epsan®, Ø 20 cm, Höhe 9 cm) zentral auf einer Kraftmessplatte (AMTI®, Watertown, USA) positioniert. Die Wölbung an der Unterseite des Therapiekreisels resultiert in einer geringen Unterstützungsfläche und führt in Folge dessen zu erschwerten Standbedingungen im Vergleich zum normalen Stehen. Die Versuchspersonen waren dazu aufgefordert im Einbeinstand auf dem Therapiekreisel das Gleichgewicht zu halten und so stabil wie möglich zu stehen. Die Körperposition während der Messungen war wie folgt definiert: einbeiniger Stand, aufrechte Körperhaltung, Knie gestreckt, Blick nach vorn ausgerichtet und die Hände in der Hüfte positioniert, um Ausgleichsbewegungen mit dem Rumpf zu vermeiden.

Die erfassten Kräfte in alle drei Raumrichtungen sowie die entsprechenden Drehmomente dienten zur Berechnung des zurückgelegten Schwankweges. Die Position des Center of Pressures (COP) wurde in Intervallen von 20ms über den Zeitraum der Messung (40s) in Richtung anterior-posterior (COP_{ap}) und medio-lateral (COP_{ml}) bestimmt. Mittels der Formel $COP(t) = \sum_{k=1}^N Di$; $i = [0:800]$ (mit Di

$=((\text{Auslenkung in Richtung anterior-posterior})^2 + (\text{Auslenkung in Richtung medio-lateral})^2)^{1/2}$ wurde der Gesamtschwankweg ($\text{COP}_{\text{total}}$) berechnet.

Kinematik (Protokoll 2)

Des Weiteren wurde die kinematische Antwort im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk (Amplitude des Winkels sowie Winkelgeschwindigkeit) während der Perturbationen mittels monoaxialer Elektrogoniometer (Biometrics®, Gwent, UK) ermittelt (Protokoll 2). Diese wurden so am linken Bein des Probanden fixiert, dass die Rotationsachse mit dem anatomischen Drehpunkt in Sprung-, Knie- und Hüftgelenk übereinstimmte. Die Achsen entsprachen hingegen den jeweiligen longitudinalen Achsen des Fußes, des Unter- und Oberschenkels sowie des Oberkörpers. Die Goniometersignale wurden synchron und mit gleicher Frequenz (1kHz) zum EMG eingezogen. Die Daten der Gelenkwinkel wurden zunächst genullt (Sprunggelenk: 90°, Knie- und Hüftgelenk: 180°) und anschließend Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet.

Kraftmessung (Protokoll 3)

Die Sprungkraftmessung wurde zur Evaluation der Effekte von Perturbationstraining auf die reaktive Sprungleistung eingesetzt. Hierfür wurden zwei Kraftmessplatten verwendet (Kistler®, Winterthur, Schweiz), je eine der Kraftmessplatten für das linke und eine für das rechte Bein. Die Signale beider Kraftmessplatten wurden synchron und mit gleicher Frequenz (1kHz) zum EMG und zu den Goniometersignalen eingezogen. Mittels der Formel $h = \frac{1}{2}g(\frac{1}{2}t)^2$ wurde die Höhe eines jeden Sprungs anhand der jeweiligen Flugzeit (t) errechnet. Insgesamt wurde der Mittelwert über 2x20 maximale Sprünge betrachtet.

(B) Neuromuskuläre Parameter

Muskuläre Aktivität (Protokoll 1 & 2)

Für beide Protokolle fand die Erfassung der Muskelaktivität mittels Elektromyographie statt. Hierfür wurden bipolare Oberflächen Elektroden (Ambu Blue Sensor P, Ballerup, Dänemark; Durchmesser 9mm) auf den jeweiligen Muskelbauch des linken Beins geklebt (M. soleus SOL, M. tibialis anterior TA, M. biceps femoris BF, M. rectus femoris RF). Das Aufkleben der Elektroden erfolgte in einer Linie mit der Richtung der darunterliegenden Muskelfasern. Weiterhin wurde eine Referenzelektrode auf der Kniescheibe angebracht. Der elektrische Widerstand zwischen einem Elektrodenpaar wurde mittels Abrasieren der Haare und leichtem Abschmiegeln sowie Desinfizieren der Haut unter 2,5 kΩ gehalten. Die EMG Signale wurden über abgeschirmte Kabel zu einem Verstärker geleitet, mit 1 kHz aufgezeichnet, mit einem Bandpassfilter von 3Hz – 1kHz gefiltert und mittels AD-Wandlerkarte (DAQ 700 National Instruments®, Austin, TX, USA) auf einen Computer übertragen und abgespeichert. Die EMG Signale der jeweiligen Aufnahmen wurden rektifiziert und integriert (iEMG [mVs]).

Die Analyse der Daten erfolgte zum einen über die Berechnung des Ko-Kontraktionsindex (CCI), welcher ein Maß zur Bestimmung der gleichzeitigen Aktivierung von Agonisten und Antagonisten angibt (Protokoll 1). Zum anderen wurde die Muskelaktivität in drei Reflexphasen zu drei verschiedenen Zeitpunkten der muskulären Reflexantwort analysiert: in der schnellen Reflexantwort (Short Latency Response, SLR, 30-60ms nach Beginn der Perturbation), der mittelschnellen Reflexantwort (MLR, 60-85ms) sowie der späteren Reflexantwort (LLR, 85-120ms nach der Perturbation) (Protokoll 2).

Periphere Nervenstimulation (Protokoll 1 & 2)

Zur Erfassung der spinalen Erregbarkeit des Motoneuronenpools im M. soleus wurde bei den Übungen monopodaler Stand mit Therapiekreisel (Protokoll 1) sowie monopodaler Stand bei Perturbation (Protokoll 2) die periphere Nervenstimulation (PNS) angewandt. Dafür wurde eine Anode (10 cm x 4 cm) unterhalb der Patella platziert und mithilfe einer Kathode (Ø 2 cm) die ideale Stelle zur

Reizung des N. tibialis gesucht und fixiert (Palmieri et al., 2004; Zehr, 2002). Über die oben dargestellte elektromyographische Messung konnten der Hoffmann-(H)-Reflex, sowie die maximale motorische Antwort ($M_{\max}$) im Beidbeinstand bestimmt werden. Die Messungen wurden bei den anschließenden Übungen mit einer Stimulationsintensität von 25% $M_{\max}$ (Crone & Nielsen, 1989; Palmieri et al., 2004; Zehr, 2002) durchgeführt. Die Stimulation wurde für Protokoll 2 so angepasst, dass der elektrische Reiz in den individuell bestimmten Peak der SLR appliziert wurde. Für die Vergleichbarkeit der pre- und post-Werte wurde der H-Reflex im Verhältnis zur M-Welle angegeben (H/M-Ratio).

3.3 Statistik: Für die statistische Datenanalyse wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) angewandt [Zeit (2) x Gruppe (2)]. Die unabhängigen Variablen waren wie folgt definiert: Zeit [pre vs. post], Gruppe [PERT vs. SMT]. Die Messparameter CCI, iEMG, H/M-Ratio, COP_{total} / COP_{ml} / COP_{ap} sowie Goniometrie (Amplitude & Geschwindigkeit) wurden als abhängige Variablen festgelegt. T-Tests wurden für die Einzelvergleiche herangezogen.

4. Ergebnisse

Protokoll 1: Statische Gleichgewichtsfähigkeit

Funktionelle Anpassungen nach PERT & SMT

Im Einbeinstand auf dem Therapiekreisel konnte eine Abnahme des Schwankweges in Folge des Perturbations- und des konventionellen Gleichgewichtstrainings für beide Richtungen anterior-posterior (PERT -8%, SMT -12% $P < 0.05$) und medio-lateral (PERT -7%, SMT -4% $P < 0.05$) festgestellt werden. Dadurch war auch der gesamte Schwankweg (COP_{total}) nach beiden 4-wöchigen Trainings reduziert (PERT -9%, SMT -9% $P < 0.05$).

Für die Bedingung Multitask kognitiv waren hingegen nur der COP_{ml} (PERT -19% SMT -10% $P < 0.05$) und der gesamte Schwankweg (COP_{total}) reduziert (PERT -18% SMT -9% $P < 0.05$). In der Richtung anterior-posterior (COP_{ap}) änderte sich der Schwankweg nach beiden Trainings nicht signifikant.

Balancierten die Probanden auf dem nicht-trainierten Bein konnte nur die Gruppe, die ein Perturbationstraining absolvierte den Schwankweg in medio-lateraler Auslenkung (COP_{ml} , PERT -5% $p < 0.05$) sowie den COP_{total} reduzieren (PERT -4% $p < 0.05$). Die kinematischen Anpassungen an statische Gleichgewichtsaufgaben waren für PERT bezüglich des medio-lateralen Schwankweges stärker ausgeprägt als jene in der SMT Gruppe (siehe Abb.2).

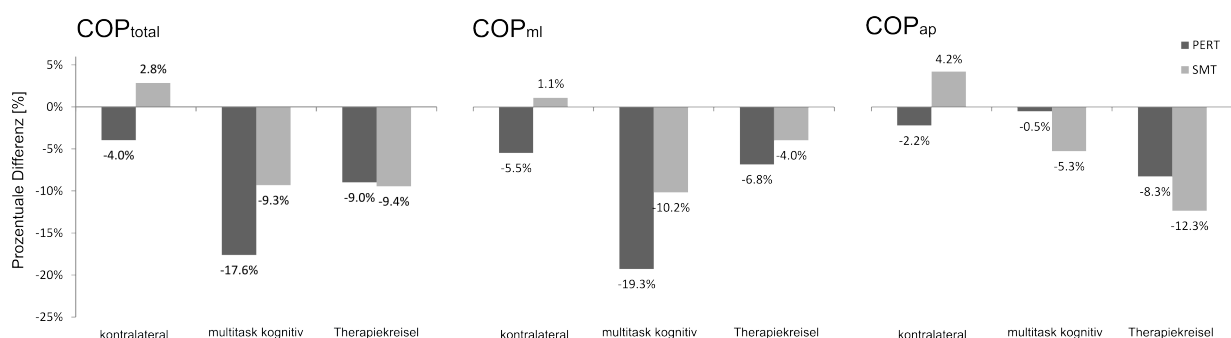
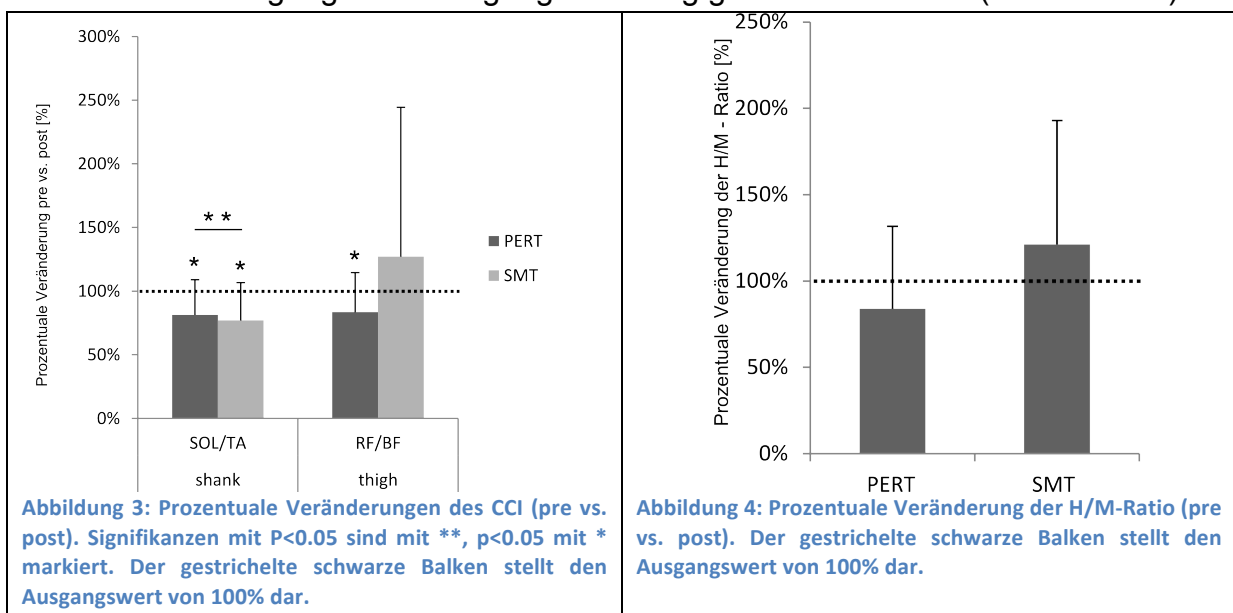


Abbildung 2: Prozentuale COP-Verlagerung (pre vs. post) für den gesamten Schwankweg (COP_{total}), den Schwankweg in medio-lateraler (COP_{ml}) und anterior-posteriorer Richtung (COP_{ap}) für die drei statischen Gleichgewichtsaufgaben Einbeinstand kontralateral, Einbeinstand multitask kognitiv und Einbeinstand Therapiekreislauf.

Neuromuskuläre Anpassungen nach PERT & SMT

Die Ko-Kontraktion antagonistischer Muskelgruppen ermöglicht zwar eine unkontrollierte, schnelle Stabilisierung, wird jedoch auch mit einer schlechteren Fähigkeit der posturalen Kontrolle assoziiert (Nagai et al., 2001). In Folge des Trainings zeigte sich eine reduzierte Ko-Kontraktion im Unterschenkel für beide Gruppen (PERT -19%, SMT -23% $P < 0.05$). Nur in der Perturbationsgruppe verringerte sich die Ko-Kontraktion auch in der Oberschenkelmuskulatur (-17% $p < 0.05$, siehe Abb. 3). Es konnte in keine der Gruppen eine Veränderung der H/M-Ratio von der Eingangs- zur Ausgangsmessung gemessen werden (siehe Abb. 4).



Protokoll 2: Sensomotorische Reaktion

Funktionelle Anpassungen nach PERT & SMT

Die Winkeländerungen der Amplitude und Geschwindigkeit des Sprung-, Knie- und Hüftgelenks sind in Abb. 5 dargestellt. Zum einen konnte durch beide Trainings die Geschwindigkeit im Sprunggelenk reduziert (PERT -10%, SMT -3% $P < 0.05$) und zum anderen die Amplitude im Kniegelenk erhöht werden (PERT +17%, SMT +14% $P < 0.05$). Dabei sind die Adaptionen für PERT ausgeprägter als für SMT. Die Winkeländerung im Hüftgelenk veränderte sich nach Durchführung der Trainings nicht.

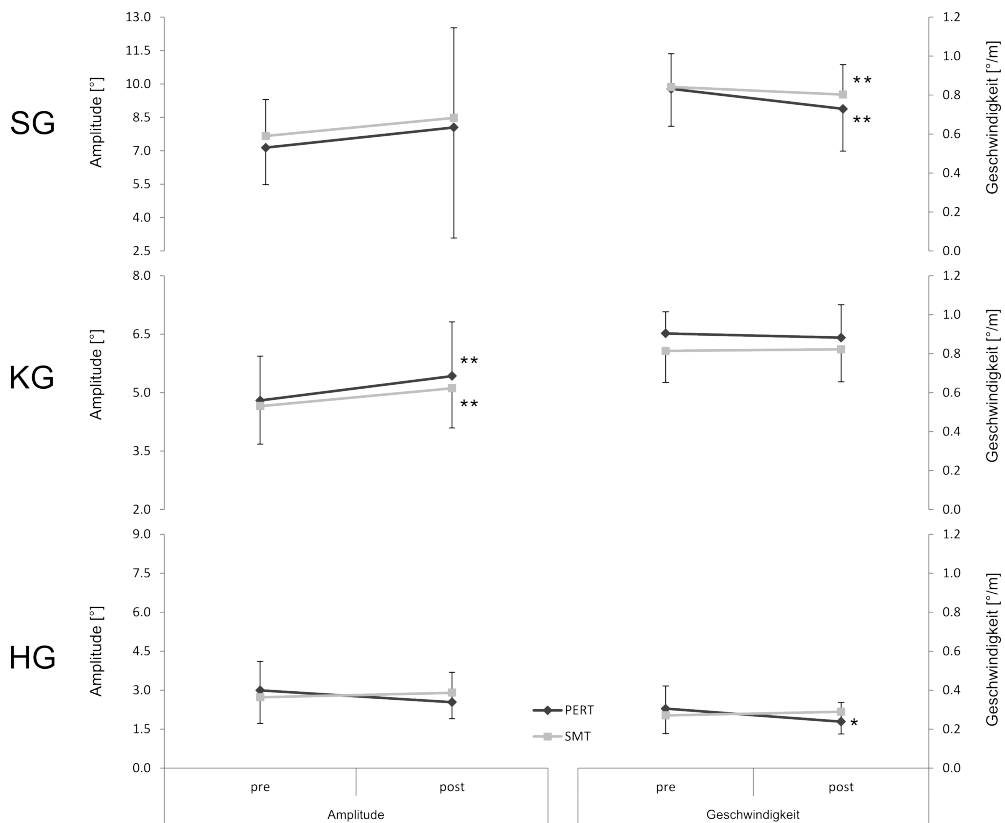


Abbildung 5: Goniometrie - Amplitude und Geschwindigkeit der drei Gelenkwinkel Sprunggelenk (SG), Kniegelenk (KG) und Hüftgelenk (HG). Signifikanzen mit $P < 0.05$ sind mit **, $p < 0.05$ mit * markiert.

Neuromuskuläre Anpassungen nach PERT & SMT

Im Anschluss an die Gleichgewichtstrainings konnte ein Anstieg der reaktiven Muskelaktivität in der Oberschenkelmuskulatur festgestellt werden. Diese Zunahme war für den M. rectus femoris in der SLR (PERT +60%, SMT +46% $P < 0.05$) signifikant. Im M. biceps femoris stieg die Muskelaktivität von der Eingangs- zur Ausgangsmessung signifikant in der SLR (PERT 196%, SMT 45% $P < 0.05$) und MLR (PERT 151%, SMT 42% $P < 0.05$); in der LLR konnte dieser Nachweis nur für PERT erbracht werden (PERT 125% $p < 0.05$). Die muskuläre Aktivierung im Unterschenkel (SOL & TA) war nach beiden Gleichgewichtstrainings unverändert (siehe Abb. 6). Der H-Reflex änderte sich von der Eingangs- zur Ausgangsmessung ebenfalls nicht (Abb. 7).

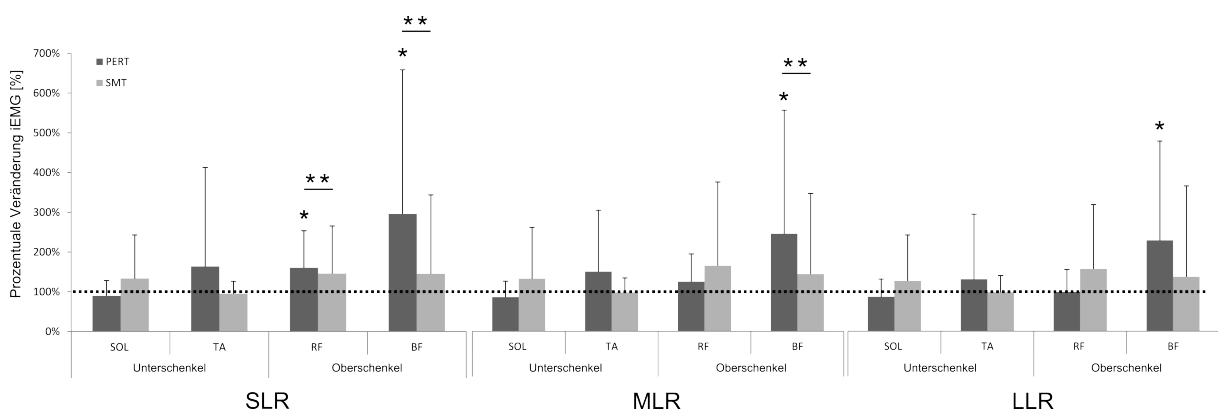


Abbildung 6: Prozentuale Veränderung des iEMGs (pre vs. post) in den drei Reflexphasen SLR, MLR und LLR. Signifikanzen mit $P < 0.05$ sind mit **, $p < 0.05$ mit * markiert. Der gestrichelte schwarze Balken stellt den Ausgangswert von 100% dar.

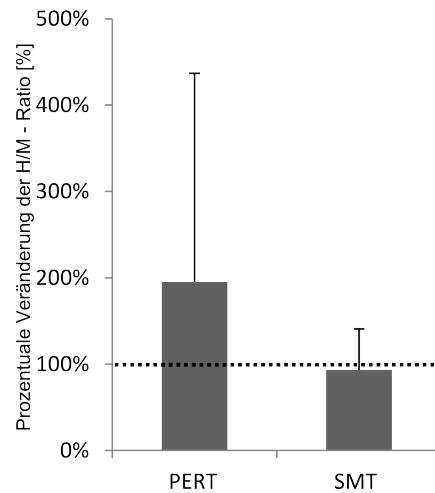


Abbildung 7: Prozentuale Veränderungen der H/M-Ratio (pre vs. post). Der gestrichelte schwarze Balken stellt den Ausgangswert von 100% dar.

Protokoll 3: Motorische Leistungsfähigkeit

Funktionelle Anpassungen nach PERT & SMT

Die Probanden sprangen in der Ausgangsmessung nachweislich höher als in der Eingangsmessung (PERT +13%, SMT +6% $P < 0.05$, Abb.8).

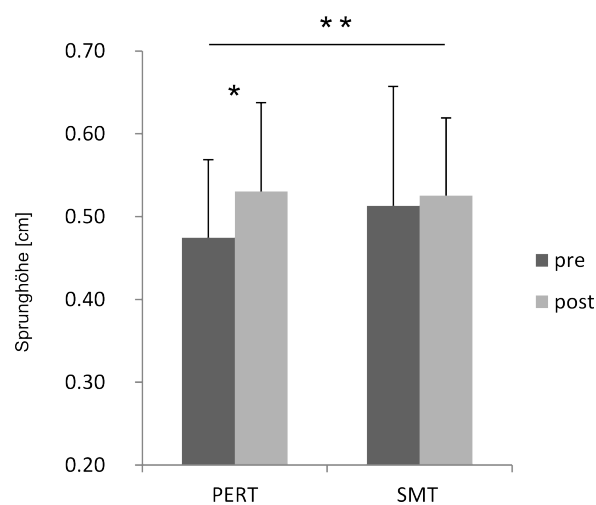


Abbildung 8: Veränderungen (pre vs. post) der Prellsprünge für das trainierte (linke) Bein. Signifikanzen mit $P < 0.05$ sind mit **, $p < 0.05$ mit * markiert.

5. Diskussion

In der vorliegenden Studie konnten sowohl funktionelle als auch neuromuskuläre Anpassungen nach einem vierwöchigen Perturbationstraining nachgewiesen werden. Diese umfassten zunächst eine Reduktion des Schwankweges, welcher mit einer verringerten Ko-Kontraktion der Beinmuskulatur bei statischen Gleichgewichtsaufgaben einherging (*Protokoll 1*). Ferner wurde in Reaktion auf eine unerwartete Perturbation die Knieflexion, ebenso wie die Muskelaktivität in der Oberschenkelmuskulatur durch das Perturbationstraining erhöht (*Protokoll 2*). Zudem sprangen die

Probanden nach der Intervention höher (*Protokoll 3*). Für die beiden letztgenannten Protokolle zeigte PERT vergleichsweise größere Anpassungen gegenüber SMT. Im Folgenden sollen zunächst Ergebnisse der einzelnen Protokolle diskutiert und abschließend die Tauglichkeit eines Perturbationstrainings in Bezug auf die Sturzprävention beurteilt werden.

Protokoll 1

Die in der Literatur aufgeführte Verbesserung der Gleichgewichtsfähigkeit durch konventionelles Gleichgewichtstraining wurde in vorliegender Studie für SMT bestätigt und für PERT ausgeweitet. Die Reduktion des COP-Schwankwegs in allen drei statischen Balanceaufgaben kann dabei mit einer stabileren posturalen Kontrolle, gleichzeitig aber auch mit einer Verringerung des Sturzrisikos assoziiert werden (Melzer & Oddsson, 2013; Strang et al., 2011). Insbesondere die Verbesserung der medio-lateralen Komponente der COP-Verschiebung soll diesbezüglich hervorgehoben werden, da für ebendiese eine höhere Korrelation zu dem individuellen Sturzrisiko festgestellt werden konnte (Lord et al., 1999). Diese war nach dem Perturbationstraining ausgeprägter reduziert im Vergleich zum konventionellen Gleichgewichtstraining. Die Verbesserung der Standstabilität in medio-lateraler Richtung durch PERT ist daher von besonderer Relevanz im Hinblick auf die Vermeidung von Stürzen. Jedoch nicht nur die Gleichgewichtsaufgabe selber, sondern auch Zusatzaufgaben während des Balancierens, wie etwa beim kognitiven Multitasking, beeinflussen die Stabilität maßgeblich. So konnte bei Älteren ein Zusammenhang zwischen der Leistung während Multitasking und dem Sturzrisiko festgestellt werden (Beauchet et al., 2009). In vorliegender Studie wurde hingegen eine deutliche Verbesserung der posturalen Kontrolle aufgezeigt. Durch die funktionellen Adaptionen des rechten *untrainierten* Beines lässt sich außerdem ein Transfer der erlernten Kompetenzen festhalten. Neuromuskuläre Adaptionen und eine verbesserte intermuskuläre Koordination können dabei mit diesen Ergebnissen in Verbindung gebracht werden. Dies spiegelt sich beispielsweise in der Reduktion der Ko-Kontraktion wider: So konnten bereits Nagai et al. (2011) einen positiven Zusammenhang zwischen der posturalen Kontrolle und der muskulären Ko-Kontraktion bei älteren Probanden feststellen. In Übereinstimmung dazu wird außerdem eine erhöhte Ko-Kontraktion sprunggelenksumgebender Muskulatur mit einem gesteigerten Sturzrisiko in Verbindung gebracht (Nelson-Wong et al., 2012). Insbesondere ältere Menschen, deren Sturzinzidenz größer ist im Vergleich zu jungen Menschen, weisen eine erhöhte Ko-Kontraktion antagonistischer Muskelgruppen bei posturalen Aufgaben auf (Benjuya et al. 2004, Hortobágyi et al. 2009). Demnach können die durch Perturbationstraining hervorgerufenen Anpassungen an statische Gleichgewichtsaufgaben die posturale Kontrolle maßgeblich fördern.

Die spinale Erregbarkeit änderte sich in vorliegender Studie nicht. In aktuellen Untersuchungen war die spinale Erregbarkeit nach SMT jedoch für statische Gleichgewichtsaufgaben reduziert (Taube, 2009, 2012), beziehungsweise in

Reaktion auf Perturbation erhöht (Granacher et al., 2006). Für ein Perturbationstraining liegen den Autoren keine bekannten Studien vor. Die ausbleibende spinale Anpassung der Trainings könnte zunächst durch eine zu kurze Trainingsdauer begründet werden. Des Weiteren wäre anzunehmen, dass die hohe Standardabweichung, bedingt durch den großen Leistungsunterschied zwischen den Probanden, ursächlich für die ausbleibenden signifikanten Ergebnisse war.

Zusammengefasst deuten die Ergebnisse des ersten Protokolls darauf hin, dass durch Perturbationstraining zunächst die intermuskuläre Koordination bei statischen Gleichgewichtsaufgaben verbessert und eine instabile Balancebedingung mit größerer Souveränität beherrscht werden kann. Die Resultate zeigen ferner, dass das Zusammenspiel antagonistisch arbeitender Muskelgruppen durch das Training optimiert wird. Diese Adaption ist für PERT insbesondere in der Oberschenkelmuskulatur gezeigt worden, was darauf schließen lässt, dass die Muskulatur des proximalen Beinsegments von dem Training profitiert. Ob neben der Sturzprävention im Allgemeinen auch die akute Reaktion positiv beeinflusst wird, kann schließlich jedoch nur mithilfe einer dynamisch-reaktiven Aufgabe, welche eine Sturzsituation alltagsnah simuliert, untersucht werden. Dies wird im nachfolgenden *Protokoll 2* diskutiert.

Protokoll 2

In Folge der Trainingsintervention zeigten die Probandenkollektive beider Trainingsgruppen eine stärkere Knieflexion einhergehend mit einer verringerten Geschwindigkeit der Bewegung im Sprunggelenk. Dies stimmt mit bereits existierenden Untersuchungen nach Cham & Redfern (2011) überein: Die Autoren berichteten von einer gebeugten Kniestellung nach simulierten Ausrutschbewegungen während des Gehens zur reaktiven Sturzkomensation, um das Gleichgewicht wieder zu erlangen (Cham & Redfern, 2011). Ein *steiferes* Kniegelenk wird hingegen mit einer größeren Gelenkrigidität und einer schlechteren Stabilisierung assoziiert (Bakker et al., 2006; Horak et al., 2005, vgl. auch Chmielewski et al., 2005). So können Probanden die situationsspezifische Störung aus dem Kniegelenk kontrolliert dämpfen und auf die Perturbation aus der Umwelt *weicher und flexibel* reagieren. Diese Beugung im Kniegelenk wird von der Reduktion der Sprunggelenksgeschwindigkeit begleitet, sodass eine Verlagerung der Gleichgewichtskontrolle in das obere Beinsegment angenommen werden kann. In Übereinstimmung mit den kinematischen Daten wird dies durch die neuromuskulären Ergebnisse unterstützt: Die erhöhte Aktivierung der Oberschenkelmuskulatur, insbesondere in den *frühen Reflexphasen* weist auf eine Verlagerung der Stabilisierung von sprunggelenksumgebenden zu proximalen Strukturen des Knie- und Hüftgelenks hin. Zwar konnte diese Reflexaktivität nicht mithilfe der H-Reflexmethodik bestätigt werden, dies lässt sich jedoch wieder auf die interindividuelle Leistungsvariabilität zurückführen (siehe *Protokoll 1*).

Zur Diskussion einer Aktivierung insbesondere der proximalen Strukturen zum Stabilitätserhalt nach Perturbationen können zunächst Veränderungen im

Altersvergleich festgestellt werden. So konnten Hatzitaki et al. (2005) eine unterschiedliche Verteilung der Gelenkbewegung in der unteren Extremität beobachten: Ältere Probanden zeigten zum Ausgleich eines eigenprovozierten Ungleichgewichts eine gleichmäßige Verteilung der maximalen Gelenksamplitude in Sprung-, Knie- und Hüftgelenk auf. Junge Probanden hingegen regulierten diese Perturbation durch die Vergrößerung der maximalen Amplitude von distalen (Sprunggelenk) zu proximalen Strukturen (Hüftgelenk) hin. Die gesteigerte Amplitude in Knie- und Hüftgelenk bei den jüngeren Probanden wurde von den Autoren aufgrund einer „ausreichenden“ Stabilisierung sprunggelenksumgebender Muskulatur vermutet (Hatzitaki et al. 2005). Des Weiteren beschrieben Hall et al. (2002) die Relevanz der Energieabsorption oder –weiterleitung, welche durch die externen Perturbationen auf den Körper wirkt. Erst durch die Dämpfung dieser mechanischen Energie kann die Stabilisierung des Körpers zur Vermeidung des Sturzes eingeleitet werden. Dabei stellten die Autoren eine verringerte Energieaufnahme der proximalen Muskeln im Knie- und Hüftbereich bei älteren im Vergleich zu jüngeren Probanden fest. Es wird demnach empfohlen, neben den sprunggelenksumgebenden auch die proximalen Muskeln für eine effektive Stabilisierungsstrategie zu berücksichtigen (Hall et al., 2002), um altersbedingten Degenerationsprozessen entgegenzuwirken. In Folge des Perturbationstrainings kann demnach zusammenfassend eine Verlagerung der Stabilisierungsstrategie festgehalten werden, sodass durch neuromuskuläre und kinematische Anpassungen eine effektive reaktive Antwort auf unerwartete Perturbationen generiert werden kann. Dadurch kann die Erholung des Gleichgewichts nach dieser induzierten Instabilität gewährleistet werden.

Protokoll 3

Neben den Parametern zur Gleichgewichtsfähigkeit und posturalen Kontrolle, spielt die motorische Leistungsfähigkeit ebenfalls eine wesentliche Rolle, um möglichst effektiv auf eine externe Perturbation zu generieren. Um auch hier wieder das Beispiel einer älteren Population heranzuziehen, kann festgehalten werden, dass ein Kraftdefizit (maximal und explosiv) bei isometrischen Bedingungen zu den wesentlichen Faktoren gehört, die das Sturzrisiko begünstigen (Granacher et al., 2012; Rubenstein & Josephson, 2002). Durch neuronale Anpassungen in der Ansteuerung der Muskulatur konnte in Studien beispielsweise nach Granacher et al. (2007) eine Verbesserung der Explosivkraft durch Gleichgewichtstraining nachgewiesen werden (vgl. auch Gruber & Gollhofer, 2004). In vorliegender Studie kann in Anschluss daran festgehalten werden, dass sich die motorische Leistungsfähigkeit in Folge des Perturbationstrainings, sogar über jene des konventionellen Gleichgewichtstrainings hinaus verbessert hat. Dies deutet ebenfalls auf eine verbesserte explosive Kraftentwicklung des trainierten Beines hin.

Zusammenfassung

Führt man diese drei Protokolle nun zusammen, kann festgehalten werden, dass eine Verbesserung der statischen Gleichgewichtsfähigkeit und Sensomotorischen

Reaktion, als auch der motorischen Leistungsfähigkeit nach einem Perturbations-training nachgewiesen werden konnte. Dabei sind spezifische neuromuskuläre und kinematische Adaptionen zu beobachten, die an die jeweilige Aufgabenanforderung angepasst werden. So kann zum einen die Aufrechterhaltung (*Protokoll 1*) und zum anderen die Wiederherstellung (*Protokoll 2 & 3*) der posturalen Kontrolle trainiert, gefördert und schließlich in alltägliche Situationen übertragen werden.

Während für die statische Gleichgewichtsfähigkeit ähnliche Ergebnisse für beide Gruppen aufgezeigt werden konnten, sind die funktionellen und neuromuskulären Adaptionen für PERT sowohl für die reaktiven Aufgaben, als auch für die explosive Sprungkraft ausgeprägter im Vergleich zu SMT. Dies lässt sich darauf zurückführen, dass der Fixpunkt (*punctum fixum*) bei konventionellem Gleichgewichtstraining durch die Unterstützungsfläche gegeben ist. Bei Perturbationstraining „pendelt“ der Mensch als *punctum fixum* hingegen über einer mobilen, „freien“ Fläche (vgl. Abb.1). Dadurch muss der Körper in ständigem Abgleich mit der Umwelt dynamisch stabilisiert werden. Demnach lässt sich begründen, dass die Anpassungen gerade in Bezug zur angewandten Stabilisierungsstrategie durch PERT ausgeprägter waren, als für SMT. Das Training stellt daher eine sehr alltagsnahe Trainingsmethode dar. Die Übertragbarkeit der Laborergebnisse in den Alltag ist außerdem durch die Differenzierung unterschiedlicher Messmethoden im Vergleich zu den Trainingsmethoden gewährleistet.

Insgesamt stellt demnach PERT ein effektiveres Training dar, um reaktive Antworten zu generieren und die Stabilisierungsstrategie an die jeweilige Aufgabe anzupassen. Dies lässt sich wiederum auf die Effektivität der Trainings für die Sturzprävention übertragen: Zwar wurden in vorliegender Studie junge, gesunde Probanden untersucht, es konnte jedoch nachgewiesen werden, dass ebendiese funktionellen und neuromuskulären Steuerungsmechanismen durch Perturbationstraining angesprochen wurden, die im Alter degenerieren. Schließlich wurden mithilfe des perturbationsbasierten Trainings zwar nicht die unerwarteten Störreize aus der Umwelt angesprochen, hingegen aber die neuromuskulären und funktionellen Reaktionen – im Vergleich zu SMT *stärker* – verbessert, sodass eine Instabilität, bspw. nach Stolpern oder Ausrutschen, ausgeglichen und die posturale Kontrolle wiederhergestellt werden kann. Dadurch kann das Training auf dem *perturbed®* für vielfältige Settings empfohlen werden, um die posturale Kontrolle im Alltag zu verbessern und Stürze zu minimieren.

6. Literatur

- Bakker, Maaïke; Allum, John H J; Visser, Jasper E.; Grüneberg, Christian; van de Warrenburg, Bart P; Kremer, Berry H P; Bloem, Bastiaan R. (2006). Postural responses to multidirectional stance perturbations in cerebellar ataxia. *Exp. Neurol.* 202 (1), S. 21–35.
- Benjuya, N.; Melzer, I.; Kaplanski, J. (2004). Aging-induced shifts from a reliance on sensory input to muscle cocontraction during balanced standing. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 59(2), S. 166–71.
- Bieryla, K.A. & Madigan, M. L. (2011). Proof of Concept for Perturbation-Based Balance Training in Older Adults at a High Risk for Falls. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation*, 92 (5), S. 841–843.
- Beauchet, O.; Annweiler, C.; Dubost, V.; Allali, G.; Kressig, R.W.; Bridenbaugh, S.; Berrut, G.; Assal, F.; Herrmann, F.R. (2009). Stops walking when talking: a predictor of falls in older adults? *Eur J Neurol*, 16(7), S. 786–95.
- Bruhn, S., Kullmann, N. & Gollhofer, A. (2006). Combinatory effects of high-intensity-strength training and sensorimotor training on muscle strength. *Int J Sports Med*, 27 (5), S. 401–406.
- Cham, R.; Redfern, M. S. (2001). Lower extremity corrective reactions to slip events. *J Biomech* 34 (11), S. 1439–1445.
- Chmielewski, Terese L.; Hurd, Wendy J.; Rudolph, Katherine S.; Axe, Michael J.; Snyder-Mackler, Lynn (2005). Perturbation training improves knee kinematics and reduces muscle co-contraction after complete unilateral anterior cruciate ligament rupture. *Phys Ther* 85 (8), S. 740–9; discussion 750–4.
- Crone, C., & Nielsen, J. (1989). Methodological implications of the post activation depression of the soleus H-reflex in man. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale*, 78(1), S. 28–32.
- Granacher, U., Bridenbaugh, S. A., Muehlbauer, T., Wehrle, A., & Kressig, R. W. (2011). Age-related effects on postural control under multi-task conditions. *Gerontology*, 57(3), S. 247–255.
- Granacher, U., Gollhofer, A. & Strass, D. (2006). Training induced adaptations in characteristics of postural reflexes in elderly men. *Gait Posture*, 24 (4), S. 459–466.
- Granacher, U., Gollhofer, A. & Kriemler, S. (2010). Effects of balance training on postural sway, leg extensor strength, and jumping height in adolescents. *Res Q Exerc Sport*, 81 (3), S. 245–251.
- Granacher, U., Gruber, M. & Gollhofer, A. (2009). Auswirkungen von sensomotorischem Training auf die posturale Kontrolle älterer Männer. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 60 (12), S. 387–393.
- Granacher, Urs; Gruber, Markus; Strass, Dieter; Gollhofer, Albert (2007). Auswirkungen von Sensomotorischem Training im Alter auf die Maximal- und Explosivkraft. Konstanz: Bibliothek der Universität Konstanz.
- Granacher, U., Muehlbauer, T. & Gruber, M. (2012). A qualitative review of balance and strength performance in healthy older adults: impact for testing and training. In: *J Aging Res*, 2012, S. 708905.
- Gruber, M. & Gollhofer, A. (2004). Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. *Eur J Appl Physiol*, 92 (1–2), S. 98–105.
- Hall, Courtney D.; Jensen, Jody L. (2002). Age-related differences in lower extremity power after support surface perturbations. *J Am Geriatr Soc* 50 (11), S. 1782–1788.

- Hatzitaki, Vassilia; Amiridis, Ioannis G.; Arabatzi, Fotini (2005). Aging effects on postural responses to self-imposed balance perturbations. *Gait Posture* 22 (3), S. 250–257.
- Horak, Fay B.; Dimitrova, Diana; Nutt, John G. (2005). Direction-specific postural instability in subjects with Parkinson's disease. *Exp. Neurol.* 193 (2), S. 504–521.
- Hortobágyi, T., Solnik, S., Gruber, A., Rider, P., Steinweg, K., Helseth, J., DeVita, P. (2009). Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. *Gait Posture*, 29(4), S. 558-64.
- Lord, S.R.; Rogers, M.W.; Howland, A.; Fitzpatrick, R. (1999). Lateral stability, sensorimotor function and falls in older people. *J Am Geriatr Soc*, 47(9), S. 1077–1081.
- Mansfield, A., Peters, A. L., Liu, B. A. & Maki, B. E. (2007): A perturbation-based balance training program for older adults: study protocol for a randomised controlled trial. In: *BMC Geriatr*, 7, S. 12.
- Melzer, I.; Oddsson, L.I. (2013). Improving balance control and self-reported lower extremity function in community-dwelling older adults: a randomized control trial. *Clinical Rehabilitation*, 27(3), S. 195–206.
- Nagai, K., Yamada, M., Uemura, K., Yamada, Y., Ichihashi, N. & Tsuboyama, T. (2011). Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. *Archives of gerontology and geriatrics*, 53 (3), S. 338–343.
- Nelson-Wong, E. Appell, R., McKay, M., Nawaz, H., Roth, J., Sigler, R., Third, J., Walker, M. (2012). Increased fall risk is associated with elevated co-contraction about the ankle during static balance challenges in older adults. *Eur J Appl Physiol*, 112(4), S. 1379–1389.
- Obuchi, S., Kojima, M., Shiba, Y., Shimada, H., & Suzuki, T. (2004). A randomized controlled trial of a treadmill training with the perturbation to improve the balance performance in the community dwelling elderly subjects. *Nihon Ronen Igakkai zasshi. Japanese journal of geriatrics*, 41(3), S. 321–327.
- Oliveira, A. S., Brito Silva, P., Farina, D. & Kersting, U. G. (2013). Unilateral balance training enhances neuromuscular reactions to perturbations in the trained and contralateral limb. *Gait Posture* [Epub ahead of print].
- Palmieri, R. M., Ingersoll, C. D., & Hoffman, M. A. (2004). The hoffmann reflex: methodologic considerations and applications for use in sports medicine and athletic training research. *Journal of athletic training*, 39(3), S. 268–277.
- Rubenstein, L. Z. & Josephson, K. R. (2002). The epidemiology of falls and syncope. In: *Clin. Geriatr. Med.*, 18 (2), S. 141–158.
- Strang, A.J.; Haworth, J.; Hieronymus, M.; Walsh, M.; Smart, L.J. (2011). Structural changes in postural sway lend insight into effects of balance training, vision, and support surface on postural control in a healthy population. *Eur J Appl Physiol*, 111(7), S. 1485–1495.
- Taube, W. (2012). Neurophysiological Adaptations in Response to Balance Training. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 63 (9), S. 273–277.
- Taube, W., Gollhofer, A., & Gruber, M. (2009). Posturales Gleichgewicht. In A. Gollhofer & W. Alt (Eds.), *Beiträge zur Lehre und Forschung im Sport: Vol. 171. Handbuch Sportbiomechanik* (S. 172–191). Schorndorf: Hofmann.
- Zehr, E. P. (2002). Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. *European journal of applied physiology*, 86(6), S. 455–468.