

FORSCHUNG

Uneingeschränkter



Auf virtueller Realität basierendes Gleichgewichtstraining System erweitert mit operantem Konditionierungsparadigma

Deepesh Kumar^{1,2*}, Nirvik Sinha³, Anirban Dutta⁴ und Uttama Lahiri¹

* Korrespondenz:
deepeshkumar.durg@gmail.
com
²Nationaluniversität
von Singapur, das N.1
Institut für Gesundheit,
28 Medizinischer Dr.,
Singapur 117456, Singapur
Die vollständige Liste der
Autoreninformationen finden Sie am
Ende des Artikels

Abstrakt

Hintergrund: Schlaganfallbedingte sensorische und motorische Defizite stehlen Schlaganfallüberlebenden häufig die unabhängige Mobilität und das Gleichgewicht. Dies zwingt die Überlebenden eines Schlaganfalls häufig dazu, sich während der Gewichtsverlagerung stark auf ihr nicht paretisches Bein zu verlassen, um Aktivitäten des täglichen Lebens (ADL) auszuführen, wobei das paretische Bein weniger genutzt wird. Eine erhöhte Abhängigkeit vom nicht paretischen Bein führt häufig zu einer erlernten Nichtbenutzung des paretischen Beins. Daher ist es notwendig, den Beitrag der einzelnen Beine zum Gesamtgleichgewicht zu messen. Im Gegenzug können Techniken entwickelt werden, um die Verwendung beider Beine während des Gleichgewichtstrainings zu konditionieren und so die hemiplegischen Patienten zu einer verstärkten Verwendung ihres paretischen Beins zu ermutigen.

Ergebnis: 29 hemiplegische Patienten nahmen an einer einzigen Sitzung des VR-basierten Gleichgewichtstrainings teil. Die Teilnehmer manövierten virtuelle Objekte in der virtuellen Umgebung mit zwei Wii-Balance-Boards, die die Verschiebung im Druckmittelpunkt (CoP) aufgrund jedes Beins bei der Durchführung von Gewichtsverlagerungsaufgaben maßen. Für die operante Konditionierung wurde die Gewichtsverteilung über beide Beine (während des normalen Versuchs) konditioniert, um die Teilnehmer für die vermehrte Verwendung des paretischen Beins während der Gewichtsverlagerungsaufgabe zu belohnen. Den Teilnehmern wurden mehrere Ebenen normaler Studien angeboten mit Zwischenfangversuch (bei gleicher Gewichtsverteilung zwischen beiden Beinen) auf individuelle Weise. Die Wirkung der operanten Konditionierung während der normalen Versuche wurde in den folgenden Fangversuchen gemessen. Die Teilnehmer zeigten im letzten Fangversuch eine deutlich verbesserte Leistung im Vergleich zu ihrer anfänglichen Fangversuchsaufgabe. Auch die Verbesserung der CoP-Verschiebung des paretischen Beins war im letzten Fangversuch im Vergleich zum anfänglichen Fangversuch signifikant.

Fazit: Das entwickelte System konnte die Teilnehmer dazu ermutigen, ihr paretisches Bein bei Aufgaben zur Gewichtsverlagerung besser zu nutzen. Ein solcher Ansatz hat das Potenzial, das Problem der erlernten Nichtbenutzung des paretischen Beins bei Schlaganfallpatienten anzugehen.

Schlüsselwörter: Balance Rehabilitation, Druckzentrum, Operante Konditionierung, Schlaganfall, Virtuelle Realität, Wii Balance Board



Einführung

Schlaganfall ist weltweit eine der Hauptursachen für Behinderungen [1]. Nach einem Schlaganfall kann das Gleichgewicht beeinträchtigt werden, was sich wiederum negativ auf die Fähigkeit auswirken kann, Aktivitäten des täglichen Lebens auszuführen [2]. Oft ist die Beeinträchtigung des Gleichgewichts nach Schlaganfall mit einer verminderten Haltungskontrolle verbunden [3] bei hemiplegischen Patienten. Dies liegt daran, dass Schlaganfall-bedingte sensorische und motorische Defizite dazu führen, dass sich Patienten mit hemiplegischem Schlaganfall stark auf ihr nicht-paretisches Bein verlassen, wobei das paretische Bein weniger für die Haltungsanpassung verwendet wird [4]. Für Patienten mit chronischem Schlaganfall berichten Forschungsstudien, dass die Beeinträchtigung des Gleichgewichts trotz einer wahrscheinlichen Verbesserung der motorischen Funktionalität der unteren Extremität mit einer erlernten Nichtbenutzung des paretischen Beins (zusätzlich zu der durch Schlaganfall verursachten Parese) zusammenhängen kann [5]. Die Gleichgewichtsstörung aufgrund der erlernten Nichtbenutzung des paretischen Beins kann behoben werden, indem die Patienten zu einer verstärkten Verwendung des paretischen Beins bei der Ausführung von Aufgaben des täglichen Lebens ermutigt werden. In der Vergangenheit wurde gezeigt, dass Affen nach einseitiger Deafferenzierung der Vorderbeine das betroffene Glied in freien Situationen nicht benutzen. Derselbe Affe kann jedoch nach einem speziellen Training, das auf einem operanten Konditionierungsansatz basiert, das deafferente Glied verwenden [6] oder während das intakte Glied zurückgehalten wird [7]. Der Ansatz der operanten Konditionierung zielt darauf ab, das eigene Verhalten zu ändern und gleichzeitig auf eine Aufgabe zu reagieren, die durch die Verwendung von Verstärkungen erleichtert werden kann, wie sie beispielsweise in Studien mit Patienten mit Rückenmarksverletzungen verwendet werden [8]. Ursprünglich von Skinner et al. [9] ist es ein Lernparadigma, das sich auf die Veränderung des eigenen Antwortverhaltens konzentriert. Diese Technik hat das Potenzial, das motorische Verhalten des Menschen durch einen entsprechend angewendeten Verstärkungsplan zu verändern [10]. Operante Konditionierungstechniken wurden bereits in einigen kommerziellen Videospielen eingesetzt [11]. Die andere Variante ist die Constraint-induzierte Bewegungstechnik (CIMT). Basierend auf den Erkenntnissen aus der Forschung zu deafferenten Primaten haben Taub et al. [12] und Ostendorf und Wolf [13] entwickelte CIMT für die Rehabilitation der oberen Extremitäten bei Schlaganfallpatienten. Die Idee von CIMT ist es, das nicht paretische Glied zu belasten und den Patienten zu bitten, Aufgaben mit dem paretischen Glied zu üben. Diese Technik wurde häufig für die Rehabilitation der oberen Extremitäten bei hemiplegischen Patienten nach Schlaganfall eingesetzt. Beispielsweise hat eine kürzlich durchgeführte klinische Studie gezeigt, dass CIMT zu Hause bei der Verbesserung der wahrgenommenen Verwendung des paretischen Arms im Vergleich zur konventionellen Physiotherapie wirksamer ist [14]. Die Verwendung von CIMT für die Rehabilitation der unteren Extremitäten ist jedoch aufgrund des bilateralen Charakters der Gleichgewichtsaufgaben, bei denen die Einschränkung einer der unteren Extremitäten Einschränkungen mit sich bringen kann, praktisch eingeschränkt. Daher versucht die konventionelle physikalische Therapie häufig, die Haltungsstabilität durch freiwillige oder erzwungene Gewichtsverlagerungsaufgaben in Richtung paretisches Bein zu verbessern [5]. In den letzten 20 Jahren wurde das Body Center of Pressure (CoP) als Indikator für die Haltungsstabilität bei Aktivitäten zur Gewichtsverlagerung im Stehen verwendet [fünfzehn]. Forscher verwenden häufig Kraftplattformen, um die Haltungsstabilität in Bezug auf die Verschiebung des Körper-CoP während der Gewichtsverlagerung zu messen [16]. Aufgrund der asymmetrischen Körpergewichtsverteilung über beide Beine im Stehen zeigen die Schlaganfallpatienten eine erhöhte Haltungsschwankung [4] und asynchrone CoP-Trajektorien zwischen dem paretischen und dem nicht paretischen Bein [17]. Die Körperhaltung kann anhand von CoP-Exkursionen quantifiziert werden, wenn die Teilnehmer ihr Körpergewicht um ihre Unterstützungsbasis (BoS) verlagern [BoS] [10] während der Ausführung von Balance-Aufgaben. Obwohl konventionelle Therapien vielversprechend sind, gehen diese Studien davon aus, dass das nicht paretische Bein ein Minimum oder kein Defizit aufweist und die Beeinträchtigung des paretischen Beins bei der Durchführung der Ausgleichsaufgabe kompensieren kann [18]. Diese Annahme kann für Personen je nach Art und Ort variieren

der Hirnläsion aufgrund eines Schlaganfalls. Forscher wie Kim et al. [19] und Parvataneni et al. [20] schlugen vor, dass sich die Leistung des nicht paretischen Beins nach dem Schlaganfall von der des paretischen Beins unterscheidet und der Unterschied normalerweise dazu beiträgt, die Fähigkeiten des paretischen Beins zu kompensieren. Ein solcher Kompensationsmechanismus durch ein nicht paretisches Bein könnte dem Schlaganfallpatienten helfen, eine verbesserte Haltungsstabilität zu erreichen, obwohl das paretische Bein eine geringe Belastbarkeit aufweist. Diese Kompensationen beschränken uns jedoch darauf, die tatsächlichen Auswirkungen von Gleichgewichtstrainingsinterventionen auf das paretische Bein zu verstehen. Zum Beispiel Kautz und Patten [21] und Kautz et al. [22] zeigten, dass selbst wenn das nicht paretische Bein nur zur Kompensation verwendet wird, der veränderte sensomotorische Zustand des nicht paretischen Beins den Ausdruck eines normalen motorischen Musters mit dem paretischen Bein beeinträchtigen kann.

In Anbetracht des bilateralen Charakters der Gleichgewichtsaufgabe und des möglichen Ausgleichsmechanismus durch das nicht paretische Bein ist es unerlässlich, einen Mechanismus zu entwickeln, um den Beitrag des einzelnen Beins zu verstehen, während ein hemiplegischer Teilnehmer die Gleichgewichtsaufgabe ausführt. Dies ist nicht nur nützlich, um die tatsächliche Verbesserung der Belastbarkeit des paretischen Beins zu bewerten, sondern auch, um Studien zu entwerfen, die sich auf die vermehrte Verwendung des paretischen Beins zur Verbesserung der Haltungsstabilität konzentrieren. Wenn man Zugang zum Beitrag des einzelnen Beins zum Gesamtgleichgewicht hat, kann man den Beitrag des einzelnen Beins zu den Übungsaufgaben für eine verstärkte Nutzung des paretischen Beins unter Verwendung eines impliziten Belohnungs- und Bestrafungsmechanismus (dh des Prinzips der operanten Konditionierung) leicht manipulieren. Ähnlich wie beim CIMENT-Ansatz. Der Ansatz der operanten Konditionierung betont auch die Überwindung der erlernten Nichtverwendung des paretischen Gliedes. Im Gegensatz zu CIMENT erfordert der Ansatz der operanten Konditionierung jedoch nicht, dass das nicht paretische Glied eingeschränkt wird. Stattdessen beruht es auf der Beobachtung und Änderung expliziter Verhaltensweisen unter Verwendung der Antezedenzen (der umgebenden Umweltfaktoren, die zum Verhalten führen) und der Konsequenzen (das Ergebnis des Verhaltens in Bezug auf die Auswirkungen auf diese Umgebung) [23]. Dieser Ansatz wurde bei Patienten mit Rückenmarksverletzungen angewendet [8] im Kontext der Fortbewegung. Die Anwendbarkeit der operanten Konditionierung auf das Gleichgewicht der unteren Extremitäten im Zusammenhang mit den unteren Gliedmaßen wurde jedoch weitgehend unterbewertet.

In der vorliegenden Studie wollten wir die Auswirkungen der operanten Konditionierung auf die Fähigkeit zur Gewichtsverlagerung während einer Trainingsaufgabe im Stehen verstehen. Dazu mussten wir den Beitrag jedes Beins zum Gesamtgleichgewicht kennen, während die Teilnehmer mit computergestützten Gleichgewichtsaufgaben interagierten. In der Literatur gibt es nur wenige Studien, in denen Forscher die Belastbarkeit jedes Beins für eine ausgewogene Rehabilitation genutzt haben. Zum Beispiel haben Kennedy et al. [24] haben zwei Wii Balance Board (WiiBB) (zur Messung der Tragfähigkeit jedes der beiden Beine eines Individuums) für eine Pilotstudie zum Gleichgewichtstraining mit Schlaganfallpatienten verwendet und über positive Reaktionen sowohl von Teilnehmern als auch von Therapeuten berichtet. Wiederum haben Ding et al. [25] haben zwei WiiBBs verwendet, um Spiele zur Verbesserung der Gleichgewichtskontrolle bei Schlaganfallüberlebenden unter Verwendung eines modifizierten CIMENT-Ansatzes zu entwickeln. Obwohl diese Studien separate WiiBB verwendet haben, um den Beitrag jedes der beiden Beine zum Gesamtgleichgewicht zu messen, haben diese keine operante Konditionierung in ihr Aufgabenparadigma aufgenommen. In den vorliegenden Studien wurden auch Standardspiele verwendet, die hauptsächlich aus der Unterhaltungsperspektive und nicht aus der Perspektive der Gleichgewichtsrehabilitation entwickelt wurden. Anstatt Standardspiele zu verwenden, haben wir zielgerichtete Aufgaben auf der Basis von Virtual Reality (VR) entwickelt und angeboten, die darauf abzielen, die Nutzung des eigenen paretischen Beins durch operante Konditionierung implizit und subtil zu steigern. Wir

entschied sich für VR, da dies die Flexibilität des Aufgabendesigns, kontrollierbare Herausforderungsstufen und individuelles Feedback bieten kann [26 , 27] beim Entwerfen der zielgerichteten Aufgaben. Unser VR-basiertes Zwei-WiiBB-gestütztes Gleichgewichtstrainingssystem (fortan V2BaT) verwendete zwei WiiBBs, um den CoP jedes Beins zu messen, während einer auf den beiden WiiBBs stand. Während ein Teilnehmer gebeten wurde, das Gewicht zu verlagern, wurde die CoP-Exkursion für jedes Bein als Maß für die Belastbarkeit verwendet. Basierend auf der beobachteten Belastbarkeit verwendeten wir einen operanten Konditionierungsansatz, um die Belastbarkeit jedes Beins in einer zielorientierten VR-basierten Gewichtsverlagerungsaufgabe zu konditionieren. Auch unter den drei Gleichgewichtsstrategien, die vom Menschen angewendet werden [28] ist die Knöchelstrategie diejenige, die während der Stehbalance-Aufgabe verwendet wird. Wenn wir stehen, können wir uns mit unserem Knöchelgelenk in alle Richtungen bewegen. Daher ist die Knöchelstrategie das wichtigste Instrument, um das Gleichgewicht zu halten, während wir unser Gewicht in eine andere Richtung verlagern [29]. Um der Knöchelstrategie zu folgen, sollte die Ferse des Benutzers Kontakt mit der Plattform haben, auf der der Benutzer steht, und die Gewichtsverlagerungsaufgaben ausführen. Daher haben wir in dieser Studie ein Fersenerkennungsmodul entwickelt, um sicherzustellen, dass die Teilnehmer während des Gleichgewichtstrainings die Knöchelstrategie befolgen.

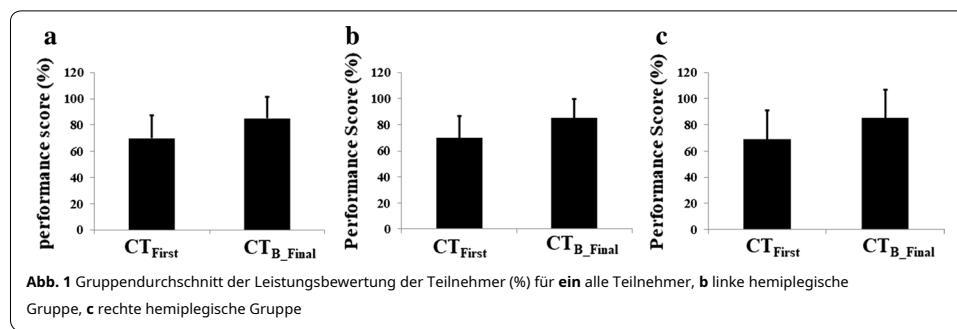
Unsere vorliegende Studie hatte zwei Ziele: (i) Entwicklung eines V2BaT-Systems, das VR-basierte Gleichgewichtsaufgaben bieten kann, und (ii) Durchführung einer Studie, um die Auswirkungen der operanten Konditionierung auf die (a) Aufgabenleistung und (b) Fähigkeit, die Verwendung des paretischen Beins zu erhöhen.

Ergebnisse

In dieser Studie wurden 29 hemiplegische Teilnehmer für eine einzige Sitzung des Gleichgewichtstrainings dem V2BaT-System ausgesetzt. Das V2BaT-System verwendete zwei WiiBBs, eine für jedes Bein, um die CoP-Verschiebung für jedes Bein zu messen. Die gewichtete Summe von CoP für links und

Mit den rechten Beinen wurde das virtuelle Objekt (VR) manövriert (obj) in den VR-Umgebungen (" [Materialien und Verfahren](#) "Abschnitt). Das Operantenkonditionierungsparadigma wurde verwendet während des normalen Versuchs (NT) von VR-basierten Gleichgewichtsaufgaben, bei dem die Gewichtung von CoP aufgrund des einzelnen Beins in Richtung der gesamten CoP-Verschiebung konditioniert wurde. In jedem Schwierigkeitsgrad des normalen Versuchs wurde die Gewichtung des CoP aufgrund jedes Beins auf der Grundlage der verbleibenden Fähigkeit des Teilnehmers bestimmt, seinen gesamten CoP von der jeweiligen Grundlinienposition in anteriorer Richtung zu verschieben (" [Modul Gewichtsverteilung und Schwellenwertschätzer](#) "Abschnitt). Der Effekt der operanten Konditionierung, der während des normalen Versuchs angewendet wurde, wurde im Fangversuch (CT) erfasst, bei dem beide Beine (paretisch und nicht paretisch) in Bezug auf die gesamte CoP-Verschiebung gleich gewichtet wurden. Das V2BaT-System pro - Ausgeglichene Aufgaben mit unterschiedlichen Schwierigkeitsgraden, die an die verbleibende Ausgleichsfähigkeit der Teilnehmer und ihre Leistung bei den VR-basierten Ausgleichsaufgaben angepasst wurden.

Den Teilnehmern wurden normale Versuche mit unterschiedlichen Schwierigkeitsgraden angeboten (NT_Level)_{im}) mit CT-Zwischenaufgaben (" [Begründung für den Aufgabenwechsel](#) "Abschnitt). In den folgenden Unterabschnitten, Wir präsentieren unsere Beobachtung zur Verbesserung des Gleichgewichts der Teilnehmer in Bezug auf den Leistungswert bei den VR-basierten Aufgaben, zur Verbesserung der CoP-Verschiebung und zur Verbesserung der Stabilität bei der CoP-Exkursion.



Auswirkung von V2BaT auf die Leistungsbewertung der Teilnehmer

Zahl 1 a zeigt den Gruppendurchschnitt der prozentualen Leistungsbewertung der Teilnehmer (% P. f_Score) in ihrem ersten Fangversuch (CT Zuerst) und das Beste aus dem letzten Fangversuch (CT) B_Final). Ein Leistungswert von 70% wurde als „angemessener“ Wert in der VR-basierten Bilanz angesehen. den Teilnehmern angebotene Aufgabe (" [Modul zur Bewertung der Leistungsbewertung](#) "Abschnitt). Wir können sehen, dass die Teilnehmer geringfügig "unzureichende "Leistungsbewertung auf erreicht haben ein Durchschnitt in ihrer CT Zuerst Versuch. Obwohl der Mittelwert% P. f_Score während der CT Zuerst Es wurde festgestellt, dass es nahe an der Schwelle für eine angemessene Leistung liegt. Leistungsdaten zeigten, dass etwa 50% der Teilnehmer% P hatten f_Score deutlich unter die Schwelle (70%) während der CT Zuerst. Im Gegensatz dazu ist der Mittelwert% P. f_Score während der CT B_Final lag mit einer Verbesserung des Gruppendurchschnitts von ca. 22,04% deutlich über der Schwelle % P. f_Score während der CT B_Final im Vergleich zum CT Zuerst. Fast 70% der Teilnehmer hatten a P. f_Score > 80% während der CT B_Final. Die in Abb. 1 a gibt die Standardabweichung (STD) in der Leistung aller 29 Teilnehmer an. Wir haben nur ein geringes beobachtet Reduzierung (~ 8%) der Variation der Leistung der Teilnehmer in der CT B_Final im Vergleich zu CT Zuerst. Dies wurde erwartet, da sich die Schwierigkeit von Gleichgewichtsaufgaben an die verbleibende Fähigkeit zur Gewichtsverlagerung anpasste und aufgrund dessen die Verbesserung der Leistung Der Formance Score wurde ebenfalls individualisiert. Daher, obwohl sie sich verbessert zeigten Leistung in CT B_Final im Vergleich zu CT Zuerst, Die Leistungsunterschiede zwischen den Teilnehmern haben sich nicht wesentlich geändert.

Da unser Teilnehmerpool eine Mischung aus linkshemiplegisch hatte ($n = 7$) sowie rechtshemiplegisch ($n = 22$) Patienten haben wir die Teilnehmer in zwei Gruppen aufgeteilt, nämlich links

hemiplegische Gruppe (LH Gruppe) und rechte hemiplegische Gruppe (RH Gruppe). Zahl 1 b, c zeigt eine

vergleichende Schätzung des% P. f_Score während der CT Zuerst und CT B_Final für die LH Gruppe und RH Gruppe, beziehungsweise. In beiden Zahlen sehen wir eine ähnliche Verbesserung in% P. f_Score ($\Delta\% = 21,42\%$ und $24,03\%$ für die CT Zuerst zu CT B_Final für LH Gruppe und RH Gruppe, beziehungsweise).

Auch aus der Fehlerleiste in Abb. 1 b, c, wir können sehen, dass LH Gruppe zeigten eine höhere Variation in der Leistung im Vergleich zu RH Gruppe Dies kann wahrscheinlich auf weniger Teilnehmer an der LH zurückzuführen sein Gruppe im Vergleich zu dem für die RH Gruppe. Allerdings ist der Trend in der Variation der Leistung in der CT Zuerst und CT B_Final war für beide Teilnehmergruppen ähnlich (Abb. 1 ein).

Eine abhängige Stichprobe t Test durchgeführt zwischen% P aller Teilnehmer f_Score in ihrer CT Zuerst und CT B_Final Aufgaben zeigten eine signifikante Verbesserung (p Wert <0,01) in der

Leistungsbewertung. Ähnlich war die Beobachtung zur Leistungsverbesserung für sowohl die LH Gruppe und die RH Gruppe (p Wert $<0,01$).

Zusammenfassend könnte das V2BaT-System mit operanter Konditionierung das motivieren Hemiplegiker nach Schlaganfall, um den Beitrag ihrer paretischen Seite während der Gewichtsverlagerungsaufgabe zu erhöhen. Dies war aus der statistischen Gesamtsignatur ersichtlich.

signifikante Verbesserung in % P_{f_Score} vom CT_{Zuerst} zu CT_{B_Final} Versuche, bei denen für jedes Bein die gleiche Gewichtsverteilung verwendet wurde, während die Teilnehmer das virtuelle Objekt manövierten.

Einfluss von V2BaT auf die Fähigkeit, CoP zu verdrängen

Zahl 2 a zeigt den Gruppendurchschnitt der normalisierten CoP-Verschiebung aller Teilnehmer (Δ CoP) des paretischen Beins während der Interaktion mit der CT_{Zuerst} und CT_{B_Final} Aufgaben. Der Δ CoP wurde in Bezug auf den vom Teilnehmerpool erreichten maximalen Δ CoP normalisiert.

Wir können sehen, dass es eine Verbesserung des normalisierten Δ CoP von CT_{Zuerst} zu CT_{B_Final} für das paretische Bein ($\Delta\% = 21,29\%$). Wieder für das paretische Bein die Verbesserung

für LH Gruppe betrug $\Delta\% = 21,63\%$ und das für die relative Luftfeuchtigkeit Gruppe betrug $\Delta\% = 21,74\%$ (Fig. 2 b, c). Eine abhängige Stichprobe t Test wurde mit dem Δ CoP durchgeführt, das von den Teilnehmern beigesteuert wurde.

paretisches Bein von CT_{Zuerst} zu CT_{B_Final} Aufgaben, und es wurde festgestellt, signifikant (p Wert $<0,01$). Wir haben auch einen ähnlichen Test für den LH durchgeführt Gruppe und die RH Gruppe. Die Ergebnisse zeigten eine signifikante Verbesserung in Bezug auf Δ CoP (p Wert $<0,01$) für beide RH Gruppe und der

LH Gruppe. Auch die in Abb. 2 a, b zeigten, dass, obwohl es insgesamt ein Inkrement von Δ CoP gab, die Variation in der Fähigkeit der Teilnehmer, das CoP zu verdrängen

blieb fast gleich, während CT in Betracht gezogen wurde Zuerst und CT_{B_Final} Aufgabenversuche.

Ferner hängt die Qualität der Gewichtsverlagerung bei einer Gleichgewichtsaufgabe nicht nur vom Ausmaß ab der CoP-Verschiebung, aber auch auf die Glätte der Flugbahn der CoP (stabiles CoP-Manöver) [30]. Daher wollten wir eine eingehende vergleichende Analyse durchführen

die Flugbahn der CoP aufgrund des paretischen Beins während der CT_{Zuerst} und CT_{B_Final} Aufgabenversuche, während ein Teilnehmer das virtuelle Objekt während einer Gewichtsverlagerungsaufgabe manövierte. Hier,

Als typischen Fall wählten wir den Teilnehmer S23, der rechtshemiplegisch war und einen BBS-Wert von 41 hatte (am wenigsten unter dem des Teilnehmerpools) (Tabelle 1). Zahl 3 a, b zeigt die CoP

Flugbahn des paretischen Beins für S23 während der CT_{Zuerst} und CT_{B_Final} Aufgabenversuche. Es gab eine Verbesserung hinsichtlich eines größeren Δ CoP ($\Delta\% = 21\%$) in ihrer CT_{B_Final} Task Trial Com

auf die CT reduziert Zuerst Aufgabe. Die Verbesserung ihrer Haltungsstabilität ist aus der verbesserten

CoP-Stabilität ersichtlich, die durch die CoP-Trajektorie quantifiziert wird (was auf eine Verringerung hinweist

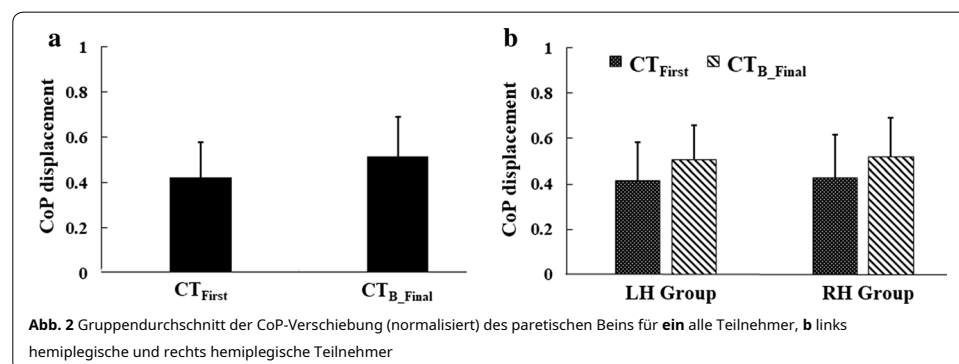
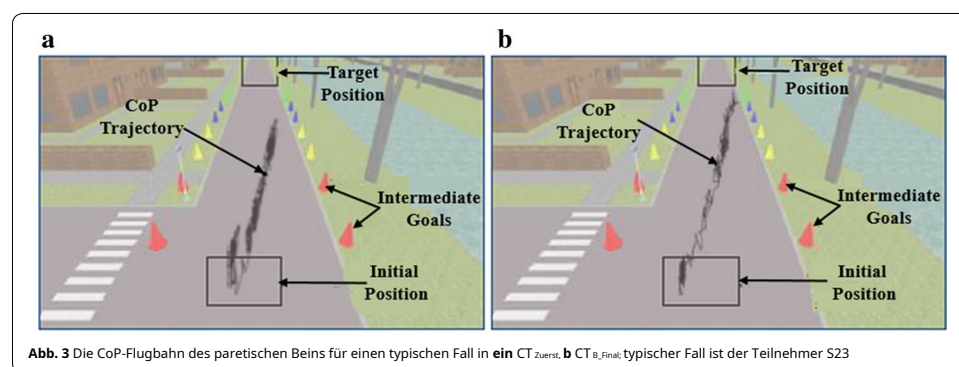


Tabelle 1 Klinische Merkmale der Teilnehmer

PI	Alter (Jahre) / PS Geschlecht		PSP (Jahre)	BBS	PI	Alter (Jahre) / PS Geschlecht		PSP (Jahre)	BBS
S1	26 / M.	R.	1	48	S16	62 / M.	R.	0,33	55
S2	58 / M.	R.	3,5	46	S17	60 / M.	R.	1	51
S3	45 / M.	L.	1	53	S18	53 / M.	L.	0,58	54
S4	43 / M.	R.	0,3	52	S19	55 / F.	R.	4	46
S5	58 / M.	R.	1	46	S20	69 / M.	L.	2	45
S6	52 / M.	L.	5	48	S21	35 / M.	R.	0,58	55
S7	17 / M.	R.	1	54	S22	25 / M.	R.	0,25	53
S8	50 / F.	R.	0,16	N / A	S23	63 / F.	R.	2	41
S9	31 / M.	R.	2	53	S24	38 / M.	R.	2	55
S10	55 / M.	R.	1,5	53	S25	55 / M.	R.	0,16	52
S11	54 / M.	R.	0,08	43	S26	45 / M.	R.	7	54
S12	30 / M.	R.	3,5	49	S27	66 / M.	R.	0,16	50
S13	65 / M.	L.	0,08	51	S28	48 / M.	R.	0,16	52
S14	36 / M.	R.	1,5	45	S29	58 / M.	L.	0,02	53
S15	58 / M.	R.	0,16	50					

PI Identität des Teilnehmers, BBS Berg Balance Scale, PS paretische Seite, R. Recht, L. links, PSP Zeit nach dem Schlaganfall, M. männlich, F weiblich

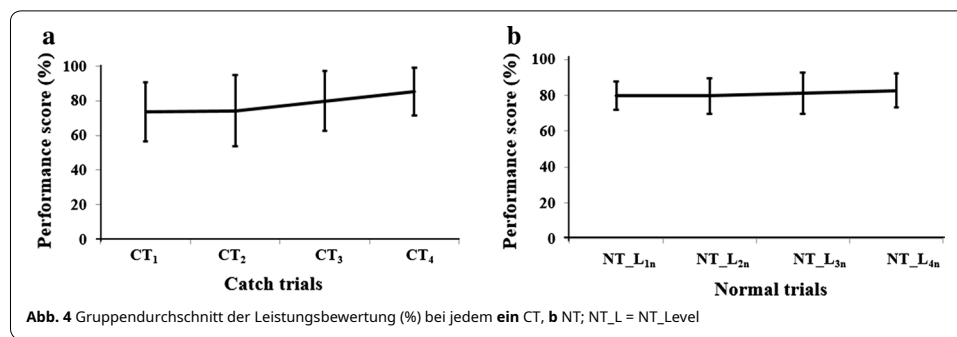


Haltungsschwankung) in der CT B_Final Aufgabe im Vergleich zu CT Zuerst Aufgabe. Quantitativ der Spread der CoP-Trajektorie wurde gegenüber CT um 5,86% reduziert Zuerst zu CT B_Final Aufgabenversuche. Somit können wir schließen, dass S23 nicht nur eine verbesserte CoP-Verschiebungsfähigkeit (Δ CoP) erreicht hat, sondern auch erlangte auch eine verbesserte Kontrolle über ihre Haltungsstabilität während der Gewichtsverlagerung.

Zusammenfassend stellen wir fest, dass die Wechselwirkung mit dem V2BaT-System mit operantem Zustand zur Verbesserung des Δ CoP des paretischen Beins für beidseitig beide Gruppen, dh RH Gruppe und LH Gruppe, zusammen mit einer verbesserten Kontrolle der eigenen Positionsstabilität während der Gewichtsverlagerung, wie aus der CoP-Flugbahn hervorgeht. Es gab einige Verbesserung des verbesserten Δ CoP auch für das nicht paretische Bein, die möglicherweise auf wiederholtes Training mit dem V2BaT-System zurückzuführen ist.

Einfluss von V2BaT auf die Leistung der Teilnehmer während Fangversuchen und normalen Versuchen

Das V2BaT-System bot normale Versuche (Aufgaben) mit unterschiedlichen Herausforderungsstufen an als NT_Level im (i = Anzahl der Versuche in einem Schwierigkeitsgrad und n = aktueller Schwierigkeitsgrad) unter Verwendung eines operanten Konditionierungsregimes. Auch die Fangversuche (Aufgaben; CT_{ich}; $i = 1, 2, \dots$) wurden



angeboten zwischen und am Ende des NT_Level im Aufgaben. Den Teilnehmern wurde nicht bewusst, ob es sich bei der Aufgabe um einen normalen Versuch oder einen Fangversuch handelte.

Zahl 4 a, b zeigt den Gruppendurchschnitt der % P der Teilnehmer f_{Score} bei verschiedenen Fangversuchen und der besten Punktzahl unter verschiedenen Aufgabenversuchen innerhalb jeder NT_Level im, beziehungsweise. Für jede NT_Level im, Die Anzahl der Aufgabenversuche hing von der individuellen Leistung ab [folgende Bedingung 1 ("Begründung für den Aufgabenwechsel" Abschnitt)]. Aus Abb. 4 a, wir beobachten eine Zunahme Trend in % P. f_{Score} von CT Zuerst zu CT_{ich} (wo $i = 2, 3, \dots$). Bitte beachten Sie, dass den Teilnehmern aufgrund der individuellen Leistungsfähigkeit unterschiedliche Ausstiegspunkte angeboten wurden. Spezifisch Vor dem Verlassen der Interaktion mit dem V2BaT-System wurde jedem Teilnehmer ein a angeboten CT_{Finale} Aufgabenversuch ("Begründung für den Aufgabenwechsel" Abschnitt). Die Idee war zu sehen, wie ein Teilnehmer nach den sich wiederholenden Übungen (mit operanter Konditionierung) in einer Aufgabe, in der Die Belastbarkeit des paretischen Beins wurde als dem des nicht paretischen Beins sehr ähnlich angesehen, was auf eine nahezu symmetrische Körpergewichtsverteilung hinweist. In unserem Teilnehmerpool konnten 82,75%, 62,06% und 27,58% der Teilnehmer erreichen CT_i mit $i = 2, 3, 4$. Wieder aus Fig. 4 b, wir sehen, dass % P. f_{Score} war über verschiedene NT_Level fast konstant im (basierend auf dem vom Teilnehmerpool erreichten) sogar obwohl jeder NT_Level im war in Bezug auf die Gewichtsverteilung eine größere Herausforderung als die vorherige. Da die mittlere Leistung bei unterschiedlichen ent NT_Level im waren über NT_Level nahezu ähnlich (mit geringer Verbesserung = ~ 4%) im mit ich Wenn wir von 1 bis 4 variieren, können wir daraus schließen, dass jeder NT_Level im Das Paradigma der inhärenten operanten Konditionierung hätte den Teilnehmern möglicherweise geholfen, die Schwierigkeit aktiv zu kompensieren eingeführt durch die Aufgaben der erhöhten Herausforderung, die das V2BaT-System zumindest teilweise durch die verstärkte Verwendung des paretischen Beins bietet.

Kurz gesagt, wir können sagen, dass wir selbst bei einer begrenzten Exposition von einer Sitzung die vermehrte Verwendung des paretischen Beins durch die hemiplegischen Teilnehmer bei Aufgaben zur Gewichtsverlagerung beobachten konnten, die von dem herrührten, was sie hatten, als sie zur Studie kamen. Die verbesserte Nutzung könnte eine Folge sein des Beitrags der operanten Konditionierung, den das V2BaT-System während NT_Level bietet im durch die Verwendung einer modifizierten Gewichtsverteilung über beide Beine, die in einem Sub-Art und Weise. Auch die allmähliche Verbesserung in % P. f_{Score} über die Fangversuche könnte sein zeigt den Resteffekt der operanten Konditionierung an, die vom NT_Level bereitgestellt wird im. Wir gehen davon aus, dass über einen längeren Zeitraum eine erhöhte Exposition gegenüber einer solchen Umgebung auftreten kann Beitrag zu einer weiter verbesserten Leistungsbewertung, die für eine verbesserte Manövrierbarkeit der CoP über Aufgaben hinweg repräsentativ ist.

Diskussion

Eine Haltungsinstabilität während der Gewichtsverlagerungsaufgabe ist mit der erlernten Nichtbenutzung des paretischen Beins durch die Patienten und der übermäßigen Abhängigkeit vom nicht paretischen Bein bei der Ausführung von Aufgaben des täglichen Lebens verbunden. Das in dieser Studie vorgestellte V2BaT-System wurde entwickelt, um die hemiplegischen Patienten nach einem Schlaganfall zu ermutigen, ihr paretisches Bein vermehrt zu nutzen, da es ihre allgemeine funktionelle Autonomie dramatisch verbessern kann.

Verwendung von zwei Balance Boards zur Bewertung des Beitrags jedes Beins zum Gesamtgleichgewicht

Die Verwendung einer separaten WiiBB für jedes Bein ermöglichte es uns, den Beitrag jedes Beins eines Individuums, das die Gewichtsverlagerungsaufgaben ausführt, quantitativ abzuschätzen. Taub *et al.* [5] erwähnte, dass zusätzlich zu der durch einen Schlaganfall verursachten Parese lediglich die erlernte Nichtverwendung des paretischen Gliedes die Gesamtfunktionalität beeinträchtigen könnte. Wir fanden in der Tat heraus, dass Teilnehmer mit einem BBS-Wert von mehr als 50, dh einem nahezu gesunden Gleichgewicht, die CoP-Manövrierfähigkeit im paretischen Bein im Vergleich zu ihrem nicht-paretischen Glied signifikant verringert hatten. Dies weist darauf hin, dass sie möglicherweise ihr nicht paretisches Bein verwendet haben, um die Unfähigkeit der Unfähigkeit des paretischen Beins während des BBS-Tests zu kompensieren, wie in [4 , 18]. Eine solche Unfähigkeit wäre während der Ausführung einer Aufgabe nicht quantifiziert worden, wenn wir nicht die Fähigkeit jedes Beins eines Individuums gemessen hätten, die CoP unter Verwendung separater Kraftplatten-Messplattformen (eine für jedes Bein) zu manövrieren, wie sie vom V2BaT-System verwendet werden. Darüber hinaus ist diese Studie ein Fortschritt gegenüber den vorherigen Studien, in denen zwei WiiBBs verwendet wurden [24 , 25], da wir in der Lage waren, die CoP-Verschiebungsdaten in Echtzeit zu messen und zu verwenden, um die vermehrte Verwendung des paretischen Beins durch den Ansatz der operanten Konditionierung zu fördern.

Nutzung der virtuellen Realität, ergänzt durch operante Konditionierung

Die vorliegende Studie wendet das Prinzip der operanten Konditionierung auf die Rehabilitation des Gleichgewichts der unteren Extremitäten unter Verwendung des VR-basierten Gleichgewichtstrainingssystems an. Im Gegensatz zu früheren spielbasierten Interventionen [24 , 25], bei denen handelsübliche Spiele hauptsächlich zur Unterhaltung und nicht zur Rehabilitation verwendet wurden, haben wir eine Benutzeroberfläche entwickelt, die die beabsichtigte Intervention bietet und gleichzeitig die unterhaltsamen und motivierenden Aspekte des Spielens bewahrt. Um Langeweile und Monotonie zu vermeiden, bot die entworfene Benutzeroberfläche Variationen durch die Verwendung verschiedener Aufgabenumgebungen, Schwierigkeitsgrade und motivierender audiovisueller Belohnungen. Auch hier wurde die Verwendung von VR-Umgebungen mit Variationen entwickelt, um den Patienten Motivation zu bieten, während des gesamten Gleichgewichtstrainings zu trainieren. Dies ist wichtig, da aus der Literatur hervorgeht, dass Motivation ein wichtiger Faktor bei der Rehabilitation ist und häufig mit verbesserten therapeutischen Ergebnissen verbunden ist [31]. Tatsächlich hat sich gezeigt, dass die VR in Verbindung mit realistischen Bildern und Soundeffekten den Teilnehmern motivierende Übungsaufgaben bietet [32] in Rehabilitation. Dies alles wurde wiederum unter Berücksichtigung der Tatsache getan, dass dem Spielerlebnis keine überflüssige Komplexität verliehen wird, die die fremde kognitive Belastung des Teilnehmers erhöhen könnte. Außerdem wurde die Spiel-Engine so programmiert, dass sie ein Gleichgewichtstraining ermöglichte, indem sie adaptiv Aufgaben mit unterschiedlichen Herausforderungsstufen anbot und gleichzeitig die verbleibende Fähigkeit zur Gewichtsverlagerung einstellte. Unsere vorläufigen Ergebnisse von 29 Schlaganfallpatienten mit Hemiplegie zeigten, dass das mit operanter Konditionierung angereicherte V2BaT-System dazu beitragen kann, den Beitrag ihres paretischen Beins zum Gesamtwert zu erhöhen.

Fähigkeit zur Gewichtsverlagerung. Das auf Fragebögen basierende Feedback der Teilnehmer über die Benutzerfreundlichkeit des Systems und ihre Erfahrungen bei der Interaktion mit den VR-basierten Aufgaben am Ende der Studie zeigte, dass sie gerne mit verschiedenen Vorlagen des von unserem System bereitgestellten Spiels interagierten und daran interessiert waren zukünftige Sitzungen. Dies steht in der Tat im Einklang mit der Tatsache, dass ein VR-basiertes Rehabilitationssystem den Schlaganfallteilnehmern eine erhöhte Motivation bietet [31 , 32].

Verwendung der operanten Konditionierung für das Gesamtgleichgewicht

Ein wichtiger Aspekt der operanten Konditionierung besteht darin, die Teilnehmer zu ermutigen, ihr paretisches Bein zu nutzen, indem sie ihren Beitrag jedes Beins zum Manövrieren oder Verschieben ihres CoP kontrollieren (indem sie für jedes Bein separate Gewichtsfaktoren verwenden, wie im Fall eines normalen Versuchs) während der Teilnahme an der in der VR-Umgebung festgelegten CoP-Exkursionsaufgabe. Um den Anpassungsmechanismus aufzudecken, den die Teilnehmer während des normalen Versuchs anwenden könnten, haben wir sie einem Fangversuch ausgesetzt, bei dem die Gewichtsverteilung für beide Beine gleich gemacht wurde, ohne sie zu informieren. Wie aus " [Ergebnisse](#) "Abschnitt, der zur Verbesserung ihrer Leistungsbewertung im V2BaT hinzugefügt wurde Aufgaben von CT Zuerst zu CT B_Final, Es gab auch eine allmähliche Erhöhung ihrer Leistungswerte zwischen den nachfolgenden Zwischenfangversuchen. Aus dieser Beobachtung haben wir kann sagen, dass die operante Konditionierung, die die Teilnehmer während normaler Versuche (vor jedem Zwischenfangversuch) erhalten haben, ihnen zumindest teilweise geholfen haben könnte, ihre Fähigkeit zur Gewichtsverlagerung in Richtung zu verbessern. Um den Beitrag jedes Beines (paretisch und nicht paretisch) zur allgemeinen Verbesserung der Fähigkeit zur Gewichtsverlagerung zu verstehen, Wir analysierten die CoP-Verschiebung aufgrund des einzelnen Beins während der CT Zuerst und CT B_Final Aufgabenversuche. Bei der Durchführung einer vergleichenden Analyse zwischen der fälligen CoP-Verschiebung Für jedes Bein vor und nach der Konditionierung zeigen unsere Ergebnisse statistisch signifikante kann die CoP-Verschiebung von der CT nicht verbessern Zuerst zu CT B_Final für das paretische Bein. Zusätzlich zeigen unsere Ergebnisse eine signifikante Verbesserung der CoP-Verschiebung von CT Zuerst zu CT B_Final auch für das nicht paretische Bein. In der Tat gibt es zahlreiche Studien, die ipsilaterale sensomotorische Defizite nach dem einseitigen Schlaganfall belegen [33 , 34]. Während Abnormalitäten in den Wirbelsäulenreflexen dazu beitragen können, abnormale motorische Befehle auf die ipsilaterale Seite zu übertragen [35], wodurch bei Patienten mit hemiplegischem Schlaganfall eine abnormale Funktionalität der ipsilateralen Extremität (nicht paretische Seite) verursacht wird [36 , 37] könnte die Verbesserung der Fähigkeit, die CoP für das nicht paretische Bein zusammen mit der für das paretische Bein zu verschieben, möglicherweise auf das Vorhandensein einer bilateralen Komponente bei der Motorsteuerung zurückgeführt werden. Insbesondere wird die bilaterale Komponente bei der motorischen Steuerung durch den anatomischen Nachweis gestützt, dass eine funktionelle Aktivierung in kortikalen Bereichen einen bilateralen Ausdruck haben könnte [38]. Insbesondere bei Schlaganfallpatienten können die absteigenden Befehle während der Interaktion mit einem Netzwerk von Interneuronen der Wirbelsäule und Motoneuronen auf beiden Seiten zu einer abnormalen Erregbarkeit führen [39]. Dies könnte dazu führen, dass Patienten mit hemiplegischem Schlaganfall unter einer verminderten Fähigkeit zur Gewichtsverlagerung auch in der nicht paretischen Extremität leiden, wodurch der Spielraum für eine Verbesserung der Fähigkeit zur Gewichtsverlagerung des nicht paretischen Beins zusammen mit dieser bleibt des paretischen Beins. Es ist auch wahrscheinlich, dass die signifikante Verbesserung der nicht-paretischen Seite auf den in einigen Studien angegebenen Lerntransfer vom trainierten paretischen Glied zurückzuführen ist. Zum Beispiel kürzlich Spampinato [40] hat über die Übertragung adaptiver visuomotorischer Fähigkeiten vom paretischen Glied auf das nicht paretische Glied berichtet. In der Tat ein ähnliches

Transfer, obwohl in die entgegengesetzte Richtung, wurde von Ausenda et al. [41]. Bei der Betrachtung des adaptiven Lernens gibt es jedoch zwei Aspekte: Der eine befasst sich hauptsächlich mit dem Erwerb neuer motorischer Fähigkeiten und der andere befasst sich hauptsächlich mit der Beibehaltung derselben [42]. Es bleibt jedoch eine offene Frage (die durch weitere Längsschnittstudien angegangen werden kann), ob der in unserem Fall beobachtete Effekt anhält oder zum Auswaschen neigt.

Einschränkungen

Obwohl die vorläufigen Ergebnisse des V2BaT-Systems vielversprechend sind, wies unsere Studie einige Einschränkungen auf, wie z. B. die Variabilität der Dauer der Post-Schlaganfall-Periode und die Lateralität der Hemiplegie bei den Teilnehmern aufgrund der Verfügbarkeit. Auch der Teilnehmerpool war in Bezug auf das Geschlecht der Personen ungleich verteilt. Es gab jedoch keinen beobachtbaren Unterschied in der Art und Weise, in der die weiblichen Teilnehmer (die ~ 10% des Teilnehmerpools ausmachten) die V2BaT-basierten Übungen von denen ihrer männlichen Kollegen ausführten. Daher haben wir die Teilnehmer nicht nach ihrem Geschlecht getrennt. Auch hier war die Dauer der Exposition gegenüber dem System auf nur 1 Tag begrenzt. In Zukunft planen wir, eine eingehende Längsschnittstudie durchzuführen, indem wir eine größere Patientenpopulation einbeziehen. Kategorisiert nach dem Ausmaß der verbleibenden Gewichtsverlagerungsfähigkeit, bevor sie unserem V2BaT ausgesetzt werden. Es besteht auch die Möglichkeit einer geringen Unsicherheit bei den Parametern, die zur Bewertung der Leistung der Teilnehmer verwendet werden. Zum Beispiel hatten wir keine Möglichkeit, das Engagement des Teilnehmers für die Aufgabe zu messen, die seine Leistung hätte beeinflussen können.

In ähnlicher Weise hätte der Teilnehmer zusätzliche Anstrengungen unternehmen können, indem er eine falsche Haltung einnahm (z. B. Hüft- / Kniebeugung), die nicht mit der für die vorliegende Studie verwendeten Gewichtsverlagerungsaufgabe kompatibel war und als Artefakt dienen kann. Abgesehen von der mündlichen Anweisung und der sorgfältigen Überwachung hatten wir keine Maßnahmen zur Quantifizierung dieser Artefakte, die die Leistung beeinflussen haben könnten. Es bleiben auch Fragen zur Übertragbarkeit der Fähigkeiten, die aus der VR-basierten kontrollierten Umgebung gelernt wurden, auf reale Situationen. In Zukunft planen wir die Durchführung von Längsschnittstudien, bei denen den Teilnehmern an den Gleichgewichtsaufgaben mehrere Expositionen angeboten werden, gefolgt von Gleichgewichtsaufgaben nach dem Studium, ohne dass die VR-basierte Trainingsplattform mit operanter Konditionierung erweitert wird, um zu verstehen, ob die in der kontrollierten Umgebung erlernten Fähigkeiten erhalten werden übersetzt in reale Aufgaben.

Fazit

Das in dieser Studie vorgestellte V2BaT-System könnte die verbleibende Tragfähigkeit hemiplegischer Teilnehmer nach einem Schlaganfall bei einer zielgerichteten Gleichgewichtsaufgabe abschätzen. Für die Aufgabe des Stehgleichgewichts musste ein Teilnehmer VR-basierte virtuelle Objekte verschieben, indem er den CoP durch Gewichtsverlagerung im Stehen auf der WiiBB manövrierte. Dementsprechend konditionierte das V2BaT-System den Beitrag sowohl der paretischen als auch der nichtparetischen Beine, indem die Gewichtsverteilung zwischen beiden Beinen (jedes Patienten) auf individuelle und subtile Weise variiert wurde. Die resultierende CoP (die sich aus dem gewichteten Beitrag der CoP für jedes Bein ergibt) beider Beine wurde verwendet, um ein virtuelles Objekt in der VR-Umgebung zu manövrieren. Die Ergebnisse der Studie zeigen das Potenzial des V2BaT-Systems, die vermehrte Nutzung des paretischen Beins zu verbessern.

Konditionierungsparadigma. Die Idee war, die Teilnehmer zu ermutigen, den Gebrauch ihres paretischen Beins während der Gewichtsverlagerung zu erhöhen, ohne sie ausdrücklich dazu anzuweisen und ohne die Fähigkeiten des nicht paretischen Beins einzuschränken. Der Effekt dieser impliziten Konditionierung könnte als verstärkte Nutzung des paretischen Beins beim Manövrieren des virtuellen Objekts angesehen werden. Insbesondere das V2BaT-System half den Teilnehmern, eine verbesserte Manövrierbarkeit des freiwilligen CoP zu erreichen, was zu einer verbesserten Stabilität des CoP führt, da externe Störungen von den Teilnehmern freiwillig abgelehnt wurden. Wir müssen jedoch eine solche verbesserte willkürliche Manövrierbarkeit von CoP mit Änderungen (oder "Verbesserungen") der klinischen Gleichgewichtswerte in Verbindung bringen, was unsere zukünftige Arbeit ist.

Materialien und Methoden

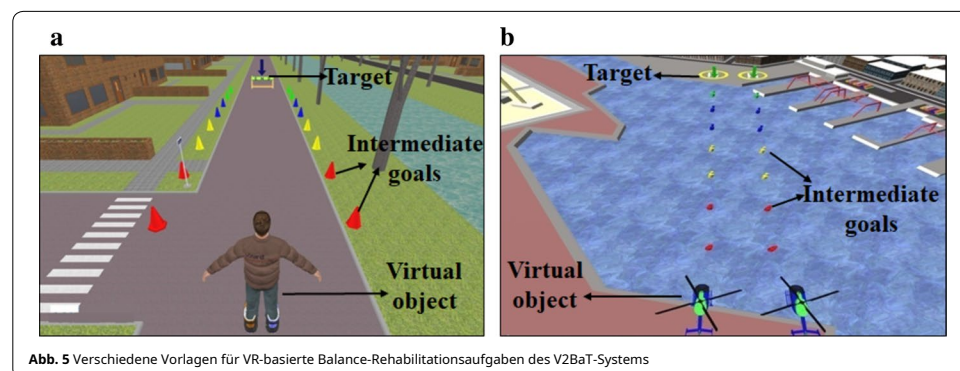
Design des V2BaT-Systems

Das V2BaT-System bestand aus (1) VR-basierten Aufgaben, (2) Gewichtsverteilung und Schwellenwertschätzer, (3) WiiBB-VR-Handshake, (4) Fersenlifterkennung, (5) Leistungsbewertung und (6) Aufgabenwechselmodulen.

VR-basiertes Taskmodul

In dieser Studie haben wir mithilfe des Vizard-Software-Toolkits (von WorldViz LLC.) Eine Datenbank mit VR-basierten Standbalance-Aufgaben erstellt. Die Datenbank umfasste 72 VR-basierte Aufgaben in drei Kontexteinstellungen wie Land, Wasser und Himmel. Jede Einstellung hatte Variationen. In landgestützten Einstellungen wurden beispielsweise Aufgabenumgebungen projiziert, in denen Skater auf der Straße, Skifahrer auf Eis usw. waren. In wasserbasierten Umgebungen befanden sich Schwimmer unter Wasser usw. In himmlischen Umgebungen gab es fliegende Hubschrauber und Vögel, usw.

Zahl 5 zeigt zwei Aufgabenumgebungen basierend auf Land und Wasser. In jeder Aufgabenumgebung wurden ein kontextrelevantes virtuelles Objekt, ein Endziel / Ziel und Zwischenmeilensteine verwendet. Zum Beispiel in landgestützten Aufgabenumgebungen (Abb. 5 a) Das virtuelle Objekt war ein Avatar, der auf einer Straße stand und Rollschuhe auf beiden Beinen trug. Das Endziel war eine Trennwand am Ende der Straße. Zwischenmeilensteine waren Verkehrskegel, die sich in regelmäßigen Abständen auf beiden Seiten der Straße befanden. Das Endziel sollte ein letzter Meilenstein sein, um eine Aufgabe zu erledigen. Die Zwischenmeilensteine wurden verwendet, um dem Teilnehmer zu helfen, seine / ihre Verbesserung der CoP-Manövrierfähigkeit innerhalb verschiedener Aufgaben zu messen. Während der auf den beiden WiiBBs stehende Teilnehmer sein Körpergewicht allmählich nach vorne verlagerte, bewegte sich das virtuelle Objekt vorwärts in Richtung des Endziels, das



war vor seiner ursprünglichen Position in der VR-Umgebung (was die Gewichtsverlagerung des Teilnehmers widerspiegelt). Sobald das virtuelle Objekt die aufeinanderfolgenden Zwischenziele (in diesem Fall die Verkehrskegel) überschritten hatte, erschienen diese außerhalb der Sicht des Teilnehmers rückwärts. Die Idee war, dem Teilnehmer zu helfen, seine Fähigkeit zu messen, das Gewicht nach vorne zu verlagern, zusammen mit einer visuellen Metrik in Bezug auf Zwischenziele, die sich rückwärts bewegen. Mit anderen Worten, dies kann eine individualisierte Metrik bieten, um die Verbesserung der CoP-Manövrierfähigkeit in jedem Versuch der Aufgaben zu überwachen. Eine Variation des Schwierigkeitsgrades der Aufgabe war ebenfalls Teil des Systemdesigns. Abhängig von der Schwierigkeit der Aufgabe war jedoch das Ausmaß der Verschiebung des virtuellen Objekts mit CoP-Exkursion (aufgrund von Gewichtsverlagerung) für jede Umgebung unterschiedlich. [Modul Gewichtsverteilung und Schwellenwertschätzer](#) "Abschnitt) zwischen beiden Beinen eines Teilnehmers. Hier wurden die Aufgaben so konzipiert, dass sie ein visuelles Feedback zur Fähigkeit zur Gewichtsverlagerung in Richtung geben. Wir haben Stehbalance-Aufgaben gewählt, bei denen nur die vorderen Gewichtsverlagerungsaufgaben anstelle der mediolateralen Gewichtsverlagerung erforderlich sind. Damit unsere hemiplegischen Teilnehmer nach einem Schlaganfall die Dominanz eines Beins im Vergleich zum anderen nicht ausnutzen, während sie das Gewicht in mediolateraler Richtung verlagern.

Sobald ein Teilnehmer eine Aufgabe erledigt hat, gab das V2BaT-System Feedback basierend auf seiner Leistung. Das Feedback wurde audiovisuell durch einen kurzen Audioton zusammen mit einem Stern (*) gegeben (ähnlich dem Belohnungssystem, das für beliebte kommerzielle Computerspiele typisch ist). Basierend auf der Leistung in einer Aufgabe kann ein Teilnehmer 1 bis 5 Sterne erhalten. Außerdem ermutigte V2BaT die Teilnehmer mit den Worten: „Gut gemacht; Sie machen eine großartige Leistung (für "angemessene" Leistung oder "Versuchen Sie es weiter, Sie können es besser machen" (für "unzureichende" Leistung) mit aufgezeichneten Audiodateien.

Modul Gewichtsverteilung und Schwellenwertschätzer

Unsere Teilnehmer waren hemiplegisch mit unterschiedlichen Belastungsfähigkeiten an beiden Beinen und mit einem Spektrum von Gleichgewichtsstörungen nach Schlaganfall. Daher war es wichtig, dass die konditionierte Gewichtsverteilung über beide Beine eines Teilnehmers individualisiert wurde. Vor der Interaktion mit dem V2BaT-System haben wir die individuelle Restgewichtsfähigkeit für jedes Bein erfasst. Wir haben eine VR-basierte Gewichtsverlagerungsaufgabe entwickelt (Abb. 6), speziell entwickelt, um die verbleibende Fähigkeit abzuschätzen, die CoP nach vorne zu verschieben. Diese Aufgabe wurde verwendet, um den individualisierten Schwellenwert für die CoP-Verschiebung zu berechnen, der maximal 100 Punkten (auf einer Skala von 0 bis 100) in einer Aufgabe entsprach.

Zahl 6 zeigt die VR-basierte Aufgabe, bei der eine VR-Welt mit einem Paar Stiefeln projiziert wurde, einer für das linke und einer für das rechte Bein in einer Waldumgebung. Diese Aufgabe erforderte, dass der Teilnehmer die Stiefel nach vorne so weit wie möglich innerhalb des Waldes bewegte, indem er das Gewicht nach vorne verlagerte, wobei jeder Stiefel durch die CoP-Verschiebung aufgrund jedes Beins gesteuert wurde (gemessen mit zwei WiIBBs). Dann berechnete unser System den Bewegungsbereich (der die CoP-Verschiebung darstellt) jedes Schuhs von seiner Ausgangsposition aus (dh aufrecht stehend ohne Gewichtsverlagerung). Basierend auf einigen Versuchen wurde der maximale CoP Verschiebung ($\Delta\text{CoP}_{\text{max}_L}$ und $\Delta\text{CoP}_{\text{max}_R}$) wurde sowohl für das rechte als auch für das linke Bein berechnet. Dann die höhere CoP-Verschiebung unter $\Delta\text{CoP}_{\text{max}_L}$ und $\Delta\text{CoP}_{\text{max}_R}$ wurde als maximale MaximumCoP-Verschiebung ($\Delta\text{CoP}_{\text{gewählt max}}$). Anschließend wird die individualisierte Schwelle ($\Delta\text{CoP}_{\text{DRESCHEN}}$) wurde geschätzt [Gl. (1)]:

$$\text{Polizist THRESH} = (1 + \delta) \text{Polizist max.} \quad (1)$$

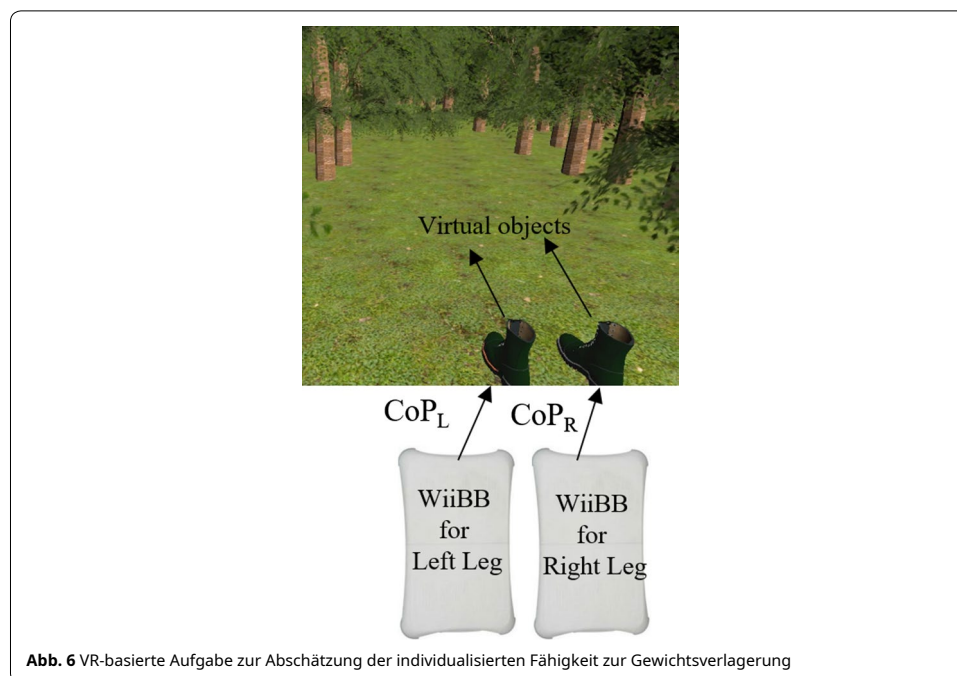


Abb. 6 VR-basierte Aufgabe zur Abschätzung der individualisierten Fähigkeit zur Gewichtsverlagerung

Der Faktor δ ($\delta = 0,2$, das als anfängliche Annäherung gewählt und während der gesamten V2BaT-basierten Übungssitzung konstant gehalten wurde, wurde eingeführt, um absichtlich zu entscheiden die $\Delta\text{CoP}_{\text{DRESCHEN}}$ Überschreiten der bestmöglichen Gewichtsverlagerungsfähigkeit des Teilnehmers zu Beginn der Aufgabe (bei der der Teilnehmer aufgefordert wurde, die virtuelle zu verschieben Stiefel so weit wie möglich in der Waldumgebung). Dies sollte der konservativen Gewichtsverlagerung der Patienten nach Schlaganfall während der Interaktion mit der VR-Basis Rechnung tragen Aufgabe zur Schätzung von ΔCoP entwickelt DRESCHEN . Anschließend wurden die Teilnehmer gebeten, mit den vom V2BaT-System angebotenen Aufgaben zu interagieren. Um das konditionierte Gewicht zu erreichen Verteilung Während der Ausführung der V2BaT-Aufgabe mussten wir das anfängliche Gewicht schätzen Verteilung [W_{L_ini} und W_{R_ini} ; Gl. ((2) und (3)) sowie das linke und das rechte Bein der hemiplegischen Teilnehmer betroffen waren, gefolgt von einer aktualisierten Gewichtsverteilung entsprechend Jede Aufgabe:

$$W_{L_ini} (\%) = \left(\frac{\text{Polizist max}_L}{\text{Polizist max}_L + \text{Polizist max}_R} \right) \times 100 \quad (2)$$

$$W_{R_ini} (\%) = \left(\frac{\text{Polizist max}_R}{\text{Polizist max}_L + \text{Polizist max}_R} \right) \times 100. \quad (3)$$

Hier unterschreiben ' \times 'repräsentiert die Skalarmultiplikation.

WiiBB-VR-Handshake-Modul

Während des Gleichgewichtstrainings wird die Position des virtuellen Objekts in der VR-Umgebung (" [VR-basiertes Taskmodul](#) "Abschnitt) wurde durch die gewichtete Summe der CoPs gesteuert, die von den beiden WiiBBs erhalten wurden. Im Verlauf der V2BaT-Aufgaben haben wir die Aufgabenleistung überwacht und dementsprechend haben wir die Gewichte aktualisiert W_L und W_R (mit anfänglichem Gewicht $W_L = W_{L_ini}$ und $W_R = W_{R_ini}$) über das linke und rechte Bein. Da war die Aufgabe zu verschieben

jemandes Gewicht in vorderer Richtung, wir haben nur die 'y'-Komponente der CoP (CoP-Verschiebung entlang der vorderen Richtung) zum Navigieren im virtuellen Objekt zur Anzeige. Beide x' und y' Die CoP-Koordinaten wurden für die anschließende Offline-Analyse gespeichert. Die bei 30 Hz erfassten CoP-Rohdaten wurden von einem 5-Punkt-Filter mit gleitendem Durchschnitt verarbeitet. Die Position des virtuellen Objekts wurde aus den gefilterten CoP-Daten unter Verwendung von Gl. (4):

$$[y]_{VR\ OBJ} = W_{.L} [y]_{Polizist.L.} + W_{.R} [y]_{Polizist.R.} \quad (4)$$

wo $W_{.L}$ und $W_{.R}$ sind die aufgabenspezifischen Gewichtungsfaktoren; $[y]_{Polizist.L.}$ und $[y]_{Polizist.R.}$ Geben Sie die 'y' Koordinate der CoP, gemessen von den WiiBBs für die linke Seite L bzw. rechtes Bein.

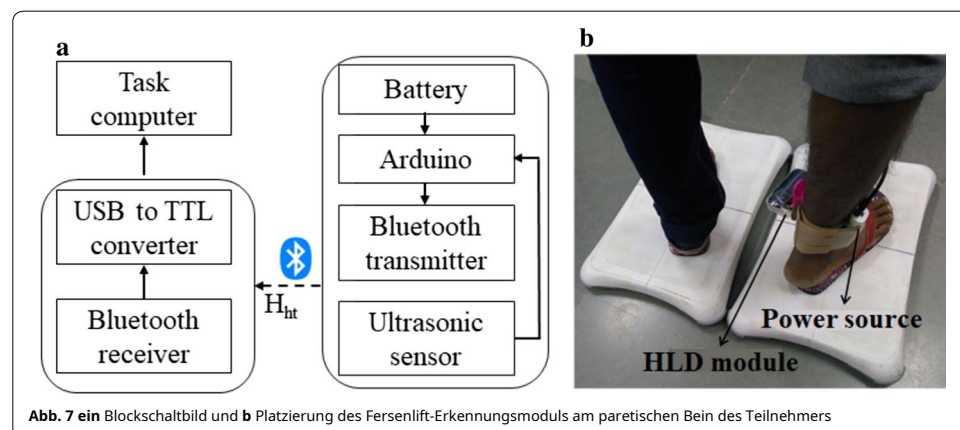
Fersenlift-Erkennungsmodul

Wir wollten sicherstellen, dass die Teilnehmer die Knöchelstrategie befolgen, eine wichtige Voraussetzung für die Aufgabe des Stehgleichgewichts [43]. Daher wurden die Teilnehmer gebeten, ihre Ferse nicht von der Oberfläche der WiiBB zu heben, während sie ihr Gewicht verlagerten. Um festzustellen, ob die Knöchelstrategie „befolgt“ oder „nicht befolgt“ war, verwendeten wir ein auf Ultraschallsensoren basierendes Fersenlift-Erkennungsmodul (Abb. 7 a) die drahtlos die Höhe der Ferse über der BoS (Oberfläche von WiiBB) mit 60 Proben / s an das V2BaT-System übermittelte. Zunächst wurde das Fersenlift-Erkennungsmodul initialisiert. Dafür wurde man gebeten, aufrecht zu stehen, wobei seine Fersen die Oberfläche berührten von WiiBB und die anfängliche Entfernung (d_{ini} (mm)) zwischen dem am paretischen Bein des Teilnehmers montierten Ultraschallsensor (Abb. 7 b) und die Oberfläche von WiiBB (BoS) wurde gemessen. Während Die Teilnehmer führten die Gewichtsverlagerungsaufgabe durch, unser System maß kontinuierlich die Entfernung, die als momentane Entfernung bezeichnet wird (d_{ins}) zwischen Ultraschallsensor und BoS. Die zwei Entfernungen, dh die Anfangsentfernung (d_{ini}) und augenblickliche Entfernung (d_{ins}), wurden verwendet, um den Fersenlift zu erkennen.

Die Ausgabe des Ultraschallsensors wurde drahtlos an den Task-Computer übertragen, um den Fersenlift über eine auf einem Mikrocontroller basierende Schaltung zu erfassen. Die Entscheidung, ob die Knöchelstrategie "befolgt" oder "nicht befolgt" wurde, wurde auf der Grundlage der folgenden Gleichungen getroffen:

$$\text{Knöchelstrategie} = \begin{cases} \text{Gefolgt;} & \text{wenn } d_{ins} < d_{Grenze} \\ \text{Nicht befolgt;} & \text{wenn } d_{ins} \geq d_{Grenze} \end{cases} \quad (5)$$

$$d_{Limit} = d_{ini} + d_{th}, \quad (6)$$



wo $d_{th} = 20 \text{ mm}$ = Höhentoleranz. Einzelheiten zum Fersenlift-Erkennungsmodul finden Sie in unserem Begleitpapier [44]. Wenn die Knöchelstrategie "Nicht befolgt" war, dann eine Strafe Faktor wurde zur Leistungsbewertung hinzugefügt (unten beschrieben). Ansonsten wurde kein Straffaktor berücksichtigt.

Leistungsbewertungsmodul

Während die Teilnehmer VR-basierte Aufgaben ausführten, berechnete das V2BaT-System ihre Leistungswerte. Die erste Leistungsmetrik P_{S1} [Gl. (7)] untersuchte die CoP-Verschiebung:

$$P_{S1} = 100 - \left(\frac{T_{L} - T_{D}}{T_{L}} \right) 100. \quad (7)$$

Hier, T_L = Länge des geraden Weges zwischen der Anfangs- und der Endzielposition; T_D = Länge der CoP-Verschiebung (ΔCoP) in der VR-Umgebung während des Gewichts Verschiebung. Die zweite Leistungsmetrik P_{S2} [Gl. (8)] wurde verwendet, um den Teilnehmer dafür zu bestrafen, dass er die Knöchelstrategie nicht befolgt hat. Die Strafe wurde aus der Dauer entschieden ein Teilnehmer hob die Ferse (T_{Aufzug}) als Prozentsatz der Gesamtzeit für die Erledigung der Aufgabe (T_{CT}).

$$P_{S2} = \left(\frac{T_{\text{Aufzug}}}{T_{CT}} \right) 100. \quad (8)$$

Die endgültige prozentuale Leistungsbewertung ($\% P_{f_Score}$) wurde berechnet als

$$P_{f_Score} = P_{S1} - P_{S2}. \quad (9)$$

Das V2BaT-System wurde an die Leistung der Aufgaben angepasst. Die eigene Leistung wurde basierend auf der prozentualen Leistungsbewertung als „angemessen“ oder „unzureichend“ eingestuft. Zum Beispiel, wenn die Punktzahl war $\geq 70\%$, dann wurde es als "angemessen", sonst als "unzureichend" angesehen. Bitte beachten Sie, dass der Schwellenwert von 70% für die Leistungsbewertung als erste Annäherung herangezogen wurde, da eine Leistungsbewertung von 70% während der ersten Trainingseinheiten bei robotergestützten Rehabilitationsaufgaben als zufriedenstellend angesehen werden kann [45], technologieunterstütztes Lernen von Fähigkeiten [46] usw. Dies kann basierend auf dem Studiendesign angepasst werden.

Task-Switching-Modul

Das Grundprinzip der operanten Konditionierung

In dieser Studie verwendeten wir das Paradigma der operanten Konditionierung für das Gleichgewichtstraining durch eine implizite und subtile Cueing-Technik, die unschwellig durch allmähliche, individuelle und kontrollierte Variation der Gewichtsverteilung über beide Beine während der Gewichtsverlagerungsaufgabe dargestellt wird. Dies wurde durch subtile Erhöhung des Gewichts erreicht

Beitrag [dh Gewichtung W_L / W_R in Gl. (4)] für das paretische Bein, so dass, wenn ein Teilnehmer die Verwendung des paretischen Beins zum Verschieben des virtuellen Objekts erhöht, das Das V2BaT-System belohnte ihn mit einer höheren Verschiebung des virtuellen Objekts, was wiederum zu einer höheren Leistungsbewertung der Aufgabe führte. Zu diesem Zweck wurde der V2BaT so programmiert, dass er mit der Belohnung Balance-Aufgaben mit unterschiedlichen Schwierigkeitsgraden bietet

basierend auf der Aufgabenleistung, die als repräsentativ für die Fähigkeit zur Gewichtsverlagerung angesehen werden kann.

Begründung für den Aufgabenwechsel

Veröffentlichen Sie die VR-basierte Aufgabe, die zur Schätzung angeboten wird Polyzist THRESH ("Modul Gewichtsverteilung und Schwellenwertschätzer" Abschnitt) wurden die Teilnehmer eingeladen, mit der Interaktion zu beginnen.

mit VR-basierten Aufgaben ("VR-basiertes Taskmodul" Abschnitt), der von V2BaT unter Verwendung der Task-Switching-Begründung angeboten wird, die mit einem impliziten operanten Konditionierungsregime entworfen wurde

(Feige. 8). Die Aufgabenumschaltung wurde unter Verwendung von zwei Bedingungen durchgeführt, nämlich Bedingung 1 und Zustand 2:

Bedingung 1: $P_f \text{ score} \geq 70\%$ ('Angemessen')

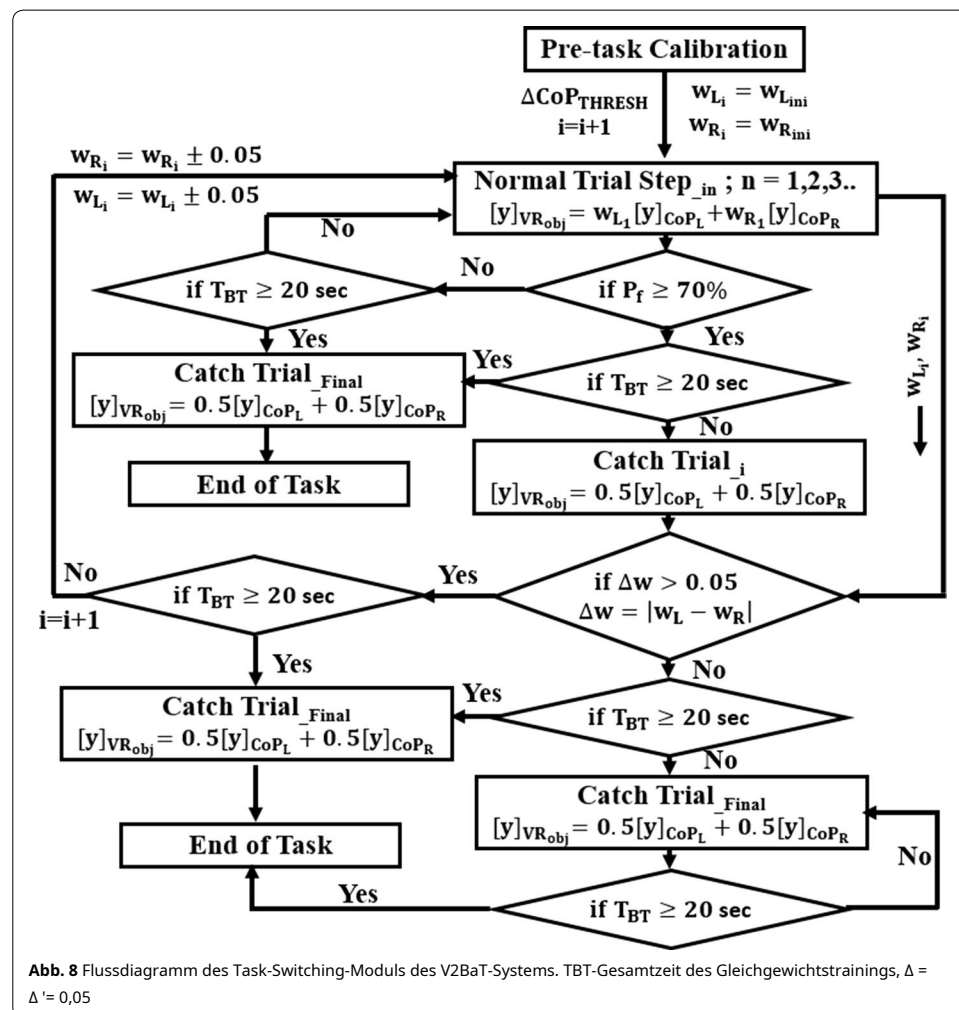
Zustand 2: $W (= |W_L - W_R|) > \Delta$

(10)

In Gl. (10), $P_f \text{ score}$ ist die endgültige prozentuale Leistungsbewertung [siehe Gl. (9)] in einem Aufgabenversuch. Die Quantität W

ist der absolute Unterschied zwischen aufgabenspezifischen Gewichts Faktoren

für das linke Bein (W_L) und rechtes Bein (W_R), beziehungsweise. Der Parameter Δ ist eine willkürliche



Schwellenwert für die Differenz zwischen der Gewichtung des linken und rechten Beins. Der Wert von Δ (= 5%) wurde als anfängliche Annäherung angesehen und kann

basierend auf dem Studiendesign geändert werden.

Hier gab es zwei Arten von Aufgaben: (i) Fangversuch (CT) und (ii) normaler Versuch (NT).

In dem CT, gleiches Gewicht, dh $W_L = W_R$ (Gl. (4)), ähnlich der Studie von JhonBabič [47]) wurde jedem der paretischen und nicht paretischen Beine des hemiplegischen Post-Schlaganfall-Par- zugeordnet. Teilnehmer. Im NT, Die jedem paretischen und nicht paretischen Bein zugewiesene Gewichtung betrug nicht gleich. Speziell, W_L und W_R wurden unter Berücksichtigung der operanten Konditionierung aktualisiert. Das NTAufgaben hatten unterschiedliche Herausforderungsstufen (NT_Level) basierend auf der Verteilung Gewichte, z. B. Werte von W_L und W_R . Für eine Aufgabe in der ersten NT_Herausforderungsstufe (NT_Niveau₁), Das Gewicht war $W_{L1} = W_{L_{ini}}$ und $W_{R1} = W_{R_{ini}}$. Für nachfolgende NT_Level, Das Gewicht für die paretischen und nicht paretischen Beine wurde um den Faktor erhöht und verringert Δ (in diesem Fall 5%). Der Wert von Δ wurde als anfängliche Annäherung gewählt, und es kann basierend auf dem Studiendesign geändert werden. Die Werte von W_L und W_R wurden kontinuierlich aktualisiert, solange der Unterschied zwischen W_L und W_R (dh $\Delta W = |W_L - W_R|$) war größer als Δ [Bedingung₂ in Gl. (10)]. Auch die Teilnehmer wurden von einem gewechselt NT_Level/zum nächsten nur, wenn sie in der dazugehörigen Aufgabe 'Angemessen' erzielt haben ein NT_Level/ (Bedingung₁), und Zustand₂ war auch zufrieden. Andernfalls wurden dem Teilnehmer Aufgaben (dh Aufgabenversuche) mit derselben Gewichtung (dh ohne Aktualisierung) angeboten W_L und W_R bis der Teilnehmer 'Angemessen' erzielte (dh $P_{f_Score} \geq 70\%$). Also für einen bestimmten NT_Level, es könnte sein 'n' Aufgabenversuche und dargestellt als NT_Level_{im} wo 'ich' repräsentiert die Herausforderungsstufe. Auch das V2BaT-System bot Zwischenprodukte an CTs (Einzelaufgabe Versuch) vor dem Umschalten der Herausforderungsstufe von NT. Unsere Idee war es, (i) den Teilnehmern zu helfen, zu lernen, ihr paretisches Bein während des Trainings während des Trainings zunehmend zu benutzen NTAufgabenversuche und (ii) helfen uns, die Auswirkung der operanten Konditionierung auf die Belastbarkeit des paretischen Beins in realen Situationen zu verstehen, in denen erwartet wird, dass beide Beine in ähnlichem Umfang verwendet werden (d. h. CTAufgabenversuch).

Die Gesamtzeit des Gleichgewichtstrainings (T_{BT}) war 20 min. Die Taskausführung begann mit NT_Level_{im} Aufgaben ($W_L = W_{L1} = W_{L_{ini}}$ und $W_R = W_{R1} = W_{R_{ini}}$), mit $i = 1$ und n steigend bis Zustand₁ war nicht zufrieden oder T_{BT} ≤ 20 Minuten. Einmal die Bedingung₁ war zufrieden, bot V2BaT an CT_{ich} Aufgabe des Einzelversuchs bei Speicherung der Gewichtungsfaktoren (W_L und W_R) wird im abgeschlossenen NT_Level verwendet im Aufgabenversuch. Notiere dass der CT_{ich} zum $i = 1$ wurde als CT betrachtet Zuerst Aufgabe. Anschließend haben wir den Zustand überprüft₂ (Fälle 1 und 2), bevor mit dem nächsten NT_Level fortgefahren wird im ($i > 1$). Fall 1: Wenn Bedingung₂ war zufrieden, dann bot das V2BaT-System eine Aufgabe des nächsten NT_Level an im mit $i = 2$ an den Teilnehmer. Auf dieser NT_Level_{im} ($i = 2$) bot das V2BaT-System mehrere normale Versuche an ($n = 1, 2, 3, \dots$) bis zum $P_{f_Score} \geq 70\%$. Anschließend weiter CTAufgabe, dh CT_{ich} mit $i = 2$, wurde vom V2BaT-System angeboten. Dieser ganze Vorgang wurde bis zum Zustand wiederholt₂ fehlgeschlagen oder T_{BT} > 20 Minuten. Fall 2: Wenn die Bedingung₂ war nicht zufrieden, dann bot V2BaT-System an CTAufgabenwiederholung aktiv bis T_{BT} > 20 Minuten. In diesem Fall wurden die angebotenen Fangversuche als CT betrachtet Finale Aufgabenversuche.

Auch hier kann es zwei Variationen bei der Teilnahme geben. Eine Variante kann beispielsweise sein, dass ein Teilnehmer die vom V2BaT-System angebotene Aufgabenausführung während seines Aufenthalts abgeschlossen hat. im Fall₁ bis 20 min war vorbei. Dann beendete das V2BaT-System die VR-basierte

Training durch das Anbieten der letzten Aufgabe als CT_{ich} Aufgabe mit $i = \text{Finale}$. Die andere Variante kann sein, dass der Teilnehmer Fall 2 vor Ablauf von 20 Minuten erreicht hat. In diesem Fall ist der V2BaT System angeboten mehrere CT_{ich} (mit $i = \text{Letzte}$) Aufgabenversuche bis 20 Minuten vorbei waren. Nach 20 Minuten bot das V2BaT-System einen zusätzlichen CT_{Finale} Aufgabe (aus Gründen der Ähnlichkeit dazu für den Fall 1). Also für den Fall 2, Es gab mehrere CT_{Finale} Aufgaben. Wir waren daran interessiert, die beste Leistung eines Teilnehmers am Ende der VR-basierten Bilanz zu verstehen.

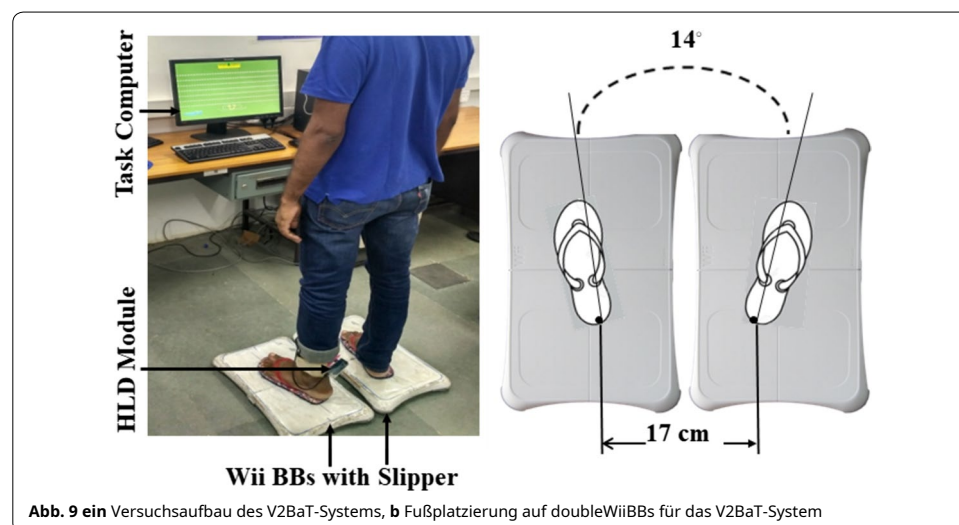
Ance Training. Für die Teilnehmer, die die Aufgabenausführung abschließen, während sie im Fall sind 2, wir wollten die beste leistung verstehen, die der teilnehmer aus dem heraus erzielt Anzahl der CT_{Finale} Aufgaben. Anstatt die Leistung für die letzte Aufgabe des CT zu berücksichtigen $Finale$ Aufgaben wählten wir die unter den CT_{Finale} Aufgaben, für die der Teilnehmer punktete das Maximum (dh das Beste aus den endgültigen CT-Aufgabenversuchen [CT_{B_Final} , fortan]), um die Auswirkung einer Monotonie zu vermeiden, die sich aus keiner Variation des Herausforderungsniveaus auf die Leistung ergibt. Mance. Wenn jedoch ein Teilnehmer in der Rechtssache verblieb 1 bis $T_{BT} > 20$ min, dann hatten wir keine andere Wahl, als die Leistung während des letzten, dh CT zu berücksichtigen $Finale$ Aufgabe (angeboten unmittelbar nach Abschluss der Ausbildungsdauer, dh $T_{BT} = 20$ min) als CT_{B_Final} .

Teilnehmer

Die Studie wurde nach Einverständniserklärung im Krankenhaus durchgeführt. 29 hemiplegische Überlebende nach Schlaganfall (S1 - S29) [Mittelwert (SD) = 49,55 Jahre (13,89)] meldeten sich freiwillig in der Studie. Sie hatten unterschiedliche Restgleichgewichts- und Post-Schlaganfall-Perioden (Tabelle 1). Die Einschlusskriterien waren (1) die Fähigkeit, den Anweisungen zu folgen, und (2) die Fähigkeit, ohne orthopädische Hilfsmittel zu stehen und Gewicht zu verlagern.

Versuchsaufbau

Zahl 9 a zeigt den Versuchsaufbau, der aus (i) zwei WiiBBs, (ii) einem Paar Hausschuhen, (iii) einem Fersenlift-Erkennungsmodul und (iv) einem Task-Computer (PC) bestand. Die beiden WiiBBs wurden in einem Abstand von 1 mm auf den Boden gelegt. Um Schwankungen der CoP-Werte aufgrund der Bewegung des Teilnehmers zu vermeiden, die die Berechnung beeinflusst, wurden die WiiBBs mit Hausschuhen ausgestattet. Dies war notwendig, da die Ausgangsposition des virtuellen Objekts auf die eigene kalibriert wurde



Ausgangsposition am Start. Die Position der Hausschuhe wurde beibehalten (Abb. 9 b) ähnlich dem von Mansfield et al. [17]. Ein Fersenlift-Erkennungsmodul wurde verwendet, um zu überwachen, ob die Knöchelstrategie befolgt wurde oder nicht.

Verfahren

Unsere Studie erforderte von jedem Teilnehmer eine Verpflichtung von ca. 45 Minuten. Sobald ein Teilnehmer im Experimentierraum ankam, wurde er gebeten, sich 5 Minuten lang hinzusetzen und zu entspannen. Anschließend bewertete ein Physiotherapeut in unserem Team das Restguthaben des Teilnehmers anhand der Berg Balance Scale (BBS) [48] Messung und stellte auch sicher, dass die Einschlusskriterien erfüllt wurden. Anschließend erklärte der Experimentator den Versuchsaufbau und demonstrierte dem Teilnehmer die VR-basierten Aufgaben. Darauf folgte die Unterzeichnung des Einverständnisformulars durch den Teilnehmer. Darüber hinaus haben wir dem Teilnehmer mitgeteilt, dass er bei Unbehagen jederzeit zwischen dem Gleichgewichtstraining jederzeit aufhören oder Pausen einlegen kann.

Sobald der Teilnehmer bereit war, montierte der Experimentator das Fersenlift-Erkennungsmodul am paretischen Bein des Teilnehmers und forderte ihn auf, mit den Füßen in den an der WiiBB befestigten Hausschuhen aufrecht zu stehen (Abb. 9 ein). Dann begann der Experimentator die Studie von Aussetzen des Teilnehmers einer VR-basierten Aufgabe zur Schätzung von $\Delta\text{CoP}_{\text{THRESH}}$ (" [Modul Gewichtsverteilung und Schwellenwertschätzer](#) "Abschnitt). In dieser Aufgabe der Experimentator bat den Teilnehmer, 10 s aufrecht zu stehen, damit seine Basis-CoP aufgrund von links und a rechtes Bein kann geschätzt werden. Außerdem haben wir die Anfangsentfernung aufgezeichnet (d_{ini}) zwischen dem Ultraschallsensor des Fersenlift-Erkennungsmoduls und der Oberfläche der WiiBB. gefolgt von In diesem Schritt wurde der Teilnehmer gebeten, das Gewicht so weit wie möglich von der Ausgangsposition nach vorne zu verlagern, während er der Knöchelstrategie folgte, um die virtuellen Objekte zu verschieben (Paar Stiefel in Abb. 1). 6) so weit wie möglich im Wald. Dieser Vorgang wurde dreimal wiederholt und die maximale CoP-Verschiebung durch das einzelne Bein erreicht wurde verwendet, um ΔCoP zu schätzen $\Delta\text{CoP}_{\text{DRESCHEN}}$ wie in " [Modul zur Gewichtsverteilung und zum Schwellenwertschätzer](#) "Abschnitt. Sobald die Schwelle CoP Verschiebung geschätzt wurde Für einen Teilnehmer wurden ihm die VR-basierten Aufgaben verschiedener Vorlagen angeboten (Abschnitt ' *VR-basiertes Task-Modul* ') für 20 min nach den Regeln der Spiel-Engine beschrieben in " [Begründung für den Aufgabenwechsel](#) " Sektion.

statistische Analyse

Während die Teilnehmer in Phase 2 mit unseren VR-basierten Aufgaben interagierten, bot das V2BaT-System verschiedene NTs mit verschiedenen Herausforderungsstufen und Zwischen-CTs an. Auch das berechnete ihre Leistung, $\text{dh} \% P_{\text{f_Score}}$ (Sektion ' *Modul zur Bewertung des Leistungsfaktors* ') und aufgezeichnete Verschiebung in CoP (ΔCoP) aufgrund des einzelnen Beins. Wir waren interessiert zu verstehen, ob das Operantenkonditionierungsparadigma unter Verwendung des V2BaT-Systems zu einer statistischen Verbesserung der eigenen Leistung und zu einer verbesserten Dis-Platzierung in CoP von ihrer ersten CT, dh CT Zuerst Aufgabe zum Besten der endgültigen CTs (CT B_Final) Aufgabe. Der Shapiro-Wilk-Test der Normalität auf die Leistung der Teilnehmer und ΔCoP Daten entsprechend CT Zuerst und CT B_Final zeigten, dass diese normal verteilt waren. Anschließend führten wir einen Student-t-Test mit einem auf eingestellten Signifikanzniveau durch p Wert $<0,05$, um die Signifikanz der Verbesserung zu überprüfen.

Abkürzungen

BoS: Basis der Unterstützung; CIMT: Constraint-induzierte Bewegungstheorie; CoP: Druckmittelpunkt; $\Delta\text{CoP}_{\text{max}}$: maximale CoP-Verschiebung, die der Teilnehmer mit einem der Beine in der Kalibrierungsaufgabe erreicht; $\Delta\text{CoP}_{\text{max}}$: maximal $\Delta\text{CoP}_{\text{max,L}}$ und $\Delta\text{CoP}_{\text{max,R}}$; $\Delta\text{CoP}_{\text{max,L}}$: maximale CoP-Verschiebung, die von den Teilnehmern mit ihrem linken Bein bei der Kalibrierung erreicht wird Aufgabe (bevor sie einer mit operanter Konditionierung erweiterten Ausgleichsaufgabe ausgesetzt werden); $\Delta\text{CoP}_{\text{max,R}}$: Maximale CoP-Verschiebung, die von den Teilnehmern mit ihrem rechten Bein bei der Kalibrierungsaufgabe erreicht wird (bevor sie der Ausgleichsaufgabe ausgesetzt werden ergänzt mit operanter Konditionierung.); $\Delta\text{CoP}_{\text{DRESCHEN}}$: erforderliche CoP-Verschiebung, um die volle Punktzahl in der VR-basierten Balance-Aufgabe zu erreichen. $\Delta\text{CoP}_{\text{THRESH}} = (1 + \delta) * \Delta\text{CoP}_{\text{max}}$; $\delta = 0,2$; CT: Fangversuch; LH Gruppe: Gruppe von linkshemiplegischen Teilnehmern; NT: normal Prozess; $P_{\text{f,Score}}$: Leistungsbewertung in den auf der virtuellen Realität basierenden Aufgaben; RH Gruppe: Gruppe von rechtshemiplegischen Teilnehmern; T. BT: Gesamtzeit des Gleichgewichtstrainings; V2BaT: Virtual-Reality-basiertes 2-Balance-Board-unterstütztes Balance-Training; VR: virtuell Wirklichkeit; WiiBB: Wii Balance Board.

Danksagung

Die Autoren bedanken sich bei den Teilnehmern für die Ermöglichung dieser Studie. Wir danken dem Bangur Institute of Neuroscience, Kolkata, dem CMP College für Physiotherapie, Gandhinagar, und dem Sadbhavna Physiotherapy Center, Ahmedabad, Gujarat, Indien, für die Unterstützung. Die Autoren möchten sich auch bei Dr. Abhijit Das, Neurologe, AMRI-Krankenhaus Kolkata, und Dr. Biman Kanti Ray, Neurologe, Bangur Institute of Neuroscience, Kolkata, für ihr wertvolles Feedback für die Studie bedanken.

Autorenbeiträge

DK und UL konzipierten die Idee, entwarfen das Manuskript und trugen zur Versuchsplanung, Datenanalyse und statistischen Analyse bei. AD half bei der Konzeption der Idee und gab Feedback zum Experimentdesign. NS leistete einen Beitrag zur Forschung, indem es klinische Ratschläge gab und Aufgaben für das Gleichgewichtstraining entwarf, und half DK auch bei der Datenerfassung mit Schlaganfallteilnehmern. Alle Autoren haben das endgültige Manuskript gelesen und genehmigt.

Finanzierung

Dieses Projekt wurde vom indischen Ministerium für Wissenschaft und Technologie (DST) und vom Nationalen Institut für Forschung und Automatisierung (INRIA) in Frankreich (DST-INRIA-2013-06) unterstützt.

Verfügbarkeit von Daten und Materialien

Die während der aktuellen Studie verwendeten und analysierten Datensätze sind auf begründete Anfrage beim entsprechenden Autor erhältlich.

Ethikgenehmigung und Zustimmung zur Teilnahme

Alle Teilnehmer gaben vor der ersten Bewertung eine Einverständniserklärung ab, die vom Institutional Review Board des indischen Technologieinstituts Gandhinagar, Indien, genehmigt wurde.

Zustimmung zur Veröffentlichung

Alle Teilnehmer gaben ihre Einwilligung, dass ihre Informationen aus der Studie für wissenschaftliche Veröffentlichungen verwendet werden dürfen. Ihre Identität wird jedoch nicht preisgegeben.

Konkurrierende Interessen

Die Autoren erklären, dass sie keine konkurrierenden Interessen haben.

Autorendetails

¹ Indisches Institut für Technologie Gandhinagar, Gandhinagar, Indien. ² Nationale Universität von Singapur, N.1 Institut für Gesundheit, 28 Medical Dr., Singapur 117456, Singapur. ³ Indisches Technologieinstitut Kharagpur, Kharagpur, Indien. ⁴ Universität in Buffalo, Buffalo, NY, USA.

Eingegangen am 3. Januar 2019 Akzeptiert am 16. August 2019

Published online: 28 August 2019

Verweise

1. Johnson W, Onuma O, Owolabi M, Sachdev S. Schlaganfall: Eine globale Antwort ist erforderlich. *Bull World Health Organ*. 2016; 94 (9): 634.
2. Goh HT, Nadarajah M., Hamzah NB, Varadan P., Tan MP. Stürze und Angst vor einem Sturz nach einem Schlaganfall: eine Fall-Kontroll-Studie. *PM & R*. 2016; 8 (12): 1173–80.
3. Bensoussan L, Vito J. M., Schieppati M., Collado H., et al. Veränderungen in der Haltungskontrolle bei hemiplegischen Patienten nach einem Schlaganfall, der eine doppelte Aufgabe ausführt. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007; 88 (8): 1009–15.
4. Kim K, Kim YM, Kang DY. Wiederholtes Sitzen-Stehen-Training mit der Schritt-Fuß-Position auf der nicht paretischen Seite und deren Auswirkungen auf das Gleichgewicht und den Fußdruck bei Patienten mit chronischem Schlaganfall. *J Phys Ther Sci*. 2015; 27: 2621–4.
5. Taub E, Uswatte G, Mark VW, Morris DMM. Das erlernte Nichtgebrauchsphänomen: Auswirkungen auf die Rehabilitation. *Europa Medicophysica*. 2006; 42 (3): 241–56.
6. Taub E, Ellman SJ, Berman AJ. Deafferentierung bei Affen: Auswirkung auf die konditionierte Griffreaktion. *Wissenschaft*. 1966; 51: 593–4.
7. Knapp HD, Taub E, Berman AJ. Bewegungen bei Affen mit deafferenten Vorderbeinen. *Exp Neurol*. 1963; 7 (4): 305–15. Thompson AK, Pomerantz FR, Wolpaw JR. Die operative Konditionierung eines Wirbelsäulenreflexes kann die Fortbewegung nach einer Rückenmarksverletzung beim Menschen verbessern. *J Neurosci*. 2013; 33 (6): 2365–75.
9. Skinner BF. Das Verhalten von Organismen: Eine experimentelle Analyse. BF Skinner Foundation; 1990. Verplanck WS.
10. Die operative Konditionierung des menschlichen motorischen Verhaltens. *Psychol Bull*. 1956; 53 (1): 70.

11. Fogg B, Cuellar G, Danielson DR. Benutzer motivieren, beeinflussen und überzeugen. In: Das Handbuch zur Mensch-Computer-Interaktion. Routledge, 2003, 358–370.
 12. Taub E, Wolf SL. Constraint-induzierte Bewegungstechniken zur Erleichterung der Verwendung der oberen Extremitäten bei Schlaganfallpatienten. Themen Schlaganfall-Rehabilitation. 1997; 3 (4): 38–61.
 13. Ostendorf CG, Wolf SL. Auswirkung der erzwungenen Verwendung der oberen Extremität eines hemiplegischen Patienten auf Funktionsänderungen: ein Einzelfalldesign. Phys Ther. 1981; 61 (7): 1022–8.
 14. Barzel A, Ketels G, Stark A, Tetzlaff B, Daubmann A, Wegscheider K, van den Bussche H, Scherer M. Versuch. Lancet Neurol. 2015; 14 (9): 893–902.
- fünfzehRuhe A, Fejer R, Walker B. Zentrum der Druckexkursion als Maß für die Gleichgewichtsleistung bei Patienten mit unspezifischen Schmerzen im unteren Rückenbereich im Vergleich zu gesunden Kontrollen: eine systematische Überprüfung der Literatur. Eur Spine J. 2011; 20 (3): 358–68.
16. Chien JE, Hsu WL. Auswirkungen eines dynamischen störungsbasierten Trainings auf die Gleichgewichtskontrolle älterer Erwachsener in Wohngemeinschaften. Sci Rep. 2018; 8 (1): 17231.
 17. Mansfield A, Mochizuki G, Inness EL, et al. Klinische Korrelate der Synchronisation zwischen den Gliedmaßen der Kontrolle des Gleichgewichts im Stehen und Stürzen während der stationären Schlaganfallrehabilitation. Neurorehabil Neuronal Repair. 2012; 26 (6): 627–35.
 18. Raja B, Neptune RR, Kautz SA. Koordination des nicht-paretischen Beins während des hemiparetischen Gangs: erwartete und neuartige Kompensationsmuster. Clin Biomech. 2012; 27 (10): 1023–30.
 19. Kim CM, Eng JJ. Größe und Muster der kinematischen und kinetischen 3D-Gangprofile bei Personen mit Schlaganfall: Beziehung zur Gehgeschwindigkeit. Gangpforten. 2004; 20: 140–6.
 20. Parvataneni K, Brouwer B. Veränderungen in der Muskelgruppenarbeit im Zusammenhang mit Veränderungen der Ganggeschwindigkeit von Personen mit Schlaganfall. Clin Biomech. 2007; 22: 813–20.
 21. Kautz SA, Patten C. Interlimb-Einflüsse auf die paretische Beinfunktion bei der Hemiparese nach Schlaganfall. J Neurophysiol. 2005; 93: 2460–73.
 22. Kautz SA, Patten C, Neptune RR. Aktiviert einseitiges Treten ein rhythmisches Bewegungsmuster im nichtpedalen Bein bei der Hemiparese nach einem Schlaganfall? J Neurophysiol. 2006; 95: 3154–63.
 23. Angewandte Verhaltensanalyse in der Post-Schlaganfall-Therapie. (nd). <https://www.appliedbehavioranalysisedu.org/post-stroke/>. Zugriff am 16. Januar 2018.
 24. Kennedy MW, JP Schmiedeler, CR Crowell et al. Verbessertes Feedback bei der Wiederherstellung des Gleichgewichts mithilfe des Nintendo Wii Balance Board. In: 13. Internationale IEEE-Konferenz zu E-Health-Netzwerkanwendungen und -diensten (Healthcom); 2011. p. 162–68.
 25. Ding Q, Stevenson IH, Wang N. et al. Bewegungsspiele verbessern die Gleichgewichtskontrolle bei Schlaganfallüberlebenden: eine vorläufige Studie, die auf dem Prinzip der Constraint-induzierten Bewegungstherapie basiert. Anzeigen. 2013; 34 (2): 125–31.
 26. Darekar A., McFadyen BJ, Lamontagne A. et al. Wirksamkeit einer auf der virtuellen Realität basierenden Intervention bei Gleichgewichts- und Mobilitätsstörungen nach Schlaganfall: eine Überprüfung des Umfangs. J Neuroeng Rehabil. 2015; 12 (1): 46.
 27. Verma S., Kumar D., Kumawat A., Dutta A., Lahiri U. Eine kostengünstige adaptive Balance-Trainingsplattform für Schlaganfallpatienten: eine Usability-Studie. IEEE Trans Neural Syst Rehabil. 2017; 25 (7): 935–44.
 28. Aftab Z, Robert T., Wieber PB. Vorhersage der Wiederherstellung des Gleichgewichts mit mehreren Strategien für stehende Menschen. Plus eins. 2016; 11 (3): e0151166.
 29. Castano JA, Zhou C, Li Z, Tsagarakis N. Robuste modellprädiktive Kontrolle für Humanoide, die im Gleichgewicht stehen. In: Internationale IEEE-Konferenz für fortgeschrittene Robotik und Mechatronik (ICARM); 2016. p. 147–52.
 30. Roerdink M, De Haart M, Daffertshofer A, Donker SF, Geurts AC, Beek PJ. Dynamische Struktur der Druckmittelpunkt-Trajektorien bei Patienten, die sich von einem Schlaganfall erholen. Exp Brain Res. 2006; 174 (2): 256.
 31. Hung YX, Huang PC, Chen KT et al. Was suchen Schlaganfallpatienten in der spielbasierten Rehabilitation: eine Umfragestudie. Medizin. 2016; 95: 11.
 32. Dias P., Silva R., Amorim P., Laíns J., Roque E., Seródio I., Pereira F., Santos BS, Potel M. Nutzung der virtuellen Realität zur Steigerung der Motivation bei der Rehabilitation nach Schlaganfall. IEEE Comput Graph Appl. 2019; 39 (1): 64–70.
 33. Lima NM, Menegatti KC, Yu É, Sacomoto NY, Scalha TB, Lima IN, Camara SM, Souza MC, Cacho RD, Cacho EW, Honorato DC. Sensorische Defizite in der ipsilesionalen oberen Extremität bei Patienten mit chronischem Schlaganfall. Arq Neuropsiquiatr. 2015; 73 (10): 834–9.
 34. Sohn SM, Kwon YH, Lee NK et al. Defizite der Bewegungsgenauigkeit und des propriozeptiven Sinnes in der ipsi-läsionalen oberen Extremität von Patienten mit hemiparetischem Schlaganfall. J Phys Ther Sci. 2013; 25 (5): 567–9.
 35. Aguiar SA, Choudhury S., Kumar H., Perez MA, Baker SN. Wirkung zentraler Läsionen auf einen Wirbelsäulenkreislauf, der die Beugung des menschlichen Handgelenks erleichtert. Sci Rep. 2018; 8 (1): 14821.
 36. Noskin O, Krakauer JW, Lazar RM, Festa JR, Handy C, O'Brien KA, Marshall RS. Ipsilaterale motorische Dysfunktion durch unilateralen Schlaganfall: Auswirkungen auf die funktionelle Neuroanatomie der Hemiparese. J Neurol Neurosurg Psychiatry. 2008; 79 (4): 401–6.
 37. Yao J, Dewald JP. Kortiko-muskuläre Kommunikation während der Erzeugung eines statischen Schulterabduktionsdrehmoments in der oberen Extremität nach einem Schlaganfall. In: Internationale Konferenz des IEEE Engineering in der Gesellschaft für Medizin und Biologie, 2006. p. 181–4.
 38. Buetefisch CM, Revill KP, Shuster L, Hines B, Parsons M. Motorische bedarfsabhängige Aktivierung des ipsilateralen motorischen Kortex. J Neurophysiol. 2014; 112 (4): 999–1009.
 39. McPherson JG, Stienen AH, Drogos JM, Dewald JP. Modifikation der spastischen Dehnungsreflexe am Ellenbogen durch Flexionssynergieexpression bei Personen mit chronischem hemiparetischem Schlaganfall. Arch Phys Med Rehabil. 2018; 99 (3): 491–500.
 40. Spampinato D. Verständnis der physiologischen Rolle des Kleinhirns und der motorischen Kortikalis für das motorische Lernen des Menschen (Dissertation, Johns Hopkins University). 2017.
 41. Ausenda C, Carnovali M. Übertragung des motorischen Lernens von der gesunden Hand auf die paretische Hand bei Schlaganfallpatienten: eine randomisierte kontrollierte Studie. Eur J Phys Rehabil Med. 2011; 47 (3): 417–25.
 42. Galea JM, Vazquez A., Pasricha N. et al. Dissoziieren der Rollen des Kleinhirns und des motorischen Kortex während des adaptiven Lernens: Der motorische Kortex behält das, was das Kleinhirn lernt. Cereb Cortex. 2010; 21 (8): 1761–70.

43. Lee Y, Her JG, Choi Y et al. Einfluss der Knöchel-Fuß-Orthese auf die Muskelaktivitäten der unteren Extremitäten und das statische Gleichgewicht der Namen der Autoren von Schlaganfallpatienten. *J Phys Ther Sci*. 2014; 26 (2): 179–82.
44. Kumar D., González A., Das A., Dutta A., Fraise P., Hayashibe M., Lahiri U. Virtual-Reality-basiertes Zentrum eines massenunterstützten personalisierten Gleichgewichtstrainingssystems. *Front Bioeng Biotechnol*. 2018; 5: 85.
45. Metzger JC, Lamercy O., Califfi A. et al. Assessment-gesteuerte Auswahl und Anpassung von Übungsschwierigkeiten in der roboterunterstützten Therapie: eine Pilotstudie mit einem Handrehabilitationsroboter. *J Neuroeng Rehabil*. 2014; 11 (1): 154.
46. Der junge BM, Nigogosyan Z., Remsik A. et al. Änderungen der funktionellen Konnektivität korrelieren mit Verhaltensgewinnen bei Schlaganfallpatienten nach der Therapie unter Verwendung eines Gehirn-Computer-Schnittstellengeräts. *Front Neuroeng*. 2014; 7: 25. Babič
47. J, Oztop E, Kawato M. Menschliche motorische Anpassung in Ganzkörperbewegung. *Sci Rep*. 2016; 6: 32868.
48. Berg KO, Maki BE, Williams JI et al. Klinische und labortechnische Messungen des Haltungsgleichgewichts bei älteren Menschen. *Arch Phys Med Rehabil*. 1992; 73 (11): 1073–80.

Anmerkung des Herausgebers

Springer Nature bleibt in Bezug auf Zuständigkeitsansprüche in veröffentlichten Karten und institutionellen Zugehörigkeiten neutral.

Ready to submit your research? Choose BMC and benefit from:

- schnelle und bequeme Online-Einreichung
- gründliche Begutachtung durch erfahrene Forscher auf Ihrem Gebiet
- schnelle Veröffentlichung bei Annahme
- Unterstützung für Forschungsdaten, einschließlich großer und komplexer Datentypen
- Gold Open Access, das eine breitere Zusammenarbeit fördert und die maximale Sichtbarkeit
- von Zitaten für Ihre Forschung erhöht: über 100 Millionen Website-Aufrufe pro Jahr

Bei BMC ist die Forschung immer im Gange. Mehr

erfahren biomedcentral.com/submissions

