

P. Calabrese, H. J. Markowitsch

## Kognitive Störungen in Neurologie und Psychiatrie

Grundlagen | Krankheitsbilder |  
Diagnostik

Hippocampus Verlag,  
Bad Honnef 2013  
broschiert, 328 S., zahlr. Abb.  
€ 39,95; ISBN 978-3-936817-93-5

Fast alle neuropsychiatrischen Erkrankungen gehen auch mit neurokognitiven Störungen einher, also mit Störungen der Aufmerksamkeit und des Bewusstseins, des Gedächtnisses, des komplexen räumlichen Sehens, der Sprache oder von Exekutivfunktionen wie Problemlösen, Planen und Verhaltenssteuerung. Im vorliegenden Buch wird die spezielle kognitive Symptomatik der wichtigsten neurologischen und psychiatrischen Krankheitsbildern ausführlich dargestellt. Dabei wird auch auf die gezielte neuropsychologische Diagnostik bei den einzelnen Erkrankungen eingegangen. Jeweils eigene Kapitel sind den modernen bildgebenden Verfahren wie Magnetresonanztomographie und Positronenemissionstomographie gewidmet, die sowohl in der strukturellen als auch in der funktionellen Diagnostik kognitiver Störungen zunehmend an Bedeutung gewinnen.

Wissenswertes über kognitive Störungen bei Demenz, Multipler Sklerose, Epilepsie, Schädelhirntrauma, Schlaganfall, Restless Legs Syndrom, Schizophrenie, ADHS, affektive Störungen, Alkoholsucht, Angst- und Zwangsstörungen, dissoziative Störungen, Schlafstörungen

## SCHWERPUNKTTHEMA: REHAGAMES – SERIOUS GAMES IN DER NEUROREHABILITATION

- 173 Editorial**  
J. Wiemeyer
- 175 Serious Games in der Neurorehabilitation – ein Überblick**  
J. Wiemeyer
- 187 Adaption und Personalisierung in RehaGames**  
S. Hardy, T. Dutz, J. Wiemeyer, S. Göbel, R. Steinmetz
- 195 Gleichgewichtstraining mit Serious Games**  
A. Kliem & J. Wiemeyer
- 207 Roboterunterstützte RehaGames: Erfahrungen und Perspektiven**  
P. Wolf, D. Novak, V. Klamroth-Marganska, R. Riener
- 215 »IMIC« – Innovative Movement Therapies in Childhood**  
A. L. Martin, U. Götz & R. Bauer

## RUBRIKEN

- A4 Impressum**
- 227 Pharmazie & Technik**
- 232 Termine**
- 232 Stellenanzeigen**
- 234 Hinweise für Autoren**
- 234 Vorschau**

# NEUROLOGIE & REHABILITATION

Neuroprotektion | Neuroplastizität | Neurologische Langzeittherapie

## Organ der

**DGNER** | Deutschen Gesellschaft für Neurorehabilitation  
**DGNKN** | Deutschen Gesellschaft für Neurotraumatologie und Klinische Neurorehabilitation  
**OEGNR** | Österreichischen Gesellschaft für Neurorehabilitation  
**SGNR** | Schweizerischen Gesellschaft für Neurorehabilitation

## Herausgeber

**Ch. Dettmers**, Konstanz  
**P. W. Schönl**e, Bad Oeynhausen  
**C. Weiller**, Freiburg

## Gastherausgeber

**J. Wiemeyer**, Darmstadt

## Herausgeber ex officio

**C. Walle**sch (DGNER), Bad Aibling  
**M. Jöb**ges, (DGNKN), Bernau  
**W. Oder** (OEGNR), Wien  
**Ch. Kaetterer** (SNRG), Basel

## Rubrikherausgeber

**Interdisziplinäre Neurorehabilitation:** **P. Frommelt**, Berlin  
**Bildgebung:** **F. Hamzei**, Bad Klosterlausnitz  
**Internationale Kontakte:** **V. Hömberg**, Bad Wimpfen  
**Neuropsychologie:** **H. Hildebrandt**, Oldenburg  
**Klinische Studien:** **T. Platz**, Greifswald  
**Pathophysiologie und Restaurative Neurologie:**  
**K. M. Stephan**, Meerbusch  
**Rehamanagement, Nachsorge, Langzeitrehabilitation:**  
**W. Schupp**, Herzogenaurach

## Gründungsherausgeber

**P. Büla**u †, Waldbreitbach

## Wissenschaftlicher Beirat

**H. Ackermann**, Bad Urach  
**E. Altenmüller**, Hannover  
**S. Beer**, Valens  
**T. Brandt**, Heidelberg  
**R. Buschmann-Steinhage**, Berlin  
**O. Busse**, Minden  
**D. von Cramon**, Leipzig  
**R. Dengler**, Hannover  
**M. Dieterich**, München  
**V. Dietz**, Zürich  
**G. Ebersbach**, Beelitz  
**K. M. Einhäupl**, Berlin  
**C. E. Elger**, Bonn  
**T. Ettl**in, Rheinfelden  
**P. Flachenecker**, Bad Wildbad  
**S. Freivogel**, Neuhausen  
**G. Goldenberg**, München  
**H. Grötzbach**, Schaufling  
**W. Hacke**, Heidelberg  
**St. Hesse**, Berlin  
**W. Huber**, Aachen  
**H. Hummelsheim**, Leipzig  
**G. Ickenstein**, Aue  
**W. Jost**, Wolfach  
**S. Kasper**, Wien

## G. Kerkhoff

Saarbrücken  
**J. Kesselring**, Valens  
**E. Koenig**, Bad Aibling  
**G. Krämer**, Zürich  
**J. Liepert**, Allensbach  
**J.-P. Malin**, Bochum  
**H. Masur**, Bad Bergzabern  
**K.-H. Mauritz**, Berlin  
**Th. Mokrusch**, Lingen  
**H. Niemann**, Bennewitz  
**M. A. Nitsche**, Göttingen  
**K. Pfeifer**, Erlangen  
**D. Pöhlau**, Asbach  
**M. Pohl**, Kreischa  
**M. Prosiegel**, Bad Heilbrunn  
**M. Rijntjes**, Freiburg  
**E. Ringelstein**, Münster  
**Th. Rommel**, Köln  
**K. Scheidtmann**, Gailingen  
**R. Schmidt**, Konstanz  
**W. Tackmann**, Wünnenberg  
**A. Tallner**, Erlangen  
**M. Thaut**, Fort Collins, USA  
**F. L. Welter**, Zwosten  
**K. von Wild**, Münster  
**J. Wissel**, Berlin

NEUROLOGIE & REHABILITATION  
 ISSN 0947-2177, 20. Jahrgang, September 2014  
 ISSN der Online-Version: 1869-7003

## Redaktion

Dr. med. Brigitte Büla (verantwortlich),  
 Dr. med. Klaus Gehring, Dr. med. Michael Kutzner

## Verlag

Hippocampus Verlag e.K.  
 Postfach 13 68, D-53583 Bad Honnef  
 Tel.: 022 24-91 94 80, Fax: 022 24-91 94 82  
 E-Mail: verlag@hippocampus.de  
 Internet: <http://www.hippocampus.de>  
 Druck: TZ Verlag & Print GmbH, Roßdorf  
 Titelfoto: iStockphoto.com © AlexRaths

## Anzeigen und Sonderproduktionen

Dagmar Fernholz, Tel.: 022 24-91 94 80

## Erscheinungsweise

6-mal jährlich, Preis (zzgl. 7,50 € Versand jährlich)  
 € 133,- jährlich im Abonnement (Print + Online)  
 € 118,- jährlich Online-Abonnement

€ 82,- ermäßigtes Abonnement für Therapeuten  
 € 290,- institutionelles Abonnement  
 € 28,- Einzelheft

Das Abonnement der Zeitschrift verlängert sich automatisch um ein weiteres Jahr, wenn es nicht bis zum 30.9. des Vorjahres abbestellt wird.

## Gender-Hinweise

Im Sinne einer besseren Lesbarkeit der Texte wird von uns in der Regel die männliche Form von personenbezogenen Substantiven und Pronomina gewählt. Dies impliziert keinesfalls eine Benachteiligung des jeweils anderen Geschlechts.

## Allgemeine Hinweise

Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wird mit der Annahme eines Beitrags zur Veröffentlichung erwirbt der Verlag vom Autor alle Rechte, insbesondere das Recht der weiteren Vervielfältigung zu gewerblichen Zwecken mit Hilfe fotomechanischer oder anderer Verfahren. Die Zeitschrift sowie alle in ihr enthaltenen einzelnen Beiträge und Abbildungen sind urheberrechtlich geschützt. Jede Verwertung,

die nicht ausdrücklich vom Urheberrechtsgesetz zugelassen ist, bedarf der vorherigen schriftlichen Zustimmung des Verlages. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Bearbeitungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronischen Systemen.

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Handelsnamen, Warenbezeichnungen usw. in dieser Zeitschrift berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutz-Gesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürften.

Für Angaben über Dosierungsanweisungen und Applikationsformen kann vom Verlag keine Gewähr übernommen werden. Derartige Angaben müssen vom jeweiligen Anwender im Einzelfall anhand anderer Literaturstellen auf ihre Richtigkeit überprüft werden.

This journal is regularly listed in Excerpta Medica (EMBASE), PSYINDEX, PEDRO

© 2014 HIPPOCAMPUS VERLAG

Liebe Leserinnen und Leser,

Neurorehabilitation ist manchmal ein mühsames Unterfangen. Rehabilitationsübungen müssen immer wieder mit den Patientinnen und Patienten ausgeführt und wiederholt werden, um den Therapieerfolg zu sichern. Das kann zu Langeweile und Motivationsproblemen führen. Auf der Suche nach motivierenden Therapiebedingungen ist es naheliegend, an Spiele zu denken. Jeder Mensch – ob jung oder alt – spielt gerne, und eine Verknüpfung von Therapie und Spiel scheint folgerichtig attraktiv. Allerdings ist die Sache so einfach nicht. Denn eigentlich schließen sich spaßvolles Spielen und anstrengende Therapie aus. Dass es jenseits dieser Bedenken – bei geeignetem Vorgehen – doch gelingen kann, Spaß und Ernst zu verbinden, zeigen Spiele wie Re-Mission, welches sehr erfolgreich in der Krebstherapie eingesetzt wird und hier nicht nur Spaß bringt, sondern auch den Therapieerfolg verbessert.

Im vorliegenden Sonderheft verfolgen wir das Ziel, Ihnen das anspruchsvolle und komplexe Anwendungsfeld der Serious Games in der Neurorehabilitation – als eine Mischung aus konzeptionellen und technischen Grundlagen sowie konkreten Anwendungsbeispielen – näherzubringen.

Zunächst gibt *Josef Wiemeyer* einen Überblick über das Anwendungsfeld der Serious Games in der Neurorehabilitation. Ein Review der aktuellen Studien zeigt, dass Randomisierte Kontrollierte Studien noch in der Minderzahl sind. Vorherrschend sind Fall-, Machbarkeits- und Pilotstudien. In der Tendenz lassen sich zwar positive Effekte zeigen, diese müssen aber in Zukunft durch Studien hoher Qualität bestätigt werden.

*Sandro Hardy* und Koautoren (Technische Universität Darmstadt) beschäftigen sich mit der Frage, wie Exergames adaptiert und personalisiert werden können, um eine hohe Motivation und eine hohe Trainingseffektivität zu verbinden. Sie stellen ein allgemeines Rahmenmodell vor, das aus drei Ebenen und fünf Stufen besteht und an ausgewählten Beispielen (BalanceFit und ErgoActive) erläutert wird.

*Annika Kliem* und *Josef Wiemeyer* (Technische Universität Darmstadt) diskutieren kritisch die vorliegenden Studien zum Einsatz von Exergames in der Verbesserung der komplexen Gleichgewichtsleistung. Dabei wird deutlich, dass dieses Anwendungsfeld sehr komplex ist und die Reichweite der Transferabilität von Trainingseffekten durch die Variabilität des Trainings begrenzt wird. So zeigen die überwiegend eingesetzten (quasi)statischen Balance-Spiele vorwiegend Effekte auf die statische Gleichgewichtsleistung.

*Peter Wolf* und Koautoren (Sensory-Motor Lab, ETH Zürich) beschreiben die technischen Grundlagen der roboter-gestützten Neurorehabilitation im Gewand von Spielen. Vor allem die Regelung derartiger Kombinationen aus Robotik und Spielen wirft besondere Herausforderungen auf, welche es – z. B. durch geeignete Kon-

trollmodelle – zu meistern gilt. Schwierigkeitsanpassung und soziale Therapiekontexte sind nur einige der Potenziale und gleichzeitig Herausforderungen, denen sich RehaGames stellen müssen.

*Anna-Lisa Martin*, *Ulrich Götz* und *René Bauer* (Department Design, Studienvertiefung Game Design, Zürcher Hochschule der Künste) stellen das interdisziplinäre Projekt IMIC vor. Sie geben einen interessanten Einblick in die Entwicklung und Struktur von RehaGames mit den Aspekten narrativer Hintergrund, Gameplay, Game Mechanik und Scoring, Game Grafik und Interfaces. Der Beitrag lässt erahnen, wie aufwändig die Entwicklung von Games in der Neurorehabilitation mit Kindern ist.

Auf den Punkt gebracht, steckt das Gebiet der Serious Games in der Neurorehabilitation noch in den Kinderschuhen. Legt man die Stufen der Evidenz-basierten Medizin an, so kann man maximal die Stufe 2 attestieren. Viele Herausforderungen sind noch nicht zufriedenstellend gelöst, insbesondere die Probleme der Individualisierung, der Personalisierung und passgenauen dynamischen Adaptation von RehaGames. Fast völlig ausgeblendet werden auch Fragen der Betriebssicherheit von RehaGames, die für den Routine-Einsatz von grundlegender Bedeutung sind. Es ist also noch ein weiter Weg zu gehen, um das zweifellos vorhandene Potenzial von Serious Games in der Neurorehabilitation systematisch auszuschöpfen.

Wer sich darüber informieren möchte, welche digitalen Spiele für einen potenziellen Einsatz in der Rehabilitation existieren, kann eine der folgenden Websites besuchen:

Website	Bemerkung
<a href="http://www.healthgamesresearch.org">http://www.healthgamesresearch.org</a>	Datenbank mit 432 Spielen (Stand 15.7.2014); Suche nach Krankheit, Zielgruppe, Plattform etc.
<a href="http://healthcaregames.wisc.edu">http://healthcaregames.wisc.edu</a>	Datenbank mit 251 Spielen (Stand 15.7.2014); Beschreibung nach Plattform, Zielgruppe und Inhalt
<a href="http://serious.gameclassification.com">http://serious.gameclassification.com</a>	Datenbank mit 289 Spielen (Stand 15.7.2014); Suche nach Altersgruppen

Ich wünsche allen Leserinnen und Lesern, dass Sie durch dieses Themenheft fruchtbare Einblicke in die Vor- und Nachteile sowie die eine oder andere Anregung für den sinnvollen Einsatz von Serious Games in der Neurorehabilitation gewinnen.

*Josef Wiemeyer*

**Korrespondenzadresse:**

Prof. Dr. rer. medic. Josef Wiemeyer  
Institute of Sport Science  
Technische Universität Darmstadt  
Magdalenenstr. 27  
D-64289 Darmstadt  
wiemeyer@sport.tu-darmstadt.de



## 29. JAHRESTAGUNG DER GESELLSCHAFT FÜR NEUROPSYCHOLOGIE

Fortschritte neuropsychologischer Rehabilitation  
Neues aus traditionellen Ansätzen und Input aus den Neurowissenschaften

**18.09. – 20.09.2014**

Hörsaalzentrum (A14) der Carl von Ossietzky Universität Oldenburg

### THEMENÜBERSICHT

- Behandlung der Post Stroke Depression, des Morbus Parkinson, von Neglekt und Aphasie sowie Arbeitsgedächtnisstörungen, mit individuellen Trainingsprogrammen, Neurofeedback und transkranieller Stimulation
- Keynotes von Torkel Klingberg, Friedemann Pulvermüller, Annette Sterr und Walter Sturm
- Klinische Fortbildung für Neurofeedback, Interpretation des klinischen MRTs und multizentrischer Therapieevaluation

# Serious Games in der Neurorehabilitation – ein Überblick

Neurol Rehabil 2014; 20 (4): 175–186  
Hippocampus Verlag 2014

J. Wiemeyer

## Zusammenfassung

Serious Games (SG) verbinden Spielen mit ernsthaften Zwecken. SG müssen folglich eine »Doppelmission« erfüllen, indem die intendierten ernsthaften Ziele erreicht werden, ohne den Spielspaß zu korrumpieren.

SG wurden für zahlreiche Anwendungsbereiche entwickelt. Auch für die Neurorehabilitation wurden für verschiedene Zielgruppen (besonders Schlaganfall) zahlreiche Spielanwendungen konzipiert.

Zur Erklärung der Wirkung von SG werden sowohl allgemeine psychologische oder sozialpsychologische Modelle als auch spezifische Ansätze referenziert.

Ein Überblick über die vorliegenden Studien zur Wirksamkeit dieser Rehabilitationsspiele (vier RCTs und 30 weitere Studien) zeigt, dass diese Studien sehr heterogene Merkmale hinsichtlich der Zielgruppe, der Interfaces, der Dauer und des Umfangs der Intervention sowie der Operationalisierung der Outcome-Variablen aufweisen. Die Effekte bzgl. der therapierten Funktionen sowie der Einstellungen sind lückenhaft dokumentiert und tendenziell positiv. Insgesamt ist damit die Evidenz noch nicht überzeugend. In Zukunft sind methodisch verbesserte Studien erforderlich, um die Evidenz zu verbessern.

**Schlüsselwörter:** Reha(b)Games, Serious Games, Evidenz, RCT

*Institut für Sportwissenschaft,  
Technische Universität Darmstadt*

## Einleitung

Neurorehabilitation ist ein komplexes Prozessgefüge, das zahlreiche Bedingungen erfüllen muss (z. B. [60, 65]). Neben der gezielten Abstimmung auf die jeweilige neurologische Erkrankung (zur Vielfalt vgl. [16, 60, 81]) und der Berücksichtigung der individuellen Situation der Patienten müssen therapeutische Trainingsmaßnahmen eine Fülle von spezifischen Anforderungen erfüllen: »... training has to be challenging, repetitive, task-specific, motivating, salient, and intensive for neuroplasticity to occur« ([65], p. 1380). Die Neurorehabilitation beinhaltet u.a. die häufige Wiederholung von kognitiven, perceptiven oder motorischen Übungen mit oder ohne Assistenz. Die für den Therapieerfolg unverzichtbare extensive Wiederholung dieser Trainingsübungen kann dazu führen, dass die Motivation der Patienten mit der Zeit nachlässt und – als Folge des nachlassenden Engagements – Therapieerfolge verzögert, reduziert oder gar nicht eintreten. Daraus ergibt sich die Notwendigkeit, die Motivation der Patienten möglichst über lange Zeit aufrechtzuerhalten, um ihre Compliance und damit den Therapieerfolg zu sichern.

Spielerische Elemente können in dieser Hinsicht – unter bestimmten Voraussetzungen – unterstützend wirken. Spielen bedeutet nach Huizinga [31], dass Menschen eine Tätigkeit um ihrer selbst willen, z. B. zum Spaß oder zur Unterhaltung, ohne äußeren Zwang, und als ritual-ähnliche Wiederholung ausführen. Spielen ist

bedeutungshaltig, häufig durch Regeln bestimmt, aber dennoch offen bzgl. Verlauf und Ausgang. Spielen kann Erlebnisse von Flow und Unmittelbarkeit hervorrufen. Entsprechend diesen Merkmalen scheint das Spiel den ernsthaften Zwecken einer neurologischen Rehabilitation zuwider zu laufen: Rehabilitation ist ernsthaft und eben nicht ein Spiel. Diese scheinbare Paradoxie soll durch Serious Games aufgelöst werden.

Serious Games sind digitale Spiele, die gezielt zu ernsthaften Zwecken eingesetzt werden. Serious Games müssen damit gleichzeitig zwei »Missionen« erfüllen: Bei den Spielern sollten sich die angezielten (ernsthaften) Trainings-, Lern- und Therapiewirkungen einstellen, ohne das Gefühl zu korrumpieren, ein Spiel zu spielen. Mit anderen Worten: Die neurologischen Patienten sollten in erster Linie ein Spielerlebnis haben (z. B. positive Emotionen wie Spaß, Herausforderung, Spannung, Flow, Absorption durch das Spiel), wobei die Spielaktivitäten so kontrolliert werden, dass die angezielten ernsthaften Wirkungen ebenfalls erreicht werden (siehe Abbildung 1).

Das scheinbare Paradoxon »Spielen mit Ernst« lässt sich also durchaus auflösen, wie in diesem Beitrag zu zeigen sein wird; darüber hinaus lässt sich der Einsatz von Serious Games in der Neurorehabilitation nicht auf die einfache Formel »Serious Games = Therapie plus Spaß« reduzieren. Der Einsatz von Serious Games in der Neurorehabilitation hat mehr Potenzial. Neben unmittelbaren motivationalen und emotionalen Wirkungen

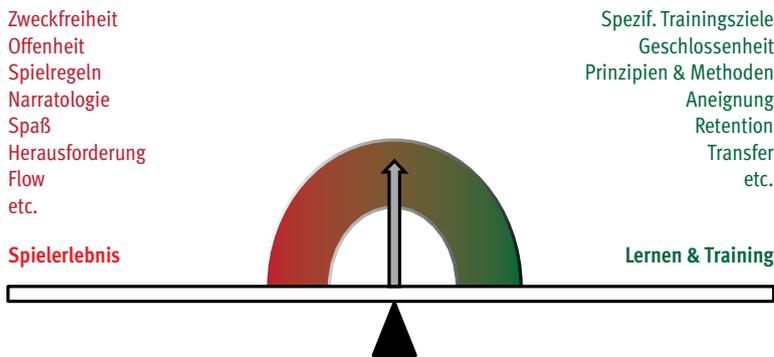


Abb. 1: Serious Games als Balance von Spielerlebnis und Lern- bzw. Trainingszielen

werden weitere Mehrwerte angezielt wie unmittelbares Feedback und präzise(re) Therapiekontrolle.

In diesem Beitrag sollen zunächst die potenziellen Wirkungen von Serious Games diskutiert werden. Anschließend werden die einschlägigen Publikationen kritisch im Hinblick auf die Frage analysiert, welche Evidenz für die postulierten Wirkungen vorliegt.

**Mehrwerte – oder: Wie wirken Serious Games?**

Generell zielen therapeutische Maßnahmen – gemäß dem biopsychosozialen Modell der ICF (International Classification of Functioning, Disability and Health; [81]) – im Bereich der Neurorehabilitation darauf ab, primär die beeinträchtigten neurologischen Funktionen und Strukturen wiederherzustellen oder zumindest zu verbessern und sekundär die Qualität der biopsychosozialen Aktivitäten der Patienten und damit ihre Teilhabe in allen Lebensbereichen zu verbessern [60]. Zunächst sollen kurz die allgemeinen Grundlagen von Lern- und Trainingsprozessen erläutert werden, bevor die spezifischen Wirkungen von Serious Games diskutiert werden.

**Allgemeine Anforderungen**

Wenn in der Neurorehabilitation Funktionen und Strukturen wiederhergestellt oder verbessert werden sollen,

dann müssen systematische Lern- und Trainingsinterventionen eingesetzt werden. Neben der (Wieder-)Herstellung kognitiver und perceptiver Funktionen spielen sensomotorische Funktionen eine große Rolle, denn Bewegungen sind ein unverzichtbares Hilfsmittel zur Teilhabe an fast allen Aktivitäten in Alltag, Beruf und Freizeit.

Eine wichtige Differenzierung in Hinblick auf die Sensomotorik wird in Abbildung 2 illustriert: Neben verschiedenen spezifischen motorischen Fertigkeiten, zu denen auch therapeutische und Alltagsbewegungen zu zählen sind, können allgemeine motorische Fähigkeiten – untergliedert in konditionelle und koordinative Fähigkeiten – differenziert werden. Für die verschiedenen sensomotorischen Kompetenzbereiche gelten je spezifische Lern- und Trainingsmethoden bzw. -prinzipien. So ist z.B. für den Bereich der koordinativen Fähigkeiten das Prinzip der Variabilität konstitutiv, während für das Training konditioneller Fähigkeiten (Kraft, Ausdauer, Schnelligkeit und Flexibilität) andere Methoden (z.B. Intervalltraining) und Prinzipien eine Rolle spielen.

Die moderne Trainingswissenschaft orientiert sich vielfach an dem aus der Arbeitswissenschaft adaptierten und erweiterten Belastungs-Beanspruchungs-Adaptations-Modell (BBA-Modell; z.B. [21, 51]). Grob vereinfacht besagt dieses Modell, dass über definierte äußere Anforderungen (Belastungen) in Abhängigkeit von den individuellen Eigenschaften des jeweiligen Menschen spezifische Beanspruchungen hervorgerufen werden, welche dann funktionelle und / oder strukturelle Anpassungen (Adaptationen) auslösen können (siehe Abbildung 3). Dabei sind spezifische Aspekte der Belastbarkeit und Trainierbarkeit zu beachten: Nur wenn die durch die Belastungen ausgelösten Beanspruchungen optimal sind und eine entsprechende Plastizität gegeben ist, können adäquate Adaptationen hervorgerufen werden.

Bei zu geringer oder zu hoher Beanspruchung (Über- oder Unterforderung) kommt es zu Fehlanpassungen oder Anpassungen bleiben ganz aus.

Mit Hilfe des BBA-Modells können im Bereich der verschiedenen Kompetenzbereiche vor allem psychische und physische Belastungen bzw. Beanspruchungen mehr oder weniger genau vorgegeben, bestimmt und kontrolliert werden.

Damit ergeben sich für den Bereich der Lern- und Trainingsprozesse domänenspezifische Anforderungen, welche auch von Serious Games erfüllt werden müssen.

**Spielen – ein mehrdimensionales Erlebnis**

Serious Games sind Spiele, was bedeutet, dass die Nutzer das Gefühl haben müssen zu spielen. Wie die verschiedenen Merkmale des Spiels, welche in der Einleitung aufgeführt wurden, bereits zeigen, ist das Konstrukt »Spielerlebnis« mehrdimensional. In Bezug auf digitale Spiele umfasst »Spielerlebnis« (»game experience«) die folgenden Aspekte [4, 28, 49]:

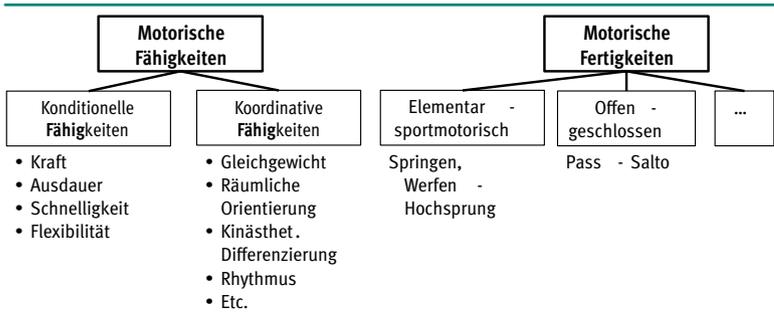


Abb. 2: Einteilung der Sensomotorik in der Sportwissenschaft

■ **Immersion und Präsenz**

Immersion bezeichnet die Erfahrung vollständigen »Eintauchens« in die technisch vermittelte Spielwelt. Präsenz bedeutet, dass man das Gefühl hat, im virtuellen Spiel anwesend zu sein und mit den in dieser Welt dargestellten Gegenständen und Personen interagieren zu können.

■ **Flow**

Das Flow-Erlebnis ist eng mit Immersionserfahrungen verbunden. Im Flow-Zustand ist man ganz vom Spielen absorbiert, vergisst die Zeit, erlebt die volle Kontrolle über das eigene Tun – ohne bewusstes Nachdenken – und erlebt positive Emotionen. Das Flow-Erlebnis selbst ist also mehrdimensional (z. B. [32]). In Bezug auf digitale Spiele haben Sweetser und Wyeth [71] das Konstrukt des »Game flow« entwickelt. Dieses umfasst die Elemente Herausforderung, Immersion, Spieler-Niveau, klare Ziele, Feedback, Konzentration, Kontrolle und soziale Interaktion.

■ **Spannung**

Durch die Offenheit von Verlauf und Ausgang erzeugen Spiele Spannungsgefühle bei den Spielenden. Man ist psychisch erregt, weil man das Spiel meistens will.

■ **Herausforderung**

Attraktive Spiele fordern die Spielenden heraus, indem sie Aufgaben präsentieren, welche interaktiv gelöst werden müssen. Optimale Herausforderungen entstehen immer dann, wenn die Aufgabenschwierigkeit so gewählt wird, dass ein Scheitern weder völlig ausgeschlossen ist (zu leichte Aufgaben) noch fast sicher ist (zu schwierige Aufgaben), sondern die eigenen Anstrengungen – und vielleicht manchmal auch ein wenig Glück – über Erfolg und Misserfolg entscheiden.

■ **Kompetenz- und Kontrollerfahrung**

Spiele führen irgendwann einmal zu Erfolgen, welche im Spiel relativ unmittelbar erlebt werden können. Diese Erfahrungen stärken die Selbstwirksamkeit und das Selbstwertgefühl, was sich positiv auf die nachhaltige Bindung an (digitale) Spiele auswirkt [75] – mit der potenziellen negativen Begleiterscheinung der Spielsucht [62]. Ein Spiel zu beherrschen, kann ein Gefühl der Macht bei den Spielenden hervorrufen.

■ **Positive Emotionen**

Erfolgserlebnisse lösen häufig positive Emotionen wie Freude, Stolz oder Erleichterung aus. Die Erwartung, dass diese positiven Emotionen eintreten, bestimmt den Reiz des Spielens maßgeblich mit.

■ **Negative Emotionen**

In Spielen werden auch Misserfolge erlebt, welche dann zu Enttäuschung oder Ärger führen können. Spielende müssen auch lernen, mit diesen negativen Emotionen umzugehen, um langfristig erfolgreich zu sein.

■ **Neugier**

Durch die Offenheit von Verlauf und Ausgang, aber auch durch die grafische Gestaltung, können Spiele

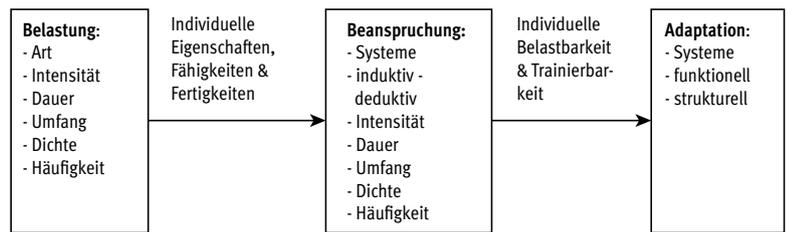


Abb. 3: Belastung, Beanspruchung und Adaptation als Determinanten von Lern- und Trainingsprozessen

auch die Neugier der Spielenden anregen. Hier spielen z. B. variable Spielverläufe und überraschende Ereignisse eine große Rolle.

■ **Phantasie**

In manchen Spielgenres können die Spielenden auch ihre Phantasie ausleben, z. B. in der Gestaltung von Avataren oder Spielumgebungen oder der Auswahl unkonventioneller Spielaktivitäten.

Die »Spielmission« von Serious Games zeigt sich damit nicht weniger komplex als die allgemeinen Anforderungen an die Neurorehabilitation: Eine Vielfalt von Komponenten des Spielerlebnisses müssen »bedient« werden, um überhaupt von einem Spiel zu sprechen.

Serious Games – Doppelmission im Spannungsfeld von Effektivität und Spielspaß

Wie bereits in der Einleitung erwähnt, besteht die besondere Herausforderung von Serious Games darin, eine »Doppelmission« zu erfüllen. Burdea [11] nennt die prägnante Formel: »they will get better while having fun!« (p.520). Die Anforderungen und Wirkungen, welche in den Abschnitten 2.1 und 2.2 genannt wurden, müssen optimal kombiniert und integriert werden, um Mehrwerte zu generieren.

Sinclair [68] verdeutlicht dieses Spannungsfeld in seinem »dual-flow«-Ansatz durch die beiden Konstrukte »effectiveness« (physische Wirksamkeit, Trainingseffekte) und »attractiveness« (psychische Wirksamkeit, Spielerlebnis). Optimale psychische Erlebnisse entstehen dem Modell zufolge bei einer angemessenen Kombination von Fertigniveau und Herausforderung, während eine optimale Wirksamkeit durch eine adäquate Kombination von physischer Kapazität und Intensität entsteht. In Abbildung 4 wurde versucht, die beiden Dimensionen Spielerlebnis und Effektivität zu verbinden. Ist die Schwierigkeit der Spielaufgaben im Vergleich zu den Fähigkeiten der Spielenden zu hoch, dann kommt es zu negativen Spielerfahrungen wie Angst, so dass Adaptationen suboptimal ausfallen oder ganz ausbleiben. Ist dagegen die Schwierigkeit der Spielaufgaben zu gering, dann entsteht Langeweile und die Adaptationen sind ebenfalls suboptimal. Lediglich in einem Korridor, der eine optimale Passung von Schwierigkeit und



Abb. 4: Serious Games im Spannungsfeld von positiven Emotionen (Flow etc.) und Effektivität (Adaptationen)

Kompetenzniveau indiziert, können gleichzeitig positive Spielerfahrungen und Adaptationen stattfinden. Möglicherweise ist der Korridor für eine angemessene Kombination von positiven Spielerfahrungen und Adaptationen noch enger (schwarz gestrichelter Bereich in Abbildung 4).

Im Hinblick auf die Kompetenzen, welche durch Serious Games verbessert werden können, werden, ausgehend von dem Spezifitätsprinzip (»Spiele fördern, was sie fordern«, [20]), verschiedene Bereiche unterschieden.

<p><b>Kognition:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Wahrnehmung</li> <li>Aufmerksamkeit, Konzentration</li> <li>Gedächtnis, Wissen</li> <li>Verständnis von Strukturen und Bedeutungen</li> <li>Strategisches Denken</li> <li>Problemlösen</li> <li>Planung, Management</li> </ul>	<p><b>Sensomotorik:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Auge-Hand-Koordination</li> <li>Auge-Fuß-Koordination</li> <li>Interaktion mit Interface</li> <li>Reaktionsfähigkeit</li> <li>Orientierungsfähigkeit</li> <li>Gleichgewichtsfähigkeit</li> <li>Rhythmusfähigkeit</li> <li>Flexibilität</li> <li>Kraft(ausdauer)</li> <li>Ausdauer</li> </ul>
<p><b>Emotion, Motivation, Volition:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Emotionskontrolle</li> <li>Stresskontrolle</li> <li>Anspruchsniveau</li> <li>Selbstwirksamkeit</li> </ul>	<p><b>Soziale Kompetenz:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Kooperation</li> <li>Hilfsbereitschaft</li> <li>Empathie, Perspektivenübernahme</li> <li>Interaktions- und Kommunikationsfähigkeit</li> </ul>
<p><b>Persönlichkeitsbezogene Kompetenz:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Selbstbeobachtung</li> <li>Selbstkritik</li> <li>Identität, Selbstkonzept</li> <li>Ausdauer</li> </ul>	<p><b>Medienkompetenz:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Medienkunde</li> <li>Selbstbestimmter Umgang</li> <li>Aktive Kommunikation</li> <li>Mediengestaltung</li> </ul>

Tab. 1: Überblick über Wirkungsbereiche von Serious Games (erweitert nach [21])

In Tabelle 1 sind sechs Kompetenzbereiche aufgeführt, welche durch Serious Games verbessert werden können. Neben sensomotorischen, perzeptiven und kognitiven Effekten sind auch Wirkungen auf der Emotions-, Volitions- und Motivationsebene sowie der Persönlichkeits- und sozialen Ebene zu erwarten. Außerdem sind Verbesserungen der Medienkompetenz erwartbar.

Bisherige Studien zeigen vor allem positive Effekte bei elementaren perzeptuellen und sensomotorischen Kompetenzen wie z. B. räumliche Wahrnehmung, Gleichgewicht und Reaktionsvermögen [6, 38, 79]; die Verbesserung konditioneller Fähigkeiten (besonders Ausdauer und Kraft) scheint möglich – allerdings nur auf niedrigem Niveau. Die vorliegenden Untersuchungen zum motorischen Lernen sprechen eher gegen spezifische Effekte auf die sensomotorische Kontrolle, sondern eher für eine Verbesserung der kognitiven Repräsentation der Bewegung und ihres Anwendungskontextes. Während die Effektivität der eingesetzten Spiele (häufig kommerzielle Spiele) durchgängig geprüft wird, untersuchen die Studien relativ selten das Spielerlebnis.

Damit die angezielten therapeutischen bzw. rehabilitativen Wirkungen auch tatsächlich eintreten, müssen Serious Games – wie jede andere Therapiemaßnahme auch – eine Fülle von lern- und trainingstheoretischen sowie psychologischen, physiologischen und sozialen Aspekten beachten. Eine besondere Herausforderung ist die Frage, ob und in wie weit die bei Gesunden gefundenen Gesetzmäßigkeiten auf Lern- und Trainingsprozesse von Kranken übertragbar sind. Für eine Reihe von Interventionen wurde diese Frage direkt untersucht, z. B. den Kontext-Interferenz-Effekt (z. B. [77]). Bei anderen Interventionen ist die Frage noch offen. Vorhandene Empfehlungen zur Gestaltung von Lern- und Trainingsinterventionen (z. B. [50, 82]) sind deshalb als Vorschläge zu betrachten, deren Praxistauglichkeit in den jeweiligen spezifischen Therapie- und Rehabilitationskontexten zum Teil noch nachgewiesen werden muss. Viele Serious Games orientieren sich an allgemein-psychologischen Modellen, welche aus der Sozial- bzw. Lernpsychologie übertragen werden. Beliebte Ansätze sind die Theorie geplanten Verhaltens bzw. der begründeten Handlung und das sozial-kognitive Modell von Bandura (Überblick: [1]). Diese Modelle thematisieren den Einfluss verschiedener Faktoren auf die Bildung und praktische Umsetzung von Intentionen, die eigene Einstellung und/oder das eigene Verhalten nachhaltig zu verändern. Zu den wichtigsten Faktoren zählen Wissen, Einstellung (des Handelnden und weiterer Bezugspersonen), Selbstwirksamkeitsüberzeugung, Instruktion, Feedback, Zielsetzung und Motivation, Identifikation und Überwindung von Barrieren, Zeit- und Stressmanagement sowie soziale Unterstützung.

Darüber hinaus wurden in neuerer Zeit Modelle vorgelegt, welche sich spezifisch auf die Wirkmechanismen von Serious Games beziehen, z.B. das Vier-Ebenen-Modell von Mueller et al. [48], welches die Ebenen der physiologischen Reaktionen, der Bewegungsregulation,

der Wahrnehmung und Erfahrung und der sozialen Beziehungen unterscheidet. Wiemeyer und Hardy [79] haben eine Reihe von Empfehlungen zusammengetragen, welche bei der Entwicklung von Serious Games für Bewegungslernanwendungen berücksichtigt werden sollten. Diese Empfehlungen beziehen sich auf Inhalt, Zielsetzung und Modalität von Instruktionen, Genauigkeit, Häufigkeit und Zeitstruktur von Feedback, Übungsverteilung, Lerntypen und Transfer.

Darüber hinaus existieren Ansätze, welche spezifische Teilaspekte von Serious Games thematisieren, z. B. das Problem der Individualisierung, Trainingsanpassung und Personalisierung. Hier haben z. B. Hardy et al. [26] ein Modell vorgelegt, welches die Adaptation von psychologischen und physiologischen Trainingsparametern erlaubt.

Während die bisher dargestellten Ansätze mehr oder weniger versuchen, bestehende Modelle und Theorien auf das Gebiet der Serious Games zu übertragen und zu adaptieren bzw. technische Lösungen für ausgewählte Problembereiche zu finden, gehen einige wenige Autoren darüber hinaus und postulieren, dass die psychophysiologischen Zustände beim Spielen von besonderer Qualität sind. So behaupten Bavelier et al. [6][7], dass durch Spielen von digitalen Spielen Lernbarrieren im Gehirn beseitigt werden, indem quasi die Plastizität der Kindheit wieder hergestellt wird. Die Autoren vermuten, dass sowohl strukturelle als auch funktionelle Barrieren durch Spielen aufgehoben werden können, z. B. durch Veränderung neuromodulatorischer Prozesse (Transmittersysteme: GABA, Noradrenalin, Dopamin, Serotonin, Acetylcholin) und die Verbesserung von Aufmerksamkeits-, Aktivierungs-, Motivations- und Belohnungsprozessen. Digitale Spiele weisen ihrer Ansicht nach eine Fülle von Merkmalen auf, die die neuronale Plastizität begünstigen: variable Anforderungen, Belohnungssystem, verteilte Aufmerksamkeit und Flow. Allerdings geht die Argumentation der Autoren nicht über Plausibilitäten und Analogien hinaus und bleibt letztlich spekulativ.

Im Rahmen ihrer Metaanalyse weisen Lohse et al. [41] darauf hin, dass Exergames in idealer Weise aerobes Üben und Üben motorischer Fertigkeiten verbinden, was sich positiv auf die Neuroplastizität auswirkt.

**Evidenz**

Serious Games müssen – wie andere medizinische Interventionen auch – an den Kriterien der Evidenz-basierten Medizin (EBM) gemessen werden. Im Rahmen der EBM gelten randomisierte kontrollierte Studien (RCT; »randomized controlled trial«; z. B. [67]) als Gold-Standard. Um von sicherer Evidenz auszugehen, sollten nach [30] mehrere hochwertige RCT-Studien existieren, deren Ergebnisse eine große Homogenität aufweisen (Evidenzstufe 1a). Liegen nur einzelne hochwertige RCTs (mit engem Konfidenzintervall) vor, dann liegt Evidenzstufe 1b vor. Die weitere Abstufung umfasst die Evidenzstu-

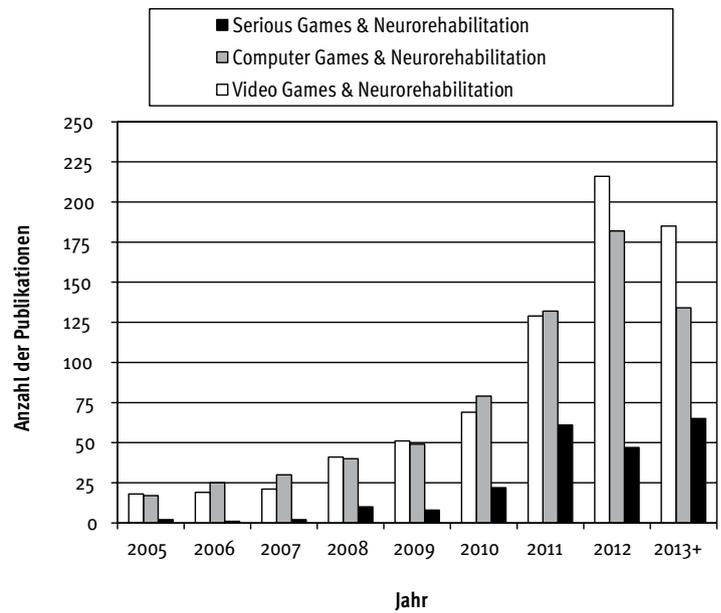


Abb. 5: Publikationen zum Thema »Serious Games in der Neurorehabilitation« seit 2005 (Datenquelle: Google Scholar; Stichtag: 15.02.2014)

fen 2a (homogene Kohorten-Studien) und 2b (individuelle Kohorten-Studien oder methodisch schwache RCTs). Mehrere homogene Fallstudien erhalten die Evidenzstufe 3a, während einzelne kontrollierte Fallstudien 3b erhalten. Fallreihen oder Kohorten-Studien minderer Qualität wird die Evidenzstufe 4 zugeordnet. Expertenmeinungen erhalten die niedrigste Evidenzstufe 5.

Erste Berichte zum Einsatz von Computerspielen in der Rehabilitation stammen aus den späten 1970er und 1980er Jahren (z. B. [12, 61]). Mittlerweile existieren mehrere Hundert Publikationen zum Einsatz von Serious Games in der Neurorehabilitation, welche eine sehr heterogene Erkenntnislage dokumentieren. Abbildung 5 verdeutlicht den exponentiellen Anstieg der Publikationen in den letzten Jahren.

Eine Analyse der ab dem Jahr 2013 erschienenen Arbeiten zum Thema »Serious Games« und »Neurorehabilitation« ergibt das folgende Bild:

- Während mehrere Reviews und Meta-Analysen für den Bereich der Virtuellen Rehabilitation existieren, wurde nur eine Meta-Analyse bzw. Übersichtsarbeit zu Serious Games in der Neurorehabilitation gefunden [41]. In dieser Studie werden insgesamt vier RCT-Studien aufgeführt. Drei Arbeiten untersuchten die Nintendo-Wii-Plattform, während eine Studie mit dem Sony-Playstation-Eyetoy-System arbeitete. Insgesamt erbrachten diese Studien – mit jeweils kleinen Stichproben ( $n \leq 11$ ) im Mittel moderate Effekte mit einer enormen Spannweite ( $G = 0,76, p = 0,14$ ; Effektgrößen zwischen  $-0,25$  und  $2,19$ ), die allerdings nicht signifikant sind.
- Die überwiegende Mehrzahl der Studien beinhaltet dagegen entweder Klein-N-, Machbarkeits-, Fall- und Pilotstudien.

Zunächst sollen die RCTs behandelt werden, bevor die weiteren Studien analysiert werden.

#### Randomisierte Kontrollierte Studien (RCTs)

Gil-Gomez [24] untersuchten 17 Patienten mit erworbenen Hirnverletzungen (11 Männer, 6 Frauen; Alter:  $47,3 \pm 17,8$  Jahre; Dauer der Erkrankung:  $570,9 \pm 313,2$  Tage). Die Patienten wurden zufällig einer traditionellen Trainingsgruppe oder einer Spielgruppe zugewiesen, welche einen gleichen Anteil an Patienten mit hohem versus geringem Sturzrisiko enthielten (Kriterium: Berg Balance Scale  $> 45$  versus  $BBS \leq 45$ ). Alle Patienten nahmen an insgesamt 20 einstündigen Rehabilitationssitzungen teil (3 bis 5 Sitzungen pro Woche). Die Spielintervention beinhaltete drei Gleichgewichtsspiele, während das traditionelle Training konventionelle Gleichgewichtsübungen umfasste. Vor und nach dem Treatment wurden verschiedene klinische statische Gleichgewichtstests (Berg Balance Scale – BBS, Brunel Balance Assessment – BBA, Anterior Reach Test – ART) sowie verschiedene dynamische Tests (u.a. Treppensteigen und Gehtests) durchgeführt. Während sich beide Gruppen in 8 von 11 Tests signifikant verbesserten, waren die Verbesserungen der Spielgruppe bei der BBS und dem Reichtest im Sitzen signifikant ausgeprägter als die Verbesserungen der traditionellen Gruppe. Allerdings liegt bei der BBS der Verdacht nahe, dass ein Ausgangswert-Problem vorliegt, da die Spielgruppe mit erheblich schlechteren Ausgangswerten startete und die Leistungen der traditionellen Gruppe auch im Posttest nicht erreichte.

Kim et al. [35] untersuchten 17 chronische Schlaganfallpatienten (Alter: Spielgruppe – 41,3 Jahre; Kontrollgruppe – 55,0 Jahre; Zeit nach Schlaganfall: mindestens 6 Monate). Die Patienten wurden zufällig einer Spielgruppe ( $n = 10$ ; Alter:  $41,3 \pm 6,61$  Jahre) und einer Kontrollgruppe ( $n = 7$ ; Alter:  $55,0 \pm 13,02$  Jahre) zugewiesen. Während die Kontrollgruppe kein Spieltraining erhielt, spielte die Spielgruppe drei Wochen lang jeweils dreimal pro Woche für jeweils 30 Minuten zwei Nintendo-Wii-Spiele (Tennis und Boxen). Alle Patienten absolvierten im gleichen Umfang ( $3 \times 3 \times 30$  Minuten) allgemeine Übungen und erhielten für jeweils 15 Minuten eine Elektrostimulation des M. tibialis anterior der betroffenen Seite. Vor und nach der Intervention wurden drei verschiedene Testbatterien durchgeführt: die Postural Assessment Scale (PASS), das Assessment for Motor Ability (AMA) und das Functional Independence Measure (FIM). Während sich beim FIM weder Verbesserungen noch Gruppenunterschiede zeigten, verbesserten sich beide Gruppen signifikant in den anderen beiden Testbatterien (PASS, AMA). Ausgehend von vergleichbaren Anfangswerten zeigte die Spielgruppe signifikant höhere Endwerte als die Kontrollgruppe.

Während die vorhergehenden Studien chronische Hirnpatienten untersuchten, führten Saposnik et al. [66] eine Studie an akuten Schlaganfallpatienten durch

(Kriterium: höchstens 2 Monate nach Eintritt). Insgesamt 22 Patienten (Alter: 61,3 Jahre) wurden entweder einer Wii-Spiel-Gruppe (Spiele: Wii Sports, Cooking Mama) oder einer Erholungsgruppe (Kartenspiel, Bingo, Jenga) zugewiesen (Dauer: 2 Monate). Neben der Erhebung von Machbarkeits- und Sicherheitskriterien (Interventionsdauer, Anteil interventions-basierter Beeinträchtigungen) wurden insgesamt drei Testbatterien durchgeführt (als Baseline-, Posttest und 4-Wochen-Follow-up-Test): Wolf Motor Function Test (WMFT), Box and Block Test (BBT) und Stroke Impact Scale (SIS). Bei vergleichbaren Interventionsdauern (Erholung: 388 Minuten; Wii-Spiel: 364 Minuten) und ausbleibenden interventionsbedingten Beeinträchtigungen zeigten sich in beiden Gruppen signifikante Veränderungen in WMFT und BBT, während die SIS-Veränderungen nicht signifikant waren. Die Wii-Spiel-Gruppe verbesserte darüber hinaus ihre Handkraft signifikant, während die Erholungsgruppe sich nicht signifikant verbesserte.

Yavuzer et al. [83] verwendeten die Spielkonsole Sony Eyetoy in einer Stichprobe von 20 halbseitig gelähmten Patienten (Alter: 61,1 Jahre; maximal 12 Monate nach Schlaganfall), deren Umfang vorher durch entsprechende Berechnungen (Power: 80%;  $\alpha$ -Fehler: 5%; Verbesserung: 20%) bestimmt wurde. Die Patienten wurden zufällig einer Spielgruppe und einer Kontrollgruppe zugeordnet. Beide Gruppen nahmen an einem viermonatigen konventionellen Rehabilitationsprogramm (jeweils 5 Sitzungen à 2 bis 5 Stunden pro Woche) teil. Die Spielgruppe erhielt jeweils 30 Minuten zusätzliches Training mit der Sony Eyetoy-Konsole (Spiele: Kung-Foo, Goal Attack, McChef, Dig und Home-Run), während die Kontrollgruppe für den gleichen Zeitraum die Spielaktivitäten lediglich beobachtete. Vor sowie unmittelbar und drei Monate nach dem Treatment wurden Brunnstrom-Stufen und FIM (self-care items) erfasst. Die Studie ergab signifikant größere Verbesserungen (Brunnstrom und FIM) vom Vor- zum Nachtest in der Spielgruppe. Der Vergleich von Post- und Follow-up-Test ergab für die FIM-Werte einen signifikanten Vorteil für die Spielgruppe (Anstieg um 2,5 Punkte).

Diese vier Studien können damit als erste positive Hinweise gewertet werden (Gegenüberstellung: Tabelle 2), dass digitale Spiele – unter bestimmten Bedingungen und in einzelnen Funktionen – konventionellen Therapieformen gleichwertig bzw. überlegen sein können. Allerdings ist es angesichts der Komplexität des Untersuchungsfeldes und der Heterogenität der Untersuchungen verfrüht, um hier eine abschließende Bewertung vorzunehmen. Alle Studien weisen primär drei Probleme auf: multiples Testen einer Fülle von Funktionen mit jeweils heterogenen Tests (ohne Adjustierung des Signifikanzniveaus), beträchtliche Dropout-Quoten und geringe Stichprobenumfänge. Die meisten Autoren bezeichnen ihre Studien aufgrund der kleinen Stichproben als Pilot- oder Machbarkeits-Studien.

Entsprechend den EBM-Kriterien kann man die Studienlage damit maximal mit dem Evidenzlevel 2b bewer-

ten (mehrere methodisch schwache RCTs mit hoher Heterogenität).

Weitere Studien

Die überwiegende Mehrzahl der vorliegenden Studien kann an die Qualität der im vorhergehenden Abschnitt berichteten Studien nicht heranreichen. Trotzdem sollen sie kurz summarisch diskutiert werden, um die Bandbreite der Aktivitäten sowie aktuelle Trends zu verdeutlichen (Gegenüberstellung: siehe Tabelle 3):

- **Studienart:** Von den 30 Studien sind 15 (50 %) Machbarkeitsstudien, 8 (26,7 %) Pilotstudien und 3 (10 %) Fallstudien. Zwei Studien sind Quasiexperimente, und je eine Studie ist den Kategorien Expertevaluation und Validierungsstudie zuzurechnen.
- **Art der Erkrankung:** Die Mehrheit der Studien befasst sich mit Schlaganfall-Patienten mit primär motorischen Beeinträchtigungen (56,6 %). Allgemeine neurologische Erkrankungen und motorische Beeinträchtigungen machen jeweils 10,0 % der Studien aus. Je zwei Studien befassen sich mit erworbenen Hirnverletzungen und Kinderlähmung. Je eine Studie adressiert Multiple Sklerose und Neurofibromatose Typ 1.
- **Art der Beeinträchtigung:** Motorische Störungen machen den Hauptanteil der Beeinträchtigungen aus (82,4 %), wobei 18 Studien motorische Beeinträchtigungen der oberen Extremität behandeln. Drei Studien (10 %) beziehen sich auf kognitive bzw. perzeptive Störungen, während zwei Studien allgemeine neurologische Defizite thematisieren. Eine Studie untersucht den Energieverbrauch bei Spiel- versus ADL-Aktivitäten.
- **Interface-Technologien:** In 14 der 30 Studien (46,7 %) werden Konsolen-Interfaces eingesetzt, während 5 Studien (16,7 %) Standard-PC-Interfaces (z. B. Maus, Tastatur, Webcam) einsetzen. Roboter werden in 8 Studien (26,7 %) eingesetzt (siehe auch Wolf et al, in diesem Band). EEG-Interface und proprietäres Interface werden je einmal verwendet.

- **Ergebnisse:** Während in 13 Studien (43,3 %) positive Ergebnisse bzgl. der Leistung bzw. Funktionen berichtet werden, die vor allem die obere Extremität (6 Studien) und Gleichgewicht (2 Studien; siehe auch Kliem & Wiemeyer, in diesem Band) betreffen, machen 13 Studien (43,3 %) keine Angaben. Drei Studien finden gemischte Effekte, und eine Studie findet keinen Effekt. Im Hinblick auf die Einstellung finden 10 Studien (33,3 %) positive Effekte, welche fast ausschließlich die obere Extremität (8 Studien) betreffen, während 17 Studien (56,7 %) keine Effekte berichten. Drei Studien finden gemischte Effekte.

Den oben erwähnten EBM-Kriterien entsprechend könnte man die Befundlage bestenfalls in die Kategorie 3b (konservativ: Kategorie 4) einordnen. Es fehlen die randomisierte Stichproben-Rekrutierung bzw. -Zuordnung, kontrollierte Studienbedingungen und geeignete Kontrollgruppen.

Einzelstudien und Trends

Interessante Einzelstudien thematisieren ausgewählte Aspekte und Trends in der Neurorehabilitation durch Serious Games:

- Studien zur *Schwierigkeitsanpassung* (siehe auch Wolf et al, in diesem Heft):  
 Hocine [29] prüfte in einer Machbarkeitsstudie erfolgreich das Konzept der »ability zone«. In einem Assessment wurde zunächst erfasst, welche Bereiche ein Patient durch Zeigebewegungen erreichen konnte. Aus diesen Daten wurde geschätzt, welche Bereiche mit welcher Schwierigkeit verbunden sind. Auf der Grundlage der erfassten Daten konnte die »ability zone« dynamisch angepasst werden, um die Patienten optimal zu fordern. Ávila-Sansores et al. [3] führten eine Simulationsstudie mit Hilfe von Algorithmen maschinellen Lernens durch, um Adaptationen zu prüfen. Die Ergebnisse zeigen, dass der

Autoren [ID]	Hardware (Interface)	Studienart	Forschungsdesign	Zielgruppe	Stichprobe	Therapie-Schwerpunkt	Treatment (Gesamtumfang)	Effekte (Funktionen)	Effekte (Einstellung)
Gil-Gomez et al. [24]	Konsolen-Interface	RCT	Prä-post-Studie mit Kontrollgruppe	Erworbene (traumatische) Hirnverletzungen (ABI)	17 ABI-Patienten	Gleichgewicht	20 Sitzungen, je 1 h Dauer (20 h)	Gemischt (2 von 3 Tests)	Positiv (Spaß, Kontrolle)
Saposnik et al. [66]	Konsolen-Interface	RCT	Prä-post-Studie mit Kontrollgruppe	Schlaganfall	16 Schlaganfall-Patienten	Motorische Funktionen	8 Sitzungen in 14 Tagen, je 60 Minuten (8 h)	Gemischt (2 von 3 Tests)	
Kim et al. [35]	Konsolen-Interface	RCT	Prä-post-Studie mit Kontrollgruppe	Schlaganfall	20 Schlaganfall-Patienten	Gleichgewicht	3 Wochen, je 3 Sitzungen, je 30 Minuten (4,5 h)	Gemischt (2 von 3 Tests)	
Yavuzer et al. [83]	Konsolen-Interface	RCT	Prä-post-Studie mit Kontrollgruppe	Schlaganfall	20 Schlaganfall-Patienten	Obere Extremität	4 Wochen, täglich 30 Minuten (10 h)	Gemischt (1 von 2 Tests)	

Tab. 2: Überblick über randomisierte kontrollierte Studien zum Einsatz von Serious Games in der Neurorehabilitation

entwickelte Algorithmus prinzipiell das Potenzial hat, optimale dynamische Adaptationen zu erzeugen. Allerdings wurde in keiner der beiden Studien die Game experience berücksichtigt.

■ **Zwei- und Multiplayer-Spiel-Settings:**

In einigen Studien werden soziale Settings untersucht, in denen Zwei- oder Multiplayer-Spiele eingesetzt werden (z. B. [2, 43, 69]; siehe auch Wolf et al. in diesem Band). Dabei können mehrere Spieler entweder kooperativ oder kompetitiv agieren. Überwiegend wird lediglich der Nachweis erbracht, dass die Systeme aus technischer Sicht funktionieren [2, 69]

■ **RehaGames@home oder Telerehabilitationsspiele:**

Eine Reihe von Studien bezieht sich auf die Durchführung der Rehabilitationsspiele zuhause (z.B. [9, 10, 14, 43, 58, 64]). Diese Rehabilitationspraxis stellt besondere Anforderungen an das Spiel und die Beteiligten (Patient, Therapeut). Die in den Studien berichteten Erfahrungen geben Anlass zur Hoffnung, dass – unter bestimmten Bedingungen (z.B. einfache Handhabung, technische Funktionstüchtigkeit, angemessene Schwierigkeitsanpassung, kurze Latenzen) – diese Therapieform die Patienten motiviert und sowohl von Patienten als auch von Therapeuten akzeptiert wird.

■ **Brain-Game-Interfaces:**

Mittlerweile gibt es auch Serious Games, die mithilfe von EEG-Signalen kontrolliert werden können. Portugal et al. [59] entwickelten ein technisches Spielkonzept, in dem alters- oder krankheitsbedingte Gedächtnisbeeinträchtigungen mit Hilfe von Biofeedback (Ereignis-korrelierte Potenziale) therapiert werden sollen. Parafita et al. [54] konnten in einer Machbarkeitsstudie die Funktionsfähigkeit eines EEG-basierten Raumschiff-Spiels nachweisen. Die besten Resultate wurden bei Ableitung der Oz-Elektrode, einer Stimulusdauer von mindestens 8 s und einer Stimulusfrequenz von 3 oder 5 Hz erzielt.

■ **Entwicklungstools:**

Borghese et al. [9] entwickelten eine Game Engine, welche es erlaubt, zahlreiche kommerziell verfügbare Controller und Sensoren (z.B. Balance Board, Kinect- oder Sony-Eye-Kamera) in Spiele zu integrieren. Damit wird eine breite Nutzbarkeit für Rehabilitationsspiele zuhause erreicht.

## Zusammenfassung und Ausblick

Zusammenfassend ist zu konstatieren, dass Serious Games prinzipiell ein großes Potenzial für den Einsatz in der Neurorehabilitation haben. Erklärungsmodelle umfassen sowohl allgemeine, spielunabhängige Wirkungen als auch spielspezifische Effekte. Insbesondere die Neuromodulations-Hypothese [6, 7] postuliert eine spezifische Wiederherstellung der Neuroplastizität durch Veränderung der Erregungs-Hemmungs-Balance.

Leider ist die vorhandene Evidenz für die Effektivität und Effizienz von Serious Games in der Neurorehabilitation noch nicht überzeugend (vgl. auch [52]). Selten werden Studien mit hoher methodischer Qualität durchgeführt. Die überwiegende Anzahl der verfügbaren Studien sind Machbarkeits- und Pilotstudien. Im Vordergrund stehen überwiegend die technische Performanz der Systeme sowie ihre Nutzbarkeit. Ob die Games tatsächlich ihrer Doppelmission gerecht werden, wird nicht systematisch erforscht. Wenn überhaupt, dann werden ein- oder gering-dimensionale Verfahren zur Erfassung weniger Komponenten der Spielerfahrung (z.B. Fragebogen, Beobachtung) eingesetzt, welche in keiner Weise die Vielfalt von Spielerfahrungen erfassen können. Hier liegt für die Zukunft noch eine große Herausforderung, um die Erfüllung der Doppelmission systematisch nachzuweisen. Diese unbefriedigende Situation ist nicht auf den hier beschriebenen Anwendungsbereich von Serious Games beschränkt, sondern ist (noch) ein generelles Problem der Serious-Games-Forschung [13].

Autoren [ID]	Hardware (Interface)	Studienart	Forschungsdesign	Zielgruppe	Stichprobe	Therapie-Schwerpunkt	Treatment (Gesamtumfang)	Effekte (Funktionen)
Dukes et al. [17]	Konsolen-Interface	Pilotstudie	Prepost ohne KG	Schlaganfall	Schlaganfall-Patienten	Obere Extremität	5 Sitzungen	positiv
Perry et al. [55]	Roboter	Fallstudie	Prepost ohne KG	Schlaganfall	Schlaganfall-Patienten	Obere Extremität	7 Sitzungen	positiv
Perry et al. [57]	Roboter	Pilotstudie	Prepost ohne KG	Schlaganfall	Schlaganfall-Patienten	Obere Extremität	12 - 16 Wochen	
Moya et al. [47]	PC-Standard-Interface	Machbarkeits-Studie	Korrelationsstudie	Schlaganfall	Gesunde Personen	Obere Extremität	1 Sitzung	positiv
Labruyère et al. [37]	Roboter	Pilotstudie	Korrelationsstudie	Allgemein	Neurologische Patienten	Gangstörungen	1 Sitzung	
Ruiz-Ruano et al. [64]	Roboter	Machbarkeits-Studie	Post ohne KG	Schlaganfall	Patienten	Obere Extremität	k.A.	
Siqueira et al. [69]	Roboter	Machbarkeits-Studie	Technische Prüfung	Schlaganfall, Rückenmarksverletzungen	k.A.	Untere Extremität	k.A.	

Autoren [ID]	Hardware (Interface)	Studienart	Forschungsdesign	Zielgruppe	Stichprobe	Therapie-Schwerpunkt	Treatment (Gesamtumfang)	Effekte (Funktionen)
Crocher et al. [14]	Konsolen-Interface	Machbarkeitsstudie	Post ohne KG	Schlaganfall	Schlaganfall-Patienten	Obere Extremität	1 Sitzung	
Gonçalves et al. [25]	Roboter	Machbarkeitsstudie	Post ohne KG	Schlaganfall	Schlaganfall-Patienten	Untere Extremität	1 Sitzung	positiv
Ortiz-Gutiérrez et al. [53]	Konsolen-Interface	Pilotstudie	Prepost mit KG	Multiple Sklerose (MS)	MS-Patienten	Gleichgewicht	10 Wochen, 40 Sitzungen x 20 Minuten (13,3 Stunden)	positiv
Sucar et al. [70]	PC-Standard-Interface	Machbarkeitsstudie	Post ohne KG	Motorische Beeinträchtigungen	Schlaganfall-Patienten	Obere Extremität	1 – 4 Sitzungen	Kein Effekt
Vicario Méndez [73]	Konsolen-Interface	Quasiexperiment	Prepost mit KG	Erworbene Hirnverletzungen (ABI)	ABI-Patiente (heterogen)	Gleichgewicht	10 Wochen x 45 Minuten (7,5 Stunden)	gemischt
Luna-Oliva et al. [42]	Konsolen-Interface	Pilotstudie	Prepost ohne KG	Kinderlähmung (CP)	CP-Patienten	Allgemein	8 Wochen x 2 Tage x 30 Minuten (8 Stunden)	positiv
Vandermaesen et al. [72]	Proprietäres Interface	Machbarkeitsstudie	Technische Prüfung	Allgemeine neurologische Rehabilitation	Patienten & Therapeuten	Obere Extremität	1 Sitzung – Erreichen von 30 Punkten	
Bhattacharya et al. [5]	Konsolen-Interface	Fallstudie	Post ohne KG	Schlaganfall	Schlaganfall-Patienten & Gesunde	Obere Extremität	1 Sitzung	positiv
Brokaw et al. [10]	Konsolen-Interface	Expertenevaluation	Post ohne KG	Schlaganfall	Klinisches Personal	Obere Extremität	1 Sitzung, 2 Minuten pro Spiel (4 Minuten)	
Mainetti et al. [44]	PC-Standard-Interface	Fallstudie	Prepost & Follow-up ohne KG	Schlaganfall (neglect)	Schlaganfall-Patienten	Wahrnehmung	4 Wochen x 5 Tage x 30 Minuten (ca. 10 h)	positiv
Vourvopoulos et al. [74]	Verschiedenes	Machbarkeitsstudie	Post ohne KG	Allgemeine neurologische Rehabilitation	Schlaganfall-Patienten	Allgemein	k.A.	gemischt
Kizony et al. [36]	Konsolen-Interface	Pilotstudie	Prepost & Follow-up mit KG	Schlaganfall	Schlaganfall-Patienten	Obere Extremität	4 Wochen, 12 Sitzungen à 45 Minuten (9 Stunden)	gemischt
Parafita et al. [54]	EEG-Interface	Machbarkeitsstudie	Post ohne KG	Neurofibromatose Type 1	Studierende	Wahrnehmung & Aufmerksamkeit	1 Sitzung (k.A.)	
Erazo et al. [18]	Konsolen-Interface	Machbarkeitsstudie	Post ohne KG	Allgemeine neurologische Rehabilitation	Patienten	Obere Extremität	1 Sitzung, (20 Minuten)	
Garcia-Rudolph et al. [22]	PC-Standard-Interface	Validierungsstudie	Prepost mit KG	Erworbene (traumatische) Hirnverletzungen	Patienten	Kognitive Funktionen	1 Sitzung, 60 Wiederholungen	positiv
Davies et al. [15]	Konsolen-Interface	Machbarkeitsstudie	Post ohne KG	Motorische Beeinträchtigungen	Gesunde	Obere Extremität	1 Sitzung (k.A.)	
Webster & Celik [76]	Konsolen-Interface	Machbarkeitsstudie	Post ohne KG	Schlaganfall	Gesunde	Obere Extremität	1 Sitzung (k.A.)	
Maier et al. [43]	Konsolen-Interface	Machbarkeitsstudie	Post ohne KG	Schlaganfall	Gesunde Erwachsene	Obere Extremität	3 Sitzungen, 2 x 3 Minuten (18 Minuten)	positiv
Hocine [29]	PC-Standard-Interface	Machbarkeitsstudie	Post ohne KG	Schlaganfall	Schlaganfall-Patienten	Obere Extremität	3 Sitzungen x 30 Minuten (90 Minuten)	positiv
Andrade et al. [2]	Roboter	Machbarkeitsstudie	Post ohne KG	Motorische Beeinträchtigungen	k.A. (Therapeuten?)	Obere Extremität	1 Sitzung	
Jaume-i-Capó et al. [33]	Konsolen-Interface	Pilotstudie	Prepost ohne KG	Infantile Zerebralparese	Schlaganfall-Patienten	Gleichgewicht	24 Wochen	positiv
Kafri et al. [34]	Konsolen-Interface	Quasiexperiment	Post mit KG	Schlaganfall	Schlaganfall-Patienten/ Gesunde	Energieverbrauch	1 Sitzung	positiv

Tab. 3: Überblick über weitere empirische Studien zum Einsatz von Serious Games in der Neurorehabilitation

## Serious Games in neurological rehabilitation – a survey

J. Wiemeyer

### Abstract

Serious Games (SG) connect games with serious purposes. Therefore, SG have to accomplish a 'double mission', i.e. to reach the serious goals without compromising game experience. SG have been developed for numerous application fields. SG have also been conceptualized for various target groups (particularly stroke) in neurorehabilitation. SG claim to be effective based on generic psychological or social-psychological models and specific approaches.

A review of existing studies (4 RCT and 30 further studies) addressing the effectiveness of rehabilitation games reveals heterogeneous features concerning target group, interface, duration and volume of intervention, and outcome variables. The outcomes concerning functional improvement and attitude are sparsely documented and show a positive tendency. However, the evidence is not yet convincing. In the future, more studies with improved methods are needed to improve the evidence.

**Keywords:** Reha(b)Games, Serious Games, evidence, RCT

Neurol Rehabil 2014; 20 (4): 175-186

© Hippocampus Verlag 2014

Wichtige Trends sind (kooperative) Telerehabilitation bzw. Reha@home, Zwei- oder Multiplayer-Spiele, adaptive und personalisierte Systeme (siehe auch Hardy, in diesem Band) sowie der Einsatz von Brain-Game-Interfaces.

### Literatur

1. Abraham C, Michie S. A taxonomy of behavior change techniques used in interventions. *Health Psychol* 2008; 27 (3): 379-387.
2. Andrade KO, de Fernandes G, Martins J, Roma V, Joaquim RC, Caurin GAP. In: *Biosignals and Biorobotics Conference (BRC)*, 2013 ISSNIP, IEEE 2013; 1-6.
3. Ávila-Sansores S, Orihuela-Espina F, Enrique-Sucar L. In: Pons JL et al. (Eds.). *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation*. Berlin: Springer 2013; 879-883.
4. Baranowski T (Moderator). *Videogame Mechanics in Games for Health*. *Games for Health Journal: Research, Development, and Clinical Applications* 2013; 2 (2): 194-204.
5. Bhattacharya S, Joshi C, Lahiri U, Chauhan A. In: *Control, Automation, Robotics and Embedded Systems (CARE)*, 2013 International Conference on (pp. 1-6). IEEE 2013; 1-6.
6. Bavelier D, Green CS, Pogue A, Schrater P. Brain plasticity through the life span: Learning to learn and action video games. *Annu Rev Neurosci* 2012; 35: 391-416.
7. Bavelier D, Levi DM, Li RW, Dan Y, Hensch TK. Removing brakes on adult brain plasticity: From molecular to behavioral interventions. *J Neurosci* 2010; 30(45): 14964-14971.
8. Bernhaupt R. *Evaluating User Experience in Games: Concepts and Methods*. *Human-Computer Interaction Series*. Berlin: Springer 2010.
9. Borghese NA, Pirovano M, Lanzi PL, Wüest S, de Bruin ED. Computational intelligence and game design for effective at-home stroke rehabilitation. *Games for Health: Research, Development, and Clinical Applications* 2013; 2 (2): 81-88.
10. Brokaw EB, Brewer BR. In: *Virtual, Augmented and Mixed Reality. Systems and Applications*. Berlin: Springer 2013; 22-31.
11. Burdea GC. *Virtual Rehabilitation – Benefits and challenges*. *Methods Inf Med* 2003; 42 (5): 519-523.
12. Cogan A, Madey J, Kaufman W, Holmlund G, Bach-y-Rita P. In: *Fourth Annual Conference on Systems and Devices for the Disabled*. Seattle, Wash: University of Washington School of Medicine 1977; 187-188.
13. Connolly TM, Boyle EA, MacArthur E, Hainey T, Boyle JM. A systematic literature review of empirical evidence on computer games and serious games. *Computers & Education* 2012; 59: 661-686.
14. Crocher V, Hur P, Seo NJ. In: *Virtual Rehabilitation (ICVR)*, 2013 International Conference on. IEEE 2013; 94-100.
15. Davies TC, Vinumon T, Taylor L, Parsons J. Let's Kinect to Increase Balance and Coordination of Older People: Pilot Testing of a Balloon Catching Game. *Avestia Publishing International Journal of Virtual Worlds and Human-Computer Interaction* 2014; 2 (1): 37-46.
16. DIMDI (Hrsg.). *ICD-10-GM. Version 2014. Systematisches Verzeichnis. DIMDI 2013 [Elektronische Version]*
17. Dukes PS, Hayes A, Hodges LF, Woodbury M. In: *3D User Interfaces (3DUI)*, 2013 IEEE Symposium on. IEEE 2013; 47-54.
18. Erazo O, Pino JA, Pino R, Asenjo A, Fernández C. In: *System Sciences (HICSS)*, 2014 47th Hawaii International Conference on. IEEE 2014; 2607-2615.
19. Fluet GG, Deutsch JE. *Virtual Reality for sensorimotor rehabilitation post-stroke: The promise and current state of the field*. *Current Physical Medicine and Rehabilitation Reports* 2013; 1 (1): 9-20.
20. Fritz J. In: *Stadt Köln, Spiel- und Lernsoftware – pädagogisch betrachtet (Bd. 15)*. Köln: Moeker Merkur 2006; 6-9.
21. Fröhlich M. *Überlegungen zur Trainingswissenschaft*. *Sportwissenschaft* 2012; 42: 96-104.
22. Garcia-Rudolph A, Gibert K. A data mining approach to identify cognitive NeuroRehabilitation Range in Traumatic Brain Injury patients. *Expert Systems with Applications* 2014; 41: 5238-5251.
23. Gebel C, Gurt M, Wagner U. In: *Arbeitsgemeinschaft betriebliche Weiterbildungsforschung (Hrsg.). E-Lernen: Hybride Lernformen, Online-Communities, Spiele*. QEM-Report, Heft 92. Berlin: Arbeitsgemeinschaft betriebliche Weiterbildungsforschung 2005; 241-376.
24. Gil-Gómez JA, Lloréns R, Alcañiz M, Colomer C. Effectiveness of a Wii balance board-based system (eBaViR) for balance rehabilitation: A pilot randomized clinical trial in patients with acquired brain injury. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 2011; 8 (1): 30.
25. Gonçalves ACB, Siqueira AA, dos Santos WM, Consoni LJ, do Amaral LM, Franzolin S de OB. In: *Proceedings of 22nd International Congress of Mechanical Engineering (COBEM 2013) November 3-7, 2013, Ribeirão Preto, SP, Brazil*. ABCM 2013; 8291-8298.
26. Gouaïch A, Hocine N, Van Dokkum L, Mottet D. In: *Proceedings of the 2nd ACM SIGBIT International Health Informatics Symposium*. ACM 2012; 5-12.
27. Hardy S, Göbel S, Gutjahr M, Wiemeyer J, Steinmetz R. *Adaptation model for indoor exergames*. *International Journal of Computer Science in Sport* 2012; 11 (1): 73-85.
28. Hays RT. *The effectiveness of instructional games: A literature review and discussion*. Naval air warfare center training system division (No. 2005-004). Orlando, FL: Naval Air Warfare Center, Training Systems Division 2005.
29. Hocine N. *Adaptation in Serious Games for Motor Rehabilitation*. PhD thesis, Montpellier: University 2014.
30. Howick J. *Levels of evidence*. Oxford: Centre for evidence-based medicine 2009. [Online-Version; abgerufen am 30.11.2009 von <http://www.cebm.net/index.aspx?o=4590>]
31. Huizinga J. *Homo Ludens. Vom Ursprung der Kultur im Spiel* (23. Aufl.). Reinbek bei Hamburg: Rowohlt 2013. [Original erschienen 1956]
32. Jackson SA, Marsh HW. *Development and validation of a scale to measure optimal experience: The Flow State Scale*. *Journal of Sport and Exercise Psychology* 1996; 18(1): 17-35.
33. Jaime-i-Capo A, Martinez-Bueso P, Moya-Alcerver B,

- Varona J. Interactive rehabilitation system for improvement of balance therapies in people with cerebral palsy. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering* 2014; 22 (2), 419-427.
34. Kafri M, Myslinski MJ, Gade VK, Deutsch JE. Energy Expenditure and Exercise Intensity of Interactive Video Gaming in Individuals Poststroke. *Neurorehabilitation and neural repair* 2014; 28 (1): 56-65.
  35. Kim EK, Kang JH, Park JS, Jung BH. Clinical Feasibility of Interactive Commercial Nintendo Gaming for Chronic Stroke Rehabilitation. *Journal of Physical Therapy Science* 2012; 24 (9): 901-903.
  36. Kizony R, Weiss PL, Feldman Y, Shani M, Elion O, Harel S, Baum-Cohen I. In: *Virtual Rehabilitation (ICVR), 2013 International Conference on*. IEEE 2013; 80-86.
  37. Labruyère R, Gerber CN, Birrer-Brüttsch K, Meyer-Heim A, van Hedel HJ. Requirements for and impact of a serious game for neuro-pediatric robot-assisted gait training. *Research in developmental disabilities* 2013; 34 (11): 3906-3915.
  38. Lager A, Bremberg S. Health effects of video and computer game playing. A systematic review. Stockholm: Swedish National Institute of Public Health 2005.
  39. Lee RRW, Chang YTSKE. In: *International Conference on Information, Business and Education Technology (ICIBIT 2013)* 2013; 1241-1247.
  40. Lieberman DA. Management of chronic pediatric diseases with interactive health games: Theory and research findings. *The Journal of Ambulatory Care Management* 2001; 24 (1): 26-38.
  41. Lohse KR, Hilderman CG, Cheung KL, Tatla S, Van der Loos HM. Virtual Reality Therapy for Adults Post-Stroke: A Systematic Review and Meta-Analysis Exploring Virtual Environments and Commercial Games in Therapy. *PloS one* 2014; 9 (3): e93318.
  42. Luna-Oliva L, Ortiz-Gutiérrez R, Cano-de la Cuerda R, Piédrola R. M, Alguacil-Diego IM, Sánchez-Camarero C. (2013). In: Pons JL et al. (Eds.). *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation*. Berlin: Springer 2013; 873-877.
  43. Maier M, Ballester BR, Duarte E, Duff A, Verschure PF. In: Göbel S, Wiemeyer J (eds.). *Games for Training, Education, Health and Sports*. Cham: Springer 2014; 100-114.
  44. Mainetti R, Sedda A, Ronchetti M, Bottini G, Borghese NA. Ducknlect: video-games based neglect rehabilitation. *Technol Health Care* 2013; 21 (2): 97-111.
  45. Marchal-Crespo L, Reinkensmeyer DJ. Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 2009; 6 (1): 20.
  46. Moretti CB, de Oliveira Andrade K, de Paula Caurin GA. In: *Proceedings of 22nd International Congress of Mechanical Engineering (COBEM 2013) November 3-7, 2013, Ribeirão Preto, SP, Brazil*. ABCM 2013; 1171-1180.
  47. Moya S, Grau S, Tost D. The wise cursor: assisted selection in 3D serious games. *The Visual Computer* 2013; 29 (6-8): 795-804.
  48. Mueller F, Edge D, Vetere F, Gibbs MR, Agamanolis S, Bongers B, Sheridan JG. In: *CHI '11: Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, Vancouver, Canada 2011.
  49. Nacke LE. *Affective Ludology: Scientific Measurement of User Experience in Interactive Entertainment*. Blekinge Institute of Technology, Doctoral Dissertation Series No. 2009:04.
  50. Niemeijer AS, Schoemaker MM, Smits-Engelsman BCM. Are teaching principles associated with improved motor performance in children with developmental coordination disorder? A pilot study. *Phys Ther* 2006; 86: 1221-1230.
  51. Olivier N. Eine Beanspruchungstheorie sportlichen Trainings und Wettkampfs. *Sportwissenschaft* 2001; 31: 437-453.
  52. Ortiz-Catalan M, Nijenhuis S, Ambrosch K, Bovend'Eerd T, Koenig S, Lange B. In: Pons JL, Torricelli D (Eds.). *Emerging Therapies in Neurorehabilitation (Vol. 4)*. Berlin Heidelberg: Springer 2014; 249-265.
  53. Ortiz-Gutiérrez R, Cano-de-la-Cuerda R, Galán-del-Río F, Alguacil-Diego IM, Palacios-Ceña D, Mian-golarra-Page JC. A telerehabilitation program improves postural control in multiple sclerosis patients: A spanish preliminary study. *International Journal of Environmental Research and Public Health* 2013; 10 (11): 5697-5710.
  54. Parafita R, Pires G, Nunes U, Castelo-Branco M. In: *Serious Games and Applications for Health (SeGAH), 2013 IEEE 2nd International Conference on*. IEEE 2013; 1-6.
  55. Perry JC, Andureu J, Cavallaro FI, Veneman J, Carmien S, Keller T. In: Felicia P (ed.). *Handbook of Research on Improving Learning and Motivation through Educational Games: Multidisciplinary Approaches*. HERSHEY, PA: IGI Global 2011; 683-725.



© Ottobock - OK3189\_50x240-DE-01-1404

Rollstühle, Bandagen & Orthesen, funktionelle Elektrostimulation



## Mobil nach Schlaganfall

Netzwerk optimiert Rehabilitation

Für Schlaganfallpatienten bietet das Konzept „Mobil nach Schlaganfall“ individuelle Versorgungslösungen für alle Phasen der Rehabilitation. Ottobock, die Stiftung Deutsche Schlaganfall-Hilfe, qualifizierte Sanitätshäuser und renommierte Kliniken arbeiten hierbei Hand in Hand – damit Patienten schnell wieder aktiv sein können.

Erfahren Sie mehr unter [www.fussheberschwaeche.de](http://www.fussheberschwaeche.de)

Eine Initiative von Ottobock

**Mobil nach Schlaganfall**

[www.ottobock.de](http://www.ottobock.de) · T 05527 848-3455  
[neurorehabilitation@ottobock.de](mailto:neurorehabilitation@ottobock.de)

56. Perry JC, Balasubramanian S, Rodriguez-de-Pablo C, Keller T. In: Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013 IEEE International Conference on. IEEE 2013; 1-6.
57. Perry JC, Rodriguez-de-Pablo C, Cavallaro FI, Belloso A, Keller T. Assessment and training in home-based telerehabilitation of arm mobility impairment. *Journal of Accessibility and Design for All* 2013; 3(2): 44-75.
58. Perry JC, Zabaleta H, Belloso A, Rodríguez-de-Pablo C, Cavallaro FI, Keller T. In: *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation*. Berlin: Springer 2013; 951-955.
59. Portugal AM, Ferreira DS, Reis JS, Pinho F, Dias NS. In: *Serious Games and Applications for Health (SeGAH)*, 2013 IEEE 2nd International Conference on. IEEE 2013; 1-6.
60. Quester R. Prävention, Rehabilitation, Integration im Fokus von Neurologie, Humanwissenschaften und Recht. Bad Honnef: Hippocampus 2008.
61. Redd WH, Jacobsen PB, Die-Trill M, Dermatis H, McEvoy M, Holland JC. Cognitive/Attentional distraction in the control of conditioned nausea in pediatric cancer patients receiving chemotherapy. *Journal of Consulting and Clinical Psychology* 1987; 53 (3): 391-395.
62. Rehbein F, Kleimann M, Mößle T. Computerspielabhängigkeit im Kindes- und Jugendalter. Empirische Befunde zu Ursachen, Diagnostik und Komorbiditäten unter besonderer Berücksichtigung spielimmanenter Abhängigkeitsmerkmale (Forschungsbericht Nr. 108). Hannover: KFN 2009.
63. Reinkensmeyer DJ, Patton JL. Can robots help the learning of skilled actions? *Exercise and sport sciences reviews* 2009; 37 (1): 43-51.
64. Ruiz-Ruano JA, Perry JC, Rodríguez-de-Pablo C, Keller T. In: *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation*. Berlin: Springer 2013; 991-995.
65. Saposnik G, Levin M. Virtual Reality in Stroke Rehabilitation: A Meta-Analysis and Implications for Clinicians. *Stroke* 2011; 42 (5): 1380-1386.
66. Saposnik G, Teasell R, Mamdani M, Hall J, McIlroy W, Cheung D, Thorpe KE, Cohen LG, Bayley M. Effectiveness of virtual reality using Wii gaming technology in stroke rehabilitation a pilot randomized clinical trial and proof of principle. *Stroke* 2010; 41 (7): 1477-1484.
67. Schulz KF, Altman DG, Moher D. CONSORT 2010 statement: updated guidelines for reporting parallel group randomised trials. *BMC medicine* 2010; 8 (1): 18.
68. Sinclair J. Feedback control for exergames. Doctoral dissertation, Edith Cowan University, Mount Lawley 2011.
69. Siqueira AA, Michmizos KP, Krebs HI. In: *Proceedings of 22nd International Congress of Mechanical Engineering (COBEM 2013) November 3-7, 2013, Ribeirão Preto, SP, Brazil*. ABCM 2013; 8427-8436.
70. Sucar L, Orihuela-Espina F, Velazquez R, Reinkensmeyer D, Leder R, Hernandez Franco J. Gesture therapy: An upper limb virtual reality-based motor rehabilitation platform. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 2014; 22 (3): 634-643.
71. Sweetser P, Wyeth P. Game Flow: A Model for Evaluating Player Enjoyment in Games. *ACM Computers in Entertainment* 2005; 3 (3): Article 3A.
72. Vandermaesen M, De Weyer T, Coninx K, Luyten K, Geers R. In: *Proceedings of the 6th International Conference on Pervasive Technologies Related to Assistive Environments*. ACM 2013; 19.
73. Vicario Méndez A. The effects of Nintendo Wii on the postural control of patients affected by acquired brain injury: A pilot study. *Journal of Accessibility and Design for All* 2013; 3 (2): 44-75.
74. Vourvopoulos A, Faria AL, Cameirao MS, Bermudez i Badia S. In: *e-Health Networking, Applications & Services (Healthcom)*, 2013 IEEE 15th International Conference on. IEEE 2013; 454-459.
75. Wagner P. Aussteigen oder Dabeibleiben? Darmstadt: WBG 2000.
76. Webster D, Celik O. In: *Haptics Symposium (HAPTICS)*, 2014 IEEE (pp.). IEEE 2014; 455-460.
77. Wiemeyer J. Schlecht üben, um gut zu lernen? Narrativer und meta-analytischer Überblick zum Kontext-Interferenz-Effekt. *Psychologie und Sport* 1998; 5 (3): 82-105.
78. Wiemeyer J. »Serious Games« im Sport und zur Verbesserung des motorischen Lernens. *Neurologie & Rehabilitation* 2013; 19 (6): 373-374.
79. Wiemeyer J, Hardy S. In Bredl K, Bösche W (eds.). *Serious Games and Virtual Worlds in Education, Professional Development, and Healthcare*. Heshy, PA: IGI Global 2013; 197-220.
80. Wiemeyer J, Kliem A. Serious games and ageing - a new panacea? *European Review of Aging and Physical Activity* 2012; 9 (1): 41-50.
81. World Health Organization [WHO]. How to use the ICF: A practical manual for using the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF). Exposure draft for comment. Geneva: WHO 2013.
82. Wulf G, Shea C, Lewthwaite R. Motor skill learning and performance: a review of influential factors. *Med Educ* 2010; 44 (1): 75-84.
83. Yavuzer G, Senel A, Atay MB, Stam HJ. Playstation eyetoy games improve upper extremity-related motor functioning in subacute stroke: A randomized controlled clinical trial. *European journal of physical and rehabilitation medicine* 2008; 44 (3): 237-244.

**Interessenvermerk**

Der Autor deklariert keinen Interessenkonflikt.

**Korrespondenzadresse:**

Prof. Dr. rer. medic. Josef Wiemeyer  
 Institute of Sport Science  
 Technische Universität Darmstadt  
 Magdalenenstr. 27  
 D-64289 Darmstadt  
 wiemeyer@sport.tu-darmstadt.de

# Adaption und Personalisierung in RehaGames

Neurol Rehabil 2014; 20 (4): 187–194  
Hippocampus Verlag 2014

S. Hardy<sup>1</sup>, T. Dutz<sup>1</sup>, J. Wiemeyer<sup>2</sup>, S. Göbel<sup>1</sup>, R. Steinmetz<sup>1</sup>

## Zusammenfassung

Die Qualitätsbewertung von RehaGames ergibt sich aus zwei entscheidenden Faktoren. Um ihren Einsatz zu begründen, sollen sie ein effektives und effizientes Training ermöglichen und dabei motivierender und für den Rehabilitanden angenehmer sein, als dies bei alternativen, klassischen Trainingsübungen der Fall ist. Aktuelle, in der Rehabilitation eingesetzte RehaGames stammen, abgesehen von Forschungsprototypen, aus zwei unterschiedlichen Bereichen. Zum einen bieten Hersteller von Trainingsgeräten als Zusatzmodule digitale Mess- und Feedbackmöglichkeiten mit interaktiven, teilweise spielerischen Elementen an. Zum anderen ermöglichen bewegungsgesteuerte Spiele für Spielkonsolen einen hohen Interaktionsgrad und eine starke Motivation der Spieler, orientieren die Ausgestaltung der physischen Interaktion jedoch ausschließlich an der optimalen Marktfähigkeit des Gesamtsystems und nicht an physiologisch sinnvollen, trainingswirksamen Interaktionsparadigmen oder gar medizinischen Gesichtspunkten. Dies ist der Tatsache geschuldet, dass diese Spiele auf eine möglichst große Zahl von gesunden Anwendern abzielen, in ihrer Handhabung sehr einfach und in der Produktion möglichst preiswert sein müssen. Sie sind daher also gewissermaßen auf das statistische Mittel einer gesunden Population optimiert und bieten keine Freiheitsgrade, die eine angemessene Adaption und Personalisierung entsprechend den Erfordernissen der Therapie von Rehabilitanden erlauben. Daraus ergibt sich die Frage, ob und mit welchen Methoden und Lösungen es möglich ist, beide Ziele, eine hohe Motivation sowie ein effektives Training, miteinander zu vereinen. In diesem Beitrag werden die theoretischen Grundlagen sowie bereits existierende Ansätze für die Adaption und Personalisierung von RehaGames dargestellt und anhand von Anwendungsbeispielen erläutert.

**Schlüsselwörter:** Serious Games, Applied Gaming, Exergames, Bewegungsspiele, Adaption, Personalisierung, Prävention, Rehabilitation

*1 Multimedia Communications Lab (KOM), Technische Universität Darmstadt*

*2 Institut für Sportwissenschaft, Technische Universität Darmstadt*

## Einleitung, Motivation und Zielsetzung

Der Einsatz von Bewegungsspielen (Exergames) zur Unterstützung der Rehabilitation (sogenannte RehaGames) beabsichtigt die Steigerung der Motivation der Rehabilitanden. Diese Steigerung der Motivation kann auf unterschiedliche Art und Weise positiv wirken. Der Leidensdruck wird durch die spielerische Ausgestaltung geringer, dadurch wird die Wahrnehmung der Therapie verändert und die psychische Belastung, die durch möglicherweise langweilige, sich wiederholende Aufgaben gegeben ist, wird gesenkt. Eine häufig geäußerte Erwartung ist, dass spielerisches Training von den Rehabilitanden als angenehmer empfunden wird als herkömmliches, nicht spielerisches Training. Es besteht die Hoffnung, dass dieses angenehmere Training von den Patienten regelmäßiger und auch intensiver durchgeführt wird, als dies bei herkömmlichem Training der Fall ist. So soll durch eine höhere »Compliance« die Gesamtwirksamkeit der Therapie gesteigert werden.

Natürlich führt eine erhöhte Compliance nur dann zu einer Steigerung der Trainingswirkung, wenn die

durchgeführte Maßnahme selbst, in diesem Fall das RehaGame, während der Ausführung auch einen adäquaten Trainingsreiz setzt. Die Gesamtqualität eines RehaGames hängt demnach von dem Produkt aus Motivation und Trainingsqualität ab.

Besteht keine Motivation zur Durchführung des Trainings, so wird eine entsprechende Maßnahme nicht durchgeführt, auch wenn sie in der Lage wäre einen optimalen Trainingsreiz zu setzen. Ebenso ist eine Maßnahme wirkungslos, die regelmäßig durchgeführt wird, jedoch keinen entsprechenden trainingswirksamen Reiz setzt. Die Herausforderung bei der Entwicklung von RehaGames besteht also darin, Systeme zu entwickeln, die motivierend wirken und gleichzeitig eine hohe Trainingswirksamkeit besitzen. Die Lösung dieser Aufgabe stellt neue Herausforderungen an die Entwicklung von in RehaGames eingesetzten Technologien.

Ein Beispiel aus einem ähnlichen Anwendungsbereich, in dem die Wirkung eines die herkömmliche Therapie unterstützenden Spiels durch eine erhöhte Compliance zur regulären Therapie hervorgerufen wird, ist das Spiel Re-Mission [7]. Im Gegensatz zu dem Spiel

Re-Mission, welches seine Wirkung durch die Einflussnahme auf das Verhalten der Patienten, insbesondere durch eine Steigerung der empfundenen Selbstwirksamkeit, entfaltet sowie das Wissen der Patienten über die Medikation verbessert, werden RehaGames jedoch nicht generell zusätzlich zur regulären Therapie, sondern auch direkt als ein Instrument innerhalb der Therapie eingesetzt. Um unter Berücksichtigung der hypothetisch erhöhten Compliance eine zumindest gleichwertige Gesamtwirksamkeit zu erzielen und damit ihren Einsatz zu rechtfertigen, darf ihre Trainingswirkung ein gewisses Maß, nämlich das der konservativen Trainingsmethoden, die mit einem vergleichbaren Aufwand durchgeführt werden können, nicht unterschreiten. Dies muss durch entsprechende Pre-/Post-Tests mit geeigneten Forschungsdesigns sowie Erhebungs- und Testverfahren überprüft werden. Studien zeigen, dass aktuelle RehaGames messbare Trainingseffekte erzielen [1, 8], diese jedoch geringer sind, als dies bei herkömmlichen Trainingsübungen der Fall ist. Dies wirft die Frage auf, ob und mit welchen Methoden es möglich ist, die Trainingseffekte von RehaGames zu erhöhen, und welche Lösungen dies ermöglichen. Bei dem Vergleich von RehaGames mit klassischen Trainingsübungen fällt auf, dass klassische Trainingsübungen dem Therapeuten eine höhere Bandbreite an Freiheitsgraden bieten, um diese Übungen an die Fähigkeiten und Trainingsziele von einzelnen Trainierenden anzupassen. Es liegt also nahe, dass diese Anpassung der Übungen an den Leistungszustand des Patienten eine Rolle für die Effektivität der Trainingseinheiten spielt. Dies wiederum legt nahe zu untersuchen, ob eine solche Adaption auch mit digitalen, spielerischen Trainingseinheiten, möglich und zielführend ist.

### Interdisziplinäre Entwicklung von RehaGames

Für die Entwicklung von RehaGames spielen drei Fachdomänen eine entscheidende Rolle: dies sind die Medizin bzw. Physiotherapie, die Game Experience sowie die Technologie, die zur Realisierung der Anforderungen aus den zwei vorgenannten Domänen geäußerten Anforderung notwendig ist (Abbildung 1). Die Technologie bildet dabei die Grundlage für die Realisierung von Zielen und Anforderungen, die sich aus medizinischen Erkenntnissen sowie aus der Forschung zur Game Experience ergeben. Die Frage, ob nun die Game Experience oder die Medizin eine höhere Priorität hat und welchem der beiden Aspekte bei der Abwägung von Alternativen zur Realisierung eine höhere Priorität eingeräumt werden soll, wird gerne diskutiert. Nach Ansicht der Autoren ist dies individuell abhängig von der durch einen Rehabilitanden hervorgebrachten Eigenmotivation, welche unter anderem auch durch die individuell empfundene persönliche Beeinträchtigung der Lebensqualität durch die Erkrankung abhängt. Jemand, der ausreichend motiviert ist regelmäßig und ausreichend intensiv zu trainieren, »benötigt« keine digitale Trai-

ningsunterstützung. Für Jemanden, der auf herkömmliche Art und Weise gar nicht trainieren würde, ist auch ein RehaGame mit nur geringer Trainingswirkung besser als kein Training, aber natürlich nicht optimal. Ohne Zweifel sind daher effektive Trainingssysteme, die nicht eingesetzt werden, genauso wenig sinnvoll wie motivierende Spiele ohne oder mit nur geringen Trainingseffekten. Daher widmen wir uns hier der Frage, welche technologischen Aufgaben gelöst werden müssen, um sowohl effektive, als auch motivierende Spiele entwickeln zu können.

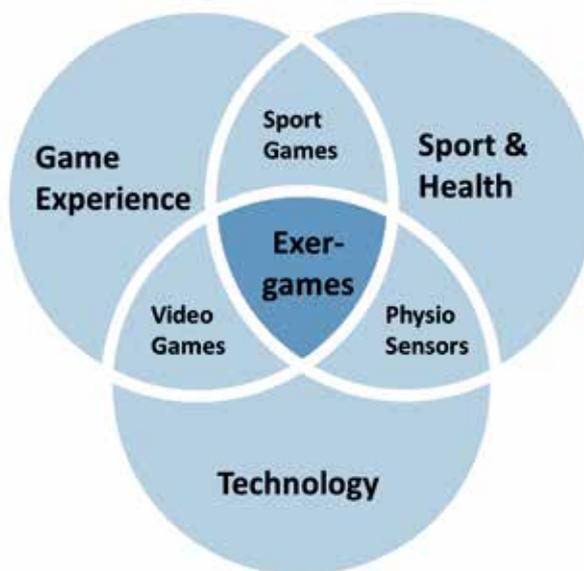


Abb. 1: Für die Entwicklung von RehaGames relevante Fachdomänen [4]

In diesem Beitrag wird basierend auf bereits existierenden Forschungsarbeiten eine strukturierte Betrachtung der für den Therapieerfolg relevanten Elemente vorgenommen und an Hand von Fallbeispielen diskutiert [4], welche Faktoren für die Adaption und Personalisierung von Trainingsspielen relevante Randbedingungen aufspannen. Die relevanten Elemente (vgl. Abbildung 2) können für die einzelnen Fachdomänen zunächst getrennt betrachtet werden. Sowohl Aspekte der Game Experience, also vorrangig emotional wirksame und damit psychologische Komponenten, als auch die medizinisch/physiotherapeutische Zielsetzung des Spiels als physiologische Wirkung sind benutzerspezifische Aspekte und bilden die Zielvorgaben für RehaGames.

### Komponenten eines RehaGames

Technisch betrachtet kann bei einem RehaGame beziehungsweise bei Exergames im Allgemeinen zwischen Hardware- und Softwarekomponenten unterschieden

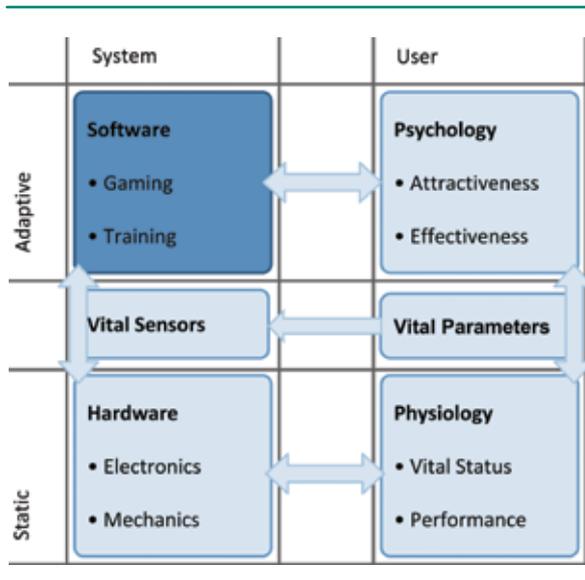


Abb. 2: Adaptionsmodell für Exergames [4]

werden (Abbildung 2). Die Hardwarekomponenten müssen vor dem Einsatz den Anforderungen entsprechend gewählt werden und können während des Einsatzes eines Spiels selbst nicht verändert werden, sie lassen sich lediglich in ihrem durch ihren Aufbau inhärenten, spezifizierbaren Spielraum adaptieren. Die für die Ausführung eines RehaGames notwendigen Eigenschaften der in sich statischen Hardware müssen daher bereits vor dem Einsatz entsprechend dem Einsatzzweck und entsprechend der Physiologie des Nutzers gewählt werden. Die physische Konstitution (der Gesundheitsstatus und das Leistungsniveau) von Nutzern verändert sich während des Spielens kaum bzw. erst nach wiederholter oder längerer Ausführung von Übungen (repetitives Training). Im Gegensatz dazu ist es für eine mittel- und längerfristige Motivation von Spielern notwendig, eine hohe Variation in der Interaktion anzubieten und das Spiel nicht nur kurzzeitig attraktiv erscheinen zu lassen. Dies bedingt eine hohe Anpassungsfähigkeit der Software, sowohl zur Veränderung der Spielinhalte als auch zur Steuerung der Hardware (Sensoren und Aktuatoren), dabei spielen verschiedene Konstrukte und Faktoren aus dem Bereich der Game Experience eine Rolle. Die psychologischen als auch die physiologischen Parameter eines Nutzers können während des Spiels als Vital-Status mit geeigneten Vitalsensoren erfasst und innerhalb der Software zur Steuerung des Spiels sowie zur Steuerung der im Spiel eingesetzten Hardware herangezogen werden.

Die Anpassung der Systemkomponenten kann nach dem in Abbildung 3 (S. 190) gezeigten Modell erfolgen, welches die System-inhärenten Komponenten in drei Ebenen unterscheidet und eine strukturierte Adaption der einzelnen Komponenten in fünf Stufen vorschlägt, die sich in unterschiedlichem Zeiträumen abspielen. Diese Stufen bestehen prinzipiell aus

1. der Evaluation eines spezifischen Settings in der Anwendung,
2. der Messung der Interaktion während dieser Evaluation und der Speicherung dieser Interaktionsdaten,
3. der Analyse dieser erfassten Daten,
4. der Berechnung einer Differenz (Delta) zwischen dem Ist-Wert und einem als optimal erachteten Wert und
5. der Veränderung der entsprechenden Operationalisierung eines Konstruktes innerhalb der Anwendung.

### Adaption und Personalisierung von Trainingsgeräten und Controllern

Wie bereits erläutert, muss die Auswahl geeigneter Hardware zwischen einzelnen Trainingssessions erfolgen, da ein Austausch der Hardware üblicherweise zu einer Unterbrechung des Trainings führt. Bisher gibt es noch keine geeigneten Verfahren, die die metrische Bestimmung der relevanten Trainings- bzw. Spielparameter erlauben. Prinzipiell könnte dies durch die Entwicklung geeigneter Beschreibungen, beispielsweise einer speziellen Erweiterung des Metadatenformats für Serious Games [2] für Exergames beziehungsweise RehaGames, als eine Teilgruppe derselben, ermöglicht werden. Bis dahin bleibt die Auswahl Experten überlassen und muss in jedem Einzelfall überprüft werden. So kann beispielsweise die Interaktion mit einem virtuellen Objekt in der Therapie nach Schlaganfällen für einen Großteil von Patienten geeignet sein, bei dem Rest aber große Frustration erzeugen, etwa weil die entsprechenden Personen die Hand nicht weit genug öffnen können, um das Objekt zu greifen, oder aber allein die Haftreibung zwischen Hand und Tischplatte auch kleinste Bewegungen des Objektes verhindert. Aus diesem Grund muss die reale Umgebung für ein jeweiliges Spiel so gestaltet werden, dass ein möglichst optimales Spielverhalten möglich ist. Dazu gehört zum Beispiel, dass die verwendeten mechanischen Geräte und Komponenten einen ausreichend großen Bewegungsraum (Range of Motion, ROM) ermöglichen, dass sie die während des Spiels auftretenden Kräfte tolerieren können und dass sie eine sichere, ergonomische korrekte und angenehme Durchführung der Übungen gewährleisten. Der Bewegungsraum sowie die auftretenden physikalischen Kräfte sind heutzutage relativ leicht mit üblicher Sensorik zu messen, auch wenn eine fortschreitende Miniaturisierung, eine höhere Präzision und eine Verringerung der Kosten natürlich stets wünschenswert sind. Zur Gewährleistung der Sicherheit bei der Nutzung sind entsprechende Vorschriften zu beachten. Eine ergonomische Bewegungsführung erfordert ausreichende Freiheitsgrade in der eingesetzten Mechanik, damit diese in ihren Dimensionen an die Größe des Nutzers (bzw. seiner Gliedmaßen) angepasst werden kann.

Weniger offensichtlich ist, dass die Haptik der verwendeten Hardware auch einen großen Einfluss auf

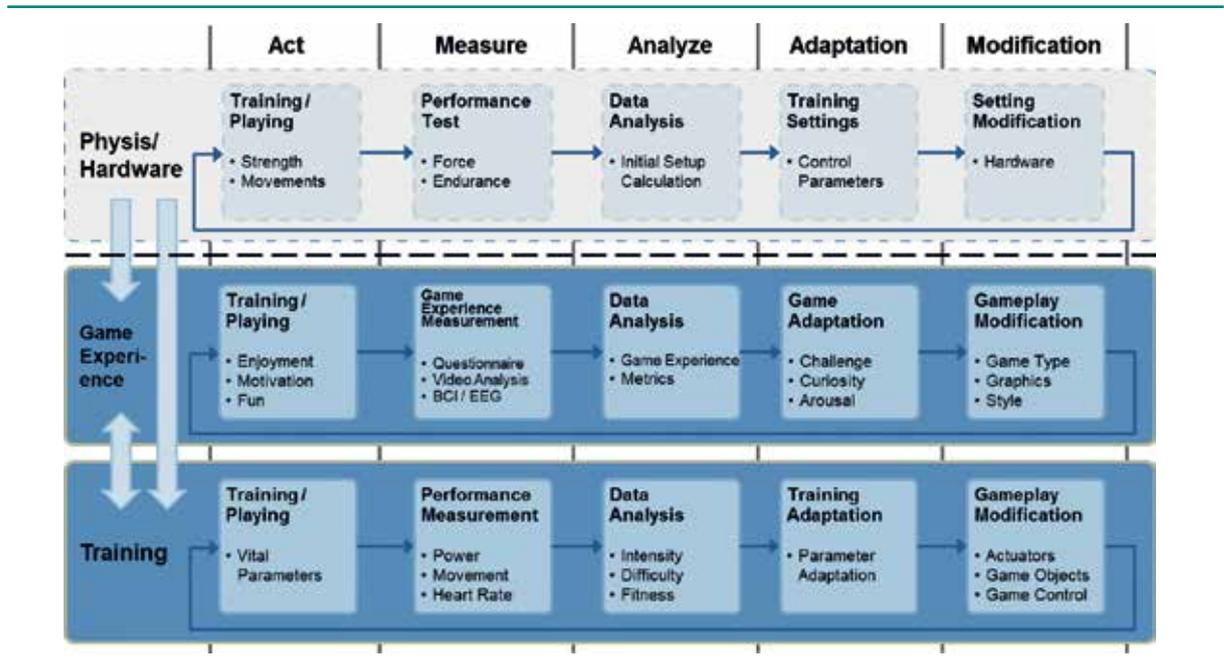


Abb. 3: Adaptionsebenen für RehaGames als eine spezifische Gruppe von Exergames [3]

das Nutzererleben und damit auch auf die Game Experience (GX) während des Spielens hat. Dieser Aspekt ist besonders zu beachten, wenn der Fokus auch auf die Motivation der Trainierenden gelegt wird, wie dies bei der Entwicklung von RehaGames der Fall ist.

Beispielsweise bieten handelsübliche Fahrradergometer weniger Freiheitsgrade in der Bewegung, als dies bei realen Fahrrädern der Fall ist. Seitliche Bewegungen sowie Bewegungen des Lenkers sind nicht möglich. Die Abstände zwischen Sattel und Pedalen, Pedalen und Lenker sind häufig nicht ausreichend verstellbar oder Sattelstütze und Lenkerholm verwinden sich bei der Benutzung so stark, dass eine ungewohnte Haptik entsteht. Dies kann auch durch eine bei Ergometern häufig vorzufindende zu hohe Breite des Tretlagers erzeugt werden, die durch einen zu hohen Abstand der Kurbelarme (Q-Faktor) einen unnatürlichen und unangenehmen Bewegungsablauf hervorruft. Hinzu kommt, dass die aus dem realen Radfahren bekannten Elemente wie Beschleunigung, Abbremsen, Gegenwind und eine vorüber ziehende Landschaft fehlen, die für das Erleben und die Motivation eine sehr wichtige Rollen spielen. Auch die haptischen Eigenschaften von Sattel, Pedalen und Lenker sind häufig vernachlässigte, aber in der Praxis oft geäußerte Einflussfaktoren.

Eine entsprechende Ergonomie und angenehme Haptik der verwendeten Hardware stellt damit eine besondere Herausforderung dar und kann sowohl die Game Experience als auch die Trainingsleistung beeinflussen, die im Folgenden separat betrachtet werden.

### Game-Experience-Adaption

Die erhoffte Steigerung der Compliance, die durch den Einsatz von RehaGames erwartet wird, ist abhängig von der motivierenden Wirkung der RehaGames. Vereinfacht gesagt, »ein Spiel wird gespielt, wenn es Spaß macht.« Mit der Beantwortung der Frage, welche Faktoren dazu führen, dass ein Spiel »Spaß macht«, also Akzeptanz findet und motivierend wirkt, beschäftigen sich Wissenschaftsbereiche, die sich unter den Begriffen »Game Experience« beziehungsweise »User Experience« und »Affective Computing« verorten lassen. In diesen Forschungsdisziplinen wurden einige Konstrukte entwickelt, mit denen sich die Wirkungsweise einiger Spiele und Spielparadigmen beschreiben und teilweise auch erklären lassen. Daher sollen einige dieser Paradigmen im Folgenden detaillierter betrachtet werden. Dabei bleibt vorzuschicken, dass diese Paradigmen nur als Hinweise auf die emotionale Wirkung von Spielen zu sehen sind, es doch kein Schema gibt, welches eine ingenieurmäßige Erstellung von Spielkonzepten auf Basis dieser Konstrukte ermöglicht. Bei der Betrachtung dieser Konstrukte ist zu beachten, dass ihre Realisierung und Messung, auch Operationalisierung genannt, auf verschiedene Art und Weise erfolgen kann. Die jeweilige Art der Operationalisierung hat jedoch ebenfalls einen Einfluss auf die erzeugten emotionalen Reaktionen bei den Spielern.

Eines der ältesten und bekanntesten Konstrukte ist der sogenannte Flow. Flow bezeichnet das völlige Aufgehen in einer bestimmten Tätigkeit und äußert sich durch eine vollständige Fokussierung und ein Hineintauchen (*Immersion*) in diese Tätigkeit, bei der das Zeitgefühl ver-

loren geht. Hauptaspekt für das Entstehen von *Flow* ist, dass die Herausforderung (*Challenge*) in einem bestimmten, optimalen Bereich gehalten werden muss. Wird die Herausforderung zu hoch, so wirkt sie überfordernd und Frustration oder Angst werden begünstigt. Eine zu geringe Herausforderung dagegen ist unterfordernd und führt zu Langeweile. Es ist also die richtige Menge an Erfolgen (*Success*) nötig, die dem Nutzer als visuelles, auditives oder haptisches *Feedback* (Rückmeldung) vermittelt werden muss. Fälschlicherweise wird häufig angenommen, dass dabei ausschließlich positives Feedback motivierend wirkt, eine gewisse Menge an negativem Feedback kann jedoch ebenfalls Motivation im Sinne von »Ehrgeiz« wecken, wenn die Ursache für den Misserfolg auf mangelnde eigene Anstrengung zurückgeführt wird (intern-variable Kausalattribution). Weitere Konstrukte, die einen Einfluss auf die Motivation haben, sind die Kontrolle (*Control*) über das Spielgeschehen sowie das sogenannte *Empowerment*. Dies bezeichnet ein innerhalb des virtuellen Geschehens verstärkt dargestellte Wirksamkeit der eigenen Handlung. Die eigentliche Tätigkeit führt innerhalb des Spiels zu wesentlich stärkeren und umfangreicheren Effekten, als dies in der Realität der Fall ist. Allgemein bekannt ist, dass etwas Neuartiges und Unerwartetes (*Curiosity*) ein gesteigertes Interesse hervorruft. Dies ist auch in Spielen der Fall. *Curiosity* kann innerhalb eines Spiels erzeugt werden, indem neue, unbekannte Spielelemente und Interaktionsmöglichkeiten im Spielverhalten (*Gameplay*) in Erscheinung treten, oder aber als komplett neues Spiel. Um längerfristig zu motivieren, kann man verschiedene Ansätze diskutieren. Unstrittig ist, dass Menschen individuell sind und sich von unterschiedlichen Dingen motivieren und begeistern lassen. Daher ist davon auszugehen, dass es prinzipiell kein Spiel gibt, das für alle Menschen gleichermaßen gut geeignet ist, sondern dass, um eine breite Menge an Personen anzusprechen, eine gewisse Auswahl an Spielen zur Verfügung stehen muss. Dieser Gedankengang scheint trivial und lässt sich leicht durch verschiedene Statistiken zur Beliebtheit von Spielen und anderen Medien (Charts) belegen. Trotzdem wird häufig bei Studien zur Evaluation der Motivation von Spielen mit Mittelwertvergleichen gearbeitet, die in diesem Fall zu hinterfragen oder zu spezifizieren sind. Es kann durchaus diskutiert werden, ob ein Spiel, welches von nur 10% einer Population mit einem Wert von 9 auf einer 10-stufigen Skala bewertet wird, nun insgesamt gesehen schlechter ist als ein Spiel, das bei der gesamten Population einen Wert von 4 erreicht.

Eine spannende Frage ist nun, ob es erfolversprechender ist, einzelne Spiele so zu entwickeln, dass sie möglichst langfristig motivierend wirken, oder ob es effizienter ist, eher kurzweilige, dafür aber sehr viele unterschiedliche Spiele zu entwickeln.

Man kann also, insbesondere in Bezug auf das Konstrukt der *Curiosity*, davon ausgehen, dass die Erstellung von Spielen einige künstlerische Anteile besitzt, die sich mit den als Regeln interpretierbaren Konstrukten aus der

Game-Experience Forschung beschreiben lassen. Dabei ist zu beachten, dass die Erfüllung der beschriebenen Konstrukte auch stark von der Operationalisierung der einzelnen Konstrukte abhängt. Eine Herausforderung ist es, entsprechende Metriken zu entwickeln, die eine präzise Beschreibung dieser Operationalisierungen erlauben. Diese bildet die Grundlage, um die Auswirkungen der Game Experience auf die Trainingsleistung (Abbildung 3) im Detail zu verstehen.

Technisch gesehen müssen also Lösungen entwickelt werden, die es erlauben, medizinisch fundierte Trainingselemente mit mehreren unterschiedlichen spielerischen Interaktionsmöglichkeiten zu kombinieren und dabei möglichst große Freiheitsgrade für die Ausgestaltung der Spiele ermöglichen. Wie solche Ansätze aussehen können, zeigen in die als Anwendungsbeispiele dargestellten Trainingsspiele ErgoActive und BalanceFit.

### Trainings-Adaption

Wie bereits dargestellt, ist der zweite, aber nicht minder wichtige Aspekt die Trainingswirksamkeit der eingesetzten Spiele. Wie ebenfalls erläutert, ist ein wichtiger Faktor für die Trainingswirksamkeit die Compliance, wenn vorausgesetzt wird, dass die innerhalb des Spiels gestellten Übungen selbst einen entsprechenden Trainingsreiz setzen. Für die Beurteilung der Trainingswirksamkeit, welche ein entscheidender Aspekt sowohl für die Auswahl geeigneter bereits existierender als auch für die Entwicklung neuer Spiele ist, können entsprechende medizinische, physiologische und sportwissenschaftliche Erkenntnisse und Assessments herangezogen werden. Zusätzlich besteht die Möglichkeit, die für die Erfassung der Interaktion in RehaGames genutzte Sensorik auch dazu einzusetzen, Assessments durchzuführen. Diese können unabhängig von den Spielen durchgeführt werden, selbst ebenfalls auf spielerische Art und Weise realisiert oder direkt in die Spiele integriert werden.

Für den Einsatz eines RehaGames gibt es jeweils ein oder mehrere mehr oder weniger komplexe Trainingsziele, die sich an der entsprechenden Diagnose orientieren. Beispielsweise kann es bei der Diagnose »Schlaganfall« das Ziel sein, nach der Akutbehandlung die Bewegungsfähigkeit oder Kraft in einzelnen Gliedmaßen oder die dazu benötigten neurologischen Funktionen wiederherzustellen. Dies kann als komplexes Ziel (Bewegungsfähigkeit der Arme, bzw. Beine) interpretiert werden, welches aus mehreren (einfacheren) Teilzielen (Aktivierung der neurologischen Plastizität, bei längerer Erkrankung auch Wiederherstellung der Muskelkraft) bestehen kann.

Betrachten wir nun ein einzelnes (komplexes) Ziel, so kann, je nach Ausprägungsgrad der Beeinträchtigung, dieses Ziel (z. B. eine Tasse greifen, um zu trinken) direkt adressiert werden. Wenn jedoch dieses komplexe Ziel nur durch eine/mehrere einzelne Einschränkung/en (z. B. einen einzelnen verkürzten oder degenerierten Muskel) verhindert wird, so kann es effek-

tiver bzw. auch zwingend notwendig sein, vorrangig zunächst dieses Teilziel zu adressieren. Dies ist mit den im Turnen bekannten »Vor- bzw. Ergänzungsübungen« vergleichbar, die dazu dienen können, einzelne, zur Durchführungen einer komplexeren Aufgabe (z. B. Schweizer Handstand) benötigte Fähigkeiten (Kraft der Rückenmuskulatur) zu trainieren.

Um nun beurteilen zu können, inwieweit ein beabsichtigtes (komplexes oder einfaches) (Teil-)Ziel durch ein entsprechendes Training erreicht wird, müssen zunächst geeignete Metriken erstellt und aussagefähige Surrogatparameter gefunden werden, mit denen sich die entsprechende Fähigkeit bemessen lässt. Ein trivialer Ansatz ist zu bemessen, wie häufig (m) eine gestellte Aufgabe bei Anzahl von Versuchen (n) innerhalb einer bestimmten Zeit (t) erfolgreich ausgeführt werden kann, um so einen Quotienten (m/n) für den Grad der Zielerreichung zu definieren. Dieser Prozess kann jedoch für Patienten hochgradig frustrierend, zeitaufwändig und ohne Erkenntnisgewinn sein, nämlich dann, wenn die gestellte Aufgabe gar nicht oder nur in Ansätzen ausgeführt werden kann und damit das eigentliche Ziel in sehr weiter Ferne erscheint. Ebenso frustrierend kann es sein, wenn für längere Zeit kein Fortschritt bei dieser einfachen Methodik erkennbar ist.

Daher muss als Metrik, bzw. zur Bestimmung einer Menge von Surrogatparametern, eine gewisse Menge solcher »Assessment-Aufgaben« definiert werden und diese dann der Schwierigkeit nach geordnet bzw. den Anforderungen entsprechend kategorisiert werden. Anschließend kann dann eine entsprechende Aufgabe ausgewählt werden, die lösbar ist und die ein Feedback der entsprechenden Fähigkeiten so präzise erlaubt, dass der Fortschritt im Training, sofern vorhanden, erkennbar ist. Da die Fortschritte möglicherweise sehr klein sind, muss zur Dokumentation dieser Fortschritte eine ausreichend präzise und sensible Sensorik eingesetzt werden. Je nach Anwendungsfall ist möglicherweise auch eine einzige Assessment-Aufgabe ausreichend, wenn diese entsprechende Parameter besitzt, die eine Adaption der Aufgabe auf einen großen Fähigkeitsbereich zulassen. Beispielsweise erlaubt ein als Sensorik genutztes Fahrradergometer mit einem Leistungsbereich von 25–800 Watt die Leistungsmessung bei sehr kleiner Leistungsfähigkeit, aber auch bei sehr gut trainierten Personen.

Die Frage an Experten nach entsprechenden Assessment-Aufgaben deckt häufig erhebliche Erkenntnisdefizite oder konkurrierende bzw. widersprüchliche Ansätze auf. Bei der Entwicklung des Spiels BalanceFit, welches durch die Wiederherstellung von Kraft, Koordination und Balance einen Beitrag zur Sturzprävention leisten soll, trat bei der Frage an Experten, welche Fähigkeiten zur Vermeidung von Stürzen benötigt werden, wiederholt die Diskussion auf, ob es nun überhaupt geeignete Sturzprädiktoren gibt, welche dies sind und welchen Beitrag sie zur Sturzprävention leisten. Ohne verlässliche Erkenntnisse im Anwendungsgebiet von RehaGames ist es natürlich kaum möglich, technische

Methoden zu entwickeln, um sturzrelevante Fähigkeitsdefizite zu erheben. Leichter zu beantworten ist die Frage nach geeigneten Zielparametern im Bereich des Herz-Kreislauf-Trainings, da es dort mit der individuellen Trainingsherzfrequenz eine – zumindest für den Gesundheitssport – allgemein anerkannte Zielgröße gibt.

Um das jeweilige Trainings-Ziel zu erreichen, werden üblicherweise entsprechende Aufgaben eingesetzt. Diese reichen von dem direkten »Versuchen« der gestellten Aufgabe über Aufgabenelemente, die der gestellten Zielaufgabe ähnlich sind, bis zu Aufgaben, bei denen ein direkter Bezug nicht unmittelbar erkennbar ist. Bei der Entwicklung solcher Übungen besteht die Herausforderung darin, geeignete trainingswirksame Interaktionen zu entwickeln, welche die technischen Möglichkeiten zur Verfügung stehender Geräte und Sensorik voll ausschöpfen und dabei möglichst große Freiheitsgrade für die spielerische Ausgestaltung der Interaktion bieten. Zu beachten ist dabei, dass die Interaktionsform auch Auswirkungen auf die empfundene Game-Experience hat. Beispielsweise beeinflusst eine größere physische Herausforderung auch die Gesamtherausforderung (*Challenge*) eines RehaGames.

### Anwendungsbeispiele BalanceFit und ErgoActive

Die beschriebenen Ansätze und Konzepte wurden durch den htcc e.V. in Kooperation mit dem Multimedia Communications Lab (KOM) der Technischen Universität Darmstadt in verschiedenen spielerischen Trainingsanwendungen realisiert. Der Fokus bei der Umsetzung der Systeme liegt auf dem Transfer der wissenschaftlichen Erkenntnisse in Systeme, die den Anforderungen des realen Einsatzes gewachsen sind<sup>1</sup>.

#### ErgoActive – Spielerisches Herz-Kreislauftraining

ErgoActive ist ein System, welches aus mehreren sogenannten Minispielen besteht, die mit einem Ergometer (einem Fahrradergometer oder einem Crosstrainer) gesteuert werden können (Abbildung 4). Die einzelnen Minispiele werden über die Trittfrequenz (RPM) des Spielers gesteuert. Während des Spielens wird die Herzfrequenz erfasst und der Widerstand des Ergometers durch das Spiel elektronisch geregelt. So ist es möglich, verschiedene Ansätze und Algorithmen zur Steuerung der Herzfrequenz [6] direkt in das Spiel zu integrieren und deren Wirkung innerhalb des Spiels zu untersuchen. Um eine Variation der Game Experience zu ermöglichen, unterstützen die Spiele verschiedene Methoden zur Adaption der Spielinhalte, dies ermöglicht unterschiedliche Visualisierungen unter Beibehaltung des Gameplays.

Das der Entwicklung von ErgoActive zu Grunde liegende technologische Framework wird als StoryTecRT bezeichnet und ist konzeptionell verwandt mit dem Autorwerkzeug StoryTec, welches zur Konfiguration von Serious Games eingesetzt werden kann. Mit StoryTecRT

<sup>1</sup> www.spielend-fit.de

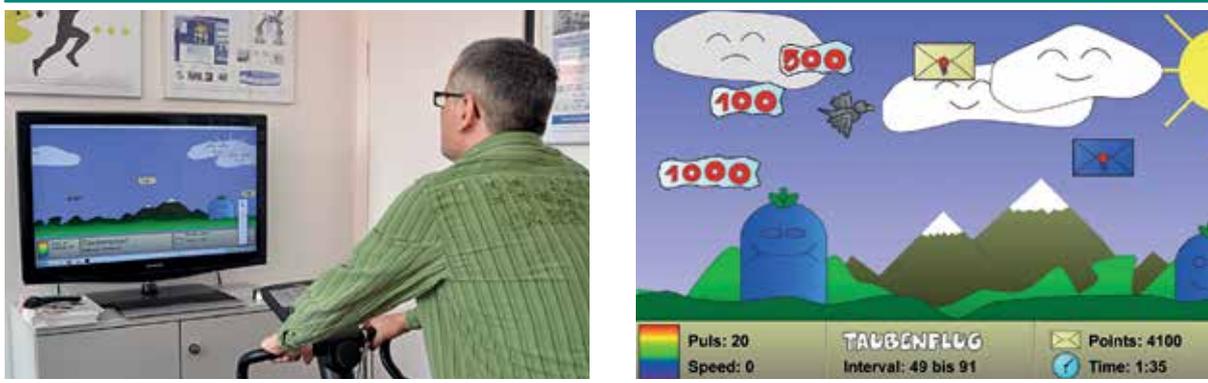


Abb. 4: Das Spiel LetterBird aus der Anwendung ErgoActive [4] (links) in der Variante »classic«

ist die Variation einzelner Game-Attribute unter Beibehaltung aller anderen Game-Attribute möglich. Dies erlaubt es, die Wirkung einzelner Attribute gezielt zu evaluieren.

#### BalanceFit – Training von Kraft, Koordination und Balance

Ein zweites Anwendungsbeispiel stellt das Spiel BalanceFit [5] dar, welches durch das Training bzw. die Wiederherstellung von Kraft, Koordination und Balance einen Beitrag zur Sturzprävention leisten soll. Das Trainingsspiel besteht aus einem Gestell (Abbildung 5) in das ein BalanceBoard, welches als Spielcontroller für die Wii-Konsole erhältlich ist, integriert ist. Über eine Verlagerung des Körperschwerpunkts (Center of Pressure, COP) können die Spieler ein virtuelles Labyrinth in seiner Neigung verändern und dadurch eine virtuelle Kugel durch dieses Labyrinth steuern. Ob das Spiel ohne Zeitdruck oder im Wettbewerbsmodus mit einer zeitlichen Beschränkung spielbar ist, kann konfiguriert werden, und dies verändert die Herausforderung des Spiels. Bei Bedarf können sich die Spieler nach dem Spielen in eine Highscore-Liste eintragen, die eine gewisse Vergleichbarkeit ermöglicht.

Ein für den praktischen Einsatz in einer breiten Nutzergruppe wesentlicher Unterschied im Vergleich zu herkömmlichen Entertainment-Exergames ist, dass die Empfindlichkeit der Sensorik elektronisch verändert werden kann und so die Steuerung des Spiels an die

individuellen Fähigkeiten des einzelnen Spielers angepasst werden kann. Dadurch kann dieses Spiel sowohl von sehr agilen und fitten als auch von Rollator-Nutzern sowie von Rollstuhlfahrern (im Sitzen) gespielt werden (Abbildung 5 rechts), solange die Füße oder Unterschenkel noch minimal bewegt werden können. Besonders effektiv wird die Steigerung der Selbstwirksamkeit über das durch das Spiel realisierte Empowerment erkennbar, wenn Rollstuhlfahrer das Spiel spielen und durch das Spiel spüren, dass sie noch Fähigkeiten besitzen, die sie zuvor nicht wahrgenommen haben. So war es bei der Evaluation des Spiels bereits mehrfach der Fall, dass Rollstuhlfahrer überrascht waren, dass sie in der Lage waren, das Spiel mit ihren Füßen zu steuern. Um eine automatische Erstellung von Spielinhalten entsprechend dem für den einzelnen Spieler optimalen Schwierigkeitsgrad zu ermöglichen, werden derzeit Methoden entwickelt, mit denen neue Spielstufen automatisiert erzeugt werden können. Begleitend dazu wird in Kooperation mit Psychologen untersucht, welche Kriterien ausschlaggebend für die wahrgenommene Schwierigkeit (Game Experience – *Challenge*) dieser Spielstufen sind. Ein weiterer Fokus liegt auf der Entwicklung von Methoden zu Quantifizierung der Trainingswirkung direkt während des Spielens mit Sensoren, die beispielsweise durch die Kombination der Messung von Kräften und Elektromyographie eine Aussage über die durch das Spiel erzeugte Trainingsbelastung erlauben.



Abb. 5: Einsatz von BalanceFit [3] von Nutzern mit heterogenen Fähigkeitsprofilen

## Literatur

1. Brumels KA, Blasius T, Cortright T, Oumedian D, Solberg B. Comparison of Efficacy Between Traditional and Video Game Based Balance Programs. Clin Kinesiol. 2008; 62(4): 26-31.
2. Göbel S, Gutjahr M, Steinmetz R. What Makes a Good Serious Game - Conceptual Approach Towards a Metadata Format for the Description and Evaluation of Serious Games. In: Gouscous, D., Meimaris, M.: 5th European Conference on Games based Learning. Academic Conferences Limited, Reading, UK; 2011. p. 201-210.
3. Hardy S, Dutz T, Wiemeyer J, Göbel S, Steinmetz R. Framework for Personalized and Adaptive Game-based Training Programs in Health Sport. Multimed Tools Appl, Springer, 2014.
4. Hardy S, Göbel S, Gutjahr M, Wiemeyer J, Steinmetz R. Adaptation Model for Indoor Exergames. In: Int J Comp Sci Sport Vol. 10, Special Edition: Serious Games – Theory, Technology and Practice; 2011.
5. Hardy S, Göbel S, Steinmetz R. Adaptable and personalized game-based training system for fall prevention. In: ACM Multimedia, Proceedings of, ACM, New York, NY, USA 2013, p. 431-432.
6. Hoffmann K, Wiemeyer J, Hardy S, Göbel S, Katrin Hoffmann, Josef Wiemeyer, Sandro Hardy, Stefan Göbel: Personalized adaptive control of training load in exergames from a sport-scientific perspective. In: Gamedays 2014, Proceedings of. Springer, LNCS; 2014.
7. Kato PM, Cole SW, Bradlyn AS, Pollock BH. A Video Game Improves Behavioral Outcomes in Adolescents and Young Adults With Cancer: A Randomized Trial. Pediatrics. 2008;122(2):e305-e317.
8. Kliem A, Wiemeyer J. Comparison of a traditional and a Video Game Based Balance Training Program. Int J Comp Sci Sport. 2010; 9(2).

## Interessenvermerk

Es besteht kein Interessenkonflikt.

## Korrespondenzadresse:

Sandro Hardy  
Multimedia Communications Lab (KOM)  
Technische Universität Darmstadt  
sandro.hardy@kom.tu-darmstadt.de



Überkreuz-  
Zugunterstützung



seitliche  
Zugunterstützung



Zugwiderstand Oberschenkel



h/p/cosmos®  
est. 1988 in Germany h-p-cosmos.com

robowalk® expander

## ... die servolenkung in der manuellen lokomotionstherapie

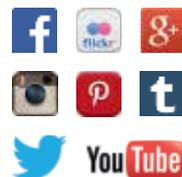
- Gang- und Bewegungskorrektur
- Lokomotionstherapie mit Expander-Unterstützung
- Durch die Verstellung des Zugwinkels oder der Zuglast, entweder vertikal oder horizontal, sind verschiedenste Belastungseinstellungen und auch laterale Bewegungskorrekturen möglich.

### Die "Servolenkung" in der Lokomotionstherapie ...

unterstützt die 3 Säulen der erfolgreichen neurologischen Rehabilitation:

1. Motivation des Patienten
2. Korrekte Ausführung der Übung
3. Viele Wiederholungen ... robowalk® wird nie müde

Anwendervideos



# Gleichgewichtstraining mit Serious Games

Neurol Rehabil 2014; 20 (4): 195–206  
Hippocampus Verlag 2014

A. Kliem & J. Wiemeyer

## Zusammenfassung

Ein gutes Gleichgewicht und ein sicherer Gang sind sehr bedeutend, um Stürze und daraus folgende Verletzungen zu vermeiden. Andererseits gehen viele neurologische Erkrankungen mit Haltungs- und Gleichgewichtsproblemen einher. Ein gezieltes Training kann die individuelle Gleichgewichtsfähigkeit von Gesunden und Kranken verbessern. In den letzten Jahren wurde untersucht, ob ein effektives Gleichgewichtstraining auch mit Serious Games möglich ist.

In diesem Beitrag werden 25 Studien mit den Untersuchungsgruppen der Älteren und der neurologischen Patienten vorgestellt. Die Analyse der Studien zeigt eine extreme Heterogenität bzgl. Treatment, Design und Outcome-Variablen. In den Studien ist die Tendenz erkennbar, dass ein Gleichgewichtstraining mit Serious Games spezifische Effekte – insbesondere auf das statische Gleichgewicht – hat, welche sich aber nicht ohne Weiteres auf dynamische Gleichgewichtsaufgaben übertragen lassen. In Zukunft sind Studien höherer Qualität erforderlich, um den komplexen Zusammenhang von Serious Games und Gleichgewichtstraining systematisch zu untersuchen.

**Schlüsselwörter:** Gleichgewicht, Video Spiele, Wii Balance Board

*Institut für Sportwissenschaft,  
Technische Universität Darmstadt*

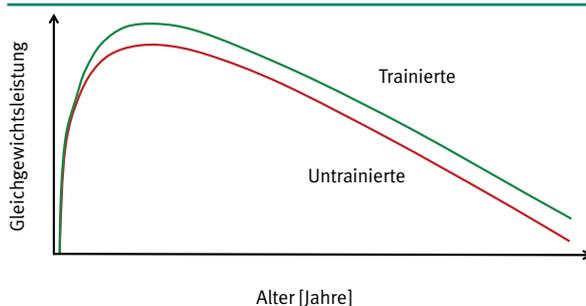
## Einleitung

Ohne die Gleichgewichtsfähigkeit könnte ein Mensch über einen Zeitraum von wenigen Sekunden ohne Hilfsmittel weder stehen, gehen noch aufrecht sitzen. Ihr kommt also im täglichen Leben eine sehr große Bedeutung zu. Funktioniert die Gleichgewichtsfähigkeit und somit auch die Alltagsmotorik nicht, wird die Mobilität eines Individuums entscheidend eingeschränkt [40]. Das motorische Gleichgewicht ist eine elementare, alterungsanfällige Fähigkeit. Ein schneller Anstieg im Kindes- und Jugendalter und ein beschleunigter Rückgang im hohen Alter sind Kennzeichen alterungsanfälliger Leistungen. Ein Rückgang der Gleichgewichtsleistungsfähigkeit ist ca. ab der zweiten Lebenshälfte zu verzeichnen. Wie in Abbildung 1 schematisch dargestellt, stellen sich im mittleren Erwachsenenalter (30–45 Jahre) allmählich Leistungsverminderungen insbesondere bei sportlich untätigen Personen ein. Im späteren Erwachsenenalter (45–65 Jahre) kommt es zu verstärkten motorischen

Leistungsminderungen. Im späten Erwachsenenalter (ab 65 Jahren) treten dann ausgeprägte Leistungsminderungen auf [34].

Störungen des Gleichgewichts können im Alter, bei neurologischen Erkrankungen und nach Verletzungen, vor allem der unteren Extremitäten, auftreten. Die Ursachen hierfür können hämodynamisch, neurologisch oder übungsbedingt sein. Aber auch psychische Faktoren, wie z. B. Angst oder Unsicherheit, haben einen starken Einfluss auf die koordinativen Fähigkeiten und somit auf die Gleichgewichtsfähigkeit. Im Alter scheint der Übungsmangel den gravierendsten Einfluss auf die Gleichgewichtsfähigkeit auszuüben [40]. Durch den Übungsmangel kommt es zu einer verschlechterten Informationsverarbeitung durch das Zentralnervensystem (ZNS) und zu einer verringerten Verfügbarkeit und Ablaufqualität motorischer Programme [40]. Um Stürze zu vermeiden, ist es daher unbedingt notwendig, Balanceübungen in Prävention, Rehabilitation und Therapie durchzuführen. Die Übbarkeit der Funktionen des Vestibularapparates ist durch vielseitige Untersuchungen bestätigt [9]. Weil die Gleichgewichtsleistung durch viele Sinne beeinflusst wird und somit ein multisensorisches Phänomen ist, kann sie auch unter Einschränkung eines Sinnes gut trainiert werden. Der optische, kinästhetische und statico-dynamische Analysator haben den größten Einfluss auf die Balance.

Aufgrund ihrer großen Bedeutung und der prinzipiellen Trainierbarkeit ist die Gleichgewichtsfähigkeit eine wichtige Komponente in der (Neuro-)Rehabilitation [29]. Ein Training kann mit konventionellen Programmen



**Abb. 1:** Schematischer Verlauf der Gleichgewichtsleistung bei Untrainierten und Trainierten

oder mit digitalen Spielen erfolgen. So genannte Serious Games oder in diesem Falle Exergames machen ein spielbasiertes Training möglich. Eine Variante ist zum Beispiel der Einsatz des Nintendo Wii Fit Balance Boards.

In dem vorliegenden Beitrag wird zunächst die Gleichgewichtsfähigkeit definiert und strukturiert. Auf der Grundlage vorhandener Ansätze zur Verbesserung des Gleichgewichts werden Studien analysiert, welche Serious Games zum Gleichgewichtstraining einsetzen.

### Gleichgewicht – Definition

»Ein menschlicher Körper ist dann im Gleichgewicht, wenn die Resultierende aller einwirkenden Kräfte und die Summe aller Drehmomente bestimmte Werte nicht überschreiten. Diese Werte variieren in Abhängigkeit von der gestellten Aufgabe sowie individuellen und äußeren Voraussetzungen.« [24]. Der Mensch ist kein starrer Körper, sondern ein durch Gelenke verbundenes Mehrkörpersystem. Im Stehen und Sitzen müssen ununterbrochen Muskelkräfte gegen die Schwerkraft wirken, so dass dieser Zustand als labiles Gleichgewicht anzusehen ist. Zur Einschätzung der Gleichgewichtsfähigkeit können z. B. die Dauer der Aufrechterhaltung eines Gleichgewichtszustandes bzw. das Tempo und die Qualität der Wiederherstellung des Gleichgewichts gemessen werden. Die Gleichgewichtsfähigkeit zählt zu den koordinativen Fähigkeiten [40].

### Gleichgewichtsregulation und posturale Kontrolle

Zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichts bedient sich der Körper verschiedener Analysatoren. Die wichtigsten Analysatoren für die Balance sind der optische Analysator, der vestibuläre oder statico-dynamische Analysator und der kinästhetische Analysator. Die Informationen dieser Sensoren werden im Zentralnervensystem integriert und zur Regulation von Haltung und Bewegung genutzt [12].

Der aufrechte Stand des Menschen ergibt sich aus dem Zusammenspiel einer Vielzahl afferenter und efferenter Einflüsse. Die Verarbeitung von Informationen der Sinnessysteme sowie der Antizipation initiieren und skalieren motorische Efferenzen auf spinaler, Hirnstamm- und subkortikaler Ebene und es entsteht eine an die jeweilige Situation angepasste Ansteuerung der relevanten Muskulatur. Erst aus der Integration der verschiedenen Afferenzen ergibt sich für das Bewusstsein ein konsistentes Abbild der eigenen Haltung [19]. Unerwartete Störungen des aufrechten Standes aktivieren automatische, kompensatorische Mechanismen, die posturalen Reaktionen bzw. Synergien. Sie sind größtenteils unbewusst ablaufende, organisierte motorische Antworten, die durch externe Reize ausgelöst werden.

Unterschiedliche Strategien der posturalen Reaktionen konnten beobachtet und untersucht werden, zum Beispiel die Sprunggelenks-Strategie und Hüft-Strategie. Diese sind unterschiedliche, neuronal programmierte

te Aktivierungsmuster der Muskulatur. Sie werden, in Abhängigkeit von der Störung und der Bewegungserfahrung, in höheren Ebenen des zentralen Nervensystems ausgewählt und auf niedrigeren Ebenen modifiziert [39].

Die Information über einen Gleichgewichtsverlust führt zu einem reflexartigen Abruf dieser posturalen Reaktionen. Die Programme laufen nahezu genauso schnell und stereotyp wie Muskeleigenreflexe ab, können aber an veränderte Bedingungen angepasst werden und sind durch Erfahrung und Übung modifizierbar. Posturale Reaktionen können anhand ihrer Latenz verschiedenen funktionellen Strukturen zugeordnet werden: SL (short latency), ML (medium latency) und LL (long latency), abhängig davon, ob sie auf spinaler oder kortikaler Ebene ablaufen.

Posturale Reaktionen werden häufig in zwei Systeme unterteilt: Das sogenannte antizipierende System dient der Korrektur von vorhersehbaren Störungen des Gleichgewichts durch Abruf eines passenden, vorprogrammierten Korrekturschemas. Das kompensierende oder reaktive System ist für die korrigierenden Antworten auf unerwartete Störungen, aber auch für die Anpassung eines gerade schon ablaufenden Korrekturprogramms des antizipierenden Systems zuständig. Das antizipierende System ist zeitlich vorwärts ausgerichtet (feedforward), während das kompensierende System (feedback) zeitgleich zur Perturbation arbeitet. Welches Programm zur Stabilisierung der Balance ausgewählt wird, hängt unter anderem von der Richtung und der Geschwindigkeit der Störung ab, von vorangegangener Erfahrung und der Art der Bewegung, die durch die Störung unterbrochen wurde. Beide Systeme sind trainierbar [19].

### Ansätze für ein Gleichgewichtstraining von Gesunden und Kranken

Neurologische Erkrankungen, die am häufigsten zu Stürzen führen, sind Morbus Parkinson, Multiple Sklerose und Patienten nach einem Schlaganfall. Sportlich inaktive Personen ab dem 65. Lebensalter gelten zudem als besonders sturzgefährdet. Für diese Personen wird ein Gleichgewichtstraining zur Sturzprophylaxe empfohlen.

Das Gleichgewicht zählt zu den am besten bis ins hohe Alter trainierbaren motorischen Fähigkeiten. Dies ist dadurch bedingt, dass die Gleichgewichtsfähigkeit als multifaktorielles und multisensorisches Phänomen von zahlreichen Faktoren beeinflusst wird. Neben den bereits erwähnten sensorischen Systemen wird sie von Kraft und Beweglichkeit beeinflusst [15]. Ist ein Faktor eingeschränkt, kann ein Training andere Faktoren positiv beeinflussen und somit trotzdem die Gleichgewichtsfähigkeit verbessern. Ein Gleichgewichtstraining führt zu einer Vielfalt neuronaler Anpassungen, z. B. aufgabenspezifischer Veränderung spinaler und transkortikaler Reflexe und der Aktivität subkortikaler motorischer Areale [33], welche nicht nur zu einer Verbesserung des Gleichgewichts, sondern auch der Kraft führen können. Diese Anpassungen zeigen sich besonders deutlich bei

gesunden Probanden, aber auch – in Abhängigkeit vom Krankheitsbild – bei neurologischen Patienten.

Ein systematisches Gleichgewichtstraining sollte methodisch nach folgenden Komponenten vorgehen (siehe auch Abbildung 2):

1. Gleichgewichtstraining im »stabilen Stand«
2. Gleichgewichtstraining im Stand in Verbindung mit verstärkter Oberkörperaktivität
3. Gleichgewichtstraining in der räumlichen Fortbewegung
4. Gleichgewichtstraining auf labilem und instabilem Untergrund

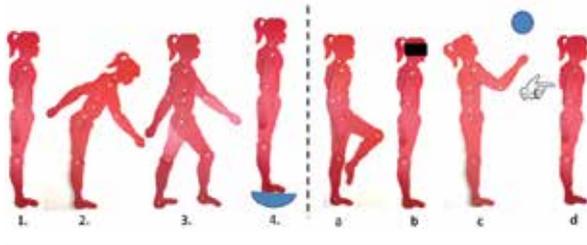


Abb. 2: Beispiele für Gleichgewichtsübungen

Zur weiteren Differenzierung und zur zusätzlichen Erhöhung der Schwierigkeit können die folgenden Zusatzerfordernisse auf allen vier methodischen Stufen ergänzt werden:

- a. Reduktion der Standfläche (z.B. im geschlossenen Stand, Tandem-Stand, Einbeinstand, auf einer Linie)
- b. Einschränkung oder Irritation der sensorischen Information (mit geschlossenen Augen, mit Drehung des Kopfes, etc.)
- c. Mit weiteren Zusatzaufgaben (z.B. einen Ball hochwerfen und fangen)
- d. Mit Störungen des Gleichgewichts (leichter Stoß) als reaktives Training

Eine andere Herangehensweise an ein Balancetraining kann über das Modell von Neumaier und Mechling [20, 21], den Koordinations-Anforderungs-Regler (KAR) erfolgen (siehe Abbildung 3). Bewegungsanforderungen bzw. Bewegungsaufgaben werden unter Druckbedingungen erschwert, und Sinnesinformationen werden eingeschränkt. Eine Balanceübung kann also unter Präzisionsdruck, Zeitdruck, Komplexitätsdruck, Situationsdruck, Variabilitätsdruck oder Belastungsdruck trainiert werden. Nach Roth gehört zu einem methodischen Grundrezept der Koordinationsschulung des Gleichgewichts das Üben beherrschter Fertigkeiten plus die Vielfalt afferenter und efferenter Anforderungen plus zusätzliche Druckbedingungen als Würze. Zu Variation, Komplexität und Kombination kommt die systematische Steigerung der Druckbedingungen unter Berücksichtigung der Zielgruppenspezifität [38, 20]. Generell sollte das Gleichgewichtstraining als herausfordernd empfunden werden, möglichst variantenreich und vielfältig sein, unterschiedliche Regulationsformen trainieren (reaktiv, proaktiv, kontinuierlich) und regelmäßig statt-

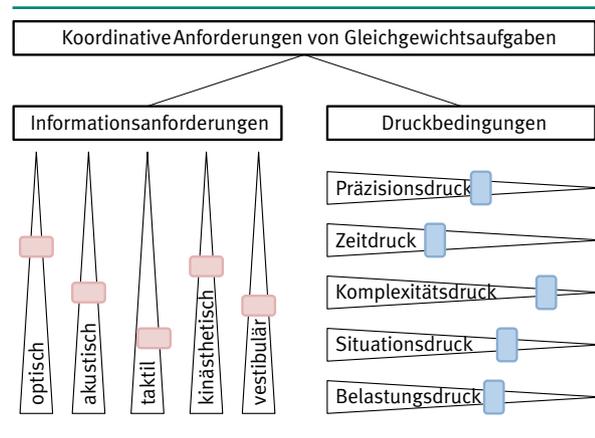


Abb. 3: Koordinations-Anforderungs-Regler nach [20]

finden. Eine gestellte Aufgabe sollte nicht »auf Anhieb« lösbar sein, darf den Übenden aber auch nicht überfordern. Ausreichende Sicherheitsvorkehrungen müssen an das Individuum angepasst sein und Stürze während des Trainings sind unbedingt zu verhindern [3]. Allerdings gibt es bis heute keine wissenschaftlich fundierten Belastungsnormativa, sodass wichtige Trainingsparameter wie Intensität, Wiederholungszahl, Serienzahl, Übungsdauer und Belastungsdauer auf Erfahrungen basieren [18].

### Gleichgewichtstraining mit Hilfe von Serious Games – Kritische Analyse der vorliegenden Studien

In den letzten Jahren häuften sich die Studien über den Einsatz von Serious Games, sogenannten ernstern Spielen oder Lernspielen, beim Gleichgewichtstraining. Neue Entwicklungen der Spiele-Industrie machten dies möglich. Unterschiedliche Fragen sollten anhand der Studien beantwortet werden, z.B.: Ist ein videospiegelgestütztes Gleichgewichtstraining genauso gut oder sogar besser als ein traditionelles Training? Wenn ja, kann ein Gleichgewichtstraining dann von den Patienten zu Hause, ohne Aufsicht durchgeführt werden, und können somit Kosten und Anfahrtswege reduziert werden? Ist ein videospiegelgestütztes Training ein motivierenderes und interessanteres Training als ein traditionelles? Ist das Wii Fit Balance Board ein geeignetes Trainingsgerät zur Sturzprophylaxe? etc.

Die Suche nach relevanten Studien wurde über Google Scholar und PubMed mit den Schlagwörtern balance, postural control, exergame, elderly, multiple sclerosis, Wii Balance Board durchgeführt. Insgesamt wurden 49 Studien lokalisiert, 36 davon waren zugänglich und 30 stellten sich als relevant heraus. Weiterhin schieden fünf Studien mit einer sehr geringen Anzahl von Versuchspersonen (n=1 bis n=5) aus. Ausgewählt wurden Längsschnittstudien mit Erwachsenen, Älteren und sturzgefährdeten Patienten. Vor allem die Studien mit neurologischen Patienten sollen hier besondere Aufmerksamkeit erhalten. Die Untersuchungen mit Älteren und mit neurologischen Patienten sind zusätzlich in Tabelle 1 aufgeführt.

Autoren	Studiendesign	Anzahl TN insgesamt + Krankheit	Versuchsgruppe (VG) mit Treatment	Treatmentgruppe (K1) und No-Treatment-Kontrollgruppe (K0)	Dauer Gesamtumfang (GU)	Verwendete Tests	Ergebnisse	Qualität der Studie
<b>Untersuchungen mit gesunden und sturzgefährdeten Älteren</b>								
Young et al. [42]	Machbarkeitsstudie	6 gesunde Ältere	N = 6 Alter 84,1 ± 5,1 Training mit dem WBB		4 Wochen. Insgesamt 10 x 20 Minuten GU: 3,3 h	Sway variability of the COP eyes-open und eyes-closed	Signifikante Verbesserung in sway variability anterior-posterior eyes-open	- Kleine Stichprobe - Keine K0, keine K1 - Kurze Laufzeit der Studie
Agmon et al. [1]	Pilotstudie	7 sturzgefährdete Ältere	N = 7 Alter: 84 (Range 79–92) Training mit dem WBB zu Hause		3 Monate. 3 x pro Woche für 30 Minuten (Range 10 min bis 2 h). Ca. 50 TE (Range 3–68) GU: 25 h	BBS, 4-Meter Timed Walk Test, PACES	VG verbesserte sich signifikant in BBS und im 4-Meter Timed Walk Test	- Keine K0, keine K1 - Kleine Stichprobe - Training ohne Aufsicht - Große Unterschiede bei der Anzahl der Trainingseinheiten
Bieryla et al. [4]	Machbarkeitsstudie randomisiert	9 gesunde Ältere > 70 Jahre (20 starteten die Untersuchung)	N = 4 Alter: 82,5 ± 1,6 Training mit dem WBB	N = 5 Alter: 80,5 ± 7,8 Normale tägliche Aktivitäten Kein Training	3 Wochen 3 x pro Woche à 30 Minuten GU: 4,5 h	BBS FAB FR TUG	Sign. Verbesserung der VG im BBS, keine Verbesserung für die K0.	- Kurze Dauer der Studie - Kleine Stichprobe - Keine K1
Heiden und Lajoie [14]	Pilotstudie	16 Ältere Alter ca. 77 Jahre	N = 9 Training mit dem NeuroGym System, einer Kraftmessplatte	N = 7 Kein Training	8 Wochen 2 x pro Woche à 30 Min GU: 8 h	Postural Sway (Kraftmessplatte) Doppelaufgabe: Reaktion auf ein akustisches Signal während dem Stand auf einer Kraftmessplatte CBM 6-Min Walk Test	Die VG verbesserte sich in der Reaktionszeit und im CBM Score signifikant. Bei beiden gab es einen Unterschied zwischen den Gruppen. Beide Gruppen verbesserten sich sign. Im 6-Min Walk Test, kein Unterschied zwischen den Gruppen.	- Keine K1 - Kleine Stichprobe
Rendon et al. [30]	RCT einfachblind	34 gesunde, ältere Veteranen des US Militärs	N = 16 Alter: 85,7 ± 4,3 Training mit dem WBB. Vor und nach dem Training Warm-up und Cool-down für je 8 Minuten.	N = 18 Alter: 83,3 ± 6,2 Kein Training	6 Wochen 3 x pro Woche für 35–45 Minuten GU: 10,5 – 13,5 h	8-foot TUG ABC, GDS	VG verbesserte sich signifikant im 8-foot TUG und in der ABC.	- Keine K1 - Alle VPN waren Veteranen, Übertragbarkeit der Ergebnisse fraglich. - Kein Warm-up und Cool-down für die K0, daher fraglich, ob die Ergebnisse nicht darauf zurückzuführen sind.
Jørgensen et al. [16]	RCT observerblind	58 gesunde Ältere	N = 28 Alter 75,9 ± 5,7 Training mit dem WBB	N = 30 Alter: 73,7 ± 6,1 Benutze jeden Tag EVA-Schuheinlagen. Kein Training	10 Wochen 2 x pro Woche ca. 35 Min. GU: 11,7 h	Maximalkraft der Beinextensoren COP TUG 30-CST FES-I	Bei Maximalkraft, TUG, 30-CST und FES-I verbesserte sich die VG signifikant deutlicher als die K0. Beim COP gab es keine Unterschiede.	- Keine K1
Williams et al. [37]	Machbarkeitsstudie	17 sturzgefährdete Ältere	N = 13 Alter: 76,8 ± 5,2 Training mit dem WBB 19 TE wurden absolviert (Range 3–24)	N = 4 Alter: 76,5 ± 4,8 Normales Sturz-Trainingsprogramm	12 Wochen 2 x pro Woche. GU: nicht angegeben	BBS TT FES-I AFRIS	Signifikante Verbesserung der VG im BBS nach der 4. Woche, nicht aber nach der 12. Woche.	- Nicht randomisiert, signifikante Unterschiede in der Baseline. - Ungleiche Gruppengrößen wegen hohem Dropout, Vergleichbarkeit nicht mehr gegeben - Trainingseinheiten wurden nicht kontrolliert - Kleine Stichprobe - Keine K0

Autoren	Studiendesign	Anzahl TN insgesamt + Krankheit	Versuchsgruppe (VG) mit Treatment	Treatmentgruppe (K1) und No-Treatment-Kontrollgruppe (K0)	Dauer Gesamtumfang (GU)	Verwendete Tests	Ergebnisse	Qualität der Studie
Bateni et al. [2]	Vorstudie Randomisiert doppelblind	16 sturzgefährdete Erwachsene bis Ältere (Range 53–91)	N = 5 Alter: 79 ± 13 Training mit dem WBB	K1: n = 5. Alter: 68 ± 14 Training mit dem WBB und traditionelles Training K2: N = 6. Alter: 72 ± 12 Traditionelles Training	4 Wochen 3 x pro Woche GU: nicht angegeben	BBS Bubble Test	Alle Gruppen verbesserten sich. K1 und K2 verbesserten sich deutlicher als die VG im BBS. Die K1 verbesserte sich deutlicher als die VG im Bubble Test.	- Randomisiert nur zwischen K1 und K2 - Kleine Stichprobe - Kurze Dauer der Studie - Aufgrund der kleinen Gruppen wurde nicht auf Signifikanz geprüft - Keine K0
Franco et al. [11]	Pilotstudie	32 gesunde Ältere	N = 11 Alte Menschen in betreutem Wohnen Training mit dem WBB	K1: N = 11. Training nach dem Matter of Balance Program K0: N = 10 kein Training	3 Woche 2 x pro Woche à 15 Min. GU: 1,5 h	BBS TT SF-36	Keine signifikanten Verbesserungen.	- Kurze Laufzeit der Studie - Nicht randomisiert - VG trainierte zusätzlich zum WBB Programm zu Hause weitere Übungen - Kleine Versuchsgruppen
Toulotte et al. [35]	RCT	36 gesunde ältere Menschen, Alter: 75,09 ± 10,26	n= 9 Wii Fit, Training mit dem WBB	K1: n = 9. traditionelles Training. K2: n = 9. Kombination aus traditionellem und WBB Training (50/50) K0: n = 9. kein Training	20 Wochen je eine Stunde pro Woche GU: 20 h	TT, Einbeinstand Wii Fit test (COP)	VG, K1 und K0 verbesserten sich signifikant beim statischen Anteil des TT, die VG und K0 zudem im dynamischen. VG und K0 verbesserten sich signifikant beim Einbeinstand und beim COP, gemessen mit der Wii.	- Kleine Versuchsgruppen
Davies et al. [7]	Pilotstudie	Je 5 jüngere und ältere Erwachsene	N = 5 Alter: unbekannt	N = 5 Alter: Ältere (77–88 J.)	1 Sitzung	Leistung, Akzeptanz	Hohe Akzeptanz Heterogene Leistungen	- Keine K1 und K0 - Kein Pretest - Nur eine Sitzung

#### Untersuchungen mit neurologischen Patienten

Salem et al. [31]	RCT einfachblind	40 Kinder mit Entwicklungsstörungen, Alter 3–5 Jahre.	N = 20 Alter: 4,1 ± 0,5 2 x pro Woche 1 TE = 30 Minuten WBB und Wii Sports	N = 20 Alter: 4 ± 0,5 Normales Training weitergeführt.	10 Wochen GU: 10 h	Laufgeschwindigkeit, TUG, Einbeinstand, Five-times-sit to stand-Test, 10MT, Timed up and down-stairs Test, 2 Minute Walk Test, Griffstärke, GMFM	Beide Gruppen verbesserten sich in allen Variablen: VG verbesserte sich gegenüber der KG im Einbeinstand und in der Griffstärke der rechten und linken Hand.	- Keine K0 - Nur Kinder mit geringen Entwicklungsstörungen waren eingebunden, Frage nach der Übertragbarkeit der Ergebnisse auf und der Durchführbarkeit mit Kindern mit größeren Entwicklungsstörungen
Tarakci et al. [32]	Pilotstudie	14 Kinder mit Zerebralparese	N = 14 Alter: 12,07 ± 3,36 Training mit dem WBB		12 Wochen 2 x pro Woche à 40 Min. GU: 16 h	Einbeinstand mit geöffneten Augen, FRT, TUG, 6-Minute Walking Test	Die VG verbesserte sich in allen untersuchten Merkmalen.	- Von ursprünglich 26 VPN haben 12 die Untersuchung abgebrochen - Kleine Stichprobe - Keine K0, keine K1
Ortiz-Gutierrez et al. [25]	Pilotstudie	47 Patienten mit Multipler Sklerose	N = 24 Alter = 39,69 ± 8,13 xBox + Kinetic 4 x 20 Min pro Woche	N = 23. Alter = 42.78 ± 7.38 traditionelles Training 2 x 40 min pro Woche	10 Wochen GU: 13,3 h	BBS TT SOT 1–6	Die VG hat sich beim SOT in visual preference und vestibular Information verbessert Beim BBS und TT hat sich die VG signifikant deutlicher verbessert als die K1	- Nicht randomisiert - nicht blind - Keine K0 - Unterschiedliche Dauer und Häufigkeit der Trainingseinheiten

Autoren	Studiendesign	Anzahl TN insgesamt + Krankheit	Versuchsgruppe (VG) mit Treatment	Treatmentgruppe (K1) und No-Treatment-Kontrollgruppe (K0)	Dauer Gesamtumfang (GU)	Verwendete Tests	Ergebnisse	Qualität der Studie
Brichetto et al. [5]	RCT Einfachblind	36 Patienten mit Multipler Sklerose	N = 18 Alter: 40,7 ± 11,5 Training mit dem WBB	N = 18 Alter: 43,2 ± 10,6 Traditionelles Training	4 Wochen 3 x pro Woche à 60 Minuten GU: 12 h	BBS MFIS Sway Kraftmessplatte mit offenen und geschlossenen Augen	Beide Gruppen verbesserten sich signifikant in allen Merkmalen. Die VG verbesserte sich deutlicher in BBS und auf der Kraftmessplatte mit geöffneten und geschlossenen Augen.	- Keine KO - Kurze Dauer der Studie
Prosperini et al. [28]	Pilotstudie Randomisiert, überkreuz	34 Patienten mit Multipler Sklerose Alter 36,2 ± 8,6	N = 17 Alter: 35,3 ± 8,6 VG1 Training mit dem WBB zu Hause in Woche 1–12, danach kein Training	N = 17 Alter: 37,1 ± 8,8 VG2 Woche 1–12 kein Training, danach Training mit dem WBB zu Hause, Woche 13–24	24 Wochen 1 TE = 30 Min GU: unbekannt	COP auf der Kraftmessplatte mit geöffneten Augen FSST 25-FWT MSIS-29	VG1 verbesserte sich signifikant in COP, FSST und MSIS-29 nach den ersten 12 Wochen, danach näherten sich die Werte den Ausgangswerten an. In der VG2 veränderten sich die Werte nicht in den Wochen 1–12, nach dem Training gab es eine signifikante Verbesserung in allen Werten.	- Keine Kontrolle des Trainings - Nicht blind - Keine Auswaschphase zwischen den Studienperioden
Nilsagard et al. [22]	RCT einfachblind, Multicenterstudie,	80 Patienten mit Multipler Sklerose	N = 41 Alter: 50 ± 11,5 Training mit dem WBB	N = 39 Alter: 49,4 ± 11,1 Kein Training	6–7 Wochen, 2 x pro Woche. Insgesamt 12 Einheiten à 30 Minuten. GU: 6 h	TUG, TUGcognitive, FSST, 25FWT, DGI, MSWS-12, ABC, TCS.	Die VG verbesserte sich signifikant in allen Merkmalen, die KO verbesserte sich signifikant in TUGcognitive, FSST und DGI. Generell gab es keinen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen.	- Die Aktivitäten der KO wurden nicht kontrolliert. - Keine K1
Pompeu et al. [27]	RCT Stichprobengrößenberechnung, einfachblind, follow up klinische Studie.	32 Patienten mit Parkinson, Alter m= 67,4	N = 16 10 Spiele auf dem WBB 1 TE = 30 Min	N= 16 Traditionelles Training 1 TE = 1 Stunde: 30 Min. Kräftigung, Dehnen + 30 Min. Gleichgewichtstraining. GG-Übungen ohne Feedback oder kognitive Stimulation	7 Wochen, 2 x pro Woche GU (VG): 7 h GU (K1): 14 h	ADL (UPDRS-II) BBS Einbeinstand Montreal Cognitive Assessment	Beide Gruppen verbesserten sich signifikant bei den ADLs (UPDRS-II), bei BBS, beim Einbeinstand und bei der kognitiven Performanz (Montreal Cognitive Assessment). Kein Unterschied zwischen den Gruppen	- Keine KO - Unterschiedliche Trainingsumfänge der Gruppen
Esculier et al. [8]	Pilotstudie	18 Parkinsonpatienten und gesunde Ältere	N = 10 Parkinsonpatienten, Alter 61,9 ± 11,0 30 Minuten auf dem WBB, 10 Minuten mit der Wii Sports	N = 8 Gesunde Ältere Alter 63,5 ± 12,0 30 Minuten auf dem WBB, 10 Minuten mit der Wii Sports	6 Wochen 3 x pro Woche à 40 Minuten GU: 12 h	Einbeinstand, TUG, STST, 10 m walk test, CBM, TT, ABC	Beide konnten sich beim Einbeinstand, TUG, STST und im 10-m Walk Test verbessern. Die VG konnte sich zudem im CBM und im TT verbessern.	- Keine KO - Kleine Stichprobe
Yen et al. [41]	RCT einfachblind Follow-up	38 Parkinson-Patienten (Hoehn-Yahr stages II-III)	N = 13 Alter: 70,4 ± 6,5 Training auf einem Balance Board. 10 Min Aufwärmen ohne Board, dann 20 min Training mit Board	K1: N = 13. Alter: 70,1 ± 6,9 Traditionelles Training K0: N = 12 Alter: 71,6 ± 5,8 Kein Training	6 Wochen 2 x pro Woche à 30 Min GU: 6 h	SOT1–6 Sensory ratio VRT während des Einbeinstandes und Zusatzaufgaben	VG und K1 verbesserten sich in je einer SOT, kein Unterschied zwischen den beiden Gruppen. Die KO verbesserte sich in keiner SOT. K1 verbesserte sich im sensory ratio signifikant mehr als die K0. Keine signifikanten Effekte bei VRT.	- Kleine Versuchsgruppen

Autoren	Studiendesign	Anzahl TN insgesamt + Krankheit	Versuchsgruppe (VG) mit Treatment	Treatmentgruppe (K1) und No-Treatment-Kontrollgruppe (K0)	Dauer Gesamtumfang (GU)	Verwendete Tests	Ergebnisse	Qualität der Studie
Gil-Gomez et al. [13]	RCT-Pilotstudie einfachblind, klinische Studie	17 Patienten mit Hirnschädigungen	N = 9 Alter: 45,78 ± 15,38 Training mit dem WBB und eigens entwickelten Spielen. 3–5 Sessions pro Woche, insgesamt 20 Stunden Spielzeit	N = 8 Alter: 49,13 ± 21,18 Traditionelles Training. Insgesamt 20 Einstündige Trainingseinheiten	GU: 20 h	Statisches GG (BBS, BBA, ART) Dynamisches GG (TST, ST, 1MWT, 10 MT, TUG, 30SST)	Beide Gruppen verbessern sich im statischen GG. Keine Verbesserung im dynamischen GG. Es gibt keinen Unterschied zwischen den Gruppen	- Heterogene Gruppe, unterschiedliche Hirnschädigungen - Keine K0 - Kleine Stichprobe
Padala et al. [26]	Pilotstudie randomisiert	22 Alzheimer-Patienten	N = 11 Alter: 79,3 ± 9,8 Training mit dem WBB	N = 11 Alter: 81,6 ± 5,2 Spazieren in Dreiergruppen unter Aufsicht	8 Wochen, 5 x pro Woche à 30 Min. GU: 20 h	BBS, TT, TUG, ADL, IADL, QOL-AD, MMSE	Die VG verbesserte sich signifikant in BBS und TT, die KG in TT und QOL-AD. Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen.	- Kleine Stichprobe - Nicht blind - Keine K0 - Keine Kontrolle der Aktivitäten neben der Untersuchung
Cho et al. [6]	RCT Machbarkeitsstudie	22 Schlaganfallpatienten. Alle machen ein Standard Rehabprogramm	N = 11 Alter: 65,26 ± 8,35 Zusätzlich zur Reha Training mit dem WBB	N = 11 Alter: 63,13 ± 6,87 Kein zusätzliches Training	6 Wochen, 3 x pro Woche à 30 Min. GU: 9 h	BBS TUG Statisches GG, gemessen am Posturograph	signifikante Verbesserung der VG in BBS und TUG gegenüber der K0	- Keine K1 - Kleine Stichprobe

Tab. 1: Übersicht über Gleichgewichtsstudien mit Serious Games

ABC = Activities specific Balance and Confidence Scale; ADL = Activities of Daily Living; AFRIS = Attitude to Falls related Interventions Scale; ART = Anterior Reach Test; BBA = Brunel Balance Assessment; BBS = Berg Balance Scale; CBM = Community Balance and Mobility Assessment; COP = Centre of Pressure; DGI = Dynamic Gait Index; DPSI = Dynamic Postural Stability Index; EVA = Ethylene Vinyl Acetate polymer; FAB = Fullerton Advanced Balance; FES-I = Falls Efficacy Scale International; FR = Functional Reach; FSST = Four Square Step Test; GDS = Geriatric Depression Scale; GMFM = Gross Motor Function Measure; GGT = Gleichgewichtstest nach Wydra; IADL = Instrumental Activities of Daily Living; MFSI = Modified Fatigue Impact Scale; MMSE = Minimal Mental State Examination; MSIS-29 = 29-Item MS Impact Scale; MSWS-12 = 12-Item MS Walking Scale; QOL-AD = Quality of Life-Alzheimer's Disease; SEBT = Star Excursion Balance Test; SF-36 = 36-Item short form health survey; SOT1–6 = Sensory Organisation Test. 1) eyes open, 2) eyes closed, 3) sway vision, 4) eyes-open sway support, 5) eyes-closed sway support, 6) sway vision-sway support; ST = Stepping Test; STST = Sit to Stand Test; TCS = Timed Chair Stand test; TE = Trainingseinheit; TST = timed stair test; TT = Tinetti test; TUG = Timed up and go Test; TUGcognitive = Timed up and go Test cognitive; UPDRS = Unified Parkinson Disease Rating Scale; VRT = Verbal Reaction Time; WBB = Wii Balance Board; 1MWT = 1-Minute Walking Test; 10MT = 10 Meter Walking Test; 25FWT = 25-Foot Walk Test; 30-CST = 30-s repeated Chair Stand Test; 30 SST = 30-second Sit-to Stand Test

## Untersuchungen mit gesunden Erwachsenen

Die Studien [10], [17] und [36] untersuchten gesunde Erwachsene. Alle drei sind randomisierte, kontrollierte Studien (RCT), verfügen aber nur über kleine Stichproben. Bei Vernadakis et al. [36] und Kliem & Wiemeyer [17] trainierte die Versuchsgruppe (VG) auf dem Wii Balance Board (WBB), und die Kontrollgruppe 1 (K1) absolvierte ein traditionelles Training. Kliem & Wiemeyer [17] verfügten zusätzlich über eine Kontrollgruppe ohne Treatment (K0). Bei Fitzgerald et al. [10] trainierte die VG auf einem selbst entwickelten Wackelbrett und mit selbst entwickelten Spielen. Die K1 trainierte ebenso auf dem Wackelbrett – allerdings ohne Spiele. Bei Vernadakis et al. [36] verbesserten sich die VG und die K1 signifikant beim Gleichgewichtstest, gemessen mit dem Biodex Stability System. Es gab keinen Unterschied zwischen den Gruppen. Alle Vpn dieser Studie waren Sportstudenten, man kann also davon ausgehen, dass sie ein gutes sportliches Grundniveau mitbrachten. Zudem waren die

Tätigkeiten außerhalb des Versuchs nicht limitiert. Bei Kliem & Wiemeyer [17] verbesserten sich VG, K1 und K0 signifikant in allen durchgeführten Gleichgewichtstests. Es liegt nahe, dass hier ein Testwiederholungseffekt vorliegt, denn die K0 (ohne Training) verbesserte sich ebenfalls. Im dynamischen Gleichgewichtstest (GGT) verbesserten sich VG und K1 signifikant deutlicher als K0. Bei diesem Test hatte die K0 ein hohes Ausgangsniveau auf der Baseline und konnte sich somit zum Posttest nicht wesentlich verbessern. Es ist also schwierig, die Ergebnisse eindeutig zu interpretieren, da sich Testwiederholungs-, Ausgangswert- und Übungseffekte überlagern. Bei Fitzgerald et al. [10] verbesserten sich beide Gruppen beim star excursion balance test (SEBT) in der posteromedialen Richtung. In einer weiteren, der posterolateralen Richtung verbesserte sich nur die K1. Da aber keine K0 vorhanden ist, sind die Ergebnisse nicht eindeutig interpretierbar. Beim Fragebogen (IMI) erreichte die VG signifikant höhere Werte im Bereich Interest/Enjoyment bezogen auf das absolvierte Training Interesse.

## Untersuchungen mit gesunden und sturzgefährdeten Älteren

In zwei Machbarkeits- bzw. Pilotstudien ([42] und [1]) ohne Kontrollgruppe konnten sich die beiden Spielgruppen nach einem Training mit dem WBB in den verwendeten Gleichgewichtstests verbessern. Da jeweils Kontrollgruppen fehlten, können die Ergebnisse nicht zweifelsfrei als Treatmenteffekte interpretiert werden.

Vier weitere Studien [4, 14, 16, 30] verfügten bei ihren Untersuchungen über eine VG und eine Ko. Bei Bieryla und Dold [4] verbesserte sich die VG signifikant in einem der vier verwendeten Tests. Bei Heiden und Lajoje [14] verbesserte sich die VG in zwei Tests signifikant. Bei beiden Untersuchungen gab es einen Unterschied zwischen den Gruppen zu Gunsten der Versuchsgruppen. VG und Ko verbesserten sich bei [14] zudem signifikant im 6-Minute Walk Test. Hier gab es keinen Unterschied zwischen den Gruppen. Rendon et al. [30] untersuchten 34 ältere amerikanische Kriegsveteranen. Vor und nach dem Training wurde jeweils ein Auf- bzw. Abwärmen durchgeführt. Die VG verbesserte sich signifikant in zwei Tests. Für die Ko gab es neben dem fehlenden Treatment auch kein Auf- und Abwärmen, daher ist fraglich, ob die Ergebnisse nicht darauf zurückzuführen sind. Der RCT von Jörgensen et al. [16] untersuchte die größte Stichprobe (58 gesunde Ältere). In vier Tests verbesserte sich die VG signifikant deutlicher als die Ko. Bei einem Test zum Schwankungsweg des centre of pressure (COP), gemessen auf einer Kraftmessplatte, gab es keine Unterschiede. Alle vier Untersuchungen machen deutlich, dass positive Effekte nach einem videospiegel-gestützten Gleichgewichtstraining zu finden sind, allerdings ist durch das Studiendesign nicht immer sichergestellt, auf welche Faktoren die Verbesserung zurückgeführt werden kann. Zu bemängeln bei den vier vorgestellten Untersuchungen sind die kurze Dauer der Studie [4], die kleinen Stichproben [4, 14], die Auswahl der Stichprobe [30] und die fehlende Kontrollgruppe mit Treatment (alle vier Studien).

Williams et al. [37] wählten in ihrer Machbarkeitsstudie ein anderes Design. Sie verglichen ein Training auf dem WBB (VG, n=13) mit einem normalen Sturztrainingsprogramm (K1, n=4). Die Trainings fanden zweimal pro Woche über einen Zeitraum von 12 Wochen statt. Die Studie ergab eine signifikante Verbesserung der VG bzgl. der Berg Balance Scale (BBS) nach der 4. Woche, nicht aber nach der 12. Woche. Beim Tinetti Test (TT), bei der Falls Efficacy Scale International (FES-I) und der Attitude to Falls-Related Interventions Scale (AFRIS) gab es keine Effekte. Bateni [2] teilte insgesamt 16 sturzgefährdete Ältere in eine VG (n=5; Training mit dem WBB), eine K1 (n=5, Mischung aus Training mit dem WBB und einem traditionellen Training) und eine K2 (n=6; nur ein traditionelles Training). Alle Gruppen trainierten vier Wochen lang, dreimal pro Woche. Alle Gruppen verbesserten sich auf der BBS und im Bubbletest. K1 und K2 verbesserten sich deutlicher als die VG in der BBS.

Die K1 verbesserte sich deutlicher als die VG im Bubble Test. Franko et al. [11] untersuchen eine Versuchsgruppe (VG; n=11), eine Treatmentgruppe (K1; n=11) und eine No-Treatmentgruppe (Ko; n=10). Die Versuchsgruppe trainierte auf dem WBB, die Treatmentgruppe absolvierte ein Training nach dem Matter of Balance Programm. Das Training wurde über einen Zeitraum von 3 Wochen zweimal pro Woche für 15 Minuten durchgeführt. Auf der Berg Balance Scale, beim »Tinetti Gait and Balance Assessment« und beim »36-Item short form health survey« waren keine signifikanten Ergebnisse zu verzeichnen. Die Studien weisen jedoch einige Mängel auf. Es wurde nicht oder nur teilweise randomisiert [2, 11, 37], es wurde mit kleinen Untersuchungsgruppen gearbeitet [2, 11, 37], das Treatment wurde nur über einen kurzen Zeitraum durchgeführt [2, 11] und es gab keine Kontrollgruppe ohne Training [2, 37]. Bei [37] gab es zudem bereits in der Baseline signifikante Unterschiede. Außerdem wurden die Trainingseinheiten nicht kontrolliert, und die hohe Dropout-Quote führte zu ungleichen Gruppengrößen.

Toulotte et al. [35] verwendeten das aufwändigste Design mit der Zielgruppe der Älteren. Sie verglichen eine Versuchsgruppe, die mit dem WBB trainierte (VG; n=9), eine Kontrollgruppe, die ein traditionelles Training absolvierte (K1; n=9), eine Kontrollgruppe, die eine Kombination aus traditionellem und WBB Training absolvierte (K2; n=9) und eine No-Treatmentgruppe (Ko; n=9). Über einen Zeitraum von 20 Wochen wurde je eine Stunde pro Woche trainiert. K1 und K2 verbesserten sich beim Tinetti Test (einem Test mit 12 Items zum statischen Gleichgewicht und 9 Items zum dynamischen Gleichgewicht), beim Einbeinstand und bei der Schwingung des COP (hier nur die K2, nicht die K1). Die VG konnte sich beim Tinetti Test nur bei den 12 Items zum statischen Gleichgewicht verbessern und beim Test zum COP. Die Ergebnisse deuten, trotz relativ kleiner Versuchsgruppen, daraufhin, dass ein isoliertes Wii-Training primär statische Gleichgewichtsleistungen verbessert und nicht auf dynamisches Gleichgewicht transferiert werden kann.

## Untersuchungen mit neurologischen Patienten

Insgesamt untersuchten 12 Studien neurologische Patienten. Salem et al. [31] untersuchten 40 Kinder mit Entwicklungsstörungen im Alter von 3 bis 5 Jahren. Die Versuchsgruppe (VG; n=20) trainierte 2 x pro Woche für 30 Minuten über eine Dauer von 10 Wochen auf dem WBB und mit Spielen der Wii Sports. Die Kontrollgruppe (K1; n=20) führte ihr normales Training weiter. Beide Gruppen verbesserten sich in allen getesteten Variablen. Die VG verbesserte sich gegenüber der K1 im Einbeinstand und in der Griffstärke der rechten und linken Hand, durch den Griff des Controllers, signifikant deutlicher. Bei dieser Studie gab es keine No-Treatmentgruppe und es waren nur Kinder mit geringen Entwicklungsstörungen eingebunden. Es stellt sich die Frage nach der Kausalität (Übungs- versus Testwiederholungseffekt)

und der Übertragbarkeit der Ergebnisse auf Kinder mit ausgeprägteren Entwicklungsstörungen.

Tarakci et al. [32] untersuchten in einer Pilotstudie 14 Kinder mit Zerebralparese im Alter von ca. 12 Jahren. Sie trainierten 12 Wochen lang zweimal pro Woche für 40 Minuten mit dem WBB. Es gab keine Kontrollgruppe. Die VG verbesserte sich in allen untersuchten Merkmalen. Von ursprünglich 26 VPN haben 12 die Untersuchung abgebrochen. Neben der hohen Drop-Out-Rate muss die relativ kleine Stichprobe sowie die fehlenden Kontrollgruppen mit und ohne Treatment beachtet werden.

Zwei weitere Studien [5, 25] untersuchten Patienten mit Multipler Sklerose. Beide wählten eine VG und eine K1. In [25] trainierte die VG (n=24) mit der Xbox Kinect, bei [5] trainierte die VG (n=18) mit dem WBB. Die VG in Studie [25] verbesserte sich beim SOT 1–6 signifikant. Auf der BBS und beim TT verbesserte die VG signifikant deutlicher als die K1. Bei [5] verbesserten sich sowohl die VG als auch die K1 in allen getesteten Merkmalen. Allerdings verbesserte sich auch hier die VG deutlicher auf der BBS und auf der Kraftmessplatte mit geöffneten und geschlossenen Augen. Im Gegensatz zu [25] verwendete [5] ein einfach blindes RCT. Beide verwendeten keine Ko.

Prosperini et al. [28] untersuchten in einem überkreuzten Design 34 Patienten mit Multipler Sklerose. Versuchsgruppe 1 (VG1) absolvierte zunächst ein 12-wöchiges Training mit dem WBB zu Hause. Während dieser Zeit trainierte die Versuchsgruppe 2 nicht (VG2). In Woche 13–24 absolvierte die VG2 das Training mit dem WBB, während die VG1 nicht trainierte. Die VG1 verbesserte sich nach den ersten 12 Wochen signifikant im COP, Four Square Step Test (FSST) und auf der 29-item MS Impact Scale (MSIS-29), danach näherten sich die Werte den Ausgangswerten an. In der VG2 veränderten sich die Werte in den Wochen 1–12 nicht, während nach dem Training (Woche 13–24) eine signifikante Verbesserung in allen Werten nachweisbar war. Anzumerken ist, dass das Training zu Hause nicht kontrolliert wurde, die Studie nicht blind durchgeführt wurde und es keine Auswaschphase zwischen den Studienperioden gab.

Nilsagard et al. [22] untersuchten mit 80 Patienten mit Multipler Sklerose die größte Stichprobe in einer randomisierten, kontrollierten, einfachblinden Multicenterstudie. Sie verglichen eine VG mit einer Ko. Über 6–7 Wochen trainierte die VG zweimal pro Woche auf dem WBB (insgesamt 12 Einheiten mit 12 Minuten). Zwar verbesserte sich die VG signifikant in allen Merkmalen, allerdings verbesserte sich auch die Ko signifikant in TUGcognitive (TUG unter Doppelaufgabenbedingungen), FSST und beim Dynamic Gait Index (DGI). Generell gab es keinen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen. Ein Grund dafür könnte sein, dass die Aktivitäten der Ko nicht kontrolliert wurden.

Pompeu et al. [27] verglichen in einem klinischen RCT das Gleichgewicht von 32 Parkinsonpatienten. Die VG (n=16) trainierte auf dem WBB, die K1 absolvierte ein traditionelles Training. Das Training dauerte 7 Wochen. Beide Gruppen trainierten zweimal pro Woche, wobei

die VG einen Gesamtumfang von sieben Stunden hatte, die K1 14 Stunden. Beide Gruppen verbesserten sich signifikant bei den ADL (UPDRS-II), bei der BBS, beim Einbeinstand und bei der kognitiven Performanz (Montreal Cognitive Assessment), es gab allerdings keine Unterschiede zwischen den Gruppen.

Esculier et al. [8] verglichen die Trainingseffekte von 10 Parkinsonpatienten mit denen von 8 gesunden Älteren. Die Parkinsonpatienten (VG) trainierten genauso wie die gesunden Älteren (K1) über einen Zeitraum von 6 Wochen dreimal pro Woche 30 Minuten auf dem WBB und 10 Minuten mit der Wii Sports. Beide konnten sich beim Einbeinstand, TUG, Sit to Stand Test (STST) und im 10-m Walk Test verbessern. Die VG konnte sich zudem im Community Balance and Mobility Assessment (CBM) und im TT verbessern.

Yen et al. [41] teilte 38 Parkinsonpatienten in eine VG (n=13), eine K1 (n=13) und in eine Ko (n=12). Die VG trainierte auf einem eigens entwickelten Balance Board. Das Übungsprogramm umfasste 10 Minuten Aufwärmen ohne Board sowie 20 Minuten Training mit Board. Die K1 absolvierte ein traditionelles Training. Nach einem 6-wöchigen Training, zweimal pro Woche für je 30 Minuten, verbesserten sich VG und K1 in je einem Merkmal des Sensory Organisation Test (SOT), wobei keine Unterschiede zwischen den beiden Gruppen bestanden. Die Ko verbesserte sich in keinem der 6 SOT-Merkmale. Keine signifikanten Effekte ergaben sich bei der Verbal Reaction Time (VRT).

Gil-Gomez et al. [13] führten eine Untersuchung an 17 Patienten mit Hirnschädigungen durch. Die VG (n=9) trainierte auf dem WBB mit eigens entwickelten Spielen, die K1 (n=9) absolvierte ein traditionelles Training. Insgesamt trainierten beide Gruppen 20 Stunden. Beide Gruppen verbesserten sich im statischen Gleichgewicht, nicht aber im dynamischen Gleichgewicht. Es gibt keinen Unterschied zwischen den Gruppen. Anzumerken ist, dass es sich um eine heterogene Gruppe mit sehr unterschiedlichen Hirnschädigungen handelte.

Padala et al. [26] untersuchten in einer Pilotstudie 22 Alzheimerpatienten. Die VG (n=11) trainierte auf dem WBB. Die Ko (n=11) absolvierte Spaziergänge in Dreiergruppen unter Aufsicht einer Fachkraft. Das Treatment erfolgte über 8 Wochen, 5-mal pro Woche für jeweils 30 Minuten. Die VG verbesserte sich signifikant in BBS und TT, die Ko in TT und selbst-eingeschätzter Lebensqualität (QOL-AD; Quality of Life – Alzheimer Disease). Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen. Die Tests wurden nicht blind durchgeführt und es gab keine Kontrolle der Aktivitäten neben den Untersuchungen.

In der Studie von Cho et al. [6] wurde eine Stichprobe von 22 Schlaganfallpatienten eines Standard-Reha-Programms untersucht. Die VG (n=11) trainierte zusätzlich zur Rehabilitation dreimal pro Woche für 6 Wochen mit dem WBB. Die Ko (n=11) absolvierte nur ihr Standardprogramm. Der Posttest ergab signifikante Verbesserungen der VG in BBS und TUG gegenüber der Ko. Keine Effekte

ergaben sich beim Statischen Gleichgewicht, gemessen auf einem Posturographen.

### Zusammenfassung der Ergebnisse

Die zum Gleichgewichtstraining mit Serious Games vorhandenen Studien sind extrem heterogen hinsichtlich Design, Stichprobe, Dauer und Verteilung des Treatments sowie der abhängigen Variablen. Allein in den hier vorgestellten Studien wurden über 40 verschiedene Tests und Fragebögen verwendet. Die Untersuchungen lassen sich demnach nicht ohne weiteres direkt miteinander vergleichen. Oft handelt es sich dabei um Pilot- oder Machbarkeitsstudien. Randomisierte kontrollierte Studien (RCTs) sind eher selten zu finden. Die Studien sind in ihrer Generalisierbarkeit häufig eingeschränkt. Die Studien untersuchten zudem unterschiedliche Zielgruppen. Untersuchungen zum videospiegel-gestützten Gleichgewichtstraining verwendeten am häufigsten das Wii Fit Balance Board (WBB) als Trainingsgerät.

Das statische Gleichgewicht wurde häufig gemessen anhand des centre of pressure (COP) oder der sway variability während einem Ein- oder Zweibeinstand. Bei der Mehrzahl der Studien konnten sich die Probanden verbessern, aber teilweise auch die Kontrollgruppen ohne Training. Auch nichtsignifikante Ergebnisse gab es zu verzeichnen (siehe Tabelle 2).

Die am häufigsten verwendeten Tests waren die Berg Balance Scale (BBS) und der Timed up and go Test (TUG). Bei fast allen Untersuchungen, bei denen die BBS verwendet wurde, konnten sich die Versuchspersonen signifikant verbessern. Nicht verbessern konnten sich die Vpn von [11], dies könnte an der sehr kurzen Treatmentdauer von 3 Wochen liegen. Bei [37] gab es eine Verbesserung nach der 4. Woche, nicht aber nach der 12. Beim TUG gab es ebenso sowohl signifikante Verbesserungen als auch nichtsignifikante.

Test	Positive Effekte	Gemischte Effekte	Keine Effekte
COP	[5], [8],[27], [28], [31], [41], [42]	[35]	[6], [14], [16]
BBS	[1], [2], [4], [5], [6], [13], [25], [26], [27]	[37]	[11]
TUG	[8], [16], [22], [31], [32]		[4], [6], [13]C

Tab. 2: Die am häufigsten verwendeten Tests in Gleichgewichtsstudien mit Serious Games und ihre Ergebnisse

COP – Centre of Pressure; BBS – Berg Balance Scale; TUG – Time up-and-go Test

Studien konnten sich die Versuchsgruppen in mindestens einer abhängigen Variable verbessern. Fraglich ist nur, worauf diese Verbesserungen zurückzuführen sind. Neben der Heterogenität der Studien bzgl. der Stichprobe, des Trainingsprogramms, der Treatmentdauer und der Outcome-Variablen trägt sicherlich auch die Tatsache zu dieser unübersichtlichen Befundlage bei, dass das Gleichgewicht kein strikt abgrenzbares Merkmal ist. Die Transferabilität des Gleichgewichtstrainings ist ein immer noch ungelöstes Problem [23].

Fast gänzlich vernachlässigt werden motivationale Faktoren, welche eigentlich einen Kernaspekt der »Doppelmission« von Serious Games darstellen (siehe Wiemeyer, in diesem Heft).

### Ausblick

Für die Zukunft ist wünschenswert, dass mehr randomisierte und kontrollierte Studien durchgeführt werden, die systematischer als bisher die verschiedenen Einflussbedingungen in den Fokus nehmen. Solche Untersuchungen sollten eine angemessene Stichprobengröße erreichen, über eine Kontrollgruppe mit einem alternativen Treatment (K1) und eine Kontrollgruppe ohne Treatment (K0) verfügen und die Nebenaktivitäten der Versuchspersonen kontrollieren. Weiterhin wünschenswert sind testerunabhängige Prüfverfahren und der Einsatz von Tests, die keinen Deckeneffekt erreichen können. Zusätzlich sollten psychologische Fragebögen in die Studien mit aufgenommen werden, die den Spaß am Training bzw. am Spiel und die Akzeptanz des Trainings messen. Eine Dauer des Treatments von mindestens sechs Wochen wäre sinnvoll, so dass Testwiederholungseffekte nicht auftreten können. Abschließend wäre ein follow-up empfehlenswert.

Es lässt sich also kein klares Bild herstellen, unter welchen Bedingungen die Effekte eines videospiegel-gestützten Gleichgewichtstrainings wie ausfallen. Relativ klar ist aber, dass es positive Effekte gibt. In nahezu allen

## Literatur

1. Agmon M, Perry CK, Phelan E, Demiris G, Nguyen HQ. A Pilot Study of Wii Fit Exergames to Improve Balance in Older Adults. *J Geriatr Phys Ther* 2011; 34: 161-167.
2. Bateni H. Changes in balance in older adults based on use of physical therapy vs the Wii Fit gaming system: a preliminary study. *Physiotherapy* 2012; 98: 211-216.
3. Becker C. In: Deutscher Turner-Bund (ed). *Sturzprophylaxe Training*. Aachen: Meyer & Meyer 2012.
4. Bieryla K, Dold NM. Feasibility of Wii Fit training to improve clinical measures of balance in older adults. *Clinical Interventions in Aging* 2013; 8: 775-781.
5. Brichetto G, Spallarossa P, Carvalho ML, Battaglia MA. The effect of Nintendo(R) Wii(R) on balance in people with multiple sclerosis: a pilot randomized control study. *Mult Scler* 2013; 19: 1219-1221.
6. Cho KH, Lee KJ, Song CH. Virtual-reality balance training with a video-game system improves dynamic balance in chronic stroke patients. *Tohoku J Exp Med* 2012; 228: 69-74.
7. Davies TC, Vinumon T, Taylor L, Parson J. Let's Kinect to Increase Balance and Coordination of Older People: Pilot Testing of a Balloon Catching Game. *International Journal of Virtual Worlds and Human-Computer Interaction* 2014; 1: 37-46.
8. Esculier JF, Vaudrin J, Beriault P, Gagnon K, Tremblay LE. Home-based balance training programme using Wii Fit with balance board for Parkinson's disease: a pilot study. *J Rehabil Med* 2012; 44: 144-150.
9. Fetz F. *Grundbegriffe der Bewegungslehre der Leibesübungen Frankfurt/Main*: Limpert 1969.
10. Fitzgerald D, Trakarnratanakul N, Smyth B, Caulfield B. Effects of a Wobble Board-Based Therapeutic Exergaming System for Balance Training on Dynamic Postural Stability and Intrinsic Motivation Levels. *J Orthop Sport Phys Ther* 2010; 40: 11-19.
11. Franco JR, Jacobs K, Inzerillo C, Kluzik J. The effect of the Nintendo Wii Fit and exercise in improving balance and quality of life in community dwelling elders. *Technol Health Care* 2012; 20: 95-115.
12. Gabel H. Der Beitrag der wichtigsten sensorischen Analytoren zur Gleichgewichtserhaltung. *Motorik* 1984; 7: 129-137.
13. Gil-Gomez JA, Llorens R, Alcaniz M, Colomer C. Effectiveness of a Wii balance board-based system (eBaViR) for balance rehabilitation: a pilot randomized clinical trial in patients with acquired brain injury. *J Neuroeng Rehabil* 2011; 8: 30.
14. Heiden E, Lajoie Y. Games-based biofeedback training and the attentional demands of balance in older adults. *Aging Clin Exp Res* 2010; 22: 1-7.
15. Jansenberger H. *Sturzprävention in Therapie und Training*. Stuttgart: Thieme 2012.
16. Jorgensen MG, Laessoe U, Hendriks C, Nielsen OBF, Aagaard P. Efficacy of Nintendo Wii training on mechanical leg muscle function and postural balance in community-dwelling older adults: a randomized controlled trial. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 2013; 58: 845-852.
17. Kliem A, Wiemeyer J. Comparison of a Traditional and a Video Game Based Balance Training Program. *International Journal of Computer Science in Sport* 2010; 9: 80-91.
18. Kramer A, Dettmers C, Gruber M. Gleichgewichtstraining in der neurologischen Rehabilitation. *Neurologie & Rehabilitation* 2013; 19: 27-34.
19. Lachauer S. *Klassische Konditionierung posturaler Reaktionen beim Menschen, unter Einbeziehung der Kleinhirnfunktion*. Dissertation. München 2013.
20. Neumaier A, Mechling H, Strauß R. Koordinative Anforderungsprofile ausgewählter Sportarten Köln: Sport und Buch Strauß 2002.
21. Neumeier A, Mechling H. Taugt das Konzept »koordinativer Fähigkeiten« als Grundlage für sportartspezifisches Koordinationstraining? In: Blaser P, Witte K, Stucke C (ed). *Steuer- und Regelvorgänge der menschlichen Motorik*. St. Augustin: Academia 1994; 207-212.
22. Nilsagard YE, Forsberg AS, Koch L. Balance exercise for persons with multiple sclerosis using Wii games: a randomised, controlled multi-centre study. *Mult Scler* 2013; 19: 209-216.
23. Olivier N. Soll das motorische Gleichgewicht fähigkeits- oder fertigkeitsspezifisch trainiert werden? In: Nüske P, Hirtz F (ed). *Bewegungskoordination und sportliche Leistung integrativ betrachtet*. Hamburg: Czwalina 1997a; 187-191.
24. Olivier N. Zur Fertigkeitsspezifität der Gleichgewichtsregulation. In: Tamme E, Loosch M (ed). *Motorik - Struktur und Funktion*. Hamburg: Czwalina 1997; 72-75.
25. Ortiz-Gutiérrez R, Cano de la Cuerda R, Galán del Río F, Alguacil-Diego IM, Palacios-Cena D, Miangolarra-Page JC. A Telerehabilitation Program Improves Postural Control in Multiple Sclerosis Patients: A Spanish Preliminary Study. *Int J Environ Res Public Health* 2013; 10: 5697-5710.
26. Padala KP, Padala PR, Malloy TR, Geske J, Dubbert PM, Dennis RA, et al. Wii-Fit for Improving Gait and Balance in an Assisted Living Facility: A Pilot Study. *Journal of Aging Research* 2012; Article ID 597573. 2012.
27. Pompeu JE, Santos Mendes FA, da Silva KG, Lobo AM, de Paula Oliveira T, Zomignani AP, et al. Effect of Nintendo WiiTM-based motor and cognitive training on activities of daily living in patients with Parkinson's disease: A randomised clinical trial. *Physiotherapy* 2012; 98: 196-204.
28. Prosperini L, Fortuna D, Gianni C, Leonardi L, Marchetti MR, Pozzili C. Home-based balance training using the wii balance board: a randomized, crossover pilot study in multiple sclerosis. *Neurorehabil Neural Repair* 2013; 27: 516-525.
29. Quester R. *Prävention, Rehabilitation, Integration im Fokus von Neurologie*. Humanwissenschaften und Recht. Bad Honnef: Hippocampus 2008.
30. Rendon AA, Lohmann EB, Thorpe D, Johnson EG, Medina E, Bardley B. The effect of virtual reality gaming on dynamic balance in older adults. *Age Ageing* 2012; 41: 549-52.
31. Salem Y, Gropack SJ, Coffin D, Godwin EM. Effectiveness of a low-cost virtual reality system for children with developmental delay: a preliminary randomised single-blind controlled trial. *Physiotherapy* 2012; 98: 189-195.
32. Tarakci D, Ozdincler AR, Tarakci E, Tutuncuoglu F, Ozmen M. Wii-based Balance Therapy to Improve Balance Function of Children with Cerebral Palsy: A Pilot Study. *J Phys Ther Sci* 2013; 25: 1123-1127.
33. Taube W. Neurophysiological Adaptations in response to Balance Training. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 2012; 63: 273-277.
34. Teipel D. *Studien zur Gleichgewichtsfähigkeit im Sport*. Köln: Strauß 1995.
35. Toulotte C, Toursel C, Olivier N. Wii Fit(R) training vs. Adapted Physical Activities: which one is the most appropriate to improve the balance of independent senior subjects? A randomized controlled study. *Clin Rehabil* 2012; 26: 827-835.
36. Vernadakis N, Gioufsideou A, Antoniou P, Ioannidis D, Giannousi M. The impact of Nintendo Wii to physical education students' balance compared to the traditional approaches. *Computers & Education* 2012; 59: 196-205.
37. Williams MA, Soiza RL, Jenkinson A, Stewart A. EXercising with Computers in Later Life (EXCELL) - pilot and feasibility study of the acceptability of the Nintendo® WiiFit in community-dwelling fallers. *BMC Research Notes* 2010; 3: 238.



Das Vector System ermöglicht Ihrem Therapie-Team, die Mobilität drastisch zu erhöhen bei gleichzeitiger Reduzierung der Verletzungsgefahr. Mit dem erweiterten Spektrum von Gangtrainings-Aktivitäten, die das System ermöglicht, werden Ihre Patienten effektiv und gleichzeitig sicher Fortschritte auf dem Weg zu einer unabhängigen Fortbewegung erzielen können.

Kontaktieren Sie uns,  
um mehr zu erfahren.

0800-1819344

[www.bioness.com](http://www.bioness.com)



38. Wollny R. Bewegungswissenschaft. Ein Lehrbuch in 12 Lektionen. Sportwissenschaft studieren. Aachen: Meyer & Meyer 2007.
39. Wünnemann M. Bedingungen von Transfer beim Lernen von Gleichgewichtsaufgaben. Dissertation. Paderborn 2012.
40. Wydra G. Bedeutung, Diagnose und Therapie von Gleichgewichtsstörungen. Motorik 1993; 16: 100-107.
41. Yen CY, Lin KH, Hu MH, Wu RM, Lu TW, Lin Ch. Effects of Virtual Reality-Augmented Balance Training on Sensory Organization and Attentional Demand for Postural Control in People with Parkinson Disease: A Randomized Controlled Trial. Phys Ther 2011; 91: 862-874.
42. Young W, Ferguson S, Brault S, Craig C. Assessing and training standing balance in older adults: A novel approach using the 'Nintendo Wii' Balance Board. Gait and Posture 2011; 33: 303-305.

#### Interessenvermerk

Die Autoren deklarieren keine Interessenkonflikte.

#### Korrespondenzadresse:

Prof. Dr. rer. medic. Josef Wiemeyer  
Institute of Sport Science  
Technische Universität Darmstadt  
Magdalenenstr. 27  
D-64289 Darmstadt  
[wiemeyer@sport.tu-darmstadt.de](mailto:wiemeyer@sport.tu-darmstadt.de)

# Roboterunterstützte RehaGames: Erfahrungen und Perspektiven

Neurol Rehabil 2014; 20 (4): 207–214  
Hippocampus Verlag 2014

P. Wolf, D. Novak, V. Klamroth-Marganska, R. Riener

## Zusammenfassung

Der vorliegende Artikel bietet eine allgemeine Übersicht zur Kombination Robotik und RehaGames in der Neurorehabilitation im Hinblick auf Vorteile und Herausforderungen, gepaart mit detaillierteren Ausführungen zu entsprechenden bisherigen und zukünftigen Entwicklungen in unserem Labor für Sensomotorische Systeme der ETH Zürich und Universität Zürich. Es wird aufgezeigt, dass die Kombination Robotik und RehaGames noch in ihren Anfängen steckt, jedoch im Hinblick auf die gleichzeitige Steigerung von Motivation und Trainingseffekten gerade mittels Mehrspieler-RehaGames großes Potential bietet. Wesentlich für diese Annahme sind die jüngsten Entwicklungen im Bereich der Regelung von Rehabilitationsrobotern und in der Gestaltung von RehaGames, welche ausführlich im vorliegenden Artikel dargelegt werden.

**Schlüsselwörter:** Rehabilitationsrobotik, Haptisches Führen, Individualisierte Therapie, Virtuelle Realität

*Labor für Sensomotorische Systeme, Departement Gesundheitswissenschaften und Technologie, ETH Zürich, Schweiz*

## Einleitung: Rehabilitation der oberen Extremität

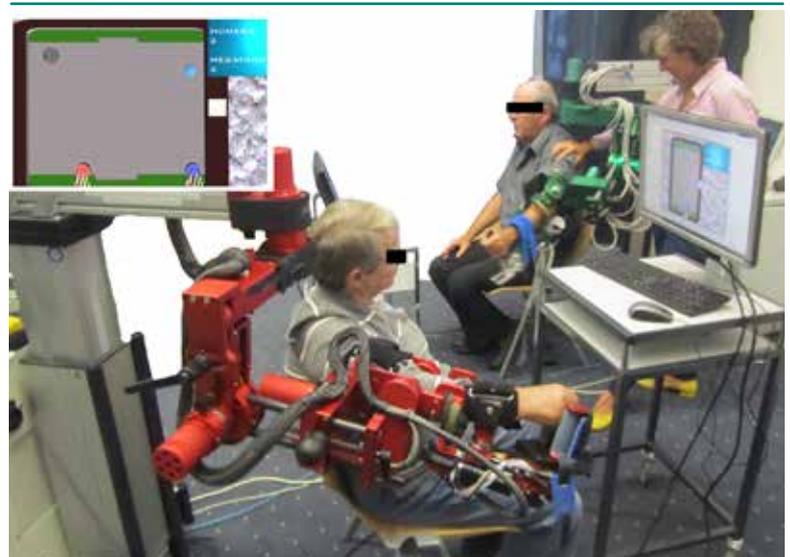
In der Rehabilitation hängt der Trainingserfolg stark von Faktoren wie der Anzahl der Wiederholungen des gewünschten Bewegungsmusters [3, 7], der Trainingsdauer [34, 73] und der Intensität ab [35, 54, 57]. Hier weist die konventionelle, manuell-unterstützende Therapie allgemein bekannte Mängel auf: Es lassen sich nur bedingt Bewegungsmuster angemessen exakt und häufig wiederholen. Zudem kann die permanente manuelle Unterstützung durch den Therapeuten diesen physisch sehr herausfordern. Daraus folgt möglicherweise eine reduzierte Trainingszeit sowie eine geringere Trainingsintensität [12, 23, 65]. Um diesen unerwünschten Folgen entgegenzuwirken, werden zunehmend Therapieroboter eingesetzt. Die Therapieroboter sollen helfen, die physische Arbeitslast des Therapeuten zu verringern [44, 77] und die Anzahl und Dauer kontrollierter, intensiver Trainingseinheiten zu erhöhen [6, 66].

Des Weiteren lassen sich Therapieroboter mit virtueller Realität kombinieren. Das Potential dieser Kombination im Bereich Neurorehabilitation soll im vorliegenden Artikel näher betrachtet werden. Dafür wird zunächst ein von uns entwickelter Therapieroboter vorgestellt und die Ergebnisse aus zugehörigen klinischen Studien erörtert. Es folgt eine Übersicht zur technischen Regelung von Rehabilitationsrobotern mit Bezug auf Trainingseffekte. Danach wird der zusätzliche Nutzen von virtueller Realität und RehaGames im Bereich roboterunterstützter Neurorehabilitation dargelegt. Letztlich werden noch Besonderheiten der Interaktion zwischen Patient, Roboter und RehaGames sowie zukünftige Herausforderungen aufgezeigt.

## Der Armtherapie-Roboter ARMin

### Technische Beschreibung

Der Armtherapie Roboter ARMin wurde an unserem Labor für Sensomotorische Systeme der ETH Zürich und der Universität Zürich entwickelt [66, 52]. Es handelt sich um ein Exoskelett, das ein aufgabenspezifisches Training im dreidimensionalen Raum erlaubt (siehe Abbildung 1).



**Abb. 1:** Zwei ARMins im Einsatz während des gemeinsamen Spielens zweier Probanden. Oben links die Ansicht des Lufthockey Spiels, wenn miteinander gegen den Computer gespielt wird.

Der Roboter kann sowohl für den linken als auch den rechten Arm eingesetzt werden. Mittels Manschetten am Ober- und Unterarm ist der Patient mit dem Roboter verbunden. Die Länge des Ober- und Unterarmmoduls sowie die Höhe der Schulteraktuatorik und damit die Einsatzhöhe des Roboters lassen sich an die anatomischen Gegebenheiten des Patienten anpassen. Durch zwei Laser wird die optimale Position der Schulteraktuatorik angezeigt. Die translatorische Bewegung des glenohumeralen Gelenkes während Ante-/Retroversion des Armes wird durch die spezielle Wahl der zugehörigen Drehachse außerhalb des Gelenkes gewährleistet [53]. Dieselbe Drehachse ist mit einer Feder verbunden, um die Masse des Exoskeletts zu kompensieren und so die Dauerlast in den entsprechenden Motoren zu reduzieren. Um die mechanische Transparenz des Roboters zu erhöhen, werden Masse, Trägheit und Reibung in den Gelenkachsen des Roboters zusätzlich durch die verwendete Aktuatorik und Regelung kompensiert. Die Aktuatorik besteht aus Gleichstrommotoren, die insgesamt sieben Gelenkbewegungen des Armes gezielt führen können: Innen-/Außenrotation (zugehörige, technische Spezifikation ARMin III:  $-90^{\circ}$ ... $90^{\circ}$  mit maximalem Moment 59 Nm), Ab-/Adduktion ( $40^{\circ}$ ... $125^{\circ}$ , maximales Moment 82 Nm) und Ante-/Retroversion ( $-40^{\circ}$ ... $140^{\circ}$ , maximales Moment 60 Nm) in der Schulter; Flexion/Extension ( $0^{\circ}$ ... $120^{\circ}$ , maximales Moment 60 Nm) und Pro-/Supination ( $-90^{\circ}$ ... $90^{\circ}$ , maximales Moment 8 Nm) im Ellbogengelenk sowie Flexion/Extension ( $40^{\circ}$ ... $40^{\circ}$ , maximales Moment 51 Nm) im Handgelenk. Zudem unterstützt ein Handmodul das Öffnen und Schließen der Hand [20].

ARMin ermöglicht eine passive Mobilisation in den Armgelenken. Hierfür bewegt der Therapeut den Arm des Patienten durch eine auf den Patienten abgestimmte Trajektorie. Diese Bewegungsvorgabe des Therapeuten wird durch den Roboter aufgezeichnet, gegebenenfalls geglättet und kann dann durch den Roboter beliebig oft wiederholt werden [21], während vom Patienten Inaktivität gefordert wird.

Weiterhin wurden Aufgaben speziell für das Trainieren täglicher Aufgaben entwickelt, die vom Patienten in virtuellen Umgebungen durchgeführt werden. Auswahl, Schwierigkeit und Komplexität dieser Aufgaben kann der Therapeut an den Verlauf der Rehabilitation anpassen. ARMin III wurde durch unser Labor und durch die Firma Hocoma (Volketswil, Schweiz) derart überarbeitet, dass mittlerweile eine kommerzielle Version erhältlich ist (Armeo<sup>®</sup>Power, Hocoma).

#### Klinische Erfahrungen mit ARMin

In zwei Pilotstudien mit insgesamt sieben Patienten im chronischen Stadium nach Schlaganfall konnte nachgewiesen werden, dass Training mit ARMin zu funktionellen Verbesserungen führt [53, 72].

Daraufhin wurde eine randomisierte multizentrische Studie durchgeführt, wiederum an Patienten im

chronischen Stadium nach Schlaganfall mit moderater bis schwerer Beeinträchtigung eines Armes. Die Patienten erhielten über acht Wochen 24 Trainingseinheiten (à 45 min). Dabei wurden die Patienten einer Trainingsgruppe zugelost: Die eine Gruppe trainierte ausschließlich mit ARMin, die andere Gruppe erhielt ausschließlich konventionelle Therapie. Primäre Zielgröße war die Beeinträchtigung der motorischen Armfunktion, erfasst durch den Fugl-Meyer Test der oberen Extremität (FMA). Sekundäre Zielgrößen beinhalteten weitere Aspekte der Armfunktion wie Einsatzfähigkeit von Arm und Hand, Partizipation im täglichen Leben und Muskelstärke, gemessen anhand des Wolf Motor Function Tests, der Stroke Impact Scale, des Motor Activity Log und durch eigens entwickelte Krafttests mit dem Roboter. Getestet wurde vor der Therapie (Woche 0), nach der Hälfte der Therapie (Woche 4), unmittelbar nach der Therapie (Woche 8) und in zwei Follow-up Untersuchungen (Woche 16, Woche 34).

Die gesamte Studie durchliefen 73 Patienten. Die Ergebnisse wurden jüngst veröffentlicht [32] und können wie folgt zusammengefasst werden: Die Patientengruppe, welche mit ARMin trainierte, konnte ihre Armfunktion über das Training hinweg signifikant mehr verbessern als jene Patientengruppe, die konventionell trainierte. Es muss jedoch angemerkt werden, dass der Unterschied von 1,2 FMA-Punkten (Woche 8) aus klinischer Sicht kaum für den einzelnen Patienten relevant ist. Werden allerdings nur die schwer beeinträchtigten Patienten (FMA-Punkte < 19, Woche 0) betrachtet, so wird der Unterschied zwischen den Gruppen größer (2,2 FMA-Punkte, Woche 8) und auch der Zugewinn an sich (3,7 FMA-Punkte, Woche 8). Dies ist insofern bedeutsam, da Trainingserfolge bei schwer beeinträchtigten Patienten als besonders herausfordernd gelten. Somit scheint gerade bei schwer beeinträchtigten Patienten nach Schlaganfall die robotisch-unterstützte Therapie sinnvoll einsetzbar zu sein.

#### Regelung von Rehabilitationsrobotern

Roboterunterstützung per se ruft in der Neurorehabilitation noch keine Trainingseffekte hervor, vielmehr ist die Art der Unterstützung und somit die Art der Regelung des Roboters entscheidend. Eine Positionsregelung erlaubt eine passive Mobilisierung und eine Instruktion einer Bewegung [47]. In der Positionsregelung gibt der Roboter räumlich und zeitlich eine Bewegung vor, und der Patient wird als Störgröße aufgefasst, die es zu kompensieren gilt. Doch eine Positionsregelung trägt nur bedingt zum motorischen Lernen und somit zur Neurorehabilitation bei, da durch sie keine Gehirnaktivität zwischen propriozeptivem Input und motorischem Output gefördert wird, welche jedoch bedeutsam für das Verbessern dynamischer Aufgaben ist [22]. In der Positionsregelung kann der Patient passiv bleiben, da Fehler in der Bewegungsausführung nicht aktiv minimiert werden müssen. Diese Passivität verhindert Fortschritte

in der motorischen Kontrolle und im Lernen [30, 69]. Dagegen fördert ein aktives Korrigieren von Fehlern das motorische Lernen [4, 16, 17, 59, 64, 74].

Im Gegensatz zur Positionsregelung erlauben Regelstrategien wie die Impedanzregelung [24], Admittanzregelung [76] und Pfadregelung [75] eine gewisse räumliche und/oder zeitliche Abweichung von der Zieltrajektorie, bevor wieder in Richtung der Zieltrajektorie korrigiert wird. Diese möglichen Abweichungen erlauben somit ein aktives Korrigieren durch den Patienten. Haptische Unterstützung durch den Roboter tritt erst nach einer definierten Größe der Abweichung auf und nimmt dann mit zunehmender Größe der Abweichung zu. Diese Unterstützung durch den Roboter erfolgt im Spektrum zwischen Null-Impedanzregelung (keine räumliche und zeitliche Unterstützung) bis hin zur Positionsregelung. Dabei kann nur räumlich unterstützt werden (Pfadregelung) oder zusätzlich auch zeitlich durch einen Kraftfluss [46] oder ein mitlaufendes Zeitfenster [15].

In klinischen Studien schneidet roboterunterstützte Therapie im Vergleich zu konventioneller Therapie sowohl besser [27, 40, 49] als auch weniger erfolgreich ab [23, 26]. Dieser Widerspruch bzw. der Erfolg der konventionellen Therapie lässt sich mitunter damit begründen, dass der Therapeut den Umfang und die Art seiner Unterstützung während der Therapie an die Bedürfnisse des Patienten anpasst. Im Gegensatz dazu werden die Regelgrößen des Roboters meistens vor dem Training definiert. Eine automatische Anpassung an den Patienten erfolgt somit nicht. Zudem kann der Patient auch bei den vorgestellten Reglern nachlässig werden, in dem er quasi am Rand des unterstützenden »Tunnels« entlang gleitet und somit zwar die Bewegung absolviert, aber immer mit einem mehr oder weniger konstanten Fehler, den er nicht mehr aktiv korrigiert. Diesem Verhalten kann entgegengewirkt werden, indem die haptische Unterstützung nach und nach reduziert wird [19] oder in Abhängigkeit zur Leistung erfolgt [33, 47, 63]. Die Wirksamkeit dieser Regelungsansätze ist aktueller Forschungsgegenstand in der roboterunterstützten Neurorehabilitation.

Der Nachlässigkeit von Patienten können auch regelungstechnische Ansätze entgegenwirken, die Fehler in der Bewegungsausführung verstärken. Diese Fehlerverstärkung erscheint auch unter der Annahme sinnvoll, dass Fehler Bewegungslernen fördern [16, 17, 59, 64, 74]. Es konnte bereits an Patienten nach Schlaganfall gezeigt werden, dass Fehlerverstärkung in Form von geschwindigkeitsabhängigen Störkräften effektiver zielgerichtete Armbewegungen erlernen lässt als haptische Unterstützung [59]. Prinzipiell ist jedoch zu beachten, dass motorisch besser geübte Probanden wohl eher von Fehlerverstärkung profitieren als weniger geübte [10, 51]. Dies unterstreicht einmal mehr, dass Regelungsstrategien notwendig sind, die den Fertigkeiten und dem Therapiefortschritt des Patienten Rechnung tragen. Entsprechend wurde an unserem Labor eine Regelungsstrategie entwickelt, die durch kontinuierliche Skalierung

eines Momentenfeldes von haptischer Unterstützung zu Fehlerverstärkung übergehen kann [63]. Diese Art der Unterstützung bzw. Fehlerverstärkung kann dabei auch räumlich begrenzt in Abhängigkeit vom Lernfortschritt erfolgen. Beispielsweise können Bewegungsabschnitte, die beherrscht werden, nach und nach automatisch eher fehlerverstärkt werden bzw. Abschnitte, die weniger beherrscht werden, zunehmend haptisch geführt werden. Die Umsetzbarkeit und der Nutzen dieser adaptiven Strategien wurde von uns bisher an gesunden Probanden in einer ruderähnlichen Bewegungsaufgabe demonstriert [62], der Nachweis auf dem Armtherapieroboter erfolgt derzeit.

Ein Therapieroboter kann durch Gegenkräfte eine Bewegungsausführung auch hemmen, so dass unerwünschte Kompensationsbewegungen verhindert werden. Das Training gegen dosierte Widerstände konnte Muskelkraft, selbst wahrgenommene Funktionalität und Einschränkungen verbessern [36, 58].

Es kann also festgehalten werden, dass diverse Regelungsstrategien für Therapieroboter existieren, deren Effektivität in der Neurorehabilitation jedoch gerade im Hinblick auf automatische Anpassung an individuelle Fertigkeiten und Bedürfnisse noch abzuklären ist.

## Die Kombination Robotik und RehaGames

Eine mangelnde Anpassung der Unterstützung des Roboters an den Patienten kann eine Ursache für die teilweise gefundene limitierte Effizienz im Einsatz von Therapierobotern sein. Unangemessene Unterstützung kann den Patienten frustrieren oder auch langweilen, mit anderen Worten, die Motivation sinkt. Es folgt mangelnde aktive Teilnahme des Patienten, ein entscheidender Faktor für den Rehabilitationserfolg [24, 34, 35, 38, 42, 45], der dann nicht mehr gegeben ist. Im Kontext des Bewegungslernens wird Motivation als treibende Kraft verstanden, um ein Bewegungsverhalten hervorzurufen [60]. Durch haptische Unterstützung des Roboters kann ein positives Erlebnis geschaffen werden, in dem ohne Unterstützung unerreichbare Bewegungsziele bewältigt werden. Der Patient wird somit gefördert statt überfordert. Dies erzeugt ein positives Erleben der Therapie. Um weitere positive Erlebnisse zu erzeugen und auch um Langeweile durch häufige Wiederholung zu vermeiden, werden zunehmend virtuelle Realitäten in der Therapie eingesetzt. Virtuelle Realitäten schaffen herausfordernde, unterhaltsame und gleichzeitig sichere Umgebungen, in die der Patient förmlich hineingezogen wird, so dass er darüber seine Einschränkungen vergisst und die Trainingsdauer als kurz empfunden wird [25, 43]. So kann letztlich die Trainingsdauer erhöht werden, womit therapeutische Ziele leichter erreicht werden können.

Um positive Erlebnisse hervorzurufen, sollten in der virtuellen Realität die Aufgabenschwierigkeit, die visuelle und akustische Gestaltung sowie Bonuselemente angemessen entwickelt werden [13, 50]. Da diese Gestaltungselemente charakteristisch für Computerspiele sind,

wird zunehmend für derartige virtuelle Realitäten der Begriff RehaGames verwendet. Im konkreten kann der Mehrwert von RehaGames darin bestehen, dass sich der Patient statt auf sich selbst mehr auf den Spielcharakter konzentriert, was mit verbessertem Bewegungslernen in Verbindung gebracht wird [11, 78]. Weiterhin erzeugt Belohnung etwa durch Bonuspunkte anhaltendes Engagement [41]. Explizite Rückmeldungen über Leistungsfortschritte und ihr Bezug zu einem definierten Ziel, das Ziel selbst und die Abweichung davon sollten für den Patienten sichtbar sein und dadurch motivierend wirken [8]. Ranglisten erlauben einen normativen Vergleich zu anderen Spielern, wodurch letztlich kompetitives Verhalten erzeugt werden kann. Visuelle und akustische Elemente können ebenfalls zur besseren Bewältigung einer Aufgabe beitragen.

### Anpassen der Schwierigkeit

Zwar vereinen immer mehr Entwicklungen von virtuellen Realitäten für die Neurorehabilitation spielerische und therapeutische Aspekte, doch den meisten dieser Entwicklungen liegt nur eine beschränkte, vorgegebene Anzahl von Schwierigkeitsniveaus zu Grunde. Die richtige Aufgabenschwierigkeit zu wählen obliegt dem Therapeuten. Die zunehmende Verbreitung der Therapieroboter bei wahrscheinlich unveränderter Anzahl an Interventionen, die selbständig vom Patienten daheim durchgeführt werden, können daher von einem automatischen Anpassen der Schwierigkeit an den Leistungsstand des Patienten profitieren. Entsprechende automatische Schwierigkeitsanpassungen wurden bereits erfolgreich in RehaGames getestet (z. B. [9, 31, 39]). Dennoch besteht weiterer Bedarf an automatischen Anpassungen der Schwierigkeit in RehaGames, da eine Vielzahl therapeutischer Ziele sowie eine Unmenge von virtuellen Komponenten, die angepasst werden können, existieren. Da das experimentelle Umsetzen und Austesten einzelner virtueller Komponenten aufwändig und zeitintensiv werden kann, wählten wir einen Ansatz, dem eine etablierte Beschreibung der Auswirkung einzelner Aufgabenparameter auf das Ausführungsniveau zu Grunde liegt: das Fitts'sche Gesetz. Dieses Gesetz beschreibt für Zielbewegungen die benötigte Zeit  $T$  unter Beachtung der Zielgröße  $W$  und der Entfernung von Startpunkt zum Ziel  $D$ : je weiter weg und/oder kleiner das Ziel ist, desto länger dauert die Bewegung hin zum Ziel. Der logarithmische Ausdruck dieses Verhältnisses wird als Schwierigkeitsindex bezeichnet. Für geringe Schwierigkeitsindizes lässt sich das Fitts'sche Gesetz nach Shannon wie folgt formulieren:

$$T = a + b \log_2(1+D/W)$$

Wird die benötigte Zeit für diverse Schwierigkeitsindizes ermittelt, so lassen sich die Parameter  $a$  und  $b$  mittels linearer Regression bestimmen. Dies kann für jeden einzelnen Patient geschehen. Hieraus ergibt sich die grund-

legende Stärke dieses Ansatzes: Therapeutische Ziele wie Bewegungsgeschwindigkeit und Genauigkeit können bei gleichzeitiger Beibehaltung oder bewusster Veränderung der individuellen Schwierigkeit variiert werden.

Wir haben diesen Ansatz an zehn Patienten mit subakuter Hemiparese getestet [80]. Mithilfe eines passiven Gewichtsentlastungssystem (Armeo®Spring, Hocoma, Volketswil, Schweiz) wurden Zielbewegungen des Armes trainiert. Die Interaktion mit der virtuellen Umgebung erfolgte über Bewegungsausmaß und Handkraft (gemessen über Druck am Handgriff). Bewegungen parallel zur Frontalebene wurden mit der Bewegung des Mauszeigers auf dem Bildschirm abgeglichen, den es von einem Startpunkt zu einem Zielpunkt zu bewegen galt. Die Position der Punkte wechselte dabei über den gesamten, abgeglichenen Arbeitsbereich bzw. Bildschirm. In einer ersten Phase des Experiments wurden je Patient die Parameter  $a$  und  $b$  und somit die individuelle Ausprägung des Fitts'schen Gesetzes abgeschätzt. Danach wurden in zufälliger Reihenfolge drei verschiedene Schwierigkeitsniveaus ausgetestet: ein Niveau mit der geschätzten Zeitvorgabe, einmal leichter (doppelte Zeitvorgabe), einmal schwieriger (halbe Zeitvorgabe). Das Experiment erfolgte sowohl mit dem paretischen als auch mit dem nicht-paretischen Arm. Es zeigte sich, dass die Anzahl erfolgreicher Versuche – unabhängig vom gewählten Arm – über die verschiedenen Niveaus deutlich abgestuft werden konnte. Es ergaben sich keine signifikanten Unterschiede in der Anzahl erfolgreicher Versuche im Hinblick auf paretischen und nicht-paretischen Arm (jedoch die erwarteten Unterschiede in der Bewegungsgüte). Für das individuell abgeschätzte Niveau im paretischen Arm ergab sich im Median eine Erfolgsrate von 75% (Median in leichter Bedingung bei 95%, in schwieriger Bedingung bei 35%). Unter der Annahme, dass bei einer Erfolgsrate von 100% ein Spiel langweilig und bei einer Erfolgsrate von weniger als 50% frustrierend wirkt, erscheint der gewählte Ansatz grundlegend sinnvoll, um ein individuell angemessenes Training zu beginnen. Damit wurde grundlegend die Anwendbarkeit des gewählten Ansatzes demonstriert. Wie in Abhängigkeit vom Trainingsfortschritt Zeitvorgaben bzw. Schwierigkeitsindizes zu modulieren sind, müssen zukünftige Untersuchungen zeigen.

### Soziale Interaktion

Arbeiten im Bereich Robotik und RehaGames zur Neurorehabilitation untersuchten bisher primär Ansätze zum Erhalt und zur Steigerung der Motivation und aktiven Teilnahme des Patienten. Seltener wurden weitere Eigenschaften der RehaGames wie visuelle und akustische Gestaltung oder Bonussysteme angegangen (z. B. [50, 79]). Ein prinzipieller Aspekt, der gerade in der Kombination Robotik und RehaGames umsetzbar ist, wurde dabei bisher vernachlässigt: Die soziale Interaktion. Der Interaktion zwischen Patient und Therapeut wird eine wesentliche Bedeutung in der Neurorehabilitation bei-

gemessen [28], genauso wie der zwischen den Patienten [18]. Unter Beachtung des Erfolgs von Massen-Mehrspieler-Online-Gemeinschaftsspielen verwundert es nicht, dass gemeinschaftliches Spielen für gesundheitliche Ziele dienlich ist (beispielsweise für die Gewichtsabnahme [71]). Auch im Bereich der Neurorehabilitation zeigen erste Umsetzungen, dass Mehrspieler-RehaGames Motivation und Trainingserfolg steigern können [2, 29].

Im Hinblick auf die soziale Interaktion im Bereich roboterunterstützter Rehabilitation haben wir zunächst näher untersucht, ob kompetitives oder kooperatives Spielen bevorzugt wird. Je nach Vorzügen des Spielers kann die Art des Spiels nämlich in Frustration enden [68].

In einer jüngst veröffentlichten Studie [55] haben wir dazu 30 Gesunde und acht Patienten im chronischen Stadium nach Schlaganfall entweder alleine, miteinander oder gegeneinander spielen lassen. In einem Lufthockey Spiel konnte der Schläger durch horizontale Bewegungen des Unterarms im Armtherapie-Roboter ARMin gesteuert werden. Im Einzelspieler-Modus spielte man alleine gegen den Computer, im kompetitiven Modus gegen einen zweiten Probanden (von vergleichbarem Alter und gleichem Geschlecht; bei Patienten wurde auf eine ähnliche Schwere der Beeinträchtigung geachtet). Im kooperativen Modus wurde die Spielfläche verdoppelt, jeder Spieler deckte eine Hälfte ab, und es wurde gemeinsam gegen den Computer gespielt. Die Spielstärke des Computers wählten wir (basierend auf Pilotmessungen) als »moderat«, ohne weitere Anpassungen im Verlauf des Spiels.

Motivation Vergnügen, Kompetenz, Aufwand und Stress prüften wir anhand eines Fragebogens, wie er aus dem Bereich der Beurteilung der Kombination von Robotik und virtueller Realität bekannt ist (z. B. [13, 50]). Zusätzlich konnten sich die Probanden vor der Studie freiwillig und anonym einem Test hinsichtlich der fünf Hauptdimensionen der Persönlichkeit unterziehen (ein Proband lehnte dies ab).

Die Teilnehmer bevorzugten mehrheitlich die beiden Mehrspieler-Modi. Gerade wenn die Probanden sich bereits kannten, sahen sie einen Vorteil im gegenseitigen Sehen und möglichen Kommunizieren. Das Gegen- bzw. Miteinanderspielen wurde mehrheitlich als deutlich motivierender empfunden als das Spielen gegen den Computer. Statistische Vergleiche bei den gesunden Teilnehmern offenbarten, dass sich gerade jene, welche den kompetitiven Modus bevorzugten, sich mehr anstregten (signifikant mehr gegenüber beiden anderen Modi). Daher vermuten wir, dass sich durch Mehrspieler-RehaGames nicht nur die Motivation, sondern auch die Intensität steigern lässt. Jedoch fanden auch wir Anzeichen dafür, dass die Art des Spiels, also kooperativ oder kompetitiv, entscheidend ist: Vornehmlich im vom Spieler bevorzugten Modus wurde Aufwand betrieben und kooperativ Veranlagte fühlten sich im kompetitiven Modus weniger kompetent als im kooperativen. Die Veranlagung (kooperativ/kompetitiv) konnte mit über 80% Genauigkeit durch die erhobenen Persön-

lichkeitsmerkmale und das Alter mittels einer linearen Diskriminanzanalyse bestimmt werden.

Auch Patienten bevorzugten die Mehrspielermodi. Im Gegensatz zu anderen Berichten aus der Literatur [1, 19] wählten auch sie den kompetitiven Modus und dies auch im fortgeschrittenen Alter. Entscheidender als das Paaren hinsichtlich Alter scheinen Ähnlichkeiten in der Persönlichkeit und den Bewegungsfertigkeiten bzw. -einschränkungen zu sein [55]. Im letzteren liegt gerade die Stärke der roboterunterstützten Mehrspieler-RehaGames: Unterschiede in den motorischen Einschränkungen können durch den Roboter kompensiert werden. Diese individuelle Unterstützung in roboterunterstützten Mehrspieler-RehaGames sollte Gegenstand zukünftiger Entwicklungen sein, wobei auch die Darstellung der Unterstützungsart/-größe gegenüber den Spielern zu beachten ist. So könnte durch gleichzeitiges Darstellen von Unterstützung und aktueller (eigener) Leistung erreicht werden, dass die Spieler ein größeres Verhältnis von eigener Leistung zu Unterstützung anstreben. Weiterhin ist das Potential von komplexeren Spielaufgaben zu überprüfen, die eine haptische Interaktion der Mitspieler zulassen. Diese Interaktion verspricht ein noch größeres Spielerlebnis, beinhaltet aber auch regelungstechnische Herausforderungen hinsichtlich der Simulation der Interaktion direkt oder über ein virtuelles Objekt miteinander. Nicht zu vernachlässigen ist dabei auch die Sicherheit der Nutzer des Exoskeletts.

### Weitere Potentiale und Herausforderungen der Interaktion Patient-Roboter-RehaGame

Mehrspieler-RehaGames mit einem Roboter wie ARMin, für mehrere Spieler gleichzeitig in einer Klinik, erscheinen in nächster Zeit aufgrund der hohen Roboterkosten kaum praktikabel. Ein Lösungsansatz könnte in Online-Spielen liegen, bei denen Patienten an verschiedenen Orten über das Internet miteinander spielen. Hierbei gilt es jedoch zu beachten, dass ältere Personen die unmittelbare Präsenz der Mitspieler sehr schätzen [19]. Alternativ könnte der Therapeut mit einem Patienten spielen und dabei »klassischerweise« die Maus/Tastatur oder den Joystick statt eines zusätzlichen Roboters nutzen. Die Umsetzung dieses Ansatzes steht noch aus.

Spielen in virtuellen Realitäten wird motivierender, wenn mehrere Handlungsoptionen innerhalb einer Szene möglich sind, zum Beispiel das Greifen von diversen Gegenständen. Soll das Greifen oder das Hinbewegen zu den diversen Gegenständen robotisch unterstützt werden, so muss zunächst bekannt sein, welchen Gegenstand die Person zu greifen beabsichtigt. Da schon das Initiieren einer Bewegung für Patienten herausfordernd sein kann, wird ein Erkennen der Absicht noch vor der eigentlichen Bewegung notwendig, um entsprechend auch den Beginn der Bewegung zu unterstützen. Wir haben jüngst eine Übersicht zum Potential diverser Sensorik zum Erkennen der Absicht bei Armbewegungen gegeben [56]. Es bleibt jedoch zu überprüfen, welche

Art der zusätzlichen Sensorik gerechtfertigt ist, um das Spielerlebnis zu bewahren. Zudem sollte es möglich sein, sich noch während der Bewegungsausführung anders zu entscheiden. Dieses Umentscheiden in Kombination mit dem Aspekt, dass Patienten nicht unbedingt immer die erwartete Bewegung für ein angestrebtes Ziel wählen (können), stellt eine regelungstechnische Herausforderung an die robotische Unterstützung, die es noch zu bewältigen gilt.

Die Effektivität haptischer Unterstützung für motorisches Lernen wird zunehmend untersucht. Im Bereich der roboterunterstützten RehaGames lassen sich auch haptische Interaktionen mit der virtuellen Realität darstellen. Die Überlagerung von haptischer Unterstützung und haptischer Interaktion kann jedoch zu unerwünschtem Lernverhalten führen [47]. Ansätze, die auf ein räumliches oder zeitliches Trennen von der haptischen Interaktion und Unterstützung abzielen, bieten nur begrenzte Anwendbarkeit in der Vielfalt von denkbaren virtuellen Spielumgebungen. Entsprechend sind Strategien haptischer Unterstützung zu entwickeln, die auch in Verbindung mit haptischen Interaktionen in der virtuellen Umgebung einem Therapieerfolg dienlich sind.

Haptische Interaktionen stellen ein Gestaltungsmerkmal für positive Spielerlebnisse in roboterunterstützten RehaGames dar. Daneben gibt es noch viele weitere Gestaltungsmerkmale, von denen bisher vornehmlich Ansätze zur automatischen Anpassung des Schwierigkeitsniveaus untersucht wurden. Selten finden sich Untersuchungen – nicht nur im Bereich der Neurorehabilitation –, die die Wirkung einzelner Gestaltungselemente und deren Kombination auf Spielerlebnis und Leistung untersuchen [79]. Diesbezüglich besteht also noch Handlungsbedarf, um konkrete Gestaltungshinweise für roboterunterstützte RehaGames zu geben.

Rehabilitationsroboter sind häufig mit zusätzlicher Sensorik ausgestattet, die es ermöglicht, durch den Spieler aufgebrachte Kräfte und vollzogene Bewegungen in verschiedenen Gelenken parallel zum Spielverhalten aufzuzeichnen. Neben der Motivation kann auf Grundlage dieser Daten auch die aktuelle sensomotorische Leistungsfähigkeit der Probanden abgeschätzt werden. Beispielsweise lässt sich die Bewegungsglätte ermitteln, deren Verbesserung in Verbindung mit dem Therapieerfolg steht [67]. Oder es lassen sich abnormale Muskelsynergien erkennen, wenn isolierte, isometrische Kräfte in einem Gelenk gefordert sind, während auch Kräfte in anderen Gelenken gemessen werden [14, 22]. Obschon Bewegungsglätte, maximale Bewegungsgeschwindigkeit und Bewegungsdauer geeignet scheinen, klinische Skalen wie den Fugl-Meyer Test bei Schlaganfallpatienten abzubilden [5], sollten »Tests« in roboterunterstützten Spielen eher in einer eigenen, unabhängigen Skala betrachtet werden. Diese sollte dann genutzt werden, um das Spiel im Sinne der Motivation und des Therapieerfolgs anzupassen [37]. Dabei ist sicherzustellen, dass die Testszenerarien den Spielfluss nicht unnötig unterbrechen.

## Schlussfolgerung

Es lässt sich festhalten, dass die Kombination von Robotik und RehaGames noch in ihren Anfängen steckt. Einzeln betrachtet konnten die angedachten Vorteile von robotischer Unterstützung bzw. RehaGames nachgewiesen werden. Die Kombination bietet jedoch in der Neurorehabilitation ein noch sehr offenes, aber vielversprechendes Forschungsfeld. Insbesondere die gleichzeitige Steigerung von Motivation und Trainingseffekten kann dank der Kombination angegangen werden. Daneben sollten Mehrspieler-RehaGames Einzug in die Therapie erhalten, wobei eben dank robotischer Unterstützung das Mit- oder Gegeneinander unterschiedlich beeinträchtigter Spieler ermöglicht werden sollte.

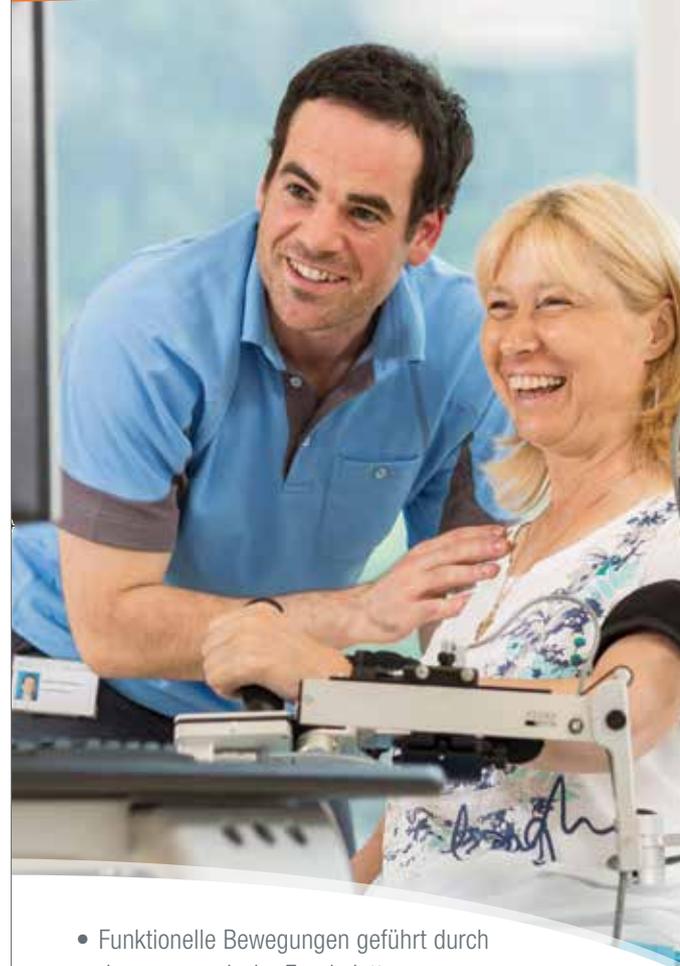
## Literatur

1. Alankus G, Lazar A, May M, Kelleher C. Towards customizable games for stroke rehabilitation. In: Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems. ACM; 2010: 2113-2122.
2. Ballester B, Bermúdez i Badia S, Verschure PF. Including Social Interaction in Stroke VR-Based Motor Rehabilitation Enhances Performance: A Pilot Study. Presence: Teleoperators and Virtual Environments 2012; 21(4): 490-501.
3. Bayona NA, Bitensky J, Salter K, Teasell R. The role of task-specific training in rehabilitation therapies. Topics in Stroke Rehabilitation 2005; 12(3): 58.
4. van Beers RJ. Motor learning is optimally tuned to the properties of motor noise. Neuron 2009; 63(3): 406-417.
5. Bosecker C, Dipietro L, Volpe B, Krebs HI. Kinematic robot-based evaluation scales and clinical counterparts to measure upper limb motor performance in patients with chronic stroke. Neurorehabilitation and Neural Repair 2010; 24(1): 62-69.
6. Brewer L, Horgan F, Hickey A, Williams D. Stroke rehabilitation: recent advances and future therapies. QJM 2013; 106(1): 11-25.
7. Buetefisch C, Hummelsheim H, Denzler P, Mauritz KH. Repetitive training of isolated movements improves the outcome of motor rehabilitation of the centrally paretic hand. Journal of the Neurological Sciences 1995; 130(1): 59-68.
8. Burke JW, McNeill M, Charles DK, Morrow PJ, Crosbie JH, McDonough SM. Optimising engagement for stroke rehabilitation using serious games. The Visual Computer 2009; 25(12): 1085-1099.
9. Cameirão MS, Badia SB, Oller ED, Verschure P, et al. Neurorehabilitation using the virtual reality based Rehabilitation Gaming System: methodology, design, psychometrics, usability and validation. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation 2010; 7(1): 48.
10. Cesqui B, Aliboni S, Mazzoleni S, Carrozza M, Posteraro F, Micera S. On the use of divergent force fields in robot-mediated neurorehabilitation. In: 2nd IEEE RAS EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics 2008, 854-861.
11. Chiviawsky S, Wulf G, Wally R. An external focus of attention enhances balance learning in older adults. Gait & Posture 2010; 32(4): 572-575.
12. Colombo G, Joerg M, Schreiber R, Dietz V. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. Journal of Rehabilitation Research & Development 2000; 37(6).
13. Colombo R, Pisano F, Mazzone A, Delconte C, Micera S, Carrozza MC, et al. Design strategies to improve patient motivation during robot-aided rehabilitation. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 2007; 4.
14. Dewald J, Beer RF. Abnormal joint torque patterns in the paretic upper limb of subjects with hemiparesis. Muscle & Nerve 2001; 24(2): 273-283.
15. Duschau-Wicke A, von Zitzewitz J, Caprez A, Lunenburger L, Riener R. Path control: a method for patient-cooperative robot-aided gait rehabilitation. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering 2010; 18(1): 38-48.

16. Emken JL, Benitez R, Reinkensmeyer DJ. Human-robot cooperative movement training: Learning a novel sensory motor transformation during walking with robotic assistance-as-needed. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 2007; 4: 8.
17. Emken JL, Reinkensmeyer DJ. Robot-enhanced motor learning: accelerating internal model formation during locomotion by transient dynamic amplification. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2005; 13(1): 33-39.
18. Flores E, Tobon G, Cavallaro E, Cavallaro FI, Perry JC, Keller T. Improving patient motivation in game development for motor deficit rehabilitation. In: *Proceedings of the 2008 International Conference on Advances in Computer Entertainment Technology*. ACM; 2008. 381-384.
19. Gajadhar BJ, Nap HH, de Kort YA, IJsselsteijn WA. Out of sight, out of mind: co-player effects on seniors' player experience. In: *Proceedings of the 3rd International Conference on Fun and Games*. ACM 2010, 74-83.
20. Guidali M. Robot assisted arm rehabilitation: Cooperative control strategies for activities of daily living. ETH Zurich, Diss No. 20307; 2012.
21. Guidali M, Duschau-Wicke A, Broggi S, Klamroth-Marganska V, Nef T, Riener R. A robotic system to train activities of daily living in a virtual environment. *Medical & Biological Engineering & Computing* 2011; 49(10): 1213-1223.
22. Guidali M, Schmiedeskamp M, Klamroth V, Riener R. Assessment and training of synergies with an arm rehabilitation robot. In: *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2009, p 772-776.
23. Hilder J, Nichols D, Pelliccio M, Brady K, Campbell DD, Kahn JH, et al. Multicenter randomized clinical trial evaluating the effectiveness of the Lokomat in subacute stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* 2009; 23(1): 5.
24. Hogan N. Impedance Control: An Approach to Manipulation: Part III—Applications. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control* 1985; 107: 17-24.
25. Holden MK. Virtual environments for motor rehabilitation: review. *Cyberpsychology & Behavior*. 2005; 8(3): 187-211.
26. Hornby TG, Campbell DD, Kahn JH, Demott T, Moore JL, Roth HR. Enhanced gait-related improvements after therapist-versus robotic-assisted locomotor training in subjects with chronic stroke: a randomized controlled study. *Stroke* 2008; 39(6): 1786-1792.
27. Husemann B, Muller F, Krewer C, Heller S, Koenig E. Effects of locomotion training with assistance of a robot-driven gait orthosis in hemiparetic patients after stroke: a randomized controlled pilot study. *Stroke* 2007; 38(2): 349-354.
28. Johnson M, Feng X, Johnson L, Ramachandran B, Winters J, Kosasih J. Robotic Systems that rehabilitate as well as motivate: Three strategies for motivating impaired arm use. In: *Biomedical Robotics and Biomechanics 2006*, 254-259.
29. Johnson MJ, Loureiro RC, Harwin WS. Collaborative tele-rehabilitation and robot-mediated therapy for stroke rehabilitation at home or clinic. *Intelligent Service Robotics* 2008; 1(2): 109-121.
30. Kaelin-Lang A, Sawaki L, Cohen LG. Role of voluntary drive in encoding an elementary motor memory. *Journal of Neurophysiology* 2005; 93(2): 1099-1103.
31. Kan P, Jesse H, Mihailidis A. Automated upper extremity rehabilitation for stroke patients using a partially observable Markov decision process. In: *AAAI 2008 Fall Symposium on AI in Eldercare 2008*.
32. Klamroth-Marganska V, Blanco J, Campen K, Curt A, Dietz V, Ettl T, et al. Three-dimensional, task-specific robot therapy of the arm after stroke: a multicentre, parallel-group randomised trial. *The Lancet Neurology* 2014; 13(2): 159-166.
33. Krebs HI, Palazzolo JJ, Dipietro L, Ferraro M, Krol J, Rannekleiv K, et al. Rehabilitation robotics: Performance-based progressive robot-assisted therapy. *Autonomous Robots* 2003; 15(1): 7-20.
34. Kwakkel G, Kollen B, Wagenaar R. Long term effects of intensity of upper and lower limb training after stroke: a randomised trial. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* 2002; 72(4): 473-479.
35. Kwakkel G, Wagenaar RC, Koelman TW, Lankhorst GJ, Koetsier JC. Effects of intensity of rehabilitation after stroke a research synthesis. *Stroke* 1997; 28(8): 1550-1556.
36. Lambercy O, Dovat L, Yun H, Wee SK, Kuah CWK, Chua KSG, et al. Effects of a robot-assisted training of grasp and pronation/supination in chronic stroke: a pilot study. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 2011; 8(63): 1-11.
37. Lambercy O, Lünenburger L, Gassert R, Bolliger M. Robots for Measurement/Clinical Assessment. In: *Neurorehabilitation Technology*. Springer 2012: 443-456.
38. Langhorne P, Wagenaar R, Partridge C. Physiotherapy after stroke: more is better? *Physiotherapy Research International* 1996; 1(2): 75-88.
39. Li Y, Huegel JC, Patoglu V, O'Malley MK. Progressive shared control for training in virtual environments. In: *EuroHaptics conference, 2009 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*. World Haptics 2009, 332-337.
40. Lo AC, Guarino PD, Richards LG, Haselkorn JK, Wittenberg GF, Federman DG, et al. Robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke. *The New England Journal of Medicine* 2010; 362(19): 1772-83
41. Löwquist E, Dreifaldt U. The design of a haptic exercise for post-stroke arm rehabilitation. In: *Proceedings of the 6th International Conference on Disability, Virtual Reality & Associated Technology*. Citeseer; 2006.
42. Lotze M, Braun C, Birbaumer N, Anders S, Cohen LG. Motor learning elicited by vol-

# Armeo® Spring

Funktionelle Arm- und Handtherapie



- Funktionelle Bewegungen geführt durch das ergonomische Exoskelett.
- Gleichzeitige Arm- und Handtherapie im grossen 3D Arbeitsbereich.
- Augmented Performance Feedback mit motivierenden Übungen für das Training von Alltagsaktivitäten.
- Selbstinitiierte, aktive und repetitive Bewegungstherapie.
- Verbesserte Effizienz und Wirksamkeit durch selbstgesteuerte Therapie.
- Assessment Tools für eine objektive Analyse und Dokumentation des Therapiefortschritts.

Hocoma, Schweiz, [info@hocoma.com](mailto:info@hocoma.com), [www.hocoma.com](http://www.hocoma.com)  
Hinweise zur Verwendung der Produkte finden Sie unter [www.hocoma.com/rechtshinweise](http://www.hocoma.com/rechtshinweise).

**We move you**

- untary drive. *Brain* 2003; 126(4): 866-872.
43. Lucca LF. Virtual reality and motor rehabilitation of the upper limb after stroke: a generation of progress? *Journal of Rehabilitation Medicine* 2009; 41(12): 1003-1006.
  44. Lum P, Reinkensmeyer D, Mahoney R, Rymer WZ, Burgar C, et al. Robotic devices for movement therapy after stroke: current status and challenges to clinical acceptance. *Topics in Stroke Rehabilitation* 2002; 8(4): 40-53.
  45. Maclean N, Pound P, Wolfe C, Rudd A. The concept of patient motivation a qualitative analysis of stroke professionals' attitudes. *Stroke* 2002; 33(2): 444-448.
  46. Marchal-Crespo L, Rauter G, Wyss D, von Zitzewitz J, Riener R. Synthesis and Control of a Parallel Tendon-Based Robotic Tennis Trainer. In: 4th IEEE RAS EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics 2012, 355-360.
  47. Marchal-Crespo L, Reinkensmeyer DJ. Effect of robotic guidance on motor learning of a timing task. In: 2nd IEEE RAS EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics 2008, 199-204.
  48. Marchal-Crespo L, Reinkensmeyer DJ. Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 2009; 6(1): 20.
  49. Mayr A, Kofler M, Quirbach E, Matzak H, Frohlich K, Saltuari L. Prospective, blinded, randomized crossover study of gait rehabilitation in stroke patients using the Lokomat gait orthosis. *Neuro-rehabilitation and Neural Repair* 2007; 21(4): 307-314.
  50. Mihelj M, Novak D, Milavec M, Zihel J, Olenšek A, Munih M. Virtual rehabilitation environment using principles of intrinsic motivation and game design. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments* 2012; 21(1): 1-15.
  51. Milot MH, Marchal-Crespo L, Green CS, Cramer SC, Reinkensmeyer DJ. Comparison of error-amplification and haptic-guidance training techniques for learning of a timing-based motor task by healthy individuals. *Experimental Brain Research* 2010; 201(2): 119-131.
  52. Nef T, Mihelj M, Riener R. ARMin: a robot for patient-cooperative arm therapy. *Medical & Biological Engineering & Computing* 2007; 45(9): 887-900.
  53. Nef T, Quinter G, Müller R, Riener R. Effects of arm training with the robotic device ARMin I in chronic stroke: three single cases. *Neurodegenerative Diseases* 2009; 6(5-6): 240-251.
  54. Nelles G. Cortical reorganization-effects of intensive therapy. *Restorative Neurology and Neuroscience* 2004; 22(3): 239-244.
  55. Novak D, Nagle A, Keller U, Riener R. Increasing motivation in robot-aided arm rehabilitation with competitive and cooperative gameplay. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 2014; 11(1): 64.
  56. Novak D, Omlin X, Leins R, Riener R. Predicting targets of human reaching motions using different sensing technologies. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2013; 60: 2645-2654.
  57. Ottenbacher KJ, Jannell S. The results of clinical trials in stroke rehabilitation research. *Archives of Neurology* 1993; 50(1): 37.
  58. Ouellette MM, LeBrasseur NK, Bean JF, Phillips E, Stein J, Frontera WR, et al. High-intensity resistance training improves muscle strength, self-reported function, and disability in long-term stroke survivors. *Stroke* 2004; 35(6): 1404.
  59. Patton JL, Stoykov ME, Kovic M, Mussa-Ivaldi FA. Evaluation of robotic training forces that either enhance or reduce error in chronic hemiparetic stroke survivors. *Experimental Brain Research* 2006; 168(3): 368-383.
  60. Phillips EM, Schneider JC, Mercer GR. Motivating elders to initiate and maintain exercise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2004; 85: 52-57.
  61. Powell D, O'Malley MK. The Task-Dependent Efficacy of Shared-Control Haptic Guidance Paradigms. *IEEE Transactions on Haptics* 2012; 5(3): 208-219.
  62. Rauter G. Enhancing robot-assisted motor learning by a virtual trainer. *ETH Zurich, Diss-No. 21554*; 2013.
  63. Rauter G, Sigrist R, Marchal-Crespo L, Vallery H, Riener R, Wolf P. Assistance or challenge? Filling a gap in user-cooperative control. In: *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. San Francisco, California 2011, 3068-3073.
  64. Reisman DS, Wityk R, Silver K, Bastian AJ. Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke. *Brain* 2007; 130(7): 1861-1872.
  65. Riener R, Guidali M, Keller U, Duschau-Wicke A, Klamroth V, Nef T. Transferring ARMin to the Clinics and Industry. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation* 2011; 17(1): 54-59.
  66. Riener R, Lunenburger L, Jezernik S, Anderschütz M, Colombo G, Dietz V. Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2005; 13(3): 380-394.
  67. Rohrer B, Fasoli S, Krebs HI, Volpe B, Frontera WR, Stein J, et al. Submove-ments grow larger, fewer, and more blended during stroke recovery. *Motor Control* 2004; 8(4).
  68. Schmierbach M, Xu Q, Oeldorf-Hirsch A, Dardis FE. Electronic friend or virtual foe: Exploring the role of competitive and cooperative multiplayer video game modes in fostering enjoyment. *Media Psychology* 2012; 15(3): 356-371.
  69. Secoli R, Milot MH, Rosati G, Reinkensmeyer DJ. Effect of visual distraction and auditory feedback on patient effort during robot-assisted movement training after stroke. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 2011; 8(1): 21.
  70. Shadmehr R, Mussa-Ivaldi F. Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task. *The Journal of Neuroscience* 1994; 14(5): 3208-3224.
  71. Staiano AE, Abraham AA, Calvert SL. Motivating effects of cooperative exergame play for overweight and obese adolescents. *Journal of Diabetes Science and Technology* 2012; 6(4): 812-819.
  72. Staubli P, Nef T, Klamroth-Marganska V, Riener R. Effects of intensive arm training with the rehabilitation robot ARMin II in chronic stroke patients: four single-cases. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 2009; 6: 46.
  73. Sunderland A, Tinson D, Bradley E, Fletcher D, Hewer RL, Wade D. Enhanced physical therapy improves recovery of arm function after stroke. A randomised controlled trial. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* 1992; 55(7): 530-535.
  74. Thoroughman KA, Shadmehr R. Learning of action through adaptive combination of motor primitives. *Nature* 2000; 407(6805): 742-747.
  75. Vallery H, Guidali M, Duschau-Wicke A, Riener R. Patient-Cooperative Control: Providing Safe Support without Restricting Movement. In: *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*. Munich, Germany: Springer 2009, 166-169.
  76. Van der Linde RQ, Lammertse P, Frederiksen E, Ruiter B. The HapticMaster, a new high-performance haptic interface. In: *Proceedings of Eurohaptics*. Citeseer 2002, 1-5.
  77. Wirz M, Bastiaenen C, de Bie R, Dietz V. Effectiveness of automated locomotor training in patients with acute incomplete spinal cord injury: a randomized controlled multicenter trial. *BMC neurology* 2011 Jan; 11(1): 60.
  78. Wulf G. Attentional focus and motor learning: A review of 10 years of research. *E-Journal Bewegung und Training* 2007; 1: 4-14.
  79. Zimmerli L, Jacky M, Lunenburger L, Riener R, Bolliger M. Increasing patient engagement during virtual reality-based motor rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2013; 94(9): 1737-1746.
  80. Zimmerli L, Krewer C, Gassert R, Müller F, Riener R, Lunenburger L. Validation of a mechanism to balance exercise difficulty in robot-assisted upper-extremity rehabilitation after stroke. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 2012; 9(1): 6.

**Interessenvermerk:**

Der korrespondierende Autor versichert, dass das Thema unabhängig und produktneutral präsentiert wurde. Verbindungen zu einer Firma, die ein genanntes Produkt bzw. ein Konkurrenzprodukt herstellt oder vertreibt, bestehen nicht. Der Roboter ARMin wurde an der ETH Zürich unter Leitung des korrespondierenden Autors entwickelt.

**Korrespondenzadresse:**

Prof. Dr.-Ing. Robert Riener  
Labor für Sensomotorische Systeme  
ETH Zürich  
Departement Gesundheitswissenschaften  
und Technologie  
TAN E4, Tannenstrasse 1  
CH-8092 Zürich  
robert.riener@hest.ethz.ch

# »IMIC« – Innovative Movement Therapies in Childhood

Neurol Rehabil 2014; 20 (4): 215–225  
Hippocampus Verlag 2014

A. L. Martin<sup>1</sup>, U. Götz<sup>1</sup> & R. Bauer<sup>1</sup>

## Zusammenfassung

»IMIC« (Innovative Movement Therapies in Childhood) ist ein translationales Forschungs- und Entwicklungsprojekt, das sich in einem interdisziplinären Kontext darauf spezialisiert hat, Bewegungstherapien für Kinder mit neurologisch bedingten motorischen und kognitiven Beeinträchtigungen motivierender und somit effektiver zu gestalten. Der Fokus des Projekts liegt auf der spielerischen Erweiterung der robotergestützten pädiatrischen Bewegungsrehabilitation für obere und untere Extremitäten durch den Einsatz spezifisch entwickelter virtueller Spielszenarien. Das Projekt wurde von Kooperationspartnern aus den Bewegungswissenschaften, der Neurologie und Neuropsychologie (Rehab Research Group am Rehabilitationszentrum Affoltern a. Albis, Kinderspital Zürich), den Disziplinen Game Design (Zürcher Hochschule der Künste, Studienvertiefung Game Design) und sensor-motorischer Robotik (ETH Zürich, Sensory Motor Systems Lab) im Jahr 2010 begründet.

Das Projekt strebt ein abwechslungsreiches Spiel-Setting an, das den Einsatz mehrerer, miteinander frei kombinierbarer Therapiesysteme für untere und obere Körperpartien ermöglicht. Dieses Ziel führte direkt zur zentralen Entwicklung einer Schnittstelle (»RehabConnex«), welche unterschiedliche Roboter oder Eingabegeräte bzw. eine Kombination aus beiden mit RehabGames zur Spielsteuerung verbinden kann. In diesem Szenario fungieren Lokomat<sup>®</sup> (Hocoma) und ChARMin (ETH Zürich) als multimodale »Game Controller«, mit denen digitale Spiele von Patienten durch Bewegungseinsatz gesteuert werden können.

Im Rahmen des »IMIC«-Projekts werden nicht nur klinische Forschungsfragen zum Wirkungsgrad der neuartigen Intervention beantwortet, sondern auch spezifische gestalterische Entwicklungsansätze und Fragen verfolgt: Welche audio-visuellen, spielkonzeptuellen und technologischen Eigenschaften muss ein RehabGame aufweisen, um junge Patienten maximal für die Teilnahme an der Therapie zu motivieren und so die Therapeuten effektiv zu unterstützen?

**Schlüsselwörter:** Rehabilitation Games, robotergestützte Bewegungstherapie, neurologische Beeinträchtigungen, RehabConnex, Kinder

<sup>1</sup> Department Design,  
Studienvertiefung Game Design,  
Zürcher Hochschule der Künste

## Einleitung

Durch neurologische Störungen wie Rückenmarksverletzung, Schlaganfall oder Schädel-Hirn-Trauma kann es zu neuronalen Schädigungen und Beeinträchtigungen des Bewegungsapparats von Kindern und Jugendlichen kommen [11]. Der Mehrwert von gezieltem Gang- [11] und Bewegungstraining der oberen Extremitäten [16] in der spezifischen Rehabilitation der genannten Diagnosen ist bereits erforscht. Es wurde belegt, dass Betroffene idealerweise die eingeschränkten Fähigkeiten in speziellen funktionsbezogenen und repetitiven Kontexten (z. B. zielorientiertes Gehen oder zielgerichtete Greifbewegung) trainieren sollten, um die benötigte Muskelkraft und Bewegungskoordination zurückzuerlangen [11, 16]. Robotergestützte Therapie eignet sich in diesem Fall besonders, da sie effektive Therapiezeit und Intensität pro Sitzung für den Patienten erhöhen und gleichzeitig den physischen Aufwand für den Therapeuten minimieren kann [11].

In Kombination mit virtueller Realität (VR) und virtuellen Trainingsszenarien kann die Therapie zudem

noch motivierender, zielgerichteter und funktionaler gestaltet werden. VR kann als therapeutisches Instrument genutzt werden, das unterstützend wirkt, direktes Feedback liefert und eine interaktive Erfahrung bietet [3]. Therapien unter Einbezug von VR können Patienten helfen, ihren Aufmerksamkeitsfokus temporär von ihren Einschränkungen abzuwenden und ihre Ziele zu erreichen. VR kann vorbeugen, Langeweile oder Müdigkeit während der Rehabilitation zu empfinden. In unterschiedlichen Untersuchungen konnte belegt werden, dass Spaß, Vielseitigkeit und Motivation insbesondere während der Therapiezeiten der pädiatrischen Rehabilitation von großer Bedeutung sind [2, 12, 17]. Die positiven Effekte von VR in der pädiatrischen Rehabilitation können durch das immersive und motivierende Potential von Games mit therapeutischen Zielsetzungen noch erhöht werden. Die positive Wirkung von Games in der Bewegungsrehabilitation von Kindern und Jugendlichen konnte bereits in diversen Studien nachgewiesen werden [1, 7, 13, 14, 15].

Die Kooperation der Studienvertiefung Game Design (Zürcher Hochschule der Künste; ZHdK) mit der Rehab Research Group des Kinderspitals in Affoltern a. A. und dem Sensory-Motor Systems Lab (SMS Lab) der ETH Zürich wurde 2008 begründet. Diese erste Zusammenarbeit zielte auf die gemeinsame Konzeptualisierung und Entwicklung des Lokomat-Games »Gabarello v.1.0.«. Nach der erfolgreichen Implementierung [5] und Nutzung dieses RehabGames folgte 2010 das »IMIC«-Projekt. Das Ziel dieses interdisziplinären Projekts ist es, die Bewegungstherapien für Kinder mit neuronalen Schädigungen und einer Beeinträchtigung des Bewegungsapparats der unteren und oberen Extremitäten durch den Einsatz innovativer, multimodaler Rehabilitationstechnologien und durch zielgruppenspezifisch gestaltete RehabGames motivierender zu gestalten und damit nachhaltig zu verbessern. Zusätzlich sollen die Therapeuten durch die Projektergebnisse effektiv in ihrer Arbeit unterstützt und, wenn möglich, entlastet werden.

### Zielgruppe

Auf der Seite der Patienten bilden Kinder und Jugendliche mit neuronal bedingten Beeinträchtigungen des Bewegungsapparats und der kognitiven Fähigkeiten die Zielgruppe; der Altersdurchschnitt der Patienten am Rehabilitationszentrum Affoltern a. Albis liegt bei 5 bis 18 Jahren. Die Geschlechterverteilung ist ausgewogen. Die Patienten bekommen individuelle Therapiepläne, wobei u. a. die robotergestützte Bewegungstherapie für obere und/oder untere Extremitäten angewandt wird. Im Allgemeinen werden diese Therapien zwei- bis viermal wöchentlich über einen Zeitraum von vier bis acht Wochen absolviert und dauern jeweils 45 min/Einheit. Es ist daher wichtig, dass die Therapiesitzungen abwechslungsreich und motivierend angelegt sind, wobei die Erweiterung der robotergestützten Rehabilitation mit Games als vielversprechender Ansatz gewertet wird [4].

Auf der anderen Seite stehen jedoch auch die Therapeuten im Fokus der Projektentwicklung, die in der Ausübung ihrer therapeutischen Tätigkeiten effektiv unterstützt und entlastet, nicht aber ersetzt werden sollen.

Die Gestaltung von therapieunterstützenden RehabGames muss einem hohen Anspruch folgen, da die nötige Motivation im Kontext der Therapie nur über eine hochqualitative audio-visuelle und spielmechanische Anlage dieser Spiele aufgebaut werden kann. Gleichzeitig kann davon ausgegangen werden, dass durch die Vorerfahrung mit marktüblichen Games Kinder und Jugendliche ihrerseits hohe Erwartungen an die Gestaltung von Games haben.

### Technologisch-systemischer Hintergrund

Alle Therapien des »IMIC«-Projekts basieren auf robotergestützter Bewegungstherapie für Kinder und Jugendliche (siehe auch Wolf & Riener, in diesem Heft); so wird in der Gangtherapie der Lokomat® (Hocoma) eingesetzt,

in der Rehabilitation des oberen Bewegungsapparats findet zukünftig der ChARMin (SMS Lab) Verwendung.

Beide Therapieroboter üben in »IMIC« einerseits ihre Funktionen als Therapiegeräte aus, andererseits fungieren sie auch als Eingabegeräte, letztlich also als »Game Controller«, zur direkten Spielsteuerung der RehabGames. Die konstruktive Beschaffenheit von Lokomat® und ChARMin schließt einen simultanen Einsatz der beiden Roboter im selben Therapie-Setting aus, weswegen in den einzelnen »IMIC«-RehabGames entweder ein »Lokomat-basierter Entwicklungsansatz« oder ein »ChARMin-basierter Entwicklungsansatz« verfolgt wird. Das angestrebte technologisch-systemische Setting von »IMIC« ermöglicht es, die Roboter entweder einzeln mit den RehabGames des Projekts verbinden und steuern zu können oder zusätzliche Eingabegeräte hinzuzufügen, die dann in Kombination mit einem der beiden Roboter an eine spielspezifische Aufgabe (Game Task) gekoppelt sind.

In »Gabarello v.1.0.« erschlossen die ZHdK Game Designer die während der Therapie wirkenden Bewegungskräfte des Patienten im Lokomat®, um den Roboter als »Game Controller« nutzen zu können. Die gemessenen und in Echtzeit in sogenannte Biofeedbackwerte [11] umgewandelten Daten werden direkt an die Game Engine (Unity®) gekoppelt und so als Steuermöglichkeit für RehabGames nutzbar gemacht. Die Festlegung bestimmter Schwellenwerte des Biofeedbacks, die den Krafteinsatz der Patienten in drei Stufen unterteilen (leicht, mittel, stark), ermöglicht eine direkte Übersetzung der Bewegungskräfte in spielrelevante Parameter für die Game Mechanik (z. B. Laufgeschwindigkeit und Fähigkeiten des Avatars, die sich je nach Krafteinsatz des Patienten ändern). Die Schwellenwerte können abhängig vom Therapiestand und den körperlichen Voraussetzungen des Patienten vom Therapeuten individuell und manuell auf den Patienten abgestimmt und angepasst werden.

Im »IMIC«-Projekt resultierte aus der fixen Verbindung von »Gabarello v.1.0.« und Lokomat® der nächste, fundamentale Entwicklungsschritt: die Konzeptualisierung und Programmierung einer speziellen Schnittstelle, des sogenannten »RehabConnex« (Abb. 1; ZHdK); diese Schnittstelle erlaubt es jetzt, eine Verbindung eines »IMIC«-RehabGames mit verschiedenen Robotern und Eingabegeräten (z. B. Bewegungstracking durch Kamera) flexibel herzustellen. Diese neue Flexibilität birgt sowohl für die Therapie, als auch für die Spielerfahrung/das Spielerlebnis einen wesentlichen Mehrwert. Gleichzeitig entsteht die Grundlage für Forschungsfragen, die durch diese innovative Konstellation untersuchbar werden. Die Weiterentwicklung »Gabarello v.2.0.« entstand in RehabConnex-System als erstes Spiel, das mit einer zweifunktionalen Steuerung versehen und einsetzbar ist.

## Die Therapiegeräte

Der Mehrwert der Therapieroboter Lokomat® (Hocoma AG, Volketswil, Schweiz) und ARMin (Armorthese für Erwachsene, Vorstufe zum ChARMin; SMS Lab, ETH Zürich) wurde für die Rehabilitation neurologisch bedingter Bewegungseinschränkungen in unterschiedlichen Altersklassen bereits in diversen Studien belegt [z. B. 6, 8]. Der Lokomat® wird darüber hinaus im Kontext der pädiatrischen Rehabilitation erfolgreich eingesetzt und beforscht [2], während die kindgerechte Version der Armorthese, der ChARMin, noch in der abschließenden Entwicklungsphase ist [9]. Lokomat® und ChARMin können im »IMIC«-Projekt neben ihrem autonomen Einsatz als Therapiesysteme auch als »Game Controller« zur Interaktion mit virtuellen Spielszenarien genutzt werden. Im Folgenden werden diese »IMIC«-Therapieroboter sowie die zusätzlichen Eingabegeräte (»PITS« und »Color Tracking«) vorgestellt.

### Lokomat®

Der Lokomat® besteht aus einer robotergestützten Gangorthese mit unterschiedlichen, austauschbaren Patientenhalterungen (s. Abb. 2), einem modernen Gewichtsentlastungssystem und einem motorisierten Laufband (Hocoma). Die Beine der Patienten werden von computergesteuerten Motoren in einem möglichst natürlichen physiologischen Gangbild mit variabler Unterstützung durch den Roboter geführt (0–10 km/h). Ein zusätzliches audiovisuelles Wiedergabesystem im frontalen Blickbereich des Patienten (Bildschirm und Tonwiedergabe) ist auf die Bespielung mit RehabGames hin ausgelegt.



Abb. 2: Der Lokomat® als »Game Controller« von »Gabarell v.1.0« (Quelle: ZHDK)

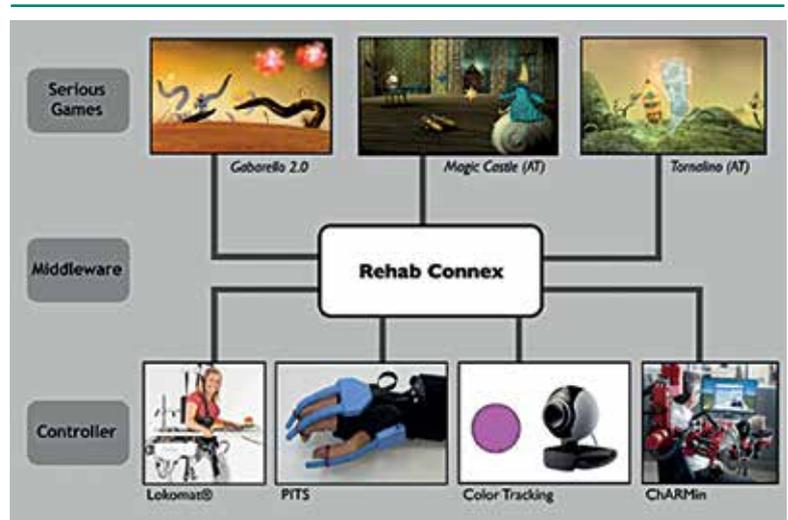


Abb. 1: »RehabConnex« und beispielhafte Kombinationen aus RehabGames und Eingabegeräten (Quelle: ZHDK)

### ChARMin

Der ChARMin befindet sich aktuell kurz vor dem Abschluss seiner Entwicklung. Dieser speziell für die pädiatrische Rehabilitation entwickelte Roboter ist eine Armorthese, die in der Bewegungstherapie der oberen Extremitäten eingesetzt und mit VR (über einen zusätzlichen Bildschirm) kombiniert werden kann (Abb. 3). Der erste Prototyp wird für Kinder und Jugendliche mit neurologischen Beeinträchtigungen des oberen Bewegungsapparats zwischen 5 bis 13 Jahren entwickelt. Die Armorthese hat vier Freiheitsgrade (1. horizontale Schulterabduktion und -adduktion, 2. Schulterextension und -flexion, 3. Schulterinnen- und außenrotation, 4. Ellenbogengelenk und Unterarm) und unterstützt bzw. führt Schulter- und Ellenbogenbewegungen der Patienten. Der ChARMin ist beidseitig für Links- und Rechtshänder einsetzbar und an die physischen Voraussetzungen der Kinder und Jugendlichen individuell anpassbar. Nach Abschluss und Testung des ersten Prototyps sollen drei zusätzliche Freiheitsgrade (5 Pro- und Supination, 6 Handgelenkextension und -flexion, 7 Öffnen und Schließen der Hand) implementiert werden [9].

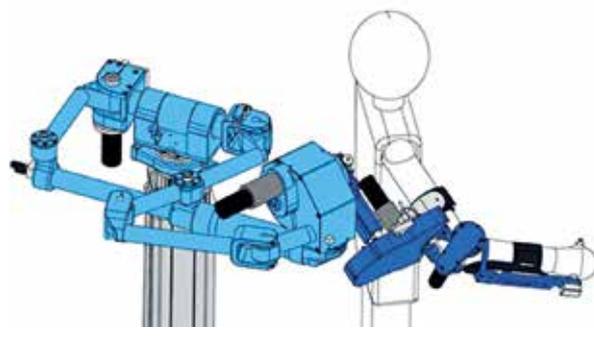


Abb. 3: Design des ersten ChARMin Prototypen mit vier Freiheitsgraden (Quelle: U. Keller; ETHZ)

### PITS (Pediatric Interactive Therapy System)

Der »PITS«-Handschuh (Pediatric Interactive Therapy System; Institut für Neuroinformatik, ETH Zürich und Universität Zürich) ist ein Sensorhandschuh, der mit seiner Greifbewegung für »IMIC«-RehabGames als »Game Controller« genutzt werden kann. Sowohl der Handschuh als auch sein Sensorsystem sind austauschbar und in unterschiedlichen Größen und für Rechts- wie Linkshänder vorhanden. Am Handschuh sind Biegesensoren zur Messung der Fingerextension und -flexion, ein Aktivitätssensor sowie ein Magnetometer für die Positionsbestimmung des Unterarms eingearbeitet. In der pädiatrischen Rehabilitation der oberen Extremitäten wird »PITS« als eigenständiges Eingabegerät bereits erfolgreich eingesetzt [18].

### »IMIC-Color Tracking«

Das »IMIC-Color Tracking« ist ein von ZHdK Game Designern entwickeltes System, das eine vorgegebene Farbe und deren Bewegungen im Raum mittels einer handelsüblichen Webcam erfassen und verfolgen kann. Auch dieses Eingabegerät kann sowohl eigenständig als auch in Kombination mit anderen Controllern zur Steuerung von »IMIC«-RehabGames genutzt werden.

### RehabGames

In der Bewegungstherapie ohne RehabGames besteht ein wichtiger Bestandteil der Therapeutentätigkeit darin, Patienten zur aktiven Teilnahme an der Therapie zu animieren. Auf diesen Aspekt hin entwickelte RehabGames können den Therapeuten bei der Patientenmotivation stark unterstützen und entlasten. Dies setzte für das »IMIC«-Projekt voraus, in Konzept- und Realisierungsphase besonders eng mit den Therapiefachleuten (Ergotherapeuten, Bewegungswissenschaftler, Mediziner) zusammenzuarbeiten, um das Spektrum der therapeutischen Tätigkeiten präzise zu erfassen und so optimal angepasste RehabGames zu gestalten.

Die Beobachtung der Therapeuten und die Befragung zu ihrem Tätigkeitsspektrum bildeten die ersten Schritte jeder Konzeptphase; sie wurden durch Zielgruppenanalysen zu den spezifischen Ausprägungen neuronal bedingter Bewegungseinschränkungen und kognitiver Beeinträchtigungen der Patienten ergänzt, die in die Ausarbeitung fiktiver, aber typischer und verallgemeinerbarer Patientenprofile (Personas) mündeten. Daraus leiteten sich unterschiedliche Konzepte zu einzelnen RehabGames ab, die im Abgleich mit den Ansprüchen des Fachpersonals iterativ angepasst wurden. In der Umsetzung erarbeiteten die ZHdK Game Designer Visualisierung (grafisches Design des Gamecharacters und des virtuellen Szenarios), Storytelling, Spielmechaniken, Programmierung, Animation und Vertonung der Games. Nach Prototypen-Testungen wurden letzte Optimierungen für den klinischen Kontext vorgenommen,

bevor die RehabGames im Kinderspital Affoltern a. A. implementiert werden konnten und für den Einsatz in der Rehabilitation zur Verfügung standen.

Aktuell befindet sich die Entwicklung der »IMIC«-RehabGames in der letzten Stufe und soll im November 2014 mit der Implementierung des fünften Spiels abgeschlossen werden. Im Folgenden werden die »IMIC«-RehabGames in der chronologischen Abfolge ihrer Entstehung vorgestellt, wobei Aspekte von »Gabarello v.1.0« und »Gabarello v.2.0« teilweise exemplarisch für die anderen Spiele gesehen werden können.

### »Gabarello v.1.0« und »Gabarello v.2.0«

»Gabarello v.1.0« und »Gabarello v.2.0« (kurz für »Game Based Rehabilitation for Lokomat) basieren weitestgehend auf demselben Spielkonzept. Sie verfolgen beide den »Lokomat-basierten Entwicklungsansatz«. »Gabarello v.1.0« stammt aus dem Jahr 2008 und wurde 2010 mit dem European Innovative Games Award Advancement Prize ausgezeichnet. Beide RehabGames werden durch die messbare, aktive Teilnahme der Patienten während der Gangtherapie im Lokomat® gesteuert. Die Patienten beeinflussen durch ihren Kräfteinsatz sowohl die Laufgeschwindigkeit eines Avatars als auch seine weiteren Fähigkeiten, um sich so durch ein Gamelevel zu bewegen und Belohnungspunkte einzusammeln. Beim Spielen von »Gabarello v.2.0« bedienen die Patienten zusätzlich zu dieser Aufgabe des Laufens des »PITS«-Handschuhs mit einer Hand (Zusammendrücken der Hand), so dass eine besondere kognitive und koordinative Herausforderung im Gameplay entsteht. Diese Erweiterung lenkt den Aufmerksamkeitsfokus der Patienten von ihren Beinen hin zu Bewegungsaufgaben der oberen Extremitäten und soll so helfen, die Laufbewegungen weiter zu verinnerlichen. Die Inputs von Sensor-Handschuh und Lokomat® werden über den »RehabConnex« an die Game Engine gekoppelt.

### Prototyp-Entwicklung

Bei der Entwicklung von »Gabarello v.1.0« wurden zunächst mögliche Lösungsmodelle und Variationen der klinischen Anforderungen in sieben unterschiedlichen Szenarien festgelegt, von denen dann sechs als interaktive oder animierte Prototypen umgesetzt wurden. Durch das Testen dieser Prototypen und die Kombination ihrer spezifischen Vorteile konnte schließlich derjenige Prototyp (Abb. 4) gefunden werden, der den Grundstein für »Gabarello v.1.0« und »Gabarello v.2.0« (Abb. 5) legte.

Die Entwicklung von »Gabarello v.1.0« verlief im Verhältnis zu den übrigen Spielentwicklung aufwändiger, da sowohl im Game Design als auch in der Therapie »Neuland« betreten wurde. In den später folgenden RehabGame-Entwicklungen konnte teilweise auf Erfahrungswerte von »Gabarello v.1.0« zurückgegriffen werden, was diese Entwicklungen dann erleichterte.

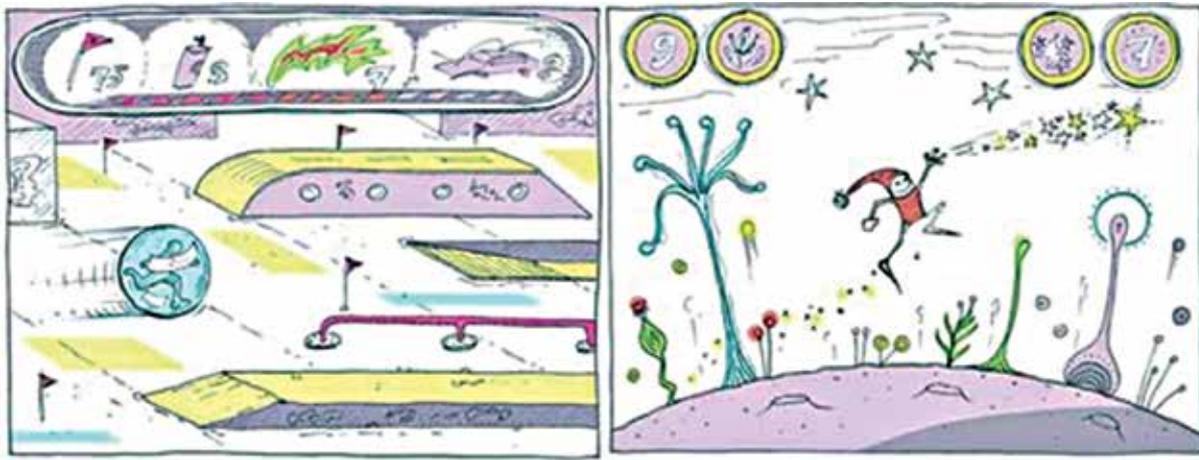


Abb. 4: Erste visuelle Konzepte zu »Gabareello v.1.0« (Quelle: ZHdK)



Abb. 5: Screenshots von »Gabareello v.1.0« und »Gabareello v.2.0« (Quelle: ZHdK)

### Narrativer Hintergrund

In »Gabareello v.1.0« steuert der Patient einen kleinen Astronauten namens »Nicolò«, der auf einem fremden Planeten gelandet ist. »Nicolò« umrundet den verhältnismäßig tristen und dunklen Planeten, über den auf unterschiedlichen Erhebungen und Pfaden Blumen verteilt sind, die er durch Kollision zum Leuchten bringen und/oder in die Atmosphäre entweichen lassen kann. Hat »Nicolò« den Planeten einmal umrundet, kommt er wieder an seiner Rakete vorbei und startet zur nächsten Umrundung, bei der er die restlichen Blumen in die Planetenatmosphäre hinaufschweben lassen kann. Das Spiel kann so beliebig lange gespielt werden, selbst wenn keine Blumen mehr auf dem Planeten zu finden sind.

»Gabareello v.2.0« spielt auf einem anderen, freundlicher wirkenden Planeten, auf dem »Nicolò« wieder mit seiner Rakete gelandet ist. Landschaft, Atmosphäre und Vegetation unterscheiden sich stark von »Gabareello v.1.0«. »Nicolò« kann hier hagebuttenähnliche Gewächse sammeln, die wiederum auf verschiedenen Ebenen und Pfaden verteilt sind. Durch Kollision mit einem Hagebuttengewächs bei bestimmter Laufgeschwindigkeit verpufft die Hagebutte in die Atmosphäre – an ihrer

Stelle entsteht eine blaue Wolke. Zusätzlich zu diesen blauen Wolken sind in der Atmosphäre rote Wolken verteilt, die »Nicolò« mit seinem Raketenrucksack abschießen kann (ausgelöst durch den »PITS«-Handschuh) und die daraufhin hinter ihm abregnen. Dieser Regen resultiert im sofortigen Wachstum einer neuen Hagebutte, die in der nächsten Planetenumrundung gesammelt werden kann. Zudem werden sich die blauen Wolken in der nächsten Umrundung in rote Wolken verwandelt haben, die dann erneut abgeschossen werden können. Das Spielelevel von »Gabareello v.2.0«, das sich so immer wieder von Neuem mit interaktiven Objekten auffüllt, soll die Motivation des Spielers dauerhaft hoch halten.

### Gameplay und Game Mechanik

Der Therapeut kann die Biofeedbackwerte des Lokomats® für »Gabareello v.1.0« und »Gabareello v.2.0« durch manuelles Setzen individueller Schwellenwerte in drei unterschiedliche Stufen unterteilen (leicht, mittel, stark); diese Stufen leiten sich aus den Messwerten der aktiven Teilnahme des Patienten im Lokomat® ab. Die Schwellenwerte kennzeichnen somit die Übergänge von einer Intensitätsstufe der Patiententeilnahme in die nächste. So kann jede Veränderung im Patientenverhal-

ten (physische Steigerung oder Nachlassen) gemessen und vom RehabGame in Echtzeit interpretiert werden, das mit einer Adaption des Gameplays reagiert.

Zum einen passt sich »Nicolos« Ganggeschwindigkeit an die jeweilige Intensitätsstufe an (langsam, mittel, schnell), zum anderen verändern sich »Nicolos« Fähigkeiten. Mit zunehmender Geschwindigkeit kann der Astronaut höher und weiter springen – er erreicht so höher gelegene Ebenen und Pfade. Soll »Nicolos« jedoch die unteren Pfade entlang laufen, darf der Patient nicht zu kraftintensiv laufen, um keine Sprünge des Avatars auszulösen. So hängt für den Patienten die Entscheidung, welchen Weg »Nicolos« beschreiten soll, direkt mit der eigenen Kraftaufwendung zusammen und lässt sich bewusst steuern. Gleichzeitig bestimmt die Kraftaufwendung des Patienten die Höhe von Belohnungen in »Gabarello v.1.0« und »Gabarello v.2.0«, da die Belohnungspunkte der Kollisionsobjekte (Blumen und Hagebuttengewächse) an die jeweils erreichte Intensitätsstufe gekoppelt sind.

Das visuelle Feedback gibt für den Patienten Auskunft über die soeben erreichte Punktzahl, indem bei Kollision auf der langsamen Stufe die Blumen/Hagebutten lediglich erleuchtet werden, bei mittlerer Stufe zu glühen beginnen und sich bei schneller Stufe lösen und verwandeln. Zusätzlich dazu werden Veränderungen an »Nicolos« selbst ersichtlich. Mit steigender Geschwindigkeit werden seine Beine in der Länge skaliert, was ihm ein deutlich erwachseneres Aussehen verleiht. Bei schneller Geschwindigkeit zieht er zudem einen goldenen Schweif aus seinem Rucksack hinter sich her, der bei mittlerer Geschwindigkeit etwas schwächer und silbern ausfällt (Abb. 6).

»Gabarello v.1.0« und »Gabarello v.2.0« können jederzeit unterbrochen und pausiert werden. Die erspielten Punkte werden am Ende der Therapiesitzung zusammen mit den anderen relevanten Daten (Schwellenwerte, usw.) vom Therapeuten im Therapieprotokoll dokumentiert.

#### Scoring

Der Patient erhält Feedback über »Erfolg« oder »Misserfolg« in Form eines speziellen Punktesystems. Objekte, mit denen »Nicolos« interagieren kann (Blumen, Hagebuttengewächse und Wolken), tragen unterschiedliche Eigenschaften in sich: einerseits sind sie als Score-Items charakterisiert (also als Quelle für Belohnungspunkte), andererseits werten sie die Stärke der Kollision mit dem Avatar aus und reagieren entsprechend. In Abhängigkeit von der Geschwindigkeit des Avatars zum Zeitpunkt einer Kollision (PlayerWalkState 0, 1 oder 2) mit einer Blume/Hagebutte (Score-Item Blume/Hagebutte; SIBH) bzw. dem Treffer einer Wolke (Score-Item Wolkentreffer; SIW) bekommt der Spieler 1, 4 oder 8 Belohnungspunkte. Gleichzeitig reduziert der PlayerWalkState zum Zeitpunkt der Kollision die Wertigkeit eines SIBHs um  $-1$ ,  $-2$  oder  $-3$  Statuspunkte (Tabelle 1).

Werden die Statuspunkte eines Objekts bei Kollision nicht sofort maximal reduziert, bleiben die übrigen Statuspunkte für die nächste Planetenumrundung bestehen, bei der sie dann weiter reduziert werden können. In »Gabarello v.1.0« kann aufgrund der begrenzten Anzahl von Belohnungspunkten ein maximaler Highscore erreicht werden, wobei vom Spieler eine gewisse Kenntnis des Levelaufbaus und Strategie zur Navigation vorausgesetzt wird. In »Gabarello v.2.0« kann es



Abb. 6: »Nicolos« Erscheinung in den drei Intensitätsstufen von »Gabarello v.1.0« (Quelle: ZHdK)

Aktueller PlayerWalkState	Abzug SIBH-Statuspunkte nach Kollision	Belohnungspunkte SIBH nach Kollision	Belohnungspunkte SIW nach Treffer
0	1	1	1
1	2	4	4
2	3	8	8

Tab. 1: Punktevergabe für Blumen/Hagebutten und Wolkentreffer in »Gabarello v.1.0 und v.2.0«

einen solche Highscore aufgrund des endlosen Aufbaus der Levelstruktur nicht geben – stattdessen wird hier ein individueller Maximalwert an Belohnungspunkten erreicht, der von der Spieldauer abhängig ist (die Levelstruktur sorgt für gleichbleibend hohe Motivation).

*Game Control*

»Gabarello v.1.0« und »Gabarello v.2.0« transformieren die Biofeedback-Messwerte in Spielparameter. Hierfür wird das gemessene Biofeedback direkt durch das Input-Handler Skript in den »PlayerWalkState« umgewandelt.

*Game Grafik und Interface*

»Gabarello v.1.0« und »Gabarello v.2.0« sind dem »Jump & Run« Genre entlehnt und nutzen den Blickwinkel einer seitlichen Kameraperspektive. Die Grafik der beiden Spiele besteht aus dreidimensionalen Objekten, die in der Game Engine »Unity®« zu gestalteten Levels arrangiert sind. Durch die seitliche Kamerabewegung entsteht ein überzeugender räumlicher Eindruck, der die grafischen Vorteile einer dreidimensionalen perspektivischen Darstellung nutzt, ohne aber die typischen optischen Schwierigkeiten einer First- oder Third-Person-Perspektive für Patienten mit möglichen Sehbeeinträchtigungen entstehen zu lassen. Im Hinblick auf solche Beeinträchtigungen der Patientenzielgruppe wurde die grafische Darstellung klar, kontrastreich und einfach gehalten.

Der aktuelle Punktstand ist im oberen rechten Winkel des Bildschirms zu sehen, der aktuelle Biofeedbackwert und die Spieldauer wird im unteren linken Winkel angezeigt. Die Dauer der RehabGames kann vom Therapeuten über ein gesondertes Therapeuten-Interface vorgegeben werden. Sowohl die Biofeedbackwerte als auch die Zoomeinstellung der Kameraperspektive können manuell gesteuert werden. »Nicolos« Beinbewegungen können je nach Bedarf zum Lokomat-Gang synchron oder asynchron geschaltet werden. Diese Option kann zusätzliche kognitive Unterstützung für den Patienten bieten, wenn er die Entsprechung seiner realen Bewegungen im virtuellen Szenario abgebildet sieht. Das Spielerlebnis scheint jedoch immersiver zu sein, wenn die eigenen realen Beinbewegungen von »Nicolò« entkoppelt sind.

*Modulares Leveldesign*

Eine Besonderheit von »Gabarello v.1.0« und »Gabarello v.2.0« ist ihr modularer Levelaufbau, der eine direkte Vergleichbarkeit der beiden Game Versionen möglich macht (Abb. 7 und Abb. 8). Das Leveldesign der beiden RehabGames bietet dem Patienten im Wechsel eher aktive und eher passive Phasen (viele bzw. wenige Ingame Events) an, die so eine kognitive und physische Überforderung vermeiden sollen. Gleichzeitig entsteht durch diese vergleichbare Levelstruktur die Basis für zukünftige Forschung, die beispielsweise die unterschiedliche Wirkungsweise der beiden Gameversionen auf motivationale und physische Effekte für die Patienten vergleichbar macht und so entsprechende Untersuchungen ermöglicht.

Erste Ergebnisse zeigen, dass Patienten ihre aktive Teilnahme (gemessen in Herzfrequenz und EMG der Muskelaktivität beider Mm. recti femoris) an die Anforderungen des Spiels »Gabarello v.1.0« anpassen und das RehabGame so seiner Funktion gerecht wird [10].

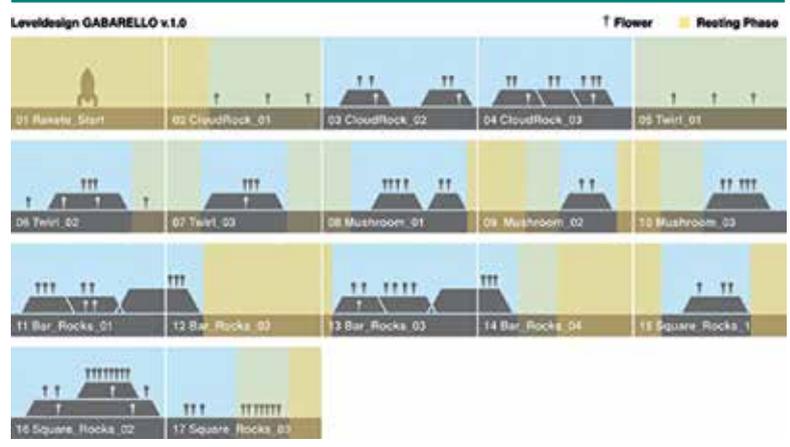


Abb. 7: Level Design Struktur »Gabarello v.1.0« (Quelle: ZHDK)

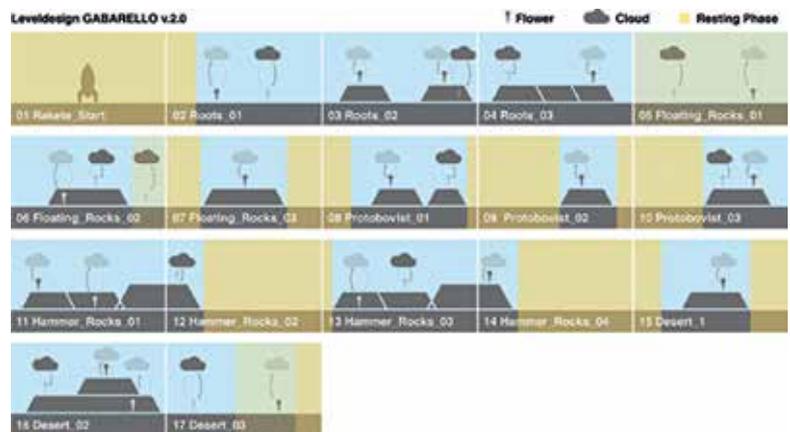


Abb. 8: Level Design Struktur »Gabarello v.2.0« (Quelle: ZHDK)

## »FlyVinci«

Ein weiteres RehabGame, das auf dem Lokomat-basierten Entwicklungsansatz basiert, ist »FlyVinci« (Abb. 9) von R. Bornschein (Programmierung), H. Amrein (Grafik) und G. Jenal (Animation). Das Spiel wird mit Lokomat® und »PITS« gesteuert.

*Narrativer Hintergrund*

Im RehabGame »FlyVinci« sind Leonardo da Vincis Tauben entfliegen und haben ihm Papierrollen mit wissenschaftlichen Aufzeichnungen gestohlen. Leonardo da Vinci macht sich deshalb mit einem selbst kreierten Fluggerät, das er durch Treibbewegungen betreibt, auf den Weg, um seine Pläne zurückzuholen. Mit dem Greifarm seines Fluggeräts kann er die fliegenden Tauben mit ihren Papierrollen fassen, wenn er ihnen nah genug ist. Greift er daneben, bleiben die Tauben mit den Plänen weiter im Freien.

*Gameplay, Game Mechanik und Scoring*

»FlyVincis« Game Mechanik baut wie »Gabarello v.1.0« und »Gabarello v.2.0« auf der Unterteilung der Biofeedbackwerte durch spezifische Schwellenwerte auf. Die drei Stufen des Biofeedbacks bestimmen die Höhe des Flugobjekts, auf dem Leonardo da Vinci sitzt und das vom Patienten über seine aktive physische Teilnahme im Lokomat® gesteuert wird. Bei nur leichtem physischem Input durch den Patienten fliegt das Flugobjekt im Bildausschnitt sehr tief, bei mittlerem Input fliegt es etwas höher und bei starkem Input ganz oben.

Mit dem über »RehabConnex« verbundenen »PITS« löst der Patient den Greifarm des Fluggeräts aus. Die gestohlene Papierrolle, die eine herannahende Taube trägt, wird so ergriffen und zurückgewonnen – die Taube fliegt dann zum Taubenschlag zurück. Der Greifarm bewegt sich selbstständig in Richtung der Taube und muss nicht gesondert vom Patienten gesteuert werden. Je nach Schwierigkeitsstufe (5 Stufen: »ruhig«, »gemütlich«, »anspruchsvoll«, »schwierig«, »Taubensturm«) kommen da Vinci Tauben mit unterschiedlich hoher Geschwindigkeit in einem variablen Flugkorridor entgegen.

In »FlyVinci« ist das gemessene Biofeedback direkt mit der Position des Avatars gekoppelt und entscheidet



Abb. 9: Screenshot »FlyVinci« (Quelle: ZHDK)

so prinzipiell über das Erreichen von Belohnungspunkten. Die Höhe der Belohnungspunkte ist jedoch nicht von der aktuellen Biofeedback-Stufe abhängig, sondern auf einen Belohnungspunkt pro ergriffener Papierrolle fixiert.

*Game Grafik und Interface*

»FlyVinci« entstammt dem Spielgenre der »Side Scrolling« Games. Die Darstellung der Szenerie ist seitlich, da sich dieser Ansatz in den ersten RehabGame-Entwicklungen erfolgreich bewährt hat. Obwohl das Spiel aus zweidimensionalen Objekten zusammengesetzt ist, entsteht durch animierte Parallaxenverschiebung ein räumlicher Eindruck, der zwischen Vorder- und Hintergrundebenen unterscheidet. Der Therapeut kann je nach Fähigkeiten des Patienten zwischen fünf Schwierigkeitsstufen wählen. Im rechten oberen Bildschirmwinkel sind Punktzahl und aktueller Schwierigkeitsgrad abgebildet.

»FlyVinci« kann mit dem Lokomat® als alleinigem »Game Controller« gespielt werden, wobei in diesem Fall der Greifarm des Fluggeräts bei Annäherung einer Taube automatisch ausgelöst wird. Das Spiel weist kein explizites Ende auf und wird vom Therapeuten manuell beendet.

## »Magic Castle«

»Magic Castle« (Arbeitstitel; Abb. 10) folgt dem Lokomat-basierten Entwicklungsansatz. Die hauptsächliche Spielsteuerung durch den Lokomat® wird über »RehabConnex« mit »Color Tracking« erweitert. Das System erkennt Farbmarker an einem Zauberstab mit definierter Farbgebung, den der Patient in einer Hand hält. So können reale Armbewegungen an das Spiel als Steuerungseingabe weitergegeben werden. Über eine gesonderte Eingabemöglichkeit kann die visuelle Anzeige und die Spielsteuerung gespiegelt und für Rechts- und Linkshänder eingesetzt werden.



Abb. 10: Screenshots und Zauberer »Lino« aus »Magic Castle« (Quelle: ZHDK)

### Narrativer Hintergrund

In »Magic Castle« reitet der kleine Zauberer »Lino« auf unterschiedlichen Reittieren durch ein verzaubertes Schloss. Auf seinem Ritt erweckt er mit seinem Zauberstab Märchenfiguren und Gegenstände aus dem Schlaf. Er kann zwischen zwölf verschiedenen Schlossgemächern und zehn Räumen der Schlossküche wählen.

### Gameplay, Game Mechanik & Scoring

Abhängig von der Biofeedback-Stufe, in der sich der Patient befindet, reitet »Lino« entweder auf einer Schnecke (leicht), einer Schildkröte (mittel) oder einem Schaf (stark) (Abb. 11). Die drei Reittiere bewegen sich auf ihrem Weg durch das Zauberschloss gleich schnell fort. Die generelle Geschwindigkeit des Avatars auf seinen Reittieren kann vor Spielbeginn durch den Therapeuten manuell eingestellt werden.

Der begehbare Pfad durch Gemächer und Küchenräume wird am Boden beleuchtet hervorgehoben. Er ist vorgegeben und führt an den verzauberten, zunächst schlafenden Märchenobjekten vorbei, die sich »Lino« durch Animationen als interaktive Score-Items offenbaren, sobald er sich ihnen nähert. Die Objekte fangen dann an zu glitzern und zu funkeln. Zielt der Patient mit dem Zauberstab auf das jeweilige Objekt, so entsteht ein Zauberschweif (Bronze, Silber oder Gold) zwischen »Linos« Zauberstab und dem verwunschenem Objekt, der das schlafende Märchenobjekt erweckt und mit einer audio-visuellen Animation (belustigende Bewegungen und Geräusche) reagiert. Durch diese Entzauberung entsteht am Märchenobjekt ein Stern, der dann zur Punkteleiste am oberen linken Rand des Spielbildschirms schwebt und auf der er dann in Bronze, Silber oder Gold erscheint. Die Farbe des Zauberschweif und des erspielten Sterns hängt von der Biofeedbackstufe im Moment der Entzauberung ab.

Die Belohnung in »Magic Castle« liegt für den Spieler daher im audio-visuellen Feedback der Animation und hat somit einen narrativen Charakter. So wird bewirkt, dass Patienten mit unterschiedlichem Fähigkeitsprofil auf gleiche Weise vom Spiel belohnt werden können – der Ansporn zur maximal aktiven Teilnahme an der Therapie liegt im Sammeln möglichst vieler goldener Sterne.

Neben diesen Belohnungsmechanismen gibt es im Spiel auch »Bestrafungen«. Eine »verrückte Spinne« gilt es als interaktives Objekt zu meiden und nicht zu entzaubern. Nähert sich »Lino« ihr, fängt sie an warnend zu leuchten; wird sie trotzdem entzaubert, verliert »Lino« seinen zuletzt erspielten Stern.

Eine übergeordnete Game Mechanik gewährleistet, dass »Lino« bei der Durchquerung der Räume möglichst viele positiv besetzte Zauberobjekte entzaubert: am Ausgang des Raumes befindet sich ein großes Vorhängeschloss, welches das Reittier samt dem kleinen Zauberer mit einer eigenen Animation wieder zurück zur Ausgangsposition des Raumes pustet. Dieser Vorgang wiederholt sich maximal drei Mal, bevor das Vorhängeschloss den Weg von selbst frei gibt und »Lino« den



Abb. 11: »Linos« drei Reittiere in Abhängigkeit vom Biofeedback-Wert (Quelle: ZHDK)

Raum verlässt und zum nächsten vordringt. Die maximale Anzahl an Sternen pro Raum ist davon abhängig, wie viele positiv besetzte Zauberobjekte es gibt.

Im Übergang zum nächsten Raum wird die Anzahl an gesammelten Sternen noch einmal präsentiert und mit einem punktabhängigen Kommentar (»gut«, »sehr gut« oder »perfekt«) gelobt. Im Anschluss geht es zum nächsten Gemach oder Küchenraum. Jeder der insgesamt 22 Räume ist anders gestaltet und bietet ein eigenes Setting.

### Game Grafik und Interfaces

Soll das Spiel »Magic Castle« einem Spielgenre zugeordnet werden, so muss auf seine Verwandtschaft zu sogenannten »Rail Shooter« verwiesen werden (auch wenn es sich bei diesem RehabGame nicht um einen klassischen Shooter handelt). Das Spiel wird in einem dreidimensionalen Szenario in genretypischer Third-Person-Perspektive gespielt und es bietet vordefinierte Zielobjekte (Score-Items).

Das Spiel startet mit einem Menü-Bildschirm, in dem Therapeuten manuell die Schwellenwerte für die Biofeedbackstufen und die konstante Geschwindigkeit des Avatars vor Spielstart festlegen. Route und Räume bzw. Gemächer können ebenfalls vorab und variabel festgelegt werden. Das Spiel kann jederzeit pausiert werden. »Magic Castle« kann mit dem Lokomat® als alleinigem »Game Controller« gespielt werden, wobei dann eine automatische Verbindung zwischen »Linos« Zauberstab und den interaktiven Märchenobjekten hergestellt wird.

### »Tornalino«

Das fünfte RehabGame »Tornalino« (Arbeitstitel) basiert auf dem ChARMin-Entwicklungsansatz. Die vier Freiheitsgrade der Armorthese ChARMin werden in der Therapie der oberen Extremitäten für Links- und Rechts- hände in Gameplay-Parameter übersetzt, wobei einzelne Freiheitsgrade ausgeschaltet werden können. Aktuell befindet sich das Spiel in der finalen Entwicklungsphase (Abb. 12).



Abb. 12: Screenshot aus »Tornalino« sammelt Zauberobjekte (Quelle: ZHdK)

### *Narrativer Hintergrund*

Der Tornado »Tornalino« fegt über eine Planetenoberfläche. Er kann dort magische Feuer von vulkanartigen Hügeln einsammeln (»aufsaugen«), die er dann zu Zündschnüren von Raketen bringen kann, um sie anzuzünden und die Raketen in die Atmosphäre aufsteigen zu lassen. Die Raketen sind über die Planetenoberfläche verteilt, was eine Suche nach ihnen in der frei zugänglichen Szenerie mit sich bringt.

### *Gameplay, Game Mechanik und Scoring*

Das Spielszenario erfordert die Steuerung von »Tornalino« auf Kugelsegmenten der Planetenoberfläche in Tiefe und Breite des Spielscreens. Der Patient bewirkt diese Bewegung des Avatars im ChARMin durch Armbeugung und -streckung, Anheben und Senken des Armes vor dem Körper, Innen- und Außenrotation des Unterarms sowie durch Greifbewegungen. Außerdem müssen quer schwenkende Bewegungen durch den Raum möglich sein.

Der zentrale Belohnungsmechanismus der Game Mechanik liegt in erster Linie im besonderen visuellen Feedback der jeweiligen Raketenstarts. Das Punktesystem bezieht sich auf die Erfüllung von Suchmissionen zu einer definierten Anzahl unterschiedlicher Raketen, deren Zündung herbeigeführt werden muss. Das abschließende Balancing des Punktesystems wird bis zur anstehenden Finalisierung von »Tornalino« iterativ überarbeitet.

## **Zusammenfassung und Ausblick**

Aktuell ist das »IMIC«-Projekt im finalen Abschnitt der Entwicklungsphase angekommen. Bis Oktober 2014 werden die Spiele fertig designt, angepasst und am Kinderspital Affoltern a. A. implementiert sein. Von diesem Zeitpunkt an wird an die ersten Untersuchungen, die bereits mit »Gabarello v.1.0« durchgeführt wurden [10], angeknüpft. Aus klinischer und designtheoretischer Sicht soll insbesondere zu Fragen der Wirkungsweise der RehabGames auf die psychologischen (Motivation, Spaß, Immersion, usw.) und physiologischen (kognitive und physische Therapieeffekte, usw.) Komponenten der Patienten und zur Vergleichbarkeit mit der traditionellen Therapie mit unterschiedlichsten Untersuchungsdesigns und Methoden geforscht werden.

Neben den RehabGames bietet aber auch die fundamentalste Entwicklung des »IMIC«-Projekts, der »RehabConnex«, eine sehr gute Forschungsgrundlage. Durch seinen Einsatz könnten zum Beispiel Fragen zum Spielerleben bei der Ansteuerung durch unterschiedliche Eingabegeräte nachgegangen werden.

Zudem ist eine weitere Interface-Entwicklung zur Ansteuerung aller RehabGames über ein portables Gerät (iPad® von Apple) zur zusätzlichen Erleichterung der Therapeutischen Tätigkeiten geplant.

Mit dem »IMIC«-Projekt wurden neue Maßstäbe im Bereich der robotergestützten, RehabGame-basierten, pädiatrischen Bewegungsrehabilitation von Kindern mit neurologischen Bewegungseinschränkungen gesetzt. Die enge interdisziplinäre Zusammenarbeit von Game Designern, klinischem Fachpersonal und Robotik-Spezialisten und die Prägung aus wissenschaftlich fundierter und gamedesigntheoretischer Perspektive hat dem Projekt seinen ganz besonderen Schliff verliehen. Die bevorstehenden Untersuchungen auf den unterschiedlichsten Ebenen werden zeigen, ob sich die Entwicklungen des Projekts wie erwartet auch in der klinischen Praxis bewähren werden.

## **Danksagung**

Die Autoren danken Ralf Mauerhofer (Programmierung), Mischa Geiser (Spielmechanik und Programmierung), Sarah Celebioglu und Florian Faller (Spielmechanik und Grafik), Daniel Hug (Sound), Reto Spoerri (Programmierung) und Cornelius Müller (Projektkoordination 2010 – Mitte 2013) der Vertiefung Game Design der Zürcher Hochschule der Künste, Hubertus van Hedel, Rob Labruyère, Andreas Mayer-Heim und allen Therapeuten des Kinderspitals Affoltern a. A. sowie der Mäxi-Stiftung und der Fondation Gaydoul für ihre Förderung.

## Literatur

1. Akhutina, T, Foreman, N, Krichevets, A, Matikka, L, Narhi, V, Pylavea, N, et al. Improving spatial functioning in children with cerebral palsy using computerized and traditional game tasks. *Disabil Rehabil* 2003; 25(24): 1361-71.
2. Brütsch, K, Koenig, A, Zimmerli, L, Merillat-Koeneke, S, Riener, R, Jäncke, L, van Hedel, H, Meyer-Heim, A. Virtual reality for enhancement of robot-assisted gait training in children with neurological gait disorders. *Journ of Rehabil Medicine* 2011; 43(6): 493-499.
3. Bursting, A, Brown, R. Virtual environments for real treatments. *Polish Annals of Medicine* 2010; 17(10): 101-111.
4. Fluet, GG, Qiu, Q, Saleh, S, Ramirez, D, Adamovich, S, Kelly, D, et al. Robot-assisted virtual rehabilitation (NJIT-RAVR) system for children with upper extremity hemiplegia. *IEEE Xplore Proceedings of the Virtual Rehabil Int Conf* 2009: 189-192.
5. Götz, U, Brütsch, K, Bauer, R, Faller, F, Spoerri, R, Meyer-Heim, A, et al. A Virtual Reality System for Robot-Assisted Gait Training Based on Game Design Principles. Poster presented at the Int Conf on Virtual Rehabilitation (ICVR) 2011; IEEE: 1-2.
6. Guidali, M, Duschau-Wicke, A, Broggi, S, Klamroth-Marganska, V, Nef, T, Riener, R. A robotic system to train activities of daily living in a virtual environment. *Medical & biological engineering & computing* 2011; 49(10): 1213-1223.
7. Harris K, Reid D. The influence of virtual reality play on children's motivation. *Can J Occup Ther* 2005; 72(1): 21-9.
8. Hidler, J, Nichols, D, Pelliccio, M, Brady, K, Campbell, DD, Kahn, JH, Hornby, TG. Multicenter randomized clinical trial evaluating the effectiveness of the Lokomat in subacute stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* 2009; 23(1): 5-13.
9. Keller, U, Klamroth, V, van Hedel, HJ, Riener, R. ChARMin: A robot for pediatric arm rehabilitation. In: Antonelli, G, Chen, IM, Hyounk Reyol, C, Nak Young C, Han, D, Kragic, D, et al, editors. *Proceedings of the Int Conf on Robotics and Automation (ICRA)* 2013: 3908-3913.
10. Labruyère, R, Gerber, CN, Birrer-Brütsch, K, Meyer-Heim, A, van Hedel, HJ. Requirements for and impact of a serious game for neuro-pediatric robot-assisted gait training. *Research in developmental disabilities* 2013; 34(11): 3906-3915.
11. Lünenburger, L, Colombo, G, & Riener, R. Biofeedback for robotic gait rehabilitation. *Journ of NeuroEngineering and Rehabil* 2007; 4(1): 1-11.
12. Reid, DT. Benefits of a virtual play rehabilitation environment for children with cerebral palsy on perceptions of self-efficacy: a pilot study. *Pediatric Rehabil* 2002; 5: 141-148.
13. Reid, D. The influence of virtual reality on playfulness in children with cerebral palsy: A pilot study. *Occup Ther* 2004; 11(3): 131-44.
14. Reid, D. The use of virtual reality to improve upper-extremity efficiency skills in children with cerebral palsy: a pilot study. *Technol-Disabil* 2004; 14(2): 53-61.
15. Reid D & Campbell K. The use of virtual reality with children with cerebral palsy: a pilot randomized trial. *Ther Recreation Jour* 2006; 40(4): 255-68.
16. Riener, R, Nef, T, Colombo, G. Robot-aided neurorehabilitation of the upper extremities. *Medical and Biological Engineering and Computing* 2005; 43(1): 2-10.
17. Weiss P, Bialik P, Kizony R. Virtual reality provides leisure time opportunities for young adults with physical and intellectual disabilities. *CyberPsycho Behavi* 2003; 6: 335-342.
18. Wille, D, Eng, K, Holper, L, Chevrièr, E, Hauser, Y, Kiper, D, Meyer-Heim, A. Virtual reality-based paediatric interactive therapy system (PITS) for improvement of arm and hand function in children with motor impairment – a pilot study. *Developmental Neurorehabil* 2009; 12(1): 44-52.

## »IMIC« – Innovative Movement Therapies in Childhood

A. L. Martin, U. Götz &amp; R. Bauer

## Abstract

»IMIC« (Innovative Movement Therapy in Childhood) is a translational research and development project that focuses on creating a motivating and therefore more effective locomotion rehabilitation-setting for children with neurological disorders and cognitive limitations in an interdisciplinary context. The project's main target is the expansion of pediatric robot-assisted rehabilitation of lower and upper extremities by using specifically designed RehabGames. »IMIC« was founded in 2010 by an interdisciplinary cooperation of movement scientists, neurologists and neuropsychologists (University Children's Hospital Affoltern a. Albis, Rehab Research Group), game designers (Zurich University of the Arts, Specialization in Game Design) and specialists in sensory-motor robotics (ETH Zurich, Sensory-Motor Systems Lab; ETH Zurich/Zurich University, Institute for Neuroinformatics).

The project aims to develop a flexible combination of diversified game-settings with various therapy devices for upper and lower extremities. This goal results in the project's key development of a central middleware (»RehabConnex«), which allows the linking of different therapeutical robots or input devices, respectively a combination of both, to RehabGames for game control. In this scenario the rehabilitation robots Lokomat® (Hocoma) and ChARMin (ETH Zurich) function as multimodal »game controllers« and generate data from the patient's physical input, which is translated into game parameters.

Besides clinical research on the impact of these innovative developments, the »IMIC«-project yields aspects of design research: Which audio-visual, game-conceptual and technological features must a RehabGame provide to maximally motivate young patients for the active participation in therapy and to support the therapists?

**Keywords:** Rehabilitation games, robot-assisted motor-rehabilitation, neurological disorders, RehabConnex, children

*Neurol Rehabil* 2014; 20 (4): 215-225

© Hippocampus Verlag 2014

## Interessenvermerk

Es besteht kein Interessenkonflikt.

## Korrespondenzadresse:

Anna Lisa Martin  
Zürcher Hochschule der Künste,  
Vertiefung Game Design, Toni Areal  
Pfingsgtweidstrasse 96, Postfach  
CH-8031 Zürich  
anna.martin@zhdk.ch

# NEUROREHABILITATION



Ch. Dettmers, K. M. Stephan (Hrsg.)

## Motorische Therapie nach Schlaganfall

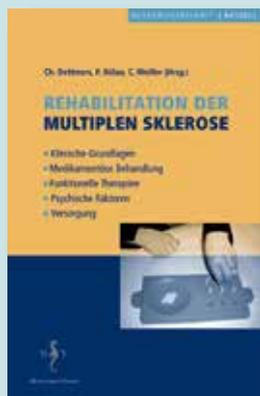
Hardcover | 322 S.  
€ 49,00 **jetzt € 29,90**  
ISBN 978-3-936817-70-6



Christiane Gérard  
**Kein Anschluss unter dieser Nummer!**

Hirngeschädigte „erreichen“ und verstehen

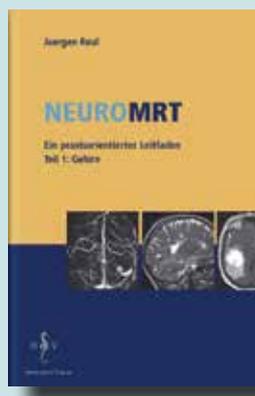
broschiert | 75 S. | € 19,80  
ISBN 978-3-936817-74-4



Ch. Dettmers, P. Bülow, C. Weiller (Hrsg.)

## Rehabilitation der Multiplen Sklerose

Hardcover | 339 S.  
€ 49,00 **jetzt € 29,90**  
ISBN 978-3-936817-38-6

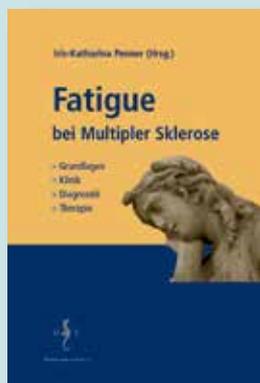


J. Reul

## Neuro-MRT

Ein praxisorientierter Leitfaden  
Teil 1: Gehirn

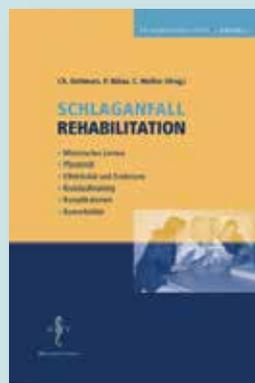
Hardcover | 264 S.  
€ 49,00 **jetzt € 29,90**  
ISBN 978-3-936817-24-9



Iris-Katharina Penner (Hrsg.)

## Fatigue bei Multipler Sklerose

Hardcover | 170 S.  
€ 49,00 **jetzt € 19,90**  
ISBN 978-3-936817-32-4



Ch. Dettmers, P. Bülow, C. Weiller (Hrsg.)

## Schlaganfall Rehabilitation

Hardcover | 440 S.  
€ 49,00 **jetzt € 29,90**  
ISBN 978-3-936817-20-1

Bestellung über den Buchhandel oder direkt beim Verlag

Bestellung: Sylvia Reuter  
Tel. +49 (0) 22 24.91 94 80  
Fax +49 (0) 22 24.91 94 82

sylvia.reuter@hippocampus.de  
www.hippocampus.de  
Lieferung versandkostenfrei!

Neue Zulassung für OnabotulinumtoxinA

# BOTOX®: eine neue Therapieoption für Patienten mit Fußgelenkspastik nach Schlaganfall

Als eine der häufigsten Folgeerkrankungen eines Schlaganfalls kann Spastik zu einem Verlust der Eigenständigkeit der Betroffenen im Alltag führen und sich negativ auf ihr physisches und psychisches Wohlbefinden auswirken. OnabotulinumtoxinA (BOTOX®) kann bereits seit 2001 zur Behandlung einer fokalen Spastizität des Handgelenks und der Hand bei erwachsenen Schlaganfallpatienten eingesetzt werden. Im Mai 2014 erhielt es als einziges Botulinumtoxin die Zulassung zur Behandlung einer fokalen Spastizität des Fußgelenks bei erwachsenen Schlaganfallpatienten.

**K**napp 200.000 Menschen in Deutschland erleiden jährlich einen Schlaganfall. Dank der verbesserten Akutversorgung überleben ca. drei Viertel der Patienten. Bei bis zu einem Drittel dieser Überlebenden entwickelt sich innerhalb von Wochen – oder häufiger Monaten – eine Spastizität der oberen und/oder unteren Extremität, die durch relevante Funktionsausfälle und Schmerzen erhebliche Belastungen für die Betroffenen mit sich bringen kann. Etwa 35.000 Erwachsene erkranken in Deutschland jährlich an der Spastizität des Fußgelenks nach Schlaganfall.

## Folgen des Pes equinovarus

An der unteren Extremität führt die spastische Verkürzung der Fußgelenkbeuger zum Pes equinovarus (sog. neurogener »Klumpfuß«). Der Musculus tibialis posterior bringt den Fuß in Plantarflexion im oberen Sprunggelenk. Zusammen mit einer Supination vor allem des Rückfußes kommt es zur Drehung des Fußes nach unten und innen. Die Zehen können eingerollt oder klauenförmig sein. Die Beweglichkeit des Fußgelenks ist eingeschränkt (Abb. 1).

In der Folge kommt es zu einer sowohl passiven als auch aktiven motorischen Dysfunktion der unteren Extremität. Wenn die passive Gelenkbeweglichkeit eingeschränkt ist, fällt es Patienten in der Regel schwerer, ihre Fußsohlen zu reinigen. Hautläsionen, v. a. der seitlichen Fußsohle, können entstehen. Redression oder Schienenbehandlung sowie Lagerung und Transfer sind erschwert. Auch das Anzie-

hen und Tragen von Schuhen kann Schwierigkeiten bereiten.

Durch Einschränkungen der aktiven Beweglichkeit können Patienten Schwierigkeiten beim Sitzen, Aufstehen, Gehen und beim Halten des Gleichgewichts haben. Beim Gehen kommt es zur Einschränkung der Dorsalflexion während der frühen und mittleren Standbeinphase, zu einer übermäßigen Kniebeugung während der Präschrumpfungphase und zum Nachziehen des Fußes während



Abb. 1: Pes equinovarus.

der frühen Schwungphase. Es werden kurze, kontralaterale Schritte gemacht. Als Folge der Störung des Bewegungsablaufs und der Haltung können auch weitere Gelenke, wie das Hüftgelenk, in Mitleidenschaft gezogen werden.

Für den Patienten mindestens ebenso belastend wie die motorischen Einschränkungen sind assoziierte Schmerzen. Diese können auf-

## Interview mit ...

Christoph Hofstetter,  
Therapiezentrum Warburg



### Wie ist die therapeutische Vorgehensweise bei Patienten mit Spastizität nach Schlaganfall in Ihrem Zentrum?

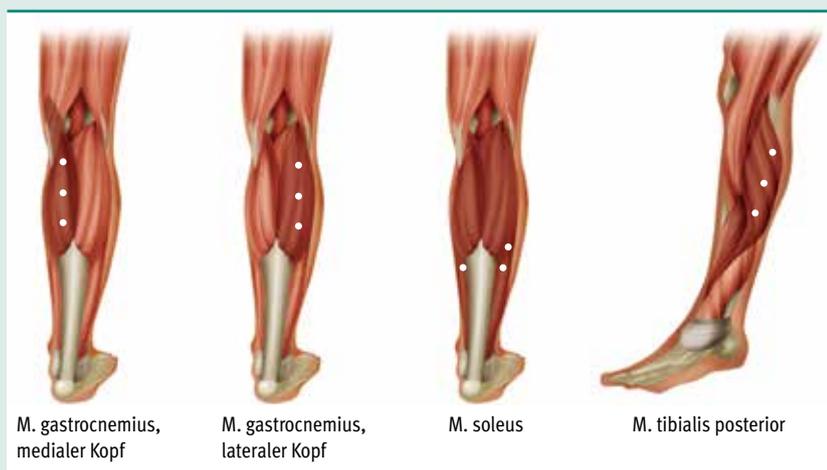
Wichtig ist zuallererst ein exakter Befund. Plus-Symptomatik, Minus-Symptomatik und die notwendige Kompensation des Patienten ergeben zusammen ein komplexes Bild, das genau analysiert werden muss. Es wird eine Hypothese zur Ursache der Spastik gebildet, auf deren Grundlage geeignete Assessments und therapeutische Maßnahmen ausgewählt werden. Zu den physiotherapeutischen Standards gehören die passive Dehnung der kontrahierten Muskulatur, Mobilisation der Gelenke und zirkuläre Redressionsgipse. Wichtig ist, dass die Dehnung und exzentrische Muskularbeit über mindestens 30 Sekunden anhält, bei kürzeren Intervallen konnte kein Effekt nachgewiesen werden.

### Wie wirkt sich eine Therapie mit BOTOX® auf den Erfolg dieser physiotherapeutischen Behandlungsmaßnahmen aus?

Im Fall der unteren Extremität sind selbstständiges Stehen und Gehen wichtige therapeutische Ziele. Die Behandlung mit BOTOX® ermöglicht und unterstützt ein funktionelles, aktives Training. Auch gerätegestütztes Training, z. B. auf dem Laufband, wird durch diese Behandlung erleichtert.

### Was ist in Bezug auf die Physiotherapie zu beachten, wenn ein Patient parallel eine Therapie mit BOTOX® erhält?

Idealerweise erfolgt die Injektion durch den Arzt im Beisein des Physiotherapeuten. Nach der Injektion sollte sofort mit der physiotherapeutischen Behandlung begonnen werden. Es wird aktiv ins spastische Muster hineingearbeitet, da sich Botulinumtoxin im kontrahierten Muskel besser verteilen kann. Die früher propagierte Ruhepause von einigen Tagen ist eher kontraproduktiv. Bei einer erst kurz bestehenden Spastik kann danach sofort mit einem aktivierenden neuromuskulären Training begonnen werden. Bei schon länger bestehender Spastik sollte zunächst versucht werden, die kontrahierten Muskeln und Sehnen durch zirkuläre Redression zu dehnen. Idealerweise wird der Redressionsverband alle zwei bis drei Tage ausgewechselt, bis Gelenke und Muskulatur in eine normale Funktionsstellung gebracht sind. Dies dauert bei gutem Verlauf ca. 14 Tage.



**Abb. 2:** Die Dosierung von BOTOX® erfolgt gemäß Fachinformation in vier Muskeln über je drei Injektionsstellen bei einer Gesamtdosis von 75 Einheiten pro Muskel

grund von Kontrakturen der Muskeln sowie einer erhöhten Belastung der seitlichen Fußsohle im Gehen oder durch Liegen entstehen. Schmerzen gehören zu den Hauptbeschwerden von Patienten mit Spastizität der unteren Extremität.

### **BOTOX®: jetzt auch eine therapeutische Option für die untere Extremität**

Die therapeutischen Möglichkeiten zur Behandlung der Fußgelenkspastik nach Schlaganfall bestehen in Physiotherapie, gerätegestützter Dehnung, Elektrostimulation, oralen Antispastika, Redression sowie in schweren Fällen einer Operation (Neurotomie des N. tibialis,

dorsale Rhizotomie). Seit Mai dieses Jahres steht auch OnabotulinumtoxinA (BOTOX®, Fa. Allergan) zur Behandlung der Fußgelenkspastik nach Schlaganfall zur Verfügung. Es wirkt über die gezielte Reduktion des spastischen Tonus der Plantarflexoren.

Die Neuzulassung basiert auf einer multizentrischen, randomisierten, doppelblinden, placebokontrollierten Studie, in der die Wirksamkeit der Behandlung bei Patienten mit schlaganfallbedingter Spastik der unteren Extremität mit Beeinträchtigung des Fußgelenks untersucht wurde. Die Injektion von 75 Allergan-Einheiten OnabotulinumtoxinA in vier Muskeln, verteilt

auf jeweils drei Injektionspunkte (siehe Abb. 2), führte im Vergleich zu Placebo zu einer signifikanten Senkung des modifizierten Ashworth-Scores (MAS), d. h. einer Tonussenkung im Sprunggelenk nach vier, sechs und acht Wochen, sowie zu einem signifikant verbesserten klinischen Gesamteindruck der funktionellen Behinderung. Therapiebedingte Nebenwirkungen waren von leichter oder mäßiger Intensität und in der Verumgruppe nicht häufiger als in der Placebogruppe.

### **Mit BOTOX® die Entwicklung von Kontrakturen verhindern**

OnabotulinumtoxinA kann selbst bei Patienten, die schon viele Jahre an einer schlaganfallbedingten Spastik der unteren Extremität leiden, eine Zunahme der Mobilität und Reduktion der Schmerzen erreichen. Es öffnet ein therapeutisches Fenster für die motorische Übungsbehandlung und schafft die Voraussetzungen für Pflege- und Hygienemaßnahmen. Sinnvoll ist es, die Behandlung schon dann zu beginnen, wenn sich erste Anzeichen einer dauerhaften Muskelverkrampfung zeigen wie muskulärer Hypertonus, Kloni, übersteigerte Muskeleigenreflexe und Muskelspasmen. Denn die therapiebedingte Muskelentspannung kann Kontrakturen vorbeugen und damit Fehlhaltung, Bewegungseinschränkung und Schmerz schon im Vorfeld vermeiden helfen.

| B. Bülau |

### **Die Zulassungsstudie**

**Methodik:** Von 120 randomisierten Patienten, die mindestens sechs Monate vor der Behandlung einen Schlaganfall erlitten hatten und auf der modifizierten Ashworth-Skala (MAS) am Fußgelenk einen Score von  $\geq 3$  aufwiesen, erhielten 58 Patienten 75 Allergan-Einheiten BOTOX® pro Muskel an jeweils 3 Injektionsstellen (s. a. Abb. 2) in jeden der folgenden Muskeln: medialer Kopf des M. gastrocnemius, lateraler Kopf des M. gastrocnemius, M. soleus und M. tibialis posterior. 62 Patienten erhielten an denselben Stellen Placebo mit identischem Volumen.

Der Muskeltonus der plantaren Flexoren am Fußgelenk wurde bei Einschluss in die Studie (2 – 4 Wochen vor der Behandlung), am Tag der Behandlung (Ausgangswert) und 1, 4, 6, 8 und 12 Wochen nach Injektion bestimmt. Die Änderungen des MAS-Scores am Fußgelenk gegenüber Ausgangswert (vertikale Achse) wurden in Abhängigkeit von der Zeit (horizontale Achse) berechnet. Weiterhin wurden Ganganalyse, Gangparameter (Physician Rating Scale (PRS) und Gehgeschwindigkeit), klinischer Gesamteindruck, CGI-Score (Clinical Global Impression) und Verträglichkeit evaluiert.

**Ergebnisse:** Der Muskeltonus wurde durch die Behandlung mit 300 Allergan-Einheiten BOTOX® signifikant stärker reduziert als mit Placebo ( $p=0,006$ ). Nach der Behandlung war der MAS-Wert am Fußgelenk in der BOTOX®-Gruppe in Woche 4, 6 und 8 signifikant niedriger als in der Placebogruppe ( $p < 0,001$ ). Alle anderen Parameter unterschieden sich nicht signifikant zwischen beiden Gruppen.

Die Studie belegte damit die Überlegenheit der Behandlung mit 300 Allergan-Einheiten BOTOX® im Vergleich zu einer Injektion von Placebo zur Reduktion des Muskeltonus, bestimmt anhand des primären Wirksamkeitsparameters MAS am Fußgelenk. Im Hinblick auf die Gehfunktion wurde keine Verbesserung beobachtet.

Kaji R. et al. Botulinum toxin type A in post-stroke lower limb spasticity: a multicenter, double-blind, placebo-controlled trial. J Neurol 2010; 257: 1330-1337



## Interview mit ...

Prof. Dr. Martin Hecht,  
Bezirkskrankenhaus Kaufbeuren

### Ist eine interdisziplinäre Behandlung der Spastizität nach Schlaganfall sinnvoll und was verstehen Sie darunter?

Anders als bei der Dystonie, bei der die Botulinumtoxin-Injektion allein zur Behandlung ausreicht, sind bei der Behandlung der Spastizität nach Schlaganfall viele verschiedene Bausteine nötig. Zunächst sind Physiotherapie, ggfs. Ergotherapie, Redression, Schienen sowie Muskel-Sehnen-Verlängerung als Optionen zu nennen. In schweren Fällen von Paraspastik kann eine Baclofen-Pumpe implantiert werden. Zudem können orale Antispastika oder lokal Botulinumtoxin gegeben werden. Ein Baustein allein löst das Thema Spastik nie. Die Physiotherapie nimmt jedoch eine zentrale Rolle ein. Allerdings würde ich mir von den Physiotherapeuten wünschen, dass sie darauf aufmerksam machen, wenn sich durch eine Behandlung mit Botulinumtoxin die Physiotherapie noch verbessern ließe. Es könnten viel mehr Schlaganfallpatienten von dieser Therapie profitieren, als das zurzeit der Fall ist.

### Unterscheidet sich Ihr Behandlungskonzept für Spastiken nach Schlaganfall, die erst seit kurzer Zeit oder bereits länger bestehen?

Eine erst seit kurzer Zeit bestehende Spastik hat noch viele dynamische Anteile, die gut auf die Botulinumtoxin-Therapie ansprechen. Der Begriff »kurz« kann dabei zwei bis drei Monate, bei einer gut behandelten Spastik aber auch bis zu einem Jahr bedeuten, das hängt sehr stark vom Grad der Immobilisation ab. Je länger eine Spastik besteht, desto häufiger kommt es zu Kontrakturen. Der Ultraschall gibt erste Hinweise darauf, ob mehr dunkle, muskuläre Strukturen oder mehr helle, bindegewebig umgebte Strukturen vorhanden sind. Hier muss dann entschieden werden, wie viel dynamische, verbesserungsfähige Anteile vorliegen und wie viel schon fixiert ist. Um das herauszufinden, gibt es zwei

Möglichkeiten: Ein gangbarer Weg ist die Injektion einer relevanten Dosis Botulinumtoxin, bei der nach drei bis vier Wochen, wenn die Toxinwirkung maximal ist, das Bewegungsbild noch einmal angeschaut und ggfs. nachinjiziert wird. Die zweite, schnellere, bei Erwachsenen aber aufwändigere Möglichkeit ist eine Plexusanästhesie oder eine Vollnarkose mit Muskelrelaxation, in der die muskuläre Spastik sich auflöst, Kontrakturen aber bestehen bleiben. Auf jeden Fall sollten dynamische Spastikanteile und fixierte Kontrakturen gut abgegrenzt werden, um Kompensationsmuster, die sich bei einer länger bestehenden Spastik im Sinne einer Defektheilung ausgebildet haben, durch die Behandlung nicht zu zerstören.

### Welchen Stellenwert hat aus Ihrer Sicht der Zeitpunkt, zu dem die Therapie mit BOTOX® bei Schlaganfallpatienten begonnen wird?

Natürlich ist es besser, mit der Therapie früh zu beginnen. Idealerweise geschieht dies schon bei einer frischen Spastik, bei der sich noch keine Kontrakturen ausgebildet haben. Wir haben in Deutschland mittlerweile eine sehr gute Abdeckung mit Stroke Units, auf denen schon innerhalb der ersten 24 Stunden mit Physiotherapie begonnen wird. In der anschließenden Behandlungskette mit Frührehabilitation und Rehabilitation ist die Spastik meist noch kein großes Problem, da gibt es eine extrem effektive und gute Behandlung. Im ersten halben Jahr stellt der Hausarzt dann meist noch Rezepte für orale Antispastika aus und verordnet Physiotherapie – allerdings reduziert sich die Therapiefrequenz in der Regel von fünfmal auf ein- bis zweimal pro Woche. Irgendwann hört auch das auf. Die Spastik verfestigt sich, wird zum Dauerzustand, und der Patient richtet sich damit in seinem Alltag ein. Die Behandlungserfolge der ersten Monate gehen dadurch größtenteils verloren.

Damit es dazu nicht kommt, ist eine frühe Behandlung mit Botulinumtoxin schon bei der beginnenden Spastik sinnvoll. Andererseits sollte aber nicht vergessen werden, dass auch bei einer schon Jahre bestehenden Spastik – für Physiotherapeuten meist ein frustrierendes Kapitel – ein Versuch mit Botulinumtoxin noch lohnend sein kann.

### Welche praktischen Empfehlungen geben Sie für die Behandlung der unteren Extremität mit BOTOX®?

Wichtig ist die physiotherapeutische Einarbeitung vor und nach der Botulinumtoxinbehandlung. Es gibt Hinweise dafür, dass sich die Rezeptordichte durch Aktivierung der Muskulatur im Vorfeld der Injektion erhöhen lässt. Bekannt ist außerdem, dass sich durch Muskelaktivität in einem Zeitfenster von 24 Stunden nach der Injektion die Aufnahme des Toxins weiter verbessert lässt. Auch Elektrostimulation scheint diesen Effekt zu haben.

### Besteht die Gefahr der Destabilisierung des Stands und Gangs durch eine zu hohe Botulinumtoxindosis?

Die Muskeln am Bein sind groß und kräftig, insofern ist auch der Sicherheitsabstand hinsichtlich der Dosis groß. Eine Überdosierung macht sich eher durch eine Minderung der Ausdauer bemerkbar.

### Worin sehen Sie den besonderen Nutzen von BOTOX® in der Behandlung von Spastiken der unteren Extremität?

Für mich ist der größte Benefit, dass mit der Zulassung von BOTOX® zur Behandlung der schlaganfallbedingten Spastizität der unteren Extremität für viele Patienten eine Tür zu dieser Methode aufgestoßen wurde. Das ist ein großer, entscheidender Schritt. Und die Ärzte – vor allem die Kollegen in den Ermächtigungsambulanzen – erhalten mit der Zulassung endlich eine Behandlungssicherheit im Sinne der Abrechnung.

## Fortgeschrittener Morbus Parkinson

## Motorische Probleme erfordern Eskalationstherapie

Levodopa ist die wirksamste Therapie der Parkinson-Krankheit, aber die langfristige orale Anwendung führt durch pulsatile Stimulation der Dopaminrezeptoren zu Wirkschwankungen und in der Folge zu motorischen Fluktuationen. Die Applikation der Substanz in Gelform über eine Sonde direkt ins Duodenum/Jejunum ermöglicht kontinuierliche Wirkspiegel und damit eine Verbesserung der Motorik, der Alltagsfähigkeiten und der Lebensqualität. Dies wurde jetzt aktuell auch in einer placebokontrollierten Doppelblindstudie nachgewiesen.

Mit den motorischen Problemen im späteren Krankheitsverlauf des Morbus Parkinson geht ein gravierender Verlust an Lebensqualität einher. Wirkungsfuktuationen mit und ohne Levodopa-Dyskinesien, abrupte Wechsel zwischen Phasen von guter und schlechter Symptomkontrolle (On-Off-Phasen) sowie schwerer Tremor sind letztendlich die häufigsten Indikationen für eine Eskalationstherapie: Die kontinuierliche Zuführung

von Dopamin oder Apomorphin mittels einer Pumpe oder die Tiefe Hirnstimulation (THS), erläuterte *Prof. Dr. P. Urban*, Hamburg.

### Praktisches Vorgehen bei der Pumpentherapie

Die Umstellung auf eine Pumpentherapie sollte laut Urban

- bei Schwankungen der Beweglichkeit trotz bereits optimierter medikamentöser Behandlung,
- bei nicht mehr akzeptabler Länge und Häufigkeit von Off-Phasen und/oder
- bei ausgeprägten Überbeweglichkeiten

erwogen werden. Dieser Zeitpunkt korreliert meist mit dem Beginn der Spät komplikationen, wobei es hier wichtig ist, nicht zu lange zu warten, das heißt, bevor erste Stürze auftreten.

Zur Wahl stehen Apomorphin- oder Duodopa-Pumpe. Beide garantieren eine kontinuierliche Medikamentengabe ohne feste Einnahmezeiten und unabhängig von der Magenentleerung. Im Gegensatz zur subkutanen Apomorphin-Dauerinfusion wird das Duodopa-Gel zur intestinalen Anwendung über eine Sonde direkt in den Zwölffingerdarm bzw. oberen Dünndarm, den Ort der Resorption, verab-

reicht. Es enthält Levodopa und Carbidopa im Verhältnis 4:1 (1 ml = 20 mg L-Dopa + 5 mg Carbidopa).

Die Indikationsstellung erfolgt nach einer Testphase, in welcher das Gel über eine nasoduodenale Sonde direkt ins Duodenum/Jejunum appliziert und der Effekt dokumentiert wird. Anschließend wird über einen endoskopischen Eingriff eine Dauersonde ins Jejunum (perkutane endoskopische Gastrostomie mit jejunalem Schenkel [PEG-J]) gelegt. Die gesamte Tagesdosis wird in drei individuell eingestellten Dosen gegeben: Morgendliche Bolusdosis, um einen schnellen Effekt zu erreichen, kontinuierliche Erhaltungsdosis, die eine gleichmäßige Mobilität über den Tag erzielt, und Extra-Bolusdosen bei Bedarf (zur Vermeidung oder Aufhebung von Off-Situationen, etwa nach einer größeren Mahlzeit). Nach 16 Stunden wird die Pumpentherapie beendet und über Nacht auf Levodopa retard umgestellt. Eine 24-Stunden-Dauertherapie mit Duodopa ist aber ebenfalls möglich.

### Akzeptanz im niedergelassenen Bereich muss verbessert werden

Von der Indikation her könnten mehr Parkinson-Patienten von einer Eskalationstherapie profitieren, so *Dr. I. Wellach*, Hamburg. Die Behandlung von Patienten im fortgeschrittenen Stadium ist jedoch sehr zeitaufwändig und komplex und wird in der EBM in keiner Weise abgebildet – deshalb konzentriert sie sich bislang noch auf wenige Schwerpunktpraxen.

|D. Fernholz|

*Quelle: »Presse trifft Klinik: Perspektiven für Menschen mit fortgeschrittenem Morbus Parkinson – Schwerpunkt Duodopa« am 8.7.2014 in Hamburg von AbbVie Deutschland GmbH & Co. KG*

### Bemerkenswertes Studienprogramm

Obwohl die Applikationsart die Durchführung kontrollierter Studien sehr erschwert, wurde im Februar 2014 aktuell eine prospektive, doppelblinde, randomisierte, placebokontrollierte Double-Dummy-, Doppeltitrations-Studie mit intestinal appliziertem Levodopa hochrangig publiziert. Darin wurde Levodopa / Carbidopa als duodenale Infusion und als Tabletten mit sofortiger Freisetzung bei 71 Patienten mit fortgeschrittenem M. Parkinson und oral therapieresistenten motorischen Fluktuationen verglichen, wobei auch Placebo per PEG appliziert wurde [1]. Der primäre Endpunkt »Zeit im OFF« wurde durch intestinal appliziertes Levodopa im Vergleich zu oralem Levodopa von  $4,11 \pm 0,75$  auf  $2,24 \pm 0,76$  Stunden pro Tag gesenkt ( $p=0,0015$ ). Diese Ergebnisse stehen im Einklang mit einer offenen Phase-III-Studie mit 192 Patienten, in der Duodopa die OFF-Zeiten nach 12 Wochen gegenüber Studienbeginn signifikant um 3,9 Stunden pro Tag senkte [2]. Die Sicherheit und Verträglichkeit wurde in einer aktuellen Langzeitstudie über sieben Jahre überprüft [3]. In dieser Studie bewirkte die Therapie mit Duodopa in der Langzeitanwendung positive und klinisch signifikante Effekte auf motorische Komplikationen und wurde nur selten vorzeitig abgebrochen.

1. Olanow CW et al. *Lancet Neurol* 2014; 13(2): 141-9

2. Fernandez HH et al. *Parkinsonism Relat Disord* 2013; 19(3): 339-45

3. Zibetti M et al. *Eur J Neurol* 2014; 21: 312-18

### Tiefe Venenthrombose und Lungenembolie

## Weitere Zulassungen für Pradaxa® in der EU

Pradaxa® (Dabigatranetexilat) hat im Juni die Zulassungserweiterung zur Behandlung und Sekundärprävention tiefer Venenthrombosen (TVT) und Lungenembolien (LE) in der EU erhalten.

Bis zu 29 % der Patienten mit TVT und LE erleiden innerhalb von fünf Jahren ein Rezidiv, wenn sie keine

Sekundärprävention erhalten. Nach 10 Jahren steigt das Risiko auf bis zu 40%. Pradaxa® ist in der neuen In-

dikation genauso wirksam wie Warfarin, weist aber ein insgesamt günstigeres Sicherheitsprofil auf. Das ist ein großer Vorteil, bedenkt man, dass die Lungenembolie als Folgeerscheinung einer tiefen Venenthrombose immer noch die häufigste Ursache vermeidbarer Todesfälle in Krankenhäusern ist.

Die Zulassung durch die Europäische Kommission stützt sich auf die Ergebnisse von vier umfassenden klinischen Phase-III-Studien. In diesen wurde die Wirksamkeit von Pradaxa® zur Behandlung und Sekundärprävention der TVT und LE im Vergleich zu Warfarin belegt [1–3]. Die Studiendaten zeigten auch ein um 92% verringertes Risiko für ein Rezidiv im Vergleich zu Placebo in der Sekundärprävention [3]. Zudem konnte bei Pradaxa® eine signifikant geringere Blutungsrate vs. Warfarin festgestellt werden, was zu einer insgesamt günstigen Bewertung des Sicherheitsprofils von Pradaxa® führt. Pradaxa® ist in dieser Indikation als einziges direktes orales Antikoagulans (DOAK) bis zu drei Jahre untersucht worden.

Pradaxa® wird die Therapie für TVT- und LE- Patienten deutlich vereinfachen. Zum einen ist keine routinemäßige Gerinnungskontrolle erforderlich. Zu anderen kann die Therapie mit Pradaxa® im Regelfall nach mindestens 5-tägigem Einsatz eines parenteralen Antikoagulans (wie niedermolekularem Heparin), mit einer einmal gewählten Dosierung begonnen und ohne initiale Dosisumstellung fortgeführt werden. Dabei gelten die gleichen Dosierungen wie in der Indikation Prävention von Schlaganfällen und systemischen Embolien bei nicht-valvulärem Vorhofflimmern.

Pradaxa® ist somit für sechs Indikationen zugelassen: Prävention von Schlaganfällen bei nicht-valvulärem

Vorhofflimmern, Prävention venöser Thromboembolien nach Knie- und Hüftgelenkersatz, Behandlung von TVT und LE, Sekundärprävention von TVT und LE.

|B. Bülow |

1. Schulman S, et al. Dabigatran versus warfarin in the Treatment of Acute Venous Thromboembolism. *N Engl J Med* 2009; 361: 2342-52.
2. Schulman S, et al. Treatment of Acute Venous Thromboembolism with Dabigatran or Warfarin and Pooled Analysis. *Circulation* 2014; 129: 764-772.
3. Schulman S, et al. Extended Use of Dabigatran, Warfarin or Placebo in Venous Thromboembolism. *N Engl J Med* 2013; 368: 709-18.

Quelle: Launch-Presskonferenz »Management venöser Thromboembolien«, Farnfurt 16.06.2014, Veranstalter: Boehringer Ingelheim

## Hocoma – Kernkompetenz im Serious Gaming

Intensive, repetitive und aufgabenorientierte Therapieübungen haben sich als entscheidende Faktoren für die Wiederherstellung von motorischen Fähigkeiten erwiesen. Das Augmented Performance Feedback, d. h. Serious Games mit direktem Bewegungsfeedback, fördert die Bereitschaft und die Motivation des Patienten nachhaltig und unterstützt den Therapeuten gleichzeitig bei der qualitativen Beurteilung von Bewegungen. Das Schweizer Medizintechnikunternehmen Hocoma hat sich in den vergangenen Jahren eine Kernkompetenz bei der Entwicklung und dem Einsatz von Augmented Performance Feedback in der neurologischen Rehabilitation erarbeitet. Allein im vergangenen Jahr wurden über 30 Spiele in Zusammenarbeit mit Kliniken, professionellen Spielentwicklern und unter Berücksichtigung aktueller Forschungsergebnisse produziert, die bei Patienten weltweit zur gesteigerten Motivation während der Therapie zum Einsatz kommen. Die Spiele sind bei Hocoma ein fester Bestandteil der Geräte zur Rehabilitation der oberen (Armeo) und unteren Extremitäten (Lokomat) sowie in der

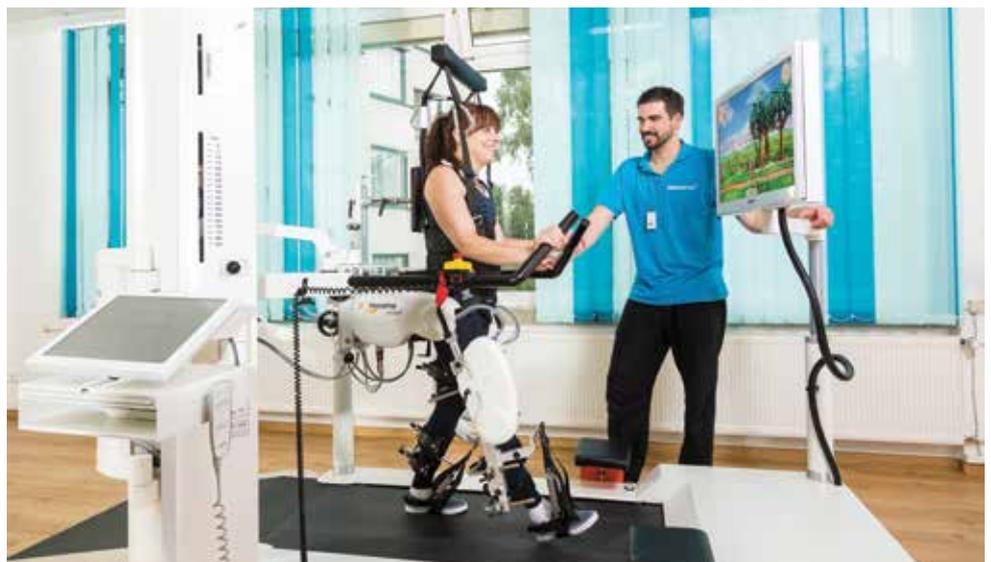
Behandlung von Rückenschmerzpatienten (Valedo).

Das Augmented Performance Feedback beim Lokomat steigert die Motivation des Patienten durch motivierendes, herausforderndes und instruktives funktionelles Feedback in virtuellen Umgebungen. Während sie verschiedene Aufgaben lösen, können sich Patienten während ihres Laufbandtrainings durch virtu-

elle Umgebungen bewegen und sich aus eigenem Antrieb aktiv in ihr Training einbringen. Das neue Challenge Package ermöglicht zudem den Fokus auf spezifische Therapieaspekte wie das Timing von Aktivität und Koordination, Bewegungsmuster und Gangsymmetrie.

Auch die funktionelle Therapie der oberen Extremitäten mit dem Armeo erhöht durch motivierende und spielerische Übungen die aktive Leistung des Patienten.

Weitere Informationen unter [www.hocoma.com](http://www.hocoma.com)



## TERMINE & STELLENANZEIGEN

18. – 20.9.2014

Oldenburg

### 29. Jahrestagung der Gesellschaft für Neuropsychologie

**i** Kongress- und MesseBüro Lentzsch GmbH, Gartenstr. 29, D-61352 Bad Homburg  
Tel. +49(0)6172-6796-0, Fax / 6796-26  
info@kmb-lentzsch.de  
www.kmb-lentzsch.de

24.09.–27.09.

Halle/Saale

### 12. Kongress der Dt. Ges. für Gerontologie und Geriatrie (DGGG), 26. Kongress der Dt. Ges. für Geriatrie (DGG)

**i** Aey Congresse GmbH, Seumestr. 8, 10245 Berlin  
Telefon: +49 (0) 30 2900659-4  
Telefax: +49 (0) 30 2900659-5  
dggg2014@aey-congresse.de

25.–27.09.

Berlin

### 119. Jahreskongress der Dt. Ges. für Physikalische Medizin und Rehabilitation Kongress der Deutschen Gesellschaft für manuelle Medizin

**i** www.dgpmr-kongress.de

10.09.–13.09.

Boston

### European and American Committee for Treatment and Research in Multiple Sclerosis (ECTRIMS/ACTRIMS)

**i** Opus3 inc., 417 Saint-Pierre Street, Suite 302, Montréal QC H2Y 2M4 Canada  
+1514 395 1808  
Tel.: +49 (0) 3641/31 16 335  
info@msboston2014.org  
www.msboston2014.org

16.09.–20.09.

Tallinn, Estland

### 22nd Congress of the European Sleep Research Society

**i** c/o Congrex Switzerland Ltd.  
Peter Merian-Strasse 80  
4002 Basel / Switzerland  
Phone: +41 61 686 77 77  
Fax: +41 61 686 77 88  
basel@congrex-switzerland.com  
www.congrex-switzerland.com/esrs2014

17.10.

Wien

### Jahrestagung 2014 der Österreichischen Wachkoma Gesellschaft

**i** Österreichische Wachkomagesellschaft  
E-Mail: info@wachkoma.at  
www.wachkoma.at

23.10.–25.10.

Köln

### 49. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Neuroradiologie (DGNR)

**i** KUM Kongressorganisation Andreas Kluge, Tel.: 03643/2468-135  
andreas.kluge@kukm.de  
www.neurorad.de

Gemeinnützige

**Hertie-Stiftung** 

Die Gemeinnützige Hertie-Stiftung ist eine der größten deutschen Privatstiftungen. Mit ihrem Vermögen von rund 900 Mio. Euro engagiert sie sich sowohl fördernd als auch operativ in den Bereichen Vorschule und Schule, Hochschule und Neurowissenschaften. Sie vergibt Stipendien und setzt sich für die Vereinbarkeit von Beruf und Familie ein.

Zur Förderung der Forschung erfahrener Neurowissenschaftler und Neurowissenschaftlerinnen sowie als Auszeichnung für langjährige Spitzenleistung schreibt die Gemeinnützige Hertie-Stiftung die

## Hertie-Senior-Forschungsprofessur Neurowissenschaften 2015

aus. Die Stiftungsprofessur ist für herausragende Neurowissenschaftler/-innen gedacht, welche die abschließenden Jahre ihrer beruflichen Laufbahn ausschließlich der Forschung widmen wollen und hat einen Förderumfang von bis zu 1 Mio. Euro. Sie hat eine Laufzeit von max. acht Jahren, ist bis zum Eintritt in den Ruhestand befristet und entsprechend den jetzigen Bezügen des Kandidaten dotiert (einschließlich der Leistungen für Pensionsansprüche, Krankenversicherung etc.). Weiterhin ist ein Zuschlag für außergewöhnliche Forschungsleistungen vorgesehen. Dem Inhaber der Stiftungsprofessur werden Arbeitsmöglichkeiten (Laborräume, Forschungsbudget etc.) nach dessen Vorstellungen und in Absprache mit der Universität bis zur Pensionierung sowie nach Antrag und Evaluation bis zu fünf Jahre danach zur Verfügung gestellt.

Bedingungen für Bewerber sind neben dem Nachweis der neurowissenschaftlichen Exzellenz ein Lebensalter von mindestens 59 Jahren und die Verpflichtung, mit Antritt der Stiftungsprofessur alle Leitungs- und Verwaltungsfunktionen an der von ihm bisher geleiteten Institution abzugeben, sich bis zur Pensionierung an der Lehre mit mindestens 3 Semesterwochenstunden zu beteiligen und neurowissenschaftliche Forschung zu betreiben. Bewerber sollten wünschenswerterweise noch mindestens drei Jahre bis zum geplanten Eintritt in den Ruhestand haben. Weitere Informationen sind unter [www.ghst.de/seniorprofessur](http://www.ghst.de/seniorprofessur) zu erhalten.

Der Kandidat für die Stiftungsprofessur wird zunächst in einem vertraulichen, personenbezogenen Verfahren durch eine Jury führender Neurowissenschaftler bestimmt. Danach werden in Absprache mit dem ausgewählten Kandidaten die Verhandlungen mit der Universität auf Realisierung der Stiftungsprofessur und ihre Ausstattung geführt. Die endgültige Entscheidung über die Vergabe der Professur trifft der Vorstand der Gemeinnützigen Hertie-Stiftung. Die Verleihung erfolgt 2015 in Frankfurt.

Bewerbungen und Rückfragen sind bis 1. November 2014 an folgende Adresse zu richten:

**Gemeinnützige Hertie-Stiftung**  
Dr. Stefanie Hennig  
Grüneburgweg 105  
60323 Frankfurt am Main  
Tel.: +49 (69) 660 756 - 149 und  
E-Mail: [HennigS@ghst.de](mailto:HennigS@ghst.de)

06.11.–08.11. Freiburg

#### 14. Aphasietagung der GAB

**i** DAA Logopädienschule Freiburg, Dr. Angelika Bauer  
gab2014@cognition.uni-freiburg.de  
www.aphasiengesellschaft.de/index.php/aphasietagung/

27.09.–27.09. Bremerhaven

#### **i** NEURO 2014

MESSE BREMEN WFB Wirtschaftsförderung  
Bremen Tel.: 0421 – 3505 206  
E-Mail: info@neuro2014.de  
www.neuro2014.de

22.10.–5.10. Istanbul

#### 9. World Stroke Congress

**i** Kenes International WSC 2014 Registration Department, 1-3 Rue de Chantepoulet, PO Box 1726, CH-1211 Geneva 1  
Tel: + 41 22 908 0488  
Fax: + 41 22 906 9140  
E-mail: WSC2014\_reg@kenes.com  
www.kenes.com/stroke2014

04.12.–06.12. Köln

#### 22. Jahrestagung der Dt. Ges. für Schlafforschung und Schlafmedizin e.V.

**i** Conventus Congressmanagement & Marketing GmbH, Frau Kaiser  
Tel.: 03641/311 62 81  
ulrike.kaiser@conventus.de  
www.dgsm-kongress.de/

2.–6.12.2014 Singen

#### Gemeinsame Jahrestagung der DGNKN und der Deutschen Gesellschaft für Neurotraumatologie und Klinische Neurorehabilitation (Deutschen Gesellschaft für Neurorehabilitation (DGNR))

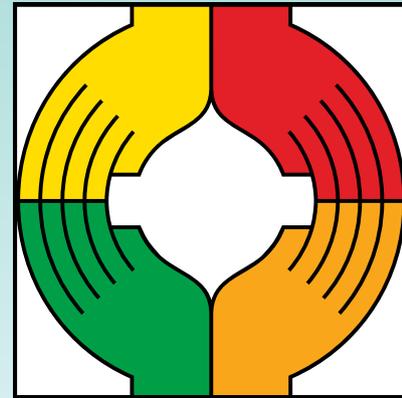
**i** Conventus Congressmanagement & Marketing GmbH, Frau Claudia Voigtmann, Carl-Pulfrich-Str. 1, 07745 Jena  
Tel.: +49 (0) 3641/31 16 335  
claudia.voigtmann@conventus.de  
www.dgmr-tagung.de

04.12.–07.12. Nizza

#### **i** 10th International Congress on Non-Motor Dysfunctions in Parkinson's Disease and Related Disorders

Kenes International, 1-3 Rue de Chantepoulet, PO Box 1726, CH-1211 Geneva 1  
Tel: + 41 22 908 0488  
Fax: + 41 22 906 9140  
E-Mail: nmdpd@kenes.com  
http://www2.kenes.com/mdpd2014/pages/home.aspx

**REHACARE®**  
INTERNATIONAL



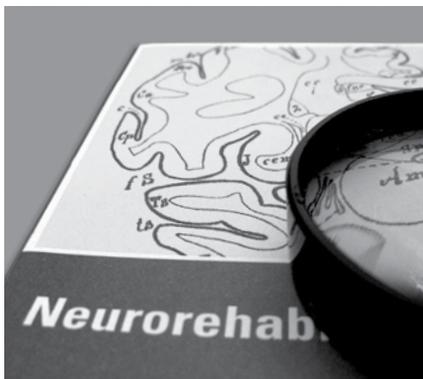
**Fachmesse und Kongress**

**Selbstbestimmt leben**



**Düsseldorf,  
24. – 27. September 2014**

**www.rehacare.de**



Postgraduale Universitätslehrgänge  
für TherapeutInnen und MedizinerInnen

**Neurorehabilitation MSc**  
Information:  
[www.donau-uni.ac.at/neuro/rehab](http://www.donau-uni.ac.at/neuro/rehab)

**Neurorehabilitationsforschung MSc**  
Information:  
[www.donau-uni.ac.at/neuro/forschung](http://www.donau-uni.ac.at/neuro/forschung)

Start der Lehrgänge:  
3. November 2014

**Donau-Universität Krems**  
Zentrum für Neurorehabilitation  
[andrea.muellner@donau-uni.ac.at](mailto:andrea.muellner@donau-uni.ac.at)  
Tel. +43 (0)2732 893-2631

## VORSCHAU 5 | 2014

### SCHWERPUNKTTHEMA: »REHABILITATIONSFORSCHUNG BEI MULTIPLER SKLEROSE«

#### Physiotherapie bei Multipler Sklerose – konventionelle und moderne Verfahren

K. Gusowski

#### Hippotherapie bei Multipler Sklerose – Ergebnisse einer prospektiven, randomisierten, einfach-blinden Studie und Übersicht über die Literatur

L. Schatz, S. Boswell, A. Eitel, K. Gusowski und P. Flachenecker

#### Atemfunktionsstörungen bei Multipler Sklerose – Häufigkeit, Einflussfaktoren und Behandlungseffekte

A.Eitel, K. Gusowski und P. Flachenecker

#### Berufliche Leistungsfähigkeit bei Multipler Sklerose – Literaturübersicht und erste Ergebnisse einer Untersuchung zu den Einflussfaktoren in Deutschland

A. Sterz, H. Meißner, M. Zell, T. Friede und P. Flachenecker

#### Effekte eines Ausdauertrainings unter normobaren Hypoxiebedingungen auf die Mobilität bei Patienten mit Multipler Sklerose: Ergebnisse einer randomisierten prospektiven Pilotstudie

A.Pfützner, P. Flachenecker, U. K. Zettl

#### Fatigue bei Multipler Sklerose – wie diagnostizieren, wie behandeln?

P. Flachenecker und H. Meißner

#### Kunst- und Musiktherapie zur Stress- und Krankheitsbewältigung bei chronisch-neurologischen Erkrankungen

T. Blessing, C. Sterz, B. Weinzierl

#### Krankheitsbewältigung bei Multipler Sklerose – 10 Jahre Erfahrungen mit dem REMUS-Programm

H. Meißner und P. Flachenecker

#### Multiple Sklerose in Spiel- und Fernsehfilmen und deren Auswirkungen auf MS-Betroffene

J. Gruden, A. Karenberg, H. Meißner und P. Flachenecker

Änderungen vorbehalten

## Hinweise für Autoren

**NEUROLOGIE & REHABILITATION** veröffentlicht Originalarbeiten aus den Gebieten der rehabilitativen Neurologie, der Neuropsychologie, Physikalischen Medizin und Neurologischen Psychosomatik. Die Arbeiten können in Form eines Übersichtsartikels, einer Mitteilung von Forschungsergebnissen, eines Kommentars sowie als Einzelfalldarstellungen eingereicht werden. Die Beiträge müssen druckreif sein und sollten einen Umfang von 75.000 Zeichen inkl. Leerzeichen möglichst nicht überschreiten. Die genauen Formatierungshinweise entnehmen Sie bitte dem Internet ([www.hippocampus.de/Autorenhinweise.12303.html](http://www.hippocampus.de/Autorenhinweise.12303.html)). Einreichungen per E-Mail sind willkommen.

### Adressaten:

Die Manuskripte richten Sie bitte wahlweise an:

- Prof. Dr. Ch. Dettmers, Kliniken Schmieder Konstanz, Eichhornstr. 68, 78464 Konstanz, [c.dettmers@kliniken-schmieder.de](mailto:c.dettmers@kliniken-schmieder.de)
- Prof. Dr. Dr. P. W. Schönle, Schubertstr. 10, 78464 Konstanz, [paul.schoenle@uni-konstanz.de](mailto:paul.schoenle@uni-konstanz.de)
- Prof. Dr. C. Weiller, Neurologische Universitätsklinik, Breisacher Str. 64, 79106 Freiburg, [cornelius.weiller@uniklinik-freiburg.de](mailto:cornelius.weiller@uniklinik-freiburg.de) und in Kopie an den Verlag ([verlag@hippocampus.de](mailto:verlag@hippocampus.de)).