

Multi-modales Biofeedback System zur Vorbeugung von Stürzen

Multi-modal Biofeedback System for the Prevention of Falls

Jürgen Burger, Simon Meyes, Roger Tschanz, Justin R. Davis, Mark G. Carpenter, Daniel Debrunner und John H. J. Allum

Das Biofeedback des Körperschwankens stellt eine Möglichkeit dar, Patienten mit statischen und dynamischen Gleichgewichtsproblemen alternative Sinnesreize zur Erlangung eines stabilen Gleichgewichts zur Verfügung zu stellen, was zu einer Verbesserung ihrer Lebensqualität führt. Das Biofeedback-System erzeugt mittels am Kopf befestigter Signalwandler auditive, vibro-taktile und vibro-vestibuläre Sinneseindrücke. Die Ergebnisse sowohl an jungen als auch an älteren Probanden ergaben, dass mit Hilfe des Biofeedbacks eine bemerkenswerte 40–60%ige Reduktion des Körperschwankens erzielt werden konnte.

Biofeedback of body sway is one means of providing an alternative sensory input to reach a stable balance for patients with static and dynamic balance impairments which can lead to an improvement of their quality of life. The Biofeedback system provides auditory, vibro-tactile and vibro-vestibular sensory inputs via transducers that are placed around the head. The results on both young and elderly subjects indicate that noteworthy 40–60% reductions in body sway could be achieved.

Schlagwörter: Vibrotaktile Aktuatoren, Drehratensensoren, Gleichgewichtskontrolle, Fall, Rehabilitation

Keywords: Vibro-tactile actuators, angular velocity sensors, balance control, falls, rehabilitation

1 Einleitung und Überblick

Das Gleichgewichtsempfinden des Menschen wird durch vestibuläre Rezeptoren im Innenohr, durch das visuelle Erfassen der Umgebung und durch propriozeptive Signale, welche Informationen über das Beugen und Strecken von Muskeln an wichtigen Gelenken sowie die Winkelbewegung von Gelenken umfassen, beeinflusst [1]. Die Anwesenheit von entweder vestibulären oder propriozeptiven Signalen gilt als ausschlaggebend für ein stabiles Gleichgewicht.

Üblicherweise basiert die Beurteilung des Gleichgewichtsempfindens eines Patienten auf seiner Fähigkeit, die Winkelabweichung des Körperschwerpunkts zu kontrollieren. Defizite im Gleichgewichtsempfinden werden durch Abweichungen definiert, welche außerhalb von Referenzwerten liegen, die durch eine repräsentative Altersgruppe von

Probanden definiert sind. Aus diesem Grund liefern Kraftmessplattformen der anterior-posterioren und lateralen Abweichungen des Zentrums des Fußdrucks ein genügend quantitatives Maß, um Störungen des Gleichgewichts zu beurteilen. Jedoch werden Stürze selten durch Situationen im Stehen ausgelöst. Aus diesem Grund sollte eine klinische Beurteilung des Gleichgewichtsempfindens auch dynamische Gleichgewichtssituationen wie Gehen und Gehen mit Kopfbewegungen oder Treppensteigen beinhalten.

Wenn nun im Stehen oder Gehen eine Störung auf die Gleichgewichtsinformation auftritt und die vestibulären und propriozeptiven Signale nicht verfügbar sind, kann keine der Störung angemessen schnelle Gleichgewichtskorrektur erfolgen, und der Patient droht zu fallen [2]. Fehlt entweder die vestibuläre oder die propriozeptive Sinnesinformation, wie es häufig bei älteren Personen der Fall ist, werden entweder die langsameren visuellen Sinneseindrücke ver-

wendet [3], oder es kommt zu einer verstärkten Nutzung der propriozeptiven Informationen, wenn die vestibulären Signale fehlen [4].

Vestibuläre Defizite können z. B. mit Parkinson Krankheit, normaler Alterung, vestibulären Störungen am Innenohr und cerebellärer Ataxie [5] verbunden sein.

Sogar Monate nach dem Beginn eines peripheren vestibulären Defizits haben solche Patienten Schwierigkeiten, mit geschlossenen Augen auf einem Schaumstoff-Untergrund zu stehen, mit geschlossenen Augen auf einem Bein zu stehen, über niedrige Hindernisse oder Treppen hinauf oder hinunter zu gehen [6]. Wegen dieses schleppenden Heilungsprozesses bei diesen Patienten haben mehrere Autoren Wege beschrieben, die Instabilität von Personen mit Gleichgewichtsproblemen mittels künstlich erzeugtem Biofeedback des Körperschwankens zu verbessern (Hegeman et al. [7]; Wall et al. [7]; Wall und Kentala [9]; Dozza et al., [10]; Tyler et al. [11]). Bisher konzentrierten sich diese Untersuchungen mit Ausnahme der von Hegeman et al. [7] auf das Gleichgewicht im Stehen, entweder wegen Beschränkungen aufgrund des Mess-Sensors oder der fehlenden Tragbarkeit des Geräts.

Biofeedback-Systeme zur Verbesserung der Gleichgewichtskontrolle zielen allgemein darauf ab, Informationen über den Körperschwerpunkt zu liefern; dabei geht man von der Annahme aus, dass letztlich das zentrale Nervensystem (ZNS) diese Variable steuert [12], wenngleich dies in stärkerem Maße für die Pitchrichtung (vorwärts-rückwärts) im Stand und in stärkerem Maße für die Rollrichtung (seitlich) beim Gehen gilt [4; 13]. Visuelle, akustische und taktile Biofeedback-Systeme wurden verwendet, um die Gleichgewichtskontrolle von Patienten zu verbessern [7; 14]. Visuelle Systeme liefern ein für den Patienten gut wahrnehmbares Feedback, stören aber häufig die freie Bewegung des Patienten, es sei denn, es handelt sich um einfache und am Kopf befestigte Systeme. Auditive Systeme, die mit Luftleitungs-Übertragungswegen arbeiten, wechselwirken nicht nur mit den normalen Kommunikationskanälen des Anwenders [14], sondern erzeugen auch ein allgemein störendes Geräusch für alle in der Nähe des Anwenders befindlichen Personen [7]. Vibro-taktile Systeme bestanden bisher aus mehreren kleinen Vibratoren, die um die Gürtellinie befestigt waren, was zu einer entsprechend großen Übertragungsverzögerung an das ZNS führte.

Um die oben erwähnten Probleme zu lösen, wurde folgende Grundidee umgesetzt: Am Rücken des Patienten befestigte Winkelgeschwindigkeits-Sensoren liefern in Echtzeit Informationen über das Körperschwanken an eine Steuereinheit. Dort wird, ebenfalls in Echtzeit, basierend auf den aktuellen Sensorwerten und auf zuvor einprogrammierten Parametern, ein multi-modales, am Kopf befestigtes Biofeedback-System angesteuert. Dieses liefert 1) bilateral auditive Knochen-geleitete Signale, 2) vibro-taktile Signale und 3) ein zusätzliches visuelles Signal. Das Ziel war, auf diese Weise das akustische Umgebungs-Geräusch zu reduzieren und den Luftleitungs-Signalweg für die normale

Konversation zu öffnen, die Übertragungszeit der vibro-taktile Signale ans ZNS zu verkürzen und schließlich die Tatsache auszunutzen, dass sowohl Knochenleitungs- als auch vibro-taktile Signale am Kopf auch den otolithen Übertragungsweg aktivieren können [15].

Verschiedene Untersuchungen dokumentierten Verbesserungen bei der Gleichgewichtskontrolle durch Training [16]. Einer der Hauptkritikpunkte an solchen Untersuchungen ist, dass man ohne eine Kontrollgruppe, welche normalerweise für eine Interventionsstudie notwendig ist, nicht weiß, ob Training allein einen gleichermaßen signifikanten Einfluss hat wie die geplante Intervention, in unserem Fall das Biofeedback. Eine Kontrollgruppe ist daher unverzichtbar, wenn man die Wirksamkeit des Biofeedbacks zeigen will. Einen anderen Aspekt des Trainings mit Biofeedback stellt der Lerneffekt dar. Wenn das Training mit dem Biofeedback einen großen Lerneffekt hätte, wäre es nicht nötig, das Biofeedback permanent in Form einer Prothese zu verwenden. In dieser Untersuchung wurden Versuche an zwei Gruppen von jungen und älteren Versuchspersonen mit einem multi-modalen, am Kopf befestigten Feedback-System durchgeführt; bei einer Gruppe war das Gerät eingeschaltet, bei der anderen Gruppe, der Kontrollgruppe für den Trainingseffekt, war es abgeschaltet.

2 Hardware

Das Biofeedback-System (Bild 1) verwendet ein nahe am Körperschwerpunkt befestigtes Messsystem (SwayStarTM, Balance Int. Innovations GmbH, Schweiz) mit zwei orthogonalen, kalibrierten Winkelgeschwindigkeits-Sensoren, welche einen Drift von weniger als 6°/h und ein geringes Rauschen von weniger als 0,001°/s sowie eine 16-Bit-Abtastung der Sensorsignale über einen Bereich von 256°/s aufweisen. Im SwayStarTM-Messsystem integriert sind ebenfalls ein Akku als Stromversorgung und eine Bluetooth-Schnittstelle als Verbindungskanal zur PC-Software. Die faseroptischen Sensoren liefern alle 10 ms aktuelle Daten.

Das Gerät wurde so an einem umfunktionierten Motorrad-Gürtel befestigt, dass ein Sensor die Pitchbewegung (vorwärts-rückwärts), der andere die Rollbewegung (seitlich) des Körpers aufzeichnete. Der Motorradgurt wurde dabei so umgebaut, dass die Sensoren sicher gegen Verutschen und Verschiebung am harten Kunststoffstabilisator des Gurts angebracht werden konnten, welcher normalerweise dem unteren Rücken Stabilität verschafft. Auf diese Weise kann die Winkelgeschwindigkeit des Körpers auf der Höhe der Lendenwirbel L2–L3 bestimmt werden, ohne die Bewegung der Hüfte und des Beckens relativ zum Rumpf zu beeinträchtigen. Störende Einflüsse durch Bewegungs- und Handlungsartefakte konnten dadurch ausgeschlossen werden [17]. Die Sensoren des SwayStarTM-Systems wurden jeweils beim Einschalten des Biofeedbacks genullt, wobei der Patient eine aufrechte Haltung unter Umständen mit Orientierung an einer geraden Wand einnahm.

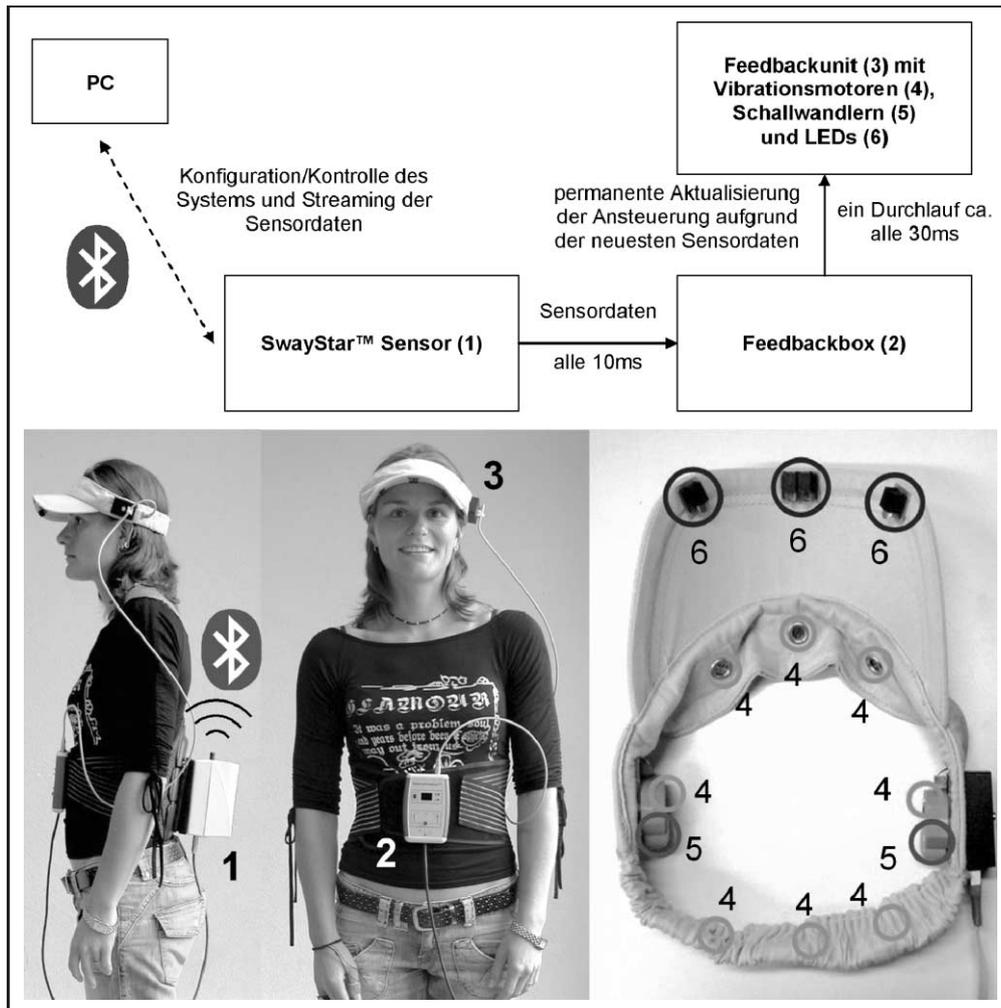


Bild 1: Komponenten des Biofeedback-Systems. Oben: Systemübersicht mit Darstellung von Datenfluss und Verzögerungszeiten. Links: SwayStar™-Sensor (1) mit Bluetooth-Schnittstelle zum PC. Mitte: Feedbackbox (2) mit Userinterface zur Berechnung des Biofeedbacks und Feedbackunit (3) in Form einer Schirmmütze zur Erzeugung des Biofeedbacks. Rechts: Die Signalwandler der Feedbackunit zur Übermittlung vibro-taktile, auditiver und visueller Informationen über das Körperschwanken: Ring von vibro-taktile Signalen am Kopf (Vibrationsmotoren) (4), bilateral angebrachte Schallwandler für den akustischen Feedback (5) und LEDs für das visuelle Feedback (6). Die Feedbackunit wurde mit einer Schirmmütze als Trägermaterial für die Aktuatoren und die Steuerelektronik realisiert (Bild 1). Ein Ring von acht in der Mütze eingelassenen Vibrationsmotoren zeigt die Richtung der Körperneigung durch ein vibro-taktiles Gefühl am Kopf an. Auf den Seiten der Schirmmütze befindet sich jeweils ein Schallwandler, der via Knochenleitung ein Audiosignal am Schädel des Patienten erzeugt. Dabei wird eine Frequenz-Kodierung für vier Richtungskanäle des Schwankens verwendet, wobei die Intensität des Audiosignals dem Ausmaß der Neigung entspricht. Das visuelle Feedback besteht aus vier LEDs an der Unterseite des Mützenschirms und liefert zusätzlich ein visuelles Warnsignal, wenn der Neigungswinkel des Patienten eine definierte kritische Schwelle überschreitet.

Die Steuereinheit (Feedbackbox), die vorne am Bauch des Patienten befestigt ist, wandelt die SwayStar™-Sensordaten aufgrund der gewählten Parameter fortlaufend in entsprechende Steuerbefehle für die Feedback-Einheit (Feedbackunit) um. Die Übertragung eines kompletten Steuerdatenpaketes zur Feedbackunit dauert (bedingt durch eine relativ geringe Übertragungsgeschwindigkeit von 19'200 Baud) etwa 30 ms. Es wird also nur ca. jedes dritte (jeweils das neueste) Sensordatenpaket für das Feedback verwendet. Durch die moderate Baudrate und die permanente Aktualisierung kann auf ein kompliziertes Kommunikationsprotokoll verzichtet werden, da Fehler so höchstens sehr selten auftreten und sich dann nur maximal für 30 ms auswirken können. Das Biofeedback System wird von einem Computer aus über die Bluetooth-Schnittstelle des SwayStar™-Sensors konfiguriert, wobei diese Konfigurationen auch auf der Feedbackbox abgespeichert werden

können. Das System wird dann entweder vom Computer aus in Betrieb gesetzt, wobei die Rumpfneigung des Patienten in der Folge auf dem Computer aufgezeichnet wird, oder es wird eine der zuvor heruntergeladenen Einstellungen verwendet. In diesem Fall wird der Ablauf von der Feedbackbox aus über deren Userinterface (Schalter, Taster, LEDs und 7-Segment-Anzeige) gesteuert und es erfolgt keine Aufzeichnung der Rumpfneigung auf dem Computer.

3 Software

Die Software des Systems besteht aus drei Teilen:

- Die Konfigurationsschnittstelle in der SwayStar™-PC-Software zum Wählen und Laden von Parametereinstellungen.

- Die Firmware der Feedbackbox zur Ansteuerung von Userinterface und Sensor (im Betrieb ohne Computer) und Berechnung des Biofeedbacks aus den Sensordaten und damit Ansteuerung der Feedbackunit.
- Die Firmware der Feedbackunit zur physikalischen Ansteuerung der einzelnen Aktuatoren.

3.1 Parametereinstellungen

Die Parametereinstellungen für das Biofeedback werden in der SwayStar™-PC-Software vorgenommen. Die verschiedenen Konfigurationen werden über eine Eingabemaske editiert in einer Datenbank abgelegt. Zur Verwendung werden die Parameter dann über die Bluetooth-Schnittstelle des SwayStar™-Sensors auf die Feedbackbox geladen.

3.2 Berechnung des Biofeedbacks

Kernstück der Firmware der Feedbackbox ist eine Zustandsmaschine (Statemachine), welche den gesamten Programmablauf koordiniert (Bild 2). Asynchron dazu werden bei bestimmten Ereignissen Interrupts ausgelöst, welche

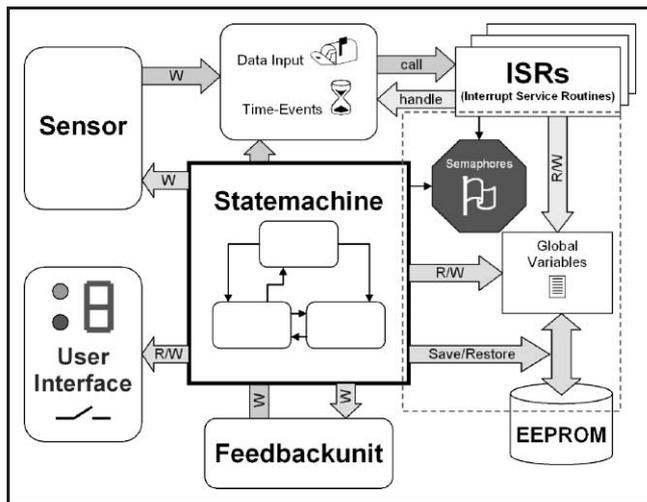


Bild 2: Die Firmware der Feedbackbox mit Statemachine als zentraler Steuermechanismus im Überblick.

den Aufruf der entsprechenden Serviceroutine (ISR) auslösen. Dies geschieht z.B., wenn Daten vom Sensor ein treffen oder wenn bei gewissen Abläufen ein Time-Event erreicht wird (z.B. Timeout in der Kommunikation). Durch die Tatsache, dass die ISR kurz und dadurch schnell abgearbeitet ist, ist die Echtzeitfähigkeit des Systems gesichert.

Da der Zeitpunkt des Auftretens eines Interrupts nicht vorausgesagt werden kann, müssen gemeinsam genutzte Variablen mit Semaphoren geschützt werden. Damit wird verhindert, dass eine ISR eine Variable verändern kann, während sie von der Statemachine z.B. bei einer Berechnung verwendet wird. Unter diesen Schutzmechanismus fällt auch das Speichern und Zurücklesen von Parametern in und aus dem EEPROM (gesteuert durch die Statemachine).

Dadurch und durch die Vergabe von unterschiedlichen Prioritäten für die einzelnen Interrupts ist immer genau definiert, wie das System auf eine bestimmte Situation reagieren soll. Somit läuft die Firmware stabil und agiert berechenbar.

Synchron und damit unkritisch erfolgen hingegen der Zugriff auf das User Interface (Schalter einlesen, Anzeigeelemente ansteuern), die Berechnung und Übermittlung der Steuerbefehle für die Feedbackunit und das Senden von Daten an den SwayStar™-Sensor. Diese Vorgänge werden daher einzig durch die Statemachine gesteuert.

3.2.1 Vibro-taktiler Feedback und Visuelles Feedback

Das vibro-taktile und das visuelle Feedback werden mit je einer individuellen Schaltschwelle pro Richtungskanal betrieben und dabei direkt mit der vollen Intensität eingeschaltet. Begründet ist das beim vibro-taktilen Feedback durch den relativ geringen Dynamikbereich der verwendeten Motoren. Das visuelle Feedback hingegen soll primär als Warnhinweis für einen kritischen Neigungswinkel dienen.

Für das vibro-taktile Feedback sind acht und für das visuelle Feedback vier Richtungssektoren definiert (Bild 3).

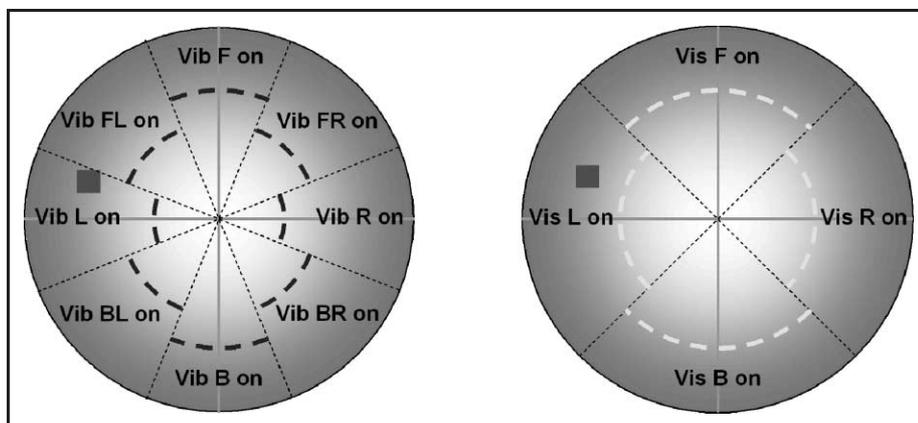


Bild 3: Schwellenwerte für das Biofeedback mit Ansicht von oben, wobei das kleine Quadrat die aktuelle Auslenkung des Patienten anzeigt. Links: acht unabhängig definierbare Schwellenwerte (je ein Sektor zu 45° für front, front-right, right usw.) für das vibro-taktile Feedback. Rechts: vier unabhängig definierbare Schwellenwerte für das visuelle Feedback (je ein Sektor zu 90° für front, right, back, left).

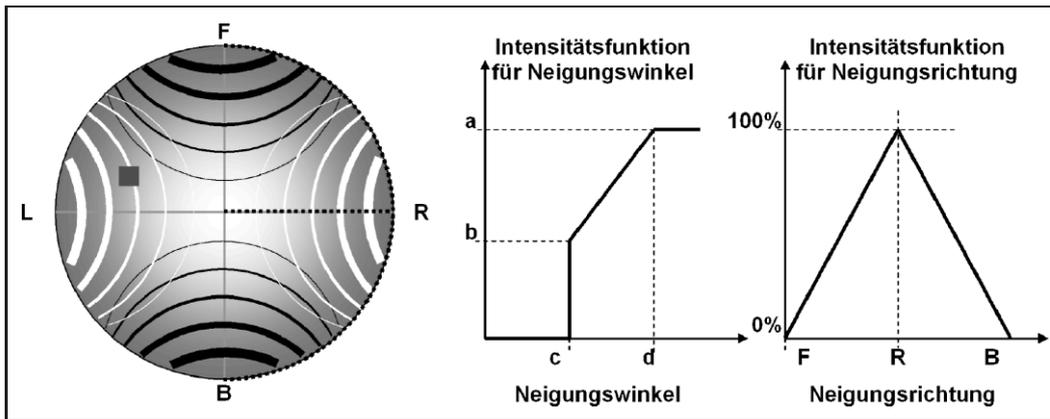


Bild 4: Links: Prinzip der Amplitudenvariation der vier Audiokanäle mit Ansicht von oben, wobei das kleine Quadrat die aktuelle Auslenkung des Patienten anzeigt (F = front, R = right, B = back, L = left). Die Dicke der Linien repräsentiert die Lautstärke des jeweiligen Richtungskanals. Sie hängt von der Neigungsrichtung (hier nach links vorne) und dem Ausmaß der Neigung ab. Mitte: Intensitätsfunktion für den Neigungswinkel (entspricht dem links eingezeichneten Schnitt von der Mitte nach right). Rechts: Intensitätsfunktion für die Neigungsrichtung (hier am Beispiel des rechten Audiokanals).

Je nach Neigungsrichtung gilt für den Neigungswinkel der entsprechende Schwellenwert. Die Schwellen für das vibrotaktile und das visuelle Feedback haben keinen Einfluss aufeinander. Die Ansteuerung der Vibrationsmotoren und der LEDs erfolgt unabhängig voneinander. Typischerweise sind jedoch die Schwellenwerte für das vibro-taktile Feedback etwa viermal näher beim Zentrum (d.h. das vibro-taktile Feedback wird vorher ausgelöst). Dies bedeutet, das z. B. bei einem vibro-taktile Schwankungs-Grenzwert von 0,4 Grad der visuelle Grenzwert auf einen Schwankungswert von 1,5 Grad festgelegt wird. Die Schwellenwerte wurden aus den Populations-Durchschnittswerten, die für die jeweiligen Versuchsreihen aufgezeichnet wurden, ermittelt. Dies wird im Abschnitt 4 anhand von konkreten Werten dargestellt. Die Schwellen müssen nicht unbedingt symmetrisch zum Zentrum gewählt werden, üblicherweise werden sie jedoch so eingestellt.

3.2.2 Audio-Feedback

Das Audio-Feedback ist im Gegensatz zum vibro-taktile Feedback und zum visuellen Feedback in der Intensität variabel (128 Abstufungen von 0–100%). Es sind vier Richtungskanäle mit je 180° Öffnungswinkel definiert. An jeder Position sind also bis zu zwei Kanäle aktiv. Diese werden gemischt und dieses Signal wird dann an die beiden Knochenleitungs-Schallgeber auf der linken und rechten Kopfseite ausgegeben.

Die Intensität eines Kanals ergibt sich aus der Überlagerung der entsprechenden Intensitätsfunktionen für den Neigungswinkel und die Neigungsrichtung. Volle Auslenkung in genau die entsprechende Richtung ergibt also volle Amplitude des Richtungskanals. Dieses Prinzip ist in Bild 4 dargestellt.

Die Intensitätsfunktion für den Neigungswinkel wird pro Richtungskanal mit vier Parametern charakterisiert. Diese geben an, bei welcher Neigung (c in Bild 4) das Audio-feedback mit welcher minimalen Amplitude (b in Bild 4)

einsetzen soll und bis zu welcher Neigung (d in Bild 4) es die maximale Amplitude erreicht haben soll bzw. wie hoch (a in Bild 4) diese dann ist. Der Verlauf zwischen diesen beiden Punkten ist linear.

Linear sind ebenfalls die Intensitätsfunktionen für die Neigungsrichtung. Der rechte Audiokanal z. B. hat hier bei „right“ („R“ in Bild 4) sein Maximum und nimmt gegen „front“ („F“ in Bild 4) und „back“ („B“ in Bild 4) symmetrisch und linear auf null ab. Dieser Verlauf ist fix und enthält keine Parameter.

Zusätzliche Parameter für jeden der vier Audiokanäle ergeben sich jedoch in der Grundfrequenz, einer optionalen zweiten Sprungfrequenz (eine Art Wobbelton) und in diesem Fall dem Intervall, mit dem zwischen diesen zwei Frequenzen hin- und hergesprungen wird. Es können 128 Frequenzen im Bereich zwischen 200 Hz und 4 KHz gewählt und als Sprungintervall Zeiten zwischen 10 ms bis ca. 1 s eingestellt werden.

4 Durchgeführte Tests

Es wurden Tests an 32 jungen (Alter $26,1 \pm 3,1$ Jahre) und 32 älteren (Alter $63,7 \pm 4,3$ Jahre) Versuchspersonen durchgeführt. Die Untersuchungen waren von der Ethikkommission der University of British Columbia genehmigt worden. Alle Probanden wiesen keinerlei orthopädische und neurologische Erkrankungen auf, wie anhand eines Fragebogens ermittelt wurde. Alle Probanden waren in der Lage, mehr als 10 Sekunden mit geschlossenen Augen auf einem Bein zu stehen. Manche (3) potentielle ältere Versuchspersonen wurden ausgeschlossen, da ein Körper-Tremor von 5 Hz auf den möglichen Beginn einer Parkinson-Erkrankung hindeutete.

Die Probanden wurden zwei Mal untersucht. Die zweite Untersuchung folgte auf die erste nach drei bis fünf Tagen. Für die erste Untersuchung sollten die Probanden

14 Aufgaben ausführen. Die sieben Aufgaben im Stehen für 30 Sekunden (außer Aufgabe 5) waren folgende:

1. mit geschlossenen Beinen und offenen Augen auf festem Untergrund,
2. mit geschlossenen Beinen und geschlossenen Augen auf festem Untergrund,
3. mit geschlossenen Beinen und offenen Augen auf Schaumstoff-Untergrund,
4. mit geschlossenen Beinen und geschlossenen Augen auf Schaumstoff-Untergrund,
5. 20 Sekunden Stehen auf einem Bein mit geschlossenen Augen auf festem Untergrund,
6. mit einem Bein vor dem anderem (Tandem-Stehen) mit offenen Augen,
7. mit einem Bein vor dem anderem (Tandem-Stehen) mit geschlossenen Augen.

Die sieben Aufgaben im Gehen waren folgende:

8. 8 Tandemschritte Gehen mit offenen Augen,
9. 8 Tandemschritte Gehen mit geschlossenen Augen,
10. 3 m Gehen mit gleichzeitiger Kopffrotation,
11. 3 m Gehen mit gleichzeitigem Kopfnicken,
12. 8 m normales Gehen ,
13. Aufstehen von einem Stuhl und 3 m Gehen auf festem Untergrund,
14. Aufstehen von einem Stuhl und 3 m Gehen auf Schaumstoff-Untergrund.

Das Rumpf-Schwanken wurde für die oben aufgelisteten 14 Aufgaben aufgezeichnet.

Vor der zweiten Untersuchung trainierten die Probanden 30 Minuten lang mehrere der obengenannten Aufgaben; anschließend wurde das Rumpf-Schwanken für dieselben Aufgaben wie für die erste Untersuchung aufgezeichnet. Das Training bestand aus folgenden Aufgaben, wenn nötig mit Pausen:

1. 3 Minuten (Gesamtzeit) Stehen mit geschlossenen Augen (Aufgabe 2),
2. 1 Minute Stehen auf einem Bein mit offenen Augen (Aufgabe 5),
3. 1 Minute Stehen mit geschlossenen Augen auf Schaumstoff (Aufgabe 4),
4. 1 Minute Stehen mit geschlossenen Augen im Tandem-Stehen (Aufgabe 7),
5. 3 Minuten Gehen im Tandem-Schritt mit geschlossenen Augen (mindestens fünfmal, Aufgabe 9),
6. 3 Minuten Gehen mit Kopffrotation (Aufgabe 10),
7. 3 Minuten 8 m Gehen mit offenen Augen (Aufgabe 12).

Die Probanden wurden einer von zwei Trainingsgruppen zugeteilt. Eine Gruppe (16 junge und 16 ältere Probanden) wurde getestet, während die mit dem SwayStar™ gemessenen Körperschwankungen mittels eines Biofeedback-Systems rückgemeldet wurden. Das Biofeedback wurde beim Überschreiten definierter Schwellenwerte ausge-

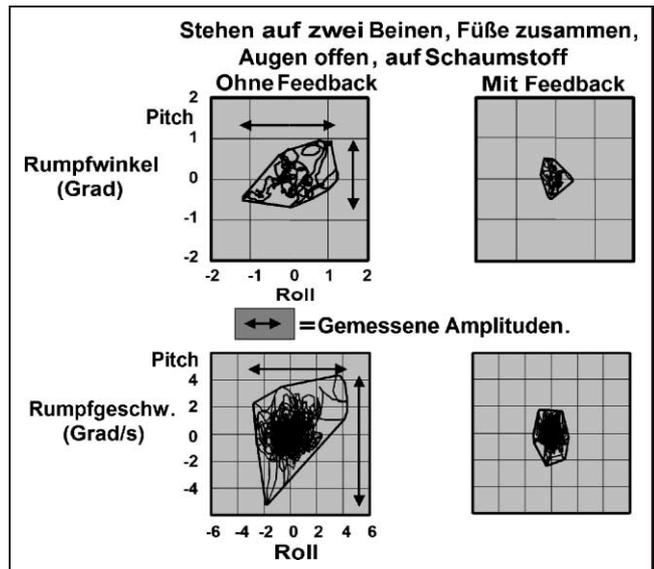


Bild 5: x-y-Plot des Roll- gegen den Pitchwinkel (oberer Plot) und der jeweiligen Winkelgeschwindigkeiten (unterer Plot). Die linken x-y-Plots wurden ohne, die rechten mit Biofeedback aufgezeichnet. Die für die Spitze-Spitze-Amplituden verwendeten Bewegungen sind markiert.

löst. Die Schwellenwerte beruhen auf den Populations-Durchschnittswerten, die für die ersten Versuchsreihen aufgezeichnet wurden. Die Schwellenwerte wurden progressiv größer für die vibro-taktilen, auditiven und visuellen Feedbacks, allerdings unterschiedlich für die Roll- und Pitch-Richtungen gesetzt, doch immer mit den gleichen Faktoren. Wenn beispielsweise die Durchschnitts-Amplitude der Population für die 90% Spitze-Spitze-Schwankungs-Amplitude bei der Aufgabe „30 Sekunden Stehen mit geschlossenen Beinen und offenen Augen auf festem Untergrund“ 1 Grad betrug, wurde der vibro-taktile Schwankungs-Grenzwert auf 0,4 Grad (Faktor 40%), der akustische Grenzwert auf 0,8 Grad (Faktor 80%) und der visuelle Grenzwert auf eine Amplitude von 1,5 Grad (Faktor 150%) festgesetzt.

Die zweite Trainings-Gruppe, 16 junge und 16 ältere der insgesamt 32 Probanden, wurden trainiert und getestet, indem sie während der zweiten Versuchsreihe das nicht eingeschaltete Biofeedback-System trugen.

Als Messwerte der Ergebnisse wurden die Spitze-Spitze-Schwankungs-Amplituden der Winkelposition und -geschwindigkeit in Richtung der Roll- und Pitchbewegung verwendet. Diese Werte wurden sowohl im Hinblick auf ihre absolute Amplitude, für den 90%-Bereich dieser Amplituden sowie für jede Aufzeichnung in die Fläche innerhalb der Umhüllung der x-y-Auftragungen der Pitch- und der Rollbewegung analysiert. Bild 5 zeigt die gemessenen Spitze-Spitze-Amplituden sowie die Umhüllungsprofile.

5 Ergebnisse

Bei den meisten Personen konnte bei Verwendung des Biofeedbacks unabhängig vom Alter eine Reduktion des

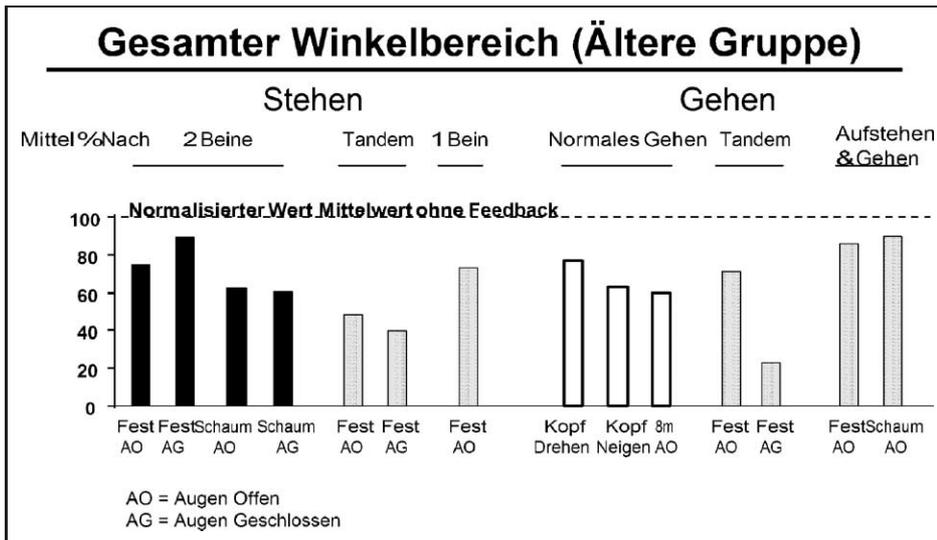


Bild 6: Prozentuale Reduktion des Schwankungsbereichs in allen Tests für die ältere Versuchsgruppe. Die Messwerte stellen den gesamten Winkelbereich innerhalb der Umhüllung der x-y-Winkel-Plots (Bild 5, obere Messreihen) dar. Die Reduktionen werden berechnet als das Verhältnis aus dem Wert mit Biofeedback (zweite Testserie) zum Wert ohne Biofeedback (erste Testserie) in Prozent.

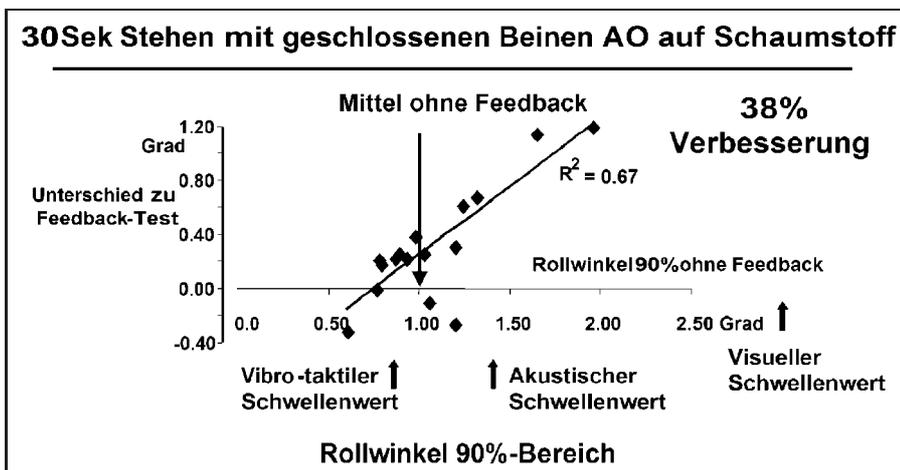


Bild 7: Zusammenhang zwischen dem Unterschied der Testergebnisse mit und ohne Feedback aufgetragen gegen den Wert ohne Feedback für die ältere Versuchsgruppe. Die aufgetragene Variable ist der 90% Rollwinkel; gezeigt ist der Test im Stehen mit offenen Augen auf Schaumstoff wie in Bild 6.

Schwankens bei den Aufgaben im Stehen beobachtet werden. In Bild 5 sind die Roll- und die Pitchbewegung eines Patienten als x-y-Diagramm dargestellt, sodass das Körperschwanken des Probanden „aus der Vogelperspektive“ sichtbar wird. Diese x-y-Darstellungen werden in Bild 5 sowohl für die Winkelposition als auch für die Winkelgeschwindigkeit dargestellt und weisen darauf hin, dass beide Größen mit Hilfe des Biofeedbacks in Pitch- und Roll-Richtung verringert werden.

Über alle Aufgaben betrachtet erwies sich bei älteren Leuten das Biofeedback beim Stehen und Gehen als gleichermaßen effektiv (Bild 6).

Bild 6 zeigt die Daten der älteren Probanden mit Biofeedback im Vergleich zu der zuerst aufgezeichneten Kontroll-Versuchsreihe ohne Feedback. Es zeigten sich Reduktionen sowohl beim Stehen als auch beim Gehen, wobei allerdings

die Reduktion bei den Aufgaben im Stehen geringer ausfiel als bei den jungen Probanden. Interessanterweise zeigte sich bei den zwei schwierigsten Aufgaben, die eine Feinkontrolle der Rollbewegung erforderte (Stehen und Gehen in Tandemposition mit Augen geschlossen), die größte Reduktion des Schwankens bei den älteren Probanden. Im Vergleich dazu traten beim Training ohne Biofeedback (d. h. das ganze Verfahren wurde mit einer anderen Gruppe von gesunden jungen und älteren Probanden wiederholt) keine signifikanten Verbesserungen auf.

Da Schwellenwerte für das Biofeedback verwendet wurden, die auf Werten für eine Durchschnittspopulation basierten, ist zu erwarten, dass nur dann eine Reduktion des Schwankens auftrat, wenn die Schwankungswerte über diesen Schwellenwerten lagen. Tatsächlich konnte eine generalisierte Reduktion des Schwankens quer über alle Auf-

gaben festgestellt werden, die proportional zum Ausmaß des Schwankens ohne Feedback war (Bild 7).

6 Diskussion

Die Ergebnisse dieser Untersuchung weisen darauf hin, dass der Einsatz des multi-modalen Positions-Biofeedbacks zu einer Verbesserung des Körperschwankens sowohl im Stehen als auch im Gehen führte. Die Verbesserung ist umso größer, je größer das Schwanken ohne Biofeedback war. Diese Verbesserung ist größer als der Einfluss eines simplen Trainings der Aufgaben, bei welchem die gesamte Versuchsserie drei Tage später wiederholt wird. Wir sind der Meinung, dass dies die erste Untersuchung ist, die einen Einfluss des Biofeedbacks zeigt, unabhängig vom Trainingseffekt durch nochmalige Wiederholung der Tests an den Probanden mit dem Biofeedback. Auch ist wichtig festzuhalten, dass sich sowohl das Training vor der Aufzeichnung der Testserie als auch die Testserie selbst nicht auf ein oder zwei Arten von Tests im Stehen beschränkte, wie dies bei vielen früheren Untersuchungen der Fall ist [9–11]. Die Ergebnisse weisen darauf hin, dass ältere Versuchspersonen besonders bei den Versuchen im Gehen einen größeren Nutzen aus dem Biofeedback-System zogen als junge. Ob dies darauf zurückzuführen ist, dass ältere Leute stärker profitierten, weil sie aufgrund eines möglicherweise größeren sensorischen Defizits ein größeres Potential für eine Verbesserung des Schwankens mit künstlichem sensorischen Feedback haben, bleibt Gegenstand weiterer Untersuchungen.

Alle drei Modalitäten werden für das Biofeedback zur Verfügung gestellt, wobei festgestellt wurde, dass vor allem junge Probanden sich sehr schnell an die Verwendung dieses Biofeedbacks gewöhnen können. Jedoch zeigten ältere Personen einige Schwierigkeiten, weswegen für diese Probanden hauptsächlich zwei Arten von Feedback – vibrotaktil und auditives Feedback – verwendet wurden. Das visuelle Feedback wurde so eingestellt, dass es bei der jeweiligen Aufgabe lediglich im Bereich der Stabilitätsextreme aktiv war. Es sollte aber festgehalten werden, dass das vibro-taktile Feedback auch als auditiver Stimulus für die vibro-taktilen Signalwandler in der Nähe des Mastoids wirkt, da das Mastoid die Haarzellen der Cochlea im Innenohr enthält.

7 Ausblick

Es ist wohlbekannt, dass das Training spezifischer Übungen bei Personen mit vestibulären Defiziten sowie bei älteren Leuten zu einer Verbesserung der Haltung führt [16; 18]. In beiden Versuchsgruppen konnte eine Verbesserung durch das Training festgestellt werden. Die entscheidende Frage ist jedoch die nach dem Lerneffekt, die in unseren Tests nicht untersucht wurde. Wenn, wie vermutet, der Lerneffekt mit dem Biofeedback sehr groß ist [11] dann wäre es nicht nötig, es dauernd zu verwenden; eine Wiederholung in regelmäßigen Intervallen könnte dann ausreichen,

um den Lerneffekt beizubehalten. Wenn es hingegen gar keinen langfristigen Lerneffekt geben sollte, sollte man intensive Anstrengungen unternehmen, unser System zu miniaturisieren, sodass es als Gleichgewichtsprothese eingesetzt werden kann.

Danksagung

Diese Arbeit wurde vom Schweizerischen Nationalfonds (Projektnummer 3100A0-104212) und vom KTI (Projektnummer 7812 LSPP-LS) gefördert.

Literatur

- [1] N. T. Shepard, S. A. Telian: Evaluations of balance system function. In: Katz J, Burkard R, Medwetsky L, eds. *Handbook of Clinical Audiology*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
- [2] B. R. Bloem, J. H. J. Allum, M. G. Carpenter, F. Honegger: Is lower leg proprioception essential for triggering human balance corrections? *Exp Brain Res* 130 (2000), S. 375–391.
- [3] J. H. J. Allum, C. R. Pfaltz: Visual and vestibular contributions to pitch sway stabilization in the ankle muscles of normals and patients with bilateral peripheral vestibular deficits, *Exp Brain Res* 58 (1985), S. 82–90.
- [4] J. H. J. Allum, A. L. Adkin: Improvements in trunk sway observed for stance and gait tasks during recovery from an acute unilateral peripheral vestibular deficit, *Audiology and Neuro-Otology* 8 (2003), S. 286–302.
- [5] B. P. van de Warrenburg, M. Bakker, H. P. H. Kremer, et al.: Trunk sway in patients with spinocerebellar ataxia. *Movement Disord* 2005.
- [6] J. H. J. Allum, M. Held-Ziolkowska, A. L. Adkin, M. G. Carpenter, F. Honegger: Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of a unilateral vestibular deficit, *Gait and Posture* 14 (2001), S. 227–237.
- [7] J. Hegeman, F. Honegger, M. Kupper, J. H. J. Allum: The balance control of bilateral peripheral vestibular loss subjects and its improvement with auditory prosthetic feedback, *J Vest Res* 15 (2005), S. 109–117.
- [8] C. Wall, III, M. S. Weinberg, P. B. Schmidt, D. E. Krebs: Balance prosthesis based on micromechanical sensors using vibrotactile feedback of tilt, *IEEE Trans Biomed Eng* 48 (2001), S. 1153–1161.
- [9] C. Wall, III, E. Kentala: Control of sway using vibrotactile feedback of body tilt in patients with moderate and several postural control deficits, *J Vestib Res*, 15 (2005), S. 313–325.
- [10] M. Dozza, L. Chiari, B. Chan, L. Rocchi, F. B. Horak, A. Cappello: Influence of a portable audio-biofeedback device on structural properties of postural sway, *J Neuro-engineering Rehabil*, 2 (2005) 13.
- [11] M. Tyler, Y. Danilov, P. Bach-y-Rita: Closing an open-loop control system: vestibular substitution through the tongue, *J Integr Neurosci*, 2 (2003), S. 159–164.
- [12] W. L. Hsu, J. P. Scholz, G. Schöner, J. J. Jeka, T. Kiemel: Control and estimation of posture during quiet stance depends on multijoint coordination, *J Neurophysiol* 97 (2007), S. 3024–3035.
- [13] D. A. Winter, C. D. MacKinnon, G. K. Ruder, C. Wieman: An integrated EMG/biomechanical model of upper body balance and posture during human gait, *Prog Brain Res* 97 (1993), S. 359–367.
- [14] M. Dozza, L. Chiari, B. Chan, L. Rocchi, F. B. Horak, A. Cappello: Influence of a portable audio-biofeedback device on structural properties of postural sway, *J Neuro-engineering Rehabil*, 2 (2005) 13.

- [15] I. S. Curthoys, J. Kim, S. K. McPhedran, A. J. Camp: Bone conducted vibration selectively activates irregular primary otolithic vestibular neurons in the guinea pig, *Exp Brain Res* (2006) 175, S. 256–267.
- [16] H. Cohen: Vestibular rehabilitation improves daily life function, *Am J Occup Ther*, 48 (1994), S. 919–925.
- [17] J. H. J. Allum, M. G. Carpenter: A speedy solution for balance and gait analysis: angular velocity measured at the centre of mass, *Current Opinions in Neurology* 18 (2005), S. 15–21.
- [18] A. Shumway-Cook, F. B. Horak: Rehabilitation strategies for patients with vestibular deficits, *Neurol Clin*, 8 (1990), S. 441–457.

Manuskripteingang: 4. Februar 2008.



Prof. Dr. Jürgen Burger ist Leiter der Medizintechnik an der Berner Fachhochschule, Technik und Informatik und Ko-Studienleiter des Masterstudiengangs MSc Biomedical Engineering der Universität Bern. Seine Hauptarbeitsgebiete sind intelligente Operationsinstrumente und Implantate.

Adresse: Berner Fachhochschule, Technik und Informatik, Medizintechnik, Quellgasse 21, 2501 Biel, SCHWEIZ, Tel.: ++41 32 321 6384, E-Mail: juergen.burger@bfh.ch



Dipl. El. Ing. FH Simon Meyes ist Projekttechniker im Labor für Medizintechnik an der Berner Fachhochschule, Technik und Informatik. Seine Hauptarbeitsgebiete sind Elektronik und hardwarenahe Softwareentwicklung für medizintechnische Applikationen.

Adresse: Berner Fachhochschule, Technik und Informatik, Medizintechnik, Quellgasse 21, 2501 Biel, SCHWEIZ, Tel.: ++41 32 321 62 53, E-Mail: simon.meyes@bfh.ch



Dipl. El. Ing. FH Roger Tschanz ist Projekttechniker im Labor für Medizintechnik an der Berner Fachhochschule, Technik und Informatik. Sein Hauptarbeitsgebiet ist die Softwareentwicklung für medizintechnische Applikationen.

Adresse: Berner Fachhochschule, Technik und Informatik, Medizintechnik, Quellgasse 21, 2501 Biel, SCHWEIZ, Tel.: ++41 79 378 97 37, E-Mail: rots@gmx.ch



Justin R. Davis arbeitet an seiner Promotion an der University of British Columbia, Vancouver, Kanada. Seine Forschungsinteressen sind auf das Verständnis der spinalen und supraspinalen neuronalen Mechanismen, welche Haltungsvermögen und motorische Kontrolle positiv beeinflussen, fokussiert.

Adresse: School of Human Kinetics, University of British Columbia, Osborne Centre Unit I, 6108 Thunderbird Blvd, Vancouver, BC, CANADA, Tel.: +1 604 822 8614, E-Mail: jrdavis@interchange.ubc.ca



Dr. Mark G. Carpenter hat einen Canada Research Chair in Physical Activity and Health, und ist Assistant Professor in der School of Human Kinetics an der University of British Columbia, Vancouver, British Columbia, Kanada. Seine Forschungsinteressen umfassen das Verständnis der neuronalen, muskuloskeletalen und psychologischen Faktoren, welche zu Defiziten im Gleichgewicht und zu Stürzen beitragen.

Adresse: School of Human Kinetics, University of British Columbia, Osborne Centre Unit I, 6108 Thunderbird Blvd, Vancouver, BC, CANADA, Tel.: +1 604 822 8614, E-Mail: mark.carpenter@ubc.ca



Prof. Daniel Debrunner ist Leiter des Labors für Sensorik an der Berner Fachhochschule, Technik und Informatik. Seine Hauptarbeitsgebiete sind Sensorik, Automation und Programmierung von Mikroprozessoren.

Adresse: Berner Fachhochschule, Technik und Informatik, Medizintechnik, Quellgasse 21, 2501 Biel, SCHWEIZ, Tel.: ++41 32 321 6367, E-Mail: daniel.debrunner@bfh.ch



Prof. Dr. Biomed. Eng. J. HJ. Allum ist Leiter des Departments für Audiologie und Neurootologie an der Universitäts-ORL-Klinik in Basel/Schweiz, wo seine Hauptaufgaben die Organisation von diagnostischen Programmen und Rehabilitationsprogrammen für Patienten mit Hör- und Gleichgewichtsstörungen umfassen. Seine wissenschaftlichen Interessen sind auf das Verständnis der Gleichgewichtskontrolle beim Menschen und auf die Entwicklung von Gleichgewichts-Hilfssystemen konzentriert.

Adresse: Div. of Audiology and Neurootology, Dept. of ORL, University Hospital, 4031 Basel, SCHWEIZ, Tel.: ++41 61 265 2040, E-Mail: jallum@uhbs.ch