

# 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

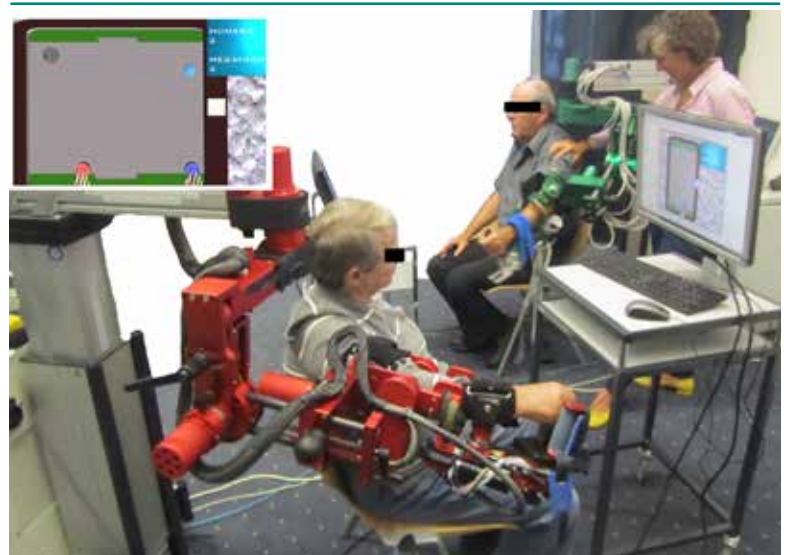
In der Rehabilitation hängt der Trainingserfolg stark von Faktoren wie der Anzahl der Wiederholungen des gewünschten Bewegungsmusters [3, 7], der Trainingsdauer [34, 73] und der Intensität ab [35, 54, 57]. Hier weist die konventionelle, manuell-unterstützende Therapie allgemein bekannte Mängel auf: Es 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 (Arneo®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 ( $\hat{a}$  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. Hidler 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. Lövgquist 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 R, 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, Ruiters 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