



Fakultät für Medizin
Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie

**Entwicklung von technischen Trainingssystemen
für Menschen mit infantiler Zerebralparese zur
Rehabilitation defizitärer sensomotorischer
Wahrnehmung**

Tobias Blumenstein, M.Sc.

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Naturwissenschaften genehmigten Dissertation.

Vorsitzende: Prof. Dr. Ulrike Protzer

Prüfende/-r der Dissertation:

1. Prof. Dr. Renée Lampe
2. Prof. Dr. Harald Luksch

Die Dissertation wurde am 14.02.2017 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 18.10.2017 angenommen.

Zusammenfassung

Die infantile Zerebralparese fasst eine Gruppe von Erkrankungen zusammen, die auf einer Schädigung des sich entwickelnden frühkindlichen Gehirns beruhen und in einer Zeit vor, während oder unmittelbar nach der Geburt aufgetreten sind. Die ursprünglichen zerebralen Schädigungen sind nicht progredient, aber die damit im Zusammenhang stehenden funktionellen Beeinträchtigungen sind permanent und irreversibel. Obwohl die motorischen Bewegungseinschränkungen im Vordergrund stehen, können Begleitsymptome, wie Wahrnehmungsdefizite, Lernbehinderung und Epilepsie, die Patienten erheblich beeinträchtigen. Eine Therapie, die eine Wiederherstellung im Sinne einer medizinischen Restitutio ad integrum ermöglicht, steht bislang nicht zur Verfügung.

Regelmäßige Physio-, Ergo- und Sprachtherapie sind oftmals von der Kindheit bis ins hohe Alter notwendig, während die operativen Möglichkeiten insbesondere während der Zeit des Wachstums eine entscheidende Rolle spielen. Neben der Physiotherapie auf neurophysiologischer Basis, werden zusätzlich Krankengymnastik an Geräten, Fahren am Ergometer und Schwimmtherapie eingesetzt, um Muskeln zu kräftigen, Balance zu trainieren und die Motorik zu verbessern. Orthopädiotechnische Hilfsmittel stellen eine weitere wesentliche Therapieoption dar.

Für die Verbesserung der Bewegungsfähigkeit ist grundsätzlich ein sehr koordiniertes und verzahntes Zusammenspiel von Motorik und Wahrnehmung erforderlich. Diese Interaktion kann bei der Zerebralparese gestört sein und zu erheblichen Bewegungseinschränkungen führen. Probleme äußern sich in der ungenügenden Einbindung von Gleichgewicht, Schwierigkeiten Bewegungen zu planen, unkoordinierten Bewegungen beim Gehen, einer unzureichenden Raum- und Formwahrnehmung und einem nicht physiologischen Körperschema. Der Regelkreis einer defizitären sensomotorischen Verarbeitung ist bisher unzureichend geklärt, dementsprechend ist es wesentlich zunehmend Einblicke in die Abläufe durch Forschungsstudien zu gewinnen.

Ziel dieser Arbeit war es Trainingssysteme, die die Integration von Sensorik und Motorik fördern, und technische Hilfsmittel, die Menschen in ihrem Alltag unterstützen, zu entwickeln. Diese Systeme bieten eine neue Herangehensweise in der Behandlung von Defiziten der sensomotorischen Integration bei Patienten mit Zerebralparese. Das Spezielle an den hier vorgestellten technischen Entwicklungen ist, dass diese dem Patienten Informationen über seine motorischen Fähigkeiten und sensorische Wahrnehmung über Feedback vermitteln. Dadurch kann die sensomotorische Interaktion gefördert werden und eine physiologische Motorik trainiert werden.

Mit der technischen Entwicklung eines Boards zum Training der Fingerwahrnehmung und entsprechender Software wurde es möglich sensorische Impulse durch Vibration über Fingerringe an einzelne Finger nicht invasiv und schmerzlos zu applizieren. In Form eines sensorischen Spiels wurde den Patienten Feedback gegeben, ob er den vibratorischen Reiz richtig orten kann. Die korrekte oder fehlerhafte Wahrnehmung des Fingers wird visuell rückgemeldet und ermöglicht so nach einer gewissen Trainingsphase seine sensorischen Fähigkeiten zu verbessern. Die positiven Effekte nach dem Training mit dem System konnte durch korrektere und schnellere Zuordnung der Finger gezeigt werden.

Dieses System kann als Vorbereitung für die motorisch komplexere Aufgabe Klavierspielen zu lernen benutzt werden. Das Spielen am Klavier fördert in intensiver Weise die Integration von Sensorik (visuell, auditiv und somatosensorisch), Raumlage-Wahrnehmung und Motorik. Zur Unterstützung beim Erlernen des Klavierspielens wurde ein System entwickelt, das in seiner Grundausstattung aus einer LED-Leiste, zwei Handschuhpaaren und einer Kontrolleinheit besteht. Die LED-Leiste, die entsprechend der 88 Tasten am Klavier mit 88 LEDs versehen ist, zeigt dem Schüler über Beleuchtung der jeweiligen Taste an, in welcher Abfolge er die Klaviertasten spielen muss, um ein Musikstück korrekt zu erlernen. Die technische Entwicklung hilft sich räumlich auf der Klaviertastatur zu orientieren und stellt gleichzeitig eine Lernhilfe dar, auch wenn kognitive Einschränkungen das Erlernen von abstrakter Notenschrift nicht ermöglichen. Die zum System gehörenden sensomotorischen Lehrer- und Schülerhandschuhe kommunizieren miteinander und helfen sensorische Defizite beim Schüler zu kompensieren. Hierbei stimuliert der Lehrer extern über Drucksensoren, die an den einzelnen Fingerbeeren seiner Handschuhe platziert sind, genau den korrespondierenden Finger im Schülerhandschuh vibratorisch. Zusammengefasst geben die Kombination aus LED-Leiste und Handschuhen an den Patienten die Information welche Klaviertaste sinnvollerweise mit welchem Finger angeschlagen werden soll. Das Zusammenspiel aus visueller Stimulation über die LED-Leiste und sensorischer Reizdarbietung über Vibration kann eine Überforderung für den Patienten darstellen. Es wurde deshalb bei der Entwicklung darauf geachtet, dass die Module auch einzeln angewendet werden können, indem sie individuell an und abgeschaltet werden können.

Die Integration von Sensorik, Raumlage-Wahrnehmung und Motorik ist auch eine Grundvoraussetzung für die regelrechte Bewegung im Raum. Ein komplexes Trainingssystem, das diese drei Prozesse während der Bewegung zusammenführt und auch Defizite und Fortschritte messbar macht, ist mit der Entwicklung der sensomotorischen Jacke gelungen. Diese unterstützt Menschen mit Zerebralparese, die insbesondere während der Fortbewegung Schwierigkeiten haben Distanzen wahrzunehmen, Abstände in der Umgebung besser einzuschätzen. Hierbei detektieren Ultraschallsensoren Abstände zu Wänden und Objekten und geben dem Nutzer der Jacke per Vibration Feedback darüber. Mit dieser Technik können, wie es in einer Studie dargestellt werden konnte, Kollisionen vermieden, aber auch Raum-Lage-Wahrnehmung erfolgreich trainiert werden.

Eine regelrechte Sensomotorik setzt eine intakte zeitliche Abfolge der Muskelaktivität voraus. Um Abweichungen der willkürlichen Steuerung der Motorik bei der Zerebralparese zu verstehen und um ein physiologisches Bewegungsmuster zu trainieren, wurde ein EMG-Gerät entwickelt, das während der Bewegung spastische Muskeltonusstörungen und ihre zeitlichen Koordinationen messen kann und dem Patienten über Feedback rückmeldet. Die visuelle Demonstration eines physiologischen Bewegungsmusters und das Offenbaren des eigenen pathologischen Bewegungsmusters sollen dem Patienten ermöglichen, pathologische spastische Bewegungsmuster schrittweise aufzugeben und physiologische Muskelkoordination zu erlernen. Die vorrangige Aufgabe in dieser Arbeit war, das System zu entwickeln und die abweichenden Muskelaktivitäten aufzuzeigen.

Erkenntnisse darüber wie Wahrnehmung und Motorik ineinandergreifen sind notwendig, um eine individuelle Verbesserung der Bewegungsabläufe zu erreichen und Therapiefortschritte messbar zu machen. Neben dem therapeutischen Ziel können die Systeme auch benutzt werden, um sensomotorische Defizite zu quantifizieren.

Zusammenfassend können technische Entwicklungen in Kombination mit medizinischer und therapeutischer Erfahrung wesentlich dazu beitragen, Zusammenhänge einer defizitären Sensomotorik bei Menschen mit Zerebralparese zu verstehen, Rehabilitationsprogramme zu optimieren und Trainingsfortschritte messbar zu machen und nicht zuletzt eine objektive Messmethodik für Studien zu besitzen.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	1
1 Einleitung	3
1.1 Infantile Zerebralparese	3
1.1.1 Definition	3
1.1.2 Prävalenz	4
1.1.3 Anatomische Auffälligkeiten	4
1.1.4 Klassifizierung	5
1.1.5 Beurteilungssysteme	7
1.1.6 Therapie	9
1.2 Die Funktion der sensomotorischen Interaktion	11
1.2.1 Modelle zur Planung und Ausführung von Bewegungen	11
1.2.2 Wahrnehmungsstörungen bei Patienten mit Zerebralparese	14
1.2.2.1 Symptome	15
1.2.2.2 Experimentelle Nachweise	15
1.2.2.3 Hypothese für die gestörte Planung und Kontrolle von Bewegungen	17
1.2.2.4 Therapien von Wahrnehmungsstörungen	17
1.3 Motivation und Ziele der Arbeit	20
1.3.1 Motivation	20
1.3.2 Ziele der Arbeit	21
2 Material und Methoden	23
2.1 Elektronik	23
2.1.1 Mikrocontroller	23
2.1.2 Ultraschallsensoren	24
2.1.3 Kraftsensoren	24
2.1.4 Elektromyographie	25
2.1.5 Vibrationsmotoren	27
2.1.6 Leuchtdioden	28
2.1.7 Spannungsversorgung	28
2.2 Wirksamkeitstests	29

3 Publikationen	31
3.1 Sensory Feedback Training for Improvement of Finger Perception in Cerebral Palsy [1]	31
3.2 Altered lower leg muscle activation patterns in patients with cerebral palsy during cycling on an ergometer [2]	33
3.3 Sensorimotor Piano System for People with Disabilities [3]	35
3.4 A jacket for assisting sensorimotor-related impairments and spatial perception [4]	37
4 Diskussion und Ausblick	41
4.1 Diskussion	41
4.2 Ausblick	47
A Publierte Originalarbeiten	51
Abbildungsverzeichnis	81
Literaturverzeichnis	83
Danksagung	91

Abkürzungsverzeichnis

CP	Cerebral palsy (Zerebralparese)
EEG	Elektroenzephalografie
EMG	Elektromyographie
GMFCS	Gross Motor Function Classification System
MACS	Manual Ability Classification System
MAS	Modified Ashworth Scale
MIDI	Musical Instrument Digital Interface
MRT	Magnetresonanztomographie
LED	Light-emitting diode (Leuchtdiode)
ROM	Range of Motion (Bewegungsausmaß)

1 Einleitung

In diesem Kapitel werden die Grundlagen vermittelt, die für das Verständnis der weiteren Arbeit benötigt werden. Zuerst werden grundlegende Konzepte und Informationen über die infantile Zerebralparese erläutert (1.1). Anschließend folgt eine Einführung in die Rolle und den Einfluss der Wahrnehmung auf die Motorik und die Konsequenzen, die sich aus den Defiziten in der Sensomotorik bei Patienten mit infantiler Zerebralparese ergeben (1.2). Die Behandlung dieser Defizite bildet die Motivation und Ziele dieser Arbeit, welche in Kapitel 1.3 beschrieben sind.

1.1 Infantile Zerebralparese

Die Entwicklungen dieser Arbeit sind hauptsächlich und ursprünglich für Menschen mit der Diagnose infantile Zerebralparese gedacht. Zuerst folgt eine Definition der infantilen Zerebralparese und deren Prävalenz (1.1.1 und 1.1.2) und eine Erläuterung von assoziierten anatomischen Auffälligkeiten (1.1.3). Anschließend werden Klassifizierungen und Beurteilungssysteme vorgestellt, die eine wichtige Methodik in der klinischen Arbeit und in der Forschung darstellt (1.1.4 und 1.1.5). Abschließend folgt ein Abschnitt über die am häufigsten angewandten Therapiemethoden (1.1.6).

1.1.1 Definition

Die infantile Zerebralparese¹ fasst eine Gruppe von Erkrankungen zusammen, die sich durch eine klar definierbare neurologische Störung mit Spastik, Dyskinesie oder Ataxie äußern und zu einer Einschränkung in der Bewegung und Haltung führen. Ursächlich für die Entstehung der Zerebralparese ist eine nicht fortschreitende Schädigung des sich entwickelnden frühkindlichen Gehirns. Die motorischen Einschränkungen werden häufig von Lernbehinderungen, Sprachstörungen, Verhaltensauffälligkeiten, Wahrnehmungsstörungen und Epilepsie begleitet [5, 6]. Der Begriff Zerebralparese wird nicht verwendet, wenn keine motorischen Bewegungseinschränkungen vorliegen, die Erkrankung fortschreitend (proгредиert) ist oder sich die Symptome ausschließlich auf kognitive

¹Zur besseren Lesbarkeit wird der Begriff im Weiteren synonym mit *Zerebralparese* verwendet

Defizite beschränken [7].

Die frühkindliche Hirnschädigung kann durch unterschiedliche Faktoren prä-, peri- oder postnatal verursacht sein. Dabei sind zum Beispiel als pränatale Gefährdungen Infektionskrankheiten der Mutter, in der perinatalen Phase das Risiko der Frühgeburt und postnatal Entzündungen der Gehirnhäute oder Traumata zu nennen [8]. Frühgeborene mit niedrigem Geburtsgewicht stellen eine besondere Risikogruppe dar. Die Gefahr, von einer Zerebralparese betroffen zu sein, ist bei einem Geburtsgewicht unter 1500 g um das Siebzifache erhöht [9]. Bei ihnen können gehäuft intrauterine Infektionen postnatal diagnostiziert werden und frühkindliche Hirnblutungen treten vermehrt auf [10, 11]. Bei der Hälfte aller Kinder, die später von einer Zerebralparese betroffen sind, lag das Geburtsgewicht bei weniger als 2500 g [12]. Der Zeitpunkt, an dem die frühkindliche Hirnschädigung eingetreten ist, liegt in 70-80 % der Fälle in einer Komplikation während der pränatalen Phase, wobei in vielen Fällen die eigentliche Ursache unklar bleibt [13].

1.1.2 Prävalenz

Die Zerebralparese ist die häufigste Ursache für eine motorische Bewegungsstörung im Kindesalter und tritt mit einer internationalen Prävalenz von 2,0 - 2,5 pro 1000 Geburten auf [12, 13, 14]. In den 1970er und 1980er Jahren war ein deutlicher Rückgang der neonatalen Sterblichkeit von Frühgeborenen zu verzeichnen, die zu einem Anstieg der Prävalenz in diesem Zeitabschnitt führte. Das europaweite Netzwerk *Surveillance of Cerebral Palsy in Europe*, das die Daten von 4000 Kindern mit einem Geburtsgewicht von mehr als 2500 g über einen Zeitraum von 18 Jahren in Europa registriert hat, kommt zu dem Ergebnis, dass die Prävalenz der Zerebralparese in Europa jetzt gleichbleibend und stabil ist [14]. Seit 1990 ist die Zahl, der von einer Zerebralparese betroffenen Kinder unter 1000 g, stabil und bei Kindern mit einem Geburtsgewicht zwischen 1000-2500 g leicht fallend [15, 16]. Auch in den USA zeigen aktuelle Trends einen leichten Rückgang der Prävalenz für spastische Zerebralparese [17]. Insgesamt ist die positive Entwicklung auf die fortschrittliche postnatale Versorgung Frühgeborener zurückzuführen.

1.1.3 Anatomische Auffälligkeiten

Die frühkindliche Hirnschädigung kann durch die modernen Bildgebungsverfahren wesentlich besser dargestellt werden [7]. Bei 80 % der Kinder mit Zerebralparese können anatomische Auffälligkeiten durch eine Magnetresonanztomographie (MRT) aufgezeigt werden. Klassifizierungen, die einen Zusammenhang zwischen Ätiologie, klinischer Repräsentation und MRT-Befund herstellen, werden stets weiterentwickelt [18]. Das Ausmaß und die Lage der morphologischen Schädigung des frühkindlichen Gehirns bestimmt die Schwere der Behinderung und die assoziierten zusätzlichen Einschränkungen.

kungen [6]. Nach der Diagnosestellung Zerebralparese kann durch den MRT-Befund mit mehr Genauigkeit festgestellt werden, wann es am wahrscheinlichsten zu der Schädigung gekommen ist. Je nach Entwicklungsstand treten unterschiedliche Defektbildungen auf. Vor der 24. Schwangerschaftswoche sind Gehirnfehlbildungen zu finden, wohingegen zwischen der 25. und 36. Woche Schädigungen der weißen Substanz (periventriculäre Leukomalazie) oder Defektbildungen mit Gewebeschäden auftreten [19]. Beim reiferen Kind lassen sich in der grauen Substanz Schädigungen feststellen, die ihren Ursprung in hypoxischen (Sauerstoffmangel) oder ischämischen (Mangeldurchblutung) Ereignissen haben [20, 21].

1.1.4 Klassifizierung

Da sich die Zerebralparese klinisch sehr unterschiedlich, vor allem im Hinblick auf die motorische Bewegungseinschränkung darstellt, wurde die Klassifikation der Zerebralparese neu definiert [5]. Die Einteilung in die drei Untergruppen spastisch, ataktisch und dyskinetisch wird primär klinisch anhand der vorherrschenden Muskeltonusstörung und der Lokalisation der motorischen Einschränkung vorgenommen. Zusätzlich kann eine MRT des Gehirns vorgenommen werden. Bei dieser Einteilung werden zusätzliche Begleitsymptome nicht berücksichtigt.

Der Großteil der Patienten ist von einer spastischen Zerebralparese betroffen. Je nach Quelle beträgt der Anteil 80-90 % [22, 23]. Eine dyskinetische Zerebralparese liegt in etwa 9-10 % der Fälle vor, wohingegen die ataktische Zerebralparese mit 5-6 % der Fälle nur eine kleine Gruppe von Patienten betrifft. Der Begriff gemischte Zerebralparese wird verwendet, wenn keine der genannten Muskeltonusstörungen vorherrscht.

Spastische Zerebralparese

Spastik wird nach Lance wie folgt definiert [24]: Spastik ist eine motorische Störung mit gesteigertem geschwindigkeitsabhängigem Widerstand bei passiver Bewegung. Die Muskeltonuserhöhung nach Schädigung des ersten Motorneurons ist Folge einer Übererregbarkeit der Dehnungsreflexe mit gesteigerten Sehnenreflexen. Aufgrund einer fehlenden Kontrolle über die Muskelspannung kommt es bei Patienten mit spastischer Zerebralparese zu einer Bewegungsstörung. Die Muskelaktivität ist insgesamt herabgesetzt, da die von den motorischen Hirnzentren ausgehenden erregenden Signale durch die zentrale Hirnschädigung reduziert sind. Ebenfalls sind die polysynaptischen Reflexe abgeschwächt, die zur Ansteuerung und Modulation der Muskelaktivität beitragen [25].

Das spastische Syndrom betrifft besonders die zweigelenkigen Beugemuskeln und Abduktoren, wohingegen die antagonistischen Muskeln durch eine gestörte reziproke Hemmung eine Schwäche zeigen. Hierdurch entstehen die bei der Zerebralparese typischen Haltungs- und Bewegungsmuster und die daraus entstehenden Sekundärfolgen [8]. Die gestörte reziproke Hemmung führt zu einer Koaktivierung von agonistischer und antagonistischer Muskulatur und in der Folge zu Bewegungseinschränkungen und Gelenkfehl-

stellungen [26].

Klinisch äußert sich die spastische Zerebralparese durch gesteigerte Reflexe, verbreiterte Reflexzonen, spastische Tonussteigerung und Dysbalance der Muskulatur, die an den unteren Extremitäten zu einem Innenrotations- und Zehenspitzenengang oder zum Überkreuzen der Beine führen kann.

Typische Fehlhaltungen an den oberen Extremitäten sind eine Pronationsstellung der Hand und eine Flexionsstellung des Arms. Die Beeinträchtigung der Handfunktion kann von einer leichten Einschränkung der Feinmotorik und Koordination bis hin zur völligen Gebrauchsunfähigkeit reichen. Besonders bei gravierenden Muskelfunktionsstörungen entwickeln sich schwere Handbeugekontrakturen, die das Greifen und Loslassen von Gegenständen nicht mehr ermöglichen [8].

Die spastische Zerebralparese wird je nach Ausprägung der betroffenen Körperteile in zwei Gruppen unterteilt. Bei der unilateralen spastischen Zerebralparese ist nur eine Körperhälfte von der motorischen Einschränkung betroffen, während bei der bilateralen spastischen Zerebralparese beide Körperhälften Lähmungen aufweisen. Bei Frühgeburten überwiegt der Teil der bilateralen, wohingegen bei Reifgeborenen die unilaterale spastische Zerebralparese dominiert [23].

Die beiden Untergruppen unterscheiden sich in ihren Symptomen in Hinblick auf motorische Bewegungseinschränkungen und begleitenden sekundären Defiziten. Nur 2 % der Patienten mit unilateraler Zerebralparese sind nicht frei gehfähig. Ihre motorische Handfunktion ist in 50 % der Fälle gut. 90 % der Betroffenen besitzen gute kognitive Funktionen. Epilepsie wird bei 30 % der Patienten diagnostiziert [15]. Die motorischen Einschränkungen sind bei der kompletten bilateralen Zerebralparese schwer und schränken die Gehfähigkeit und die Funktion der oberen Extremitäten gleichermaßen erheblich ein. Bei der beinbetonten Form der bilateralen spastischen Zerebralparese stehen die motorische Defizite der Beine im Vordergrund, während die oberen Extremitäten wenig bis kaum betroffen sind. Kognitive Defizite treten bei 90 % und Epilepsien bei 50 % der betroffenen Patienten auf [15].

Dyskinetische Zerebralparese

Patienten, die an einer dyskinetischen Zerebralparese leiden, fallen durch ungewollte und unkontrollierte Bewegungen auf. Im Gegensatz zur spastischen Zerebralparese ist hier ein wechselnder Muskeltonus vorhanden. Die dyskinetische Zerebralparese wird nochmals unterteilt in die dystone und choreoathetoide Form. Bei der dystonen Form herrscht ein Muskelhypertonus vor und es zeigt sich ein bizarr abnormes Haltungsmuster, das die oberen und unteren Extremitäten betreffen kann. Bei der choreoathetoiden Form zeigen sich ausgeprägte Bewegungsunruhen mit herabgesetztem Muskeltonus. Die Bewegungsabläufe sind zaghaft und abgehackt und die Bewegungen sind schraubend, wobei die Extremitäten zum Teil in einer bizarren Haltung verharren [27, 23]. Vor allem bei Erregung oder Aktivität (z.B. beim Sprechen) werden unkontrollierte Bewegungen ausgelöst. Obwohl sich bei der dyskinetischen Zerebralparese die motorischen Einschränkungen ausgeprägt darstellen können, sind die kognitiven Fähigkeiten trotzdem

oft gut.

Ataktische Zerebralparese

Die ataktische Zerebralparese äußert sich durch eine Störung der Muskelkoordination und Balance [22]. Die Bewegungen werden mit Abnormitäten in Kraft, Rhythmus und Präzision durchgeführt. Das Gangbild der Betroffenen ist breitbeinig, um die Gleichgewichtsstörungen besser zu kompensieren. Störungen der Koordination und Feinmotorik der Hand sowie ein Intensionstremor bei Bewegungen schränken die Handfunktion im Alltag ein. Der Muskeltonus ist verringert. Bei dieser Untergruppe ist eine differenzierte Diagnostik erforderlich, da sie nur selten auf eine frühkindliche Hirnschädigung zurückzuführen ist und genetische Ursachen weiter abgeklärt werden müssen [8, 13].

1.1.5 Beurteilungssysteme

Die folgenden drei Beurteilungssysteme werden in der Literatur häufig benutzt, um die motorischen Fähigkeiten und den Grad der Spastik von Menschen mit Zerebralparese zu beurteilen. Diese Systeme wurden auch in den Studien der vorliegenden Arbeit benutzt, um die Patienten zu klassifizieren. Sie beruhen auf Untersuchungen und Beobachtungen, die von einem Arzt oder einem Therapeuten durchgeführt werden. Sie haben sich als wirkungsvolles Mittel erwiesen, um die Fähigkeiten von Patienten zu klassifizieren und Studien miteinander vergleichbar zu machen [28].

Gross Motor Function Classification System

Das *Gross Motor Function Classification System* (GMFCS) ist ein Beurteilungssystem, das die motorischen Fähigkeiten von Menschen mit Zerebralparese beschreibt [29]. Die selbstinitiierten motorischen Fähigkeiten, Möglichkeiten zu sitzen, Transfers durchzuführen und welche Hilfsmittel dafür benötigt werden, finden hierbei Berücksichtigung. Dabei werden die Patienten entsprechend der ihnen zur Verfügung stehenden motorischen Fähigkeiten und unter Berücksichtigung ihres Alters einem Level zugeordnet. Entscheidend bei der Einteilung sind die tatsächlichen Leistungen während des Alltags und nicht die Leistungen, die unter maximaler Anstrengung erbracht werden können. Die Zuordnung zu einem der fünf verschiedenen Level soll die aktuellen Grenzen und Möglichkeiten des Kindes widerspiegeln. Die Altersklassen werden in unter 2 Jahre, 2-4 Jahre, 4-6 Jahre und 6-12 Jahre unterteilt. Ein erweitertes GMFCS klassifiziert Jugendliche von 12 bis 18 Jahren. Es ist angelehnt an die *International Classification of Functioning, Disability and Health* und bezieht durch diese Verknüpfung die Aktivitäten und Partizipation des Jugendlichen unter Einbeziehung seiner Umwelt mit ein.

Abbildung 1.1 gibt einen Überblick über die Level und die jeweiligen charakteristischen Fähigkeiten [28, 30]. Bei Level I können sich die Patienten wie Gesunde ohne motorische Einschränkungen ohne Hilfsmittel in gleicher Reichweite fortbewegen. Sie fallen aber durch Probleme bei der Koordination und Balance auf und benötigen mehr Zeit

[28, 31]. In Level II wird ein Patient eingeteilt, wenn Einschränkungen des Gehens vorliegen und beim Zurücklegen von längeren Strecken Schwierigkeiten bei der Balance bestehen. Eine Gehilfe darf außerhalb des Hauses für längere Gehstrecken benutzt werden. Bei Level III sind die motorischen Einschränkungen so beeinträchtigt, dass in jedem Fall eine Gehhilfe notwendig ist. Die selbstständige Fortbewegung ist in Level IV auch mit Gehhilfen eingeschränkt. Das selbstständige Fahren mit einem Elektrorollstuhl ist jedoch möglich. In Level V ist der Patient umfangreich auf Hilfe angewiesen, er kann sich nicht selbstständig fortbewegen. [28, 30].

Gross Motor Function Classification System (GMFCS)	MACS Manual Ability Classification System	Modified Ashworth Scale (MAS)
<p><i>Palisano et al. (2008), Dev Med Child Neurol, 50(10): 744-750.</i></p> <p>Level I  Geht ohne Einschränkungen</p> <p>Level II  Geht mit Einschränkungen</p> <p>Level III  Geht mit Benutzung einer Gehhilfe</p> <p>Level IV  Selbständiger Fortbewegung eingeschränkt.</p> <p>Level V  Wird in einem Rollstuhl gefahren</p>	<p><i>Eliasson et al. (2006), Dev Med Child Neurol, 48:549-554.</i></p> <p>Alter: 4-18 Jahren</p> <p>I. Geht mühelos und erfolgreich mit Gegenstände um.</p> <p>II. Geht mit den meisten Gegenstände um, jedoch mit leicht eingeschränkter Qualität und/oder Geschwindigkeit der Ausführung.</p> <p>III. Geht mit Schwierigkeiten mit Gegenstände um; braucht Hilfe, um Aktivitäten vorzubereiten und/oder abzuwandeln.</p> <p>IV. Geht mit einer begrenzten Auswahl von leicht handhabbaren Gegenstände in angepassten Situationen.</p> <p>V. Geht nicht mit Gegenständen um und ist erheblich in seinen Fähigkeiten eingeschränkt, selbst bei der Ausführung einfachster Aktionen.</p>	<p>Erfassung der Geschwindigkeits abhängigen Widerstand gegen passive Bewegung.</p>  <p>0 Normal</p> <p>1 Leichter Widerstand am Ende oder Anfang in einer Richtung.</p> <p>1+ Leichter Widerstand über <50% der Bewegungsausmasses (Range Of Motion, ROM)</p> <p>2 Deutlicher Widerstand über > 50% vom ROM</p> <p>3 Starker Widerstand, passive ROM erschwert</p> <p>4 Teilweise ROM eingeschränkt</p>

Abbildung 1.1: Klassifizierungssysteme zur Beurteilung der motorischen Fähigkeiten (links und Mitte) und Spastizität (rechts) von Menschen mit Zerebralparese. Das Gross Motor Function Classification System beurteilt die Patienten nach ihren Fähigkeiten zur Fortbewegung. Das Manual Ability Classification System gibt Aufschluss über die handmotorischen Fähigkeiten. Mit der Modified Ashworth Scale wird angegeben, wie ausgeprägt der Tonus und die Spastizität eines Patienten sind (zusammengefasst aus [29, 32, 33]).

Manual Ability Classification System

Das *Manual Ability Classification System* (MACS) wird häufig benutzt, um die handmotorischen Fähigkeiten von Kindern zu beschreiben. Insbesondere wird untersucht, wie sie mit Gegenständen im Alltag umgehen und ob sie Unterstützung dabei benötigen. Das MACS wurde für das Alter von 4 bis 18 Jahren entwickelt und verwendet fünf Level zur Klassifizierung. Dem Level 5 werden Patienten mit den geringsten handmotorischen Möglichkeiten und Level 1 Patienten mit den anspruchsvollsten Funktionen zugeordnet (siehe Abb. 1.1) [32]. Eine Weiterentwicklung, das so genannte Mini-MACS, wird bei Kindern von 1-4 Jahren angewendet. Das Mini-MACS-Level sollte jährlich bestimmt werden, da Kinder in dieser Altersklasse in ihren Fähigkeiten noch nicht stabil sind und sich die Einordnung dementsprechend ändern kann [34].

Modified Asworth Scale

Die *Modified Ashworth Scale* (MAS) ist die verbreitetste Methode für Beurteilung des Tonus und der Spastik [33]. Die Ashworth Skala ist in sechs Level unterteilt und beurteilt, wie sich der Widerstand bei einer passiven Bewegung während des gesamten Bewegungsausmaßes eines Gelenks ändert (siehe Abb. 1.1). Level 0 beschreibt ein normales Verhalten ohne Widerstand. Mit zunehmenden Werten erhöht sich der Widerstand und das Bewegungsausmaß ist bei hohen Leveln teilweise eingeschränkt. Kritisch wird geäußert, dass der Widerstand von der Bewegungsgeschwindigkeit abhängig ist und somit von der durchführenden Person abhängt. Da die klinische Untersuchung nur wenig Zeit in Anspruch nimmt, ist diese Methode dennoch weit verbreitet [35].

1.1.6 Therapie

Die zur Verfügung stehenden Therapieoptionen beinhalten konservative und operative Maßnahmen, die unterschiedlicher Fachdisziplinen bedürfen. Neben Ärzten sind unter anderem auch Physio- und Ergotherapeuten sowie Sprachtherapeuten beteiligt.

Im Säuglings- und Kleinkindalter steht bei Entwicklungsauffälligkeiten die Physiotherapie mit Frühförderung im Vordergrund. Operative Maßnahmen begrenzen sich auf kinderchirurgische Eingriffe, beispielsweise zur Entlastung eines Hydrozephalus nach frühkindlicher Hirnblutung oder die Einführung einer Sonde bei Ernährungsstörungen.

Im Kindes- und Jugendalter werden konservative Maßnahmen, wie Ergo- und Physiotherapie, Logopädie und Sprachheilpädagogik durchgeführt. Wegen des zunehmenden Wachstums und der Entwicklung von Fehlstellungen können operative Maßnahmen, wie weichteilentspannende Muskelverlängerungen und Sehnentransfers, ergänzt werden. Diese tragen zur Verbesserung der Statomotorik bei und werden zur Korrektur von Kontrakturen eingesetzt [8].

Knöcherner Eingriffe am Hüftgelenk können notwendig werden, da sich Hüftdezentrierungen bis hin zu Hüftluxationen entwickeln können. Die Hüftluxation ist bei gehfähigen Patienten mit unilateraler spastischer Zerebralparese mit einer Häufigkeit von 1 % angegeben, wohingegen der Anteil bei bilateralen spastischen Zerebralparesen und abhängig vom GMFCS-Level zwischen 68 % und 90 % liegt [21, 36]. Bei nicht gehfähigen Patienten mit Hüftluxation treten gehäufte Fehlstellungen der Wirbelsäule auf, die in eine schwere neurogene Skoliose übergehen können und spezieller Operationstechniken bedürfen [37]. Ziel ist der Erhalt der Sitzfähigkeit durch Verbesserung der Rumpfstabilität und Balance sowie das Aufhalten der Progredienz [8]. Im Erwachsenenalter sind operative Eingriffe nur noch selten notwendig, hier steht die Physiotherapie zum Erhalt der bisher erworbenen Fähigkeiten und die Verhinderung von Schmerzen im Vordergrund.

Das weit verbreitete Therapiekonzept auf neurophysiologischer Grundlage nach Bobath sieht seine Ziele darin, die motorische Entwicklung zu fördern, Muskeltonus zu reduzieren und Kontrakturen und Fehlstellungen zu verhindern. Konzepte auf neurophysio-

logischer Basis nach Vojta kommen ebenfalls zur Anwendung und haben zum Ziel, die Motorik über Stimulierung der Reflexlokomotion zu verbessern. Hierbei werden Bewegungsreflexe durch gezielte Stimulationen in bestimmter Reihenfolge ausgelöst, um eine Fortbewegung zu induzieren. Diese Therapieformen zur Rehabilitation von Menschen mit Zerebralparese sind nicht wegzudenken, da sie die Patienten in Einzeltherapien und im Alltag fördern und subjektiv sichtbare Ziele erreicht werden können. Dennoch konnten bei keinem dieser beiden Konzepte in einer wissenschaftlichen Studie signifikante Erfolge nachgewiesen werden [21].

Orthopädische Hilfsmittel spielen eine große Rolle bei der Behandlung der Zerebralparese. Hand- und Unterschenkelschienen, Orthesen und Einlagen werden zur Verbesserung der Gehfähigkeit, Korrektur und Verhinderung einer Progredienz von Deformitäten eingesetzt und müssen speziell für den Patienten angepasst werden. Wirkungsweisen von Orthesen auf die Gelenke und die Gehfähigkeit bei Zerebralparese können durch ein Ganglabor und Pedographien zunehmend differenziert werden [38].

Das therapeutische Management bei Zerebralparese beinhaltet auch die medikamentöse Therapie. Hier hat sich in den letzten Jahren vor allem die Therapie mit Botulinumtoxin durchgesetzt. Das Botulinum-Bakterium produziert ein Protein, das die Freisetzung von Acetylcholin hemmt [13]. Durch Injektion von Botulinumtoxin in den Muskel ist die Wirkung von Acetylcholin an der motorischen Endplatte beeinträchtigt, was den Muskel relaxiert [21].

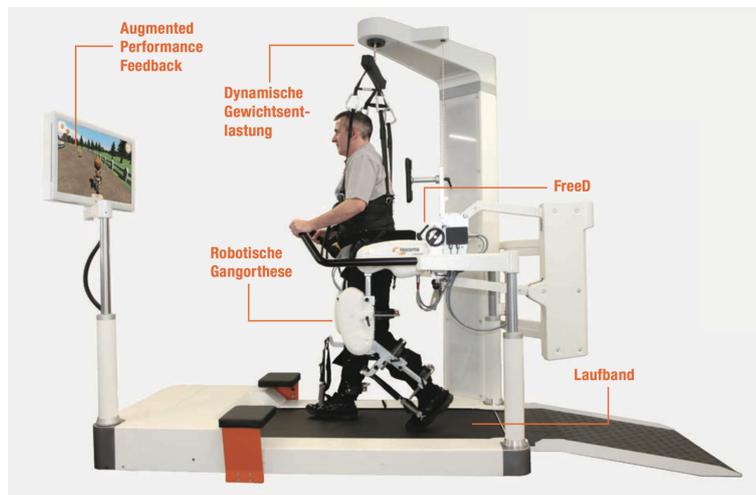


Abbildung 1.2: Bewegungstrainer *Lokomat* der Firma *Hocoma*. Die Bewegung wird auf eine virtuelle Spielfigur übertragen. Bildquelle: www.hocoma.com

Außerdem werden in spezialisierten Rehabilitationszentren und Kliniken zunehmend robotergestützte Lokomotionstherapien eingesetzt [39, 40]. Hierbei werden die Patienten mit den unteren Extremitäten in einen Bewegungstrainer fixiert und passiv bewegt (siehe Abb. 1.2). Durch das Wiederholen von richtigen Bewegungen mit den Beinen soll dem Patienten ein physiologisches Gangbild angelehrt und Kontrakturen durch die Bewegung vorgebeugt werden.

1.2 Die Funktion der sensomotorischen Interaktion

Um eine koordinierte Greifbewegung auszuführen zu können, ist das Einbeziehen von sensorischen Informationen über das Objekt, die relative Position von Arm und Hand und das Wissen des benötigten Kraftaufwands notwendig. Soll zum Beispiel ein Glas Wasser vom Tisch gegriffen werden, um daraus zu trinken, muss das Glas mit den Fingern umfasst und die richtige Menge an Greifkraft aufgewendet werden, weder soll es zerbrechen noch soll es aus der Hand rutschen. Anschließend muss aus den Positionen von Hand, Glas und Mund durch sensomotorische Lageinformationen eine Bewegungsbahn berechnet und in ein motorisches Signal zur Ansteuerung der korrekten Muskeln umgewandelt werden. Dieses einfache Beispiel soll die Relevanz von sensorischen Informationen und ihre Integration bei der Ausführung von Bewegungen im Alltag verdeutlichen. In diesem Kapitel wird die Rolle der sensomotorischen Interaktion bei der Durchführung einer motorischen Aufgabe unter Verwendung von theoretischen Modellen, die diese Interaktion beschreiben und in der Literatur zu finden sind, erklärt (Kapitel 1.2.1). Anschließend wird auf die sensomotorischen Defizite bei Patienten mit Zerebralparese eingegangen und aufgezeigt, wie die Defizite unter Berücksichtigung der Modelle die motorische Leistung beeinflussen könnten (Kapitel 1.2.2). In diesem Abschnitt werden auch Therapien für Menschen mit Zerebralparese dargestellt, die bei Wahrnehmungsdefiziten und sensomotorischen Störungen angewendet werden.

1.2.1 Modelle zur Planung und Ausführung von Bewegungen

In der Literatur werden neuronale und physiologische Prozesse, die in motorischen Systemen bei der Durchführung von Bewegungen ablaufen, durch interne Modelle zur Kontrolle von Bewegungen beschrieben. Diese Modelle werden dazu verwendet, das Ergebnis einer motorischen Aktion zu berechnen, um dieses mit korrespondierenden experimentellen Daten zu vergleichen. Aus diesen Vergleichen können Fortschritte in der Untersuchung von motorischen Mechanismen abgeleitet werden. Unter Zuhilfenahme dieser Modelle wird klar, dass ein motorisches System für die Ausführung von schnellen und präzisen Bewegungen verschiedene Modelle bereithalten muss: 1. Ein *inverses Modell*, das den geplanten Bewegungsablauf als Eingangsgröße erhält und dann die für die Bewegung notwendigen Kräfte und Muskelaktivierungen berechnet und 2. ein *Vorwärtsmodell*, das als Eingangsgröße den motorischen Befehl vom inversen Modell erhält und die zu erwartende Sensorik bei dieser motorischen Handlung vorausberechnet, bevor diese Eintritt [41, 42, 43].

Diese Struktur der Modelle wird angenommen, wenn zum Beispiel die Zeiten von der Durchführung einer Bewegung und von deren Rückmeldung vom sensorischen System verglichen werden [41]. Visuelle Rückmeldung über eine Armbewegung dauert etwa 150-250 ms. Moderate Bewegungen werden in etwa 150 bis 500 ms durchgeführt. Das

heißt die visuelle Rückmeldung kann langsamer als die Bewegung sein. Dies lässt vermuten, dass das zentrale Nervensystem neben der visuellen Kontrolle andere Mechanismen für die Einholung von sensomotorischen Informationen entwickelt hat, um schnelle und präzise Bewegungen ausführen zu können. Die Tatsache, dass der Mensch in der Lage ist diese Bewegungen auch in einer Vielzahl von verschiedenen Situationen durchführen zu können, lässt darauf schließen, dass das zentrale Nervensystem permanent mehrere Optionen zur Verfügung hat, um diese sensomotorischen Transformationen durchzuführen. Diese können auch unter unterschiedlichen Umständen ohne Verzögerung oder ohne grundlegende Neuberechnung abgerufen werden [42, 44]. Basierend auf diese Überlegungen wurden Modelle für die Planung und Kontrolle von Bewegungen entwickelt. Insgesamt umfassen diese Modelle nicht nur die Erzeugung von Befehlen zu motorischen Handlungsabläufen, sondern auch einen Teil, der das sensorische Ergebnis dieser Handlungen vorausberechnet.

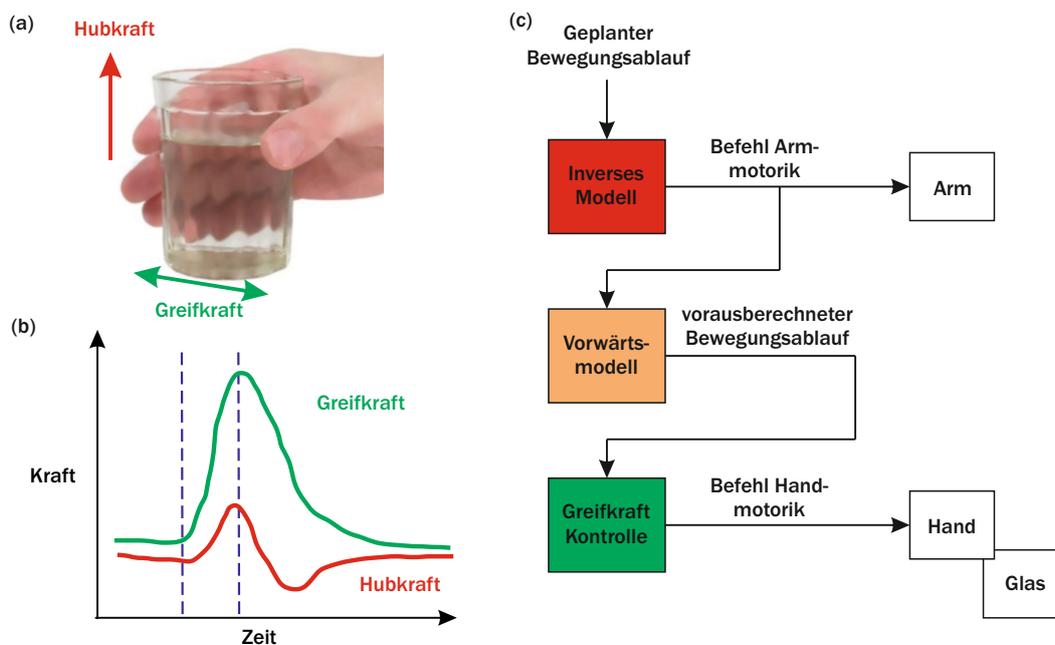


Abbildung 1.3: Ablauf beim Greifen und Heben eines Glas mit Wasser. (a) Bei der Bewegung werden sowohl eine Greif- als auch eine Hubkraft angewendet. (b) Zeitlicher Verlauf von Greif- und Hubkraft. (c) Der geplante Bewegungsablauf wird durch das inverse Modell in einen motorischen Befehl umgewandelt. Eine Kopie dieses Befehls wird in das Vorwärtsmodell übergeben, welches die Ergebnisse der Handlung vorausberechnet, um die Greifkräfte anzupassen bevor die Hand am Glas ist. Abbildung abgewandelt aus [41].

Das folgende Beispiel soll veranschaulichen, wie die Modelle benutzt werden können, um die Rolle der sensomotorischen Interaktion bei motorischen Aktionen zu untersuchen. In Abbildung 1.3 ist die Aufgabe, ein Glas Wasser zu greifen und anzuheben, unter Verwendung eines solchen Modells dargestellt. Der in Abbildung 1.3b dargestellte Verlauf von Greif- und Hubkraft kann in Simulationen hinreichend genau reproduziert

werden, wenn das in Abbildung 1.3c gezeigte Modell angewendet wird, das heißt wenn ein inverses Modell und ein Vorwärtsmodell mit einbezogen wird. Der geplante Bewegungsablauf Glas Greifen wird von dem inversen Modell in einen motorischen Befehl für den Arm umgewandelt. Das Vorwärtsmodell nutzt eine Kopie dieses Befehls und berechnet daraus das sensorische Ergebnis dieser Bewegung voraus bevor diese eingetreten ist und greift damit der biologischen sensorischen Rückmeldung vor. Die Berechnung der Greifkräfte, um ein Rutschen oder Zerbrechen des Glases zu verhindern, werden schon effizient vorbereitet, bevor die Handlung das Glas zu Greifen durchgeführt wird. Würde kein Vorwärtsmodell verwendet werden, müssten alle Schritte im Prozess sequenziell verarbeitet werden. Zum Beispiel müsste auf die sensorische Rückmeldung gewartet werden, bevor die Anordnung der Finger und die erforderlichen Kräfte berechnet werden könnten. Das inverse Modell und das Vorwärtsmodell ermöglichen deshalb die Ausführung von schnellen und präzisen Bewegungen.

Ein allgemeineres und ausgearbeiteteres Modell für die Rolle von sensomotorischen Prozessen während einer komplexen Bewegung ist schematisch in Abbildung 1.4 gezeigt. Um eine gewünschte Handlung auszuführen, wird vom zentralen Nervensystem eine Planung des Bewegungsablaufs benötigt. Dafür sind Informationen über den eigenen Bewegungszustand, die Objekteigenschaften und den Zielort notwendig. Diese nötigen sensorischen Informationen werden von körpereigenen Sensoren geliefert, wie zum Beispiel Informationen über den Zielort durch visuelle Rezeptoren. Komplexe Bewegungen können durch eine Kette von mehreren mechanischen Schritten modelliert werden. Die einzelnen Schritte werden von den jeweiligen inversen Modellen Mechanik 1 bis n in einen motorischen Teilbefehl transformiert. Eine Kopie dieser Befehle wird in das jeweilige Vorwärtsmodell Mechanik übergeben, dessen vorausberechnetes Ergebnis als Eingabe für das nächste inverse Modell Mechanik benutzt wird. Wie zuvor erwähnt, macht die Vorausberechnung der Ergebnisse der jeweiligen Teilschritte in der Kette die Ausführung von schnellen und präzisen Bewegungen möglich. Die Summe aus den Teilbefehlen ergibt dann die vollständige Bewegung. Die daraus folgende Veränderung von Körper und Umgebung kann wieder als Grundlage für eine neue sensorische Verarbeitung verwendet werden. Das inverse Modell Sensorik berechnet aus allen zur Verfügung stehenden sensorischen Eingaben die Informationen, die für die Handlung wichtig sind, und gibt sie an die Mechanik weiter. Das Vorwärtsmodell Sensorik sorgt mit der Vorausberechnung für einen Abgleich der tatsächlich erhaltenen Informationen.

Zusammengefasst soll das vorgestellte allgemeine Modell sichtbar machen, dass Wahrnehmung (Verarbeitung von sensorischen Informationen) und Motorik eng miteinander interagieren, wenn Bewegungen durchgeführt werden. Um sichere und präzise Bewegungen durchführen zu können, werden Informationen über die Umgebung, den eigenen Körper (Propriozeption) und die Position des Körpers in Relation zum Raum (Raumlage-Wahrnehmung) benötigt. Dies bedeutetet auch, dass bei einer fehlerhaften Interaktion zwischen Sensorik und Motorik, die Ausführung einer motorischen Bewegung beeinträchtigt wird. Diese Defizite, im Folgenden als Wahrnehmungsstörungen bezeichnet,

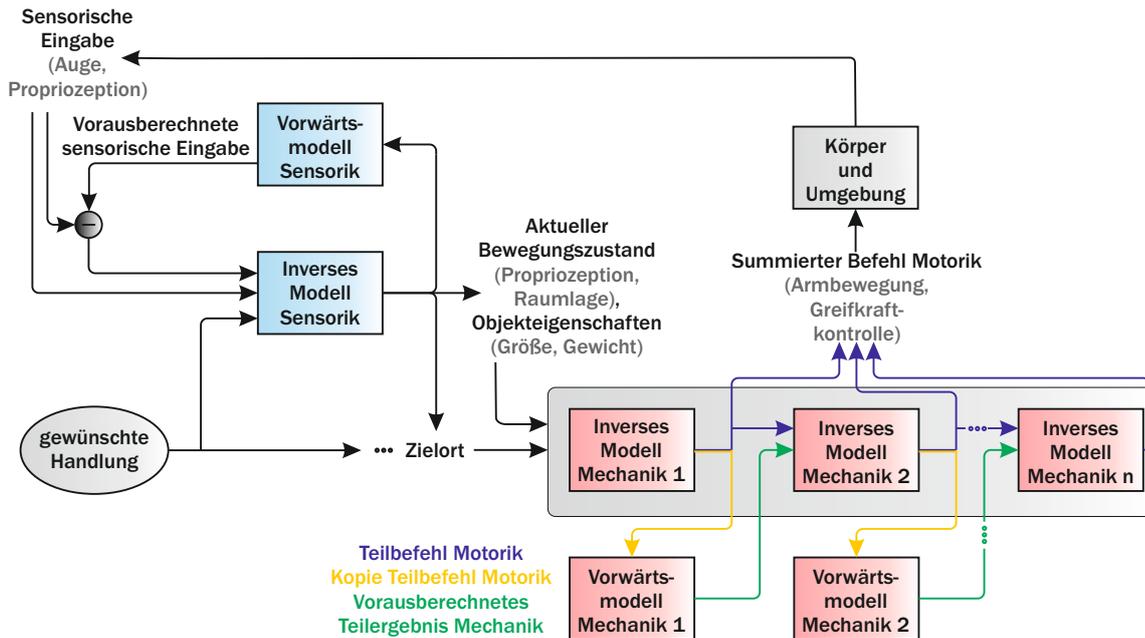


Abbildung 1.4: Sensomotorisches Modell zur Bewegungssteuerung. Die gewünschte Handlung wird mit einem Zielort, dem eigenen Bewegungszustand und Eigenschaften zu Objekten zur Berechnung eines motorischen Befehls herangezogen. Es folgt eine Kette zur Berechnung von Teilschritten der Bewegung wie z.B. Arm, Hand und Finger. Die motorischen Teilbefehle aus den inversen Modellen werden zu einem gesamten Befehl zusammengefasst. Eine Kopie jedes Teilbefehls wird im Vorwärtsmodell, zur Vorausberechnung der Ergebnisse dieses Schritts, verwendet und das Ergebnis an die nachfolgende Teilberechnung übergeben. Die resultierende Bewegung führt zu einer Veränderung des Körpers und der Umgebung, welche durch die Sensorik aufgenommen wird und zu einer neuen Berechnung der Motorik herangezogen wird. Abbildung abgewandelt aus [44].

da sie durch fehlerhafte Verarbeitung der Sensorik hervorgerufen werden, sind zudem eng mit dem Begriff Körperschema verbunden. Darunter wird das aus taktilen, optischen, aber auch propriozeptiven und exterozeptiven Reizen gebildete Raumbild des eigenen Körpers im Gehirn verstanden [8].

1.2.2 Wahrnehmungsstörungen bei Patienten mit Zerebralparese

Eine Störung der Verarbeitung von sensorischen Informationen kann wie eben erwähnt negative Folgen auf die sensomotorische Interaktion und messbare und sichtbare Einflüsse auf motorische Aktionen haben. Die folgenden Abschnitte widmen sich den Anzeichen und Symptomen bei Wahrnehmungsstörungen bei der Zerebralparese (1.2.2.1), ihren experimentellen Nachweisen (1.2.2.2), möglicher Erklärungen für die gestörte Planung und Kontrolle von Bewegungen (1.2.2.3) und den aktuellen Therapiemöglichkeiten, die insbesondere eine Verbesserung der Integration von perzeptiven und motorischen Informationen zum Ziel haben (1.2.2.4).

1.2.2.1 Symptome

Patienten mit Zerebralparese leiden nicht nur unter motorischen Störungen, sondern oft auch unter defizitärer Wahrnehmung. Im Fall der Hände kann sich dies unter anderem durch eine fehlerhafte Wahrnehmung von einfachen Stimulationen (beispielsweise Druck oder Vibration), einer gestörten Fähigkeit Gegenstände durch Tasten zu erkennen (Stereognosie) oder Propriozeptionsstörungen äußern [45, 46, 47, 48].

Angaben zur Häufigkeit von Störungen der sensorischen Diskrimination und Stereognosie in den verschiedenen Gruppen der Zerebralparese sind unterschiedlich. Je nach Quelle überwiegt das Vorhandensein von Störungen bei Patienten mit unilateraler oder bilateraler Zerebralparese [45, 46]. Es konnten bei 88 % der Kinder mit einer unilateralen Zerebralparese beidseitige sensorische Defizite diagnostiziert werden, die sich vor allem in einer veränderten Propriozeption und Stereognosie darstellten [48]. Die Häufigkeit von Störungen der Wahrnehmung und Wahrnehmungsintegration liegt nach Stotz bei Menschen mit Zerebralparese bei 80 % [8].

Die Folgen von defizitärer Sensorik der Hände auf die motorische Funktion kann nicht immer eindeutig bestimmt werden [47, 48, 49]. Sie können aber bei Aufgaben wie Greifen oder Heben beobachtet werden. Werden diese Bewegungen von Kindern oder Erwachsenen mit Zerebralparese durchgeführt, zeigt sich ein anderes motorisches Verhalten im Vergleich zu gesunden Referenzpersonen [50, 51]. Sie neigen dazu die Handlungsabfolge langsamer auszuführen und greifen auf eine sequenzielle Strategie zurück, die für gesunde Kinder unter 2 Jahren typisch ist [50, 52, 53, 54]. Dies zeigt, dass bei Patienten mit Zerebralparese die Fähigkeit fehlt, die Ergebnisse eines motorischen Befehls vorauszusagen und Bewegungen allgemein effizient zu planen. Im Bezug auf die vorher dargestellten sensomotorischen Modelle (1.4) bedeutet dies, dass Patienten mit Zerebralparese diese nicht ausreichend und effizient nutzen, um koordinierte und präzise Bewegungen auszuführen.

Weitere Einschränkungen von Patienten mit Zerebralparese äußern sich dadurch, dass unterschiedliche Oberflächen nicht differenziert wahrgenommen und Objektformen nicht erkannt werden können. Die sensorische Schädigung hat letztlich eine erhebliche Auswirkung auf Bewegungen, auch wenn die motorischen Fähigkeiten nur wenig eingeschränkt sind [46, 55, 56]. Bei Menschen mit Zerebralparese äußern sich defizitäre Wahrnehmung im Alltag auch durch Probleme bei der Orientierung im Raum, Abschätzung von Entfernungen und Schwierigkeiten bei der Rechts-Links-Unterscheidung [57].

1.2.2.2 Experimentelle Nachweise

Dass ein Patient an Wahrnehmungsdefiziten leidet, kann durch Ärzte oder Betreuer rein durch Beobachtung schnell festgestellt werden. Allerdings gibt es nur wenige standardisierte Methoden, um diese zu quantifizieren beziehungsweise vergleichbar zu machen.

Einer dieser Tests ist der *Frostigs Entwicklungstest der visuellen Wahrnehmung - 2* [58]. Hierbei handelt es sich um eine Reihe von Subtests, bei denen die visuelle Wahrnehmung, die Visuomotorik und die Raumlage-Wahrnehmung getestet wird. Die gestellten Aufgaben werden dabei auf einem Blatt visuell (z.B. Formen erkennen) oder mit einem Stift (z.B. Punkte verbinden) bearbeitet. Allerdings ist dieser Test nur für Patient zwischen 4 und 11 Jahren gültig. Mit dem *Frostigs Entwicklungstest der visuellen Wahrnehmung - Jugendliche und Erwachsene* ist eine Abwandlung entstanden, die auch für ältere und erwachsene Patienten gültig ist [59].

Zusätzlich existieren Tests, die eine fehlerhafte Repräsentation des Körpers diagnostiziert, darunter der Mann-Zeichen-Test [60] und psychometrische Tests [61]. Besonders der Mann-Zeichen-Test nach Ziler [62], bei dem der Proband ein Selbstportrait und ein idealisiertes Bild von sich selbst zeichnen soll, kann zusätzliche Einblicke in die Entwicklung der visuellen Wahrnehmung liefern [63]. Damit stellen die Ergebnisse dieses Tests eine nützliche Ergänzung zu dem Frostigs Entwicklungstest der visuellen Wahrnehmung dar.

Zusätzlich zu diesen Tests sind bildgebende Verfahren wie MRT oder neurophysiologische Untersuchungen hilfreich, um Areale, in denen Sensorik verarbeitet und empfangen wird, genauer morphologisch zu identifizieren. Liegen anatomische Defekte vor, sind diese anschließend in Zusammenschau mit einer fehlerhaften sensorischen Wahrnehmung zu beurteilen. Mittels Diffusions-Tensor-Bildgebung konnten bei frühgeborenen Kindern mit Zerebralparese ausgedehntere Schädigungen in der strukturellen Verbindung zwischen sensorischem Kortex und Thalamus als im kortikospinalen Trakt festgestellt werden. Die Schädigungen des posterioren Anteils des Thalamus standen in direkter Verbindung zu der Schwere der sensomotorischen Beeinträchtigungen [64, 65]. Neben den Anomalien in der anatomischen Struktur zeigen sich auch Veränderungen in Gehirnaktivitätsmustern, die den sensorischen und sensomotorischen Funktionen zugeordnet sind. Studien belegen, dass eine taktile Stimulation eine reduzierte kortikale Aktivität und veränderte neurophysiologische Potentiale im sekundär motorischen Kortex hervorruft [66, 67]. Auch die Beta-Aktivität als Antwort auf sensorische Stimulation der Hand zeigte bei Patienten mit Zerebralparese eine unphysiologisch hohe Frequenz, die als Störung der somatosensorischen Verarbeitung interpretiert wird [68].

In Studien konnten diese Anomalien mit den motorischen Fähigkeiten der Patienten assoziiert werden. Messungen mit Magnetenzephalographie zeigten, dass bei Repräsentation eines sensorischen Stimulus am Fuß abweichende pathologische Desynchronisationen im sensomotorischen Kortex abgeleitet werden können [69]. Die Abhängigkeiten zwischen Motorik und Aktivität im somatosensorischen Areal sind unklar und es kann nicht genau festgelegt werden, ob und in welchem Ausmaß sensorische Defizite bei motorischen Schädigungen eine Rolle spielen oder ob sie voneinander unabhängig zu betrachten sind. Zusammenhänge zwischen kortikaler somatosensorischer Aktivität und Motorik konnten in einer Studie dargestellt werden. Die Aufgabenstellung lautete, eine vorgegebene Kraft während einer isometrischen Bewegung mit dem Fuß nachzuahmen

[69]. Fehler bei der Durchführung der Aufgabe und die Synchronisation im somatosensorischen Kortex korrelierten negativ miteinander. Im Diffusions-MRT konnte auch gezeigt werden, dass bei Kindern mit unilateraler Zerebralparese die fehlerhaften Leistungen bei der Durchführung von handmotorischen Aufgaben mit Veränderungen im cortikospinalen und thalamocortikalen Trakt in Beziehung stehen [70]. Außerdem konnte bei der imaginären Planung einer motorischen Aufgabe bei Messungen mittels Elektroenzephalografie (EEG) Abweichungen in den neuronalen Aktivitäten im sensomotorischen Kortex bei Patienten mit unilateraler Zerebralparese im Vergleich zu Gesunden festgestellt werden [71].

1.2.2.3 Hypothese für die gestörte Planung und Kontrolle von Bewegungen

Die Beobachtungen der oben beschriebenen vielfältigen Defizite bei Patienten mit Zerebralparese lassen darauf schließen, dass bei ihnen während der Planung und Ausführung einer Bewegung die Integration von Sensorik und Motorik fehlerhaft sein kann. Die Schwierigkeiten bei der motorischen Planung würden sich nach dem Modell aus Abbildung 1.4 in einer fehlerhaften Berechnung durch das inverse Modell sowie durch deren Ausführung äußern. Außerdem sind wahrscheinlich das vorausberechnete Ergebnis aus dem Vorwärtsmodell, die Korrekturen durch dessen Abgleich und das sensomotorische Lernen beeinträchtigt. Durch die frühkindliche Hirnschädigung bei der Zerebralparese ist es wahrscheinlich, dass die Patienten ein geändertes inverses Modell und Vorwärtsmodell besitzen, da es sich in einem defizitären sensomotorischen Umfeld entwickelt hat. Die Erkenntnisse um die defizitären Prozesse in der sensomotorischen Interaktion bei Patienten mit Zerebralparese motivieren neue Rehabilitationsmethoden und -therapien zu entwickeln, die die Verarbeitung der Sensorik verbessern und somit die sensomotorische Integration trainieren.

1.2.2.4 Therapien von Wahrnehmungsstörungen

Ergotherapie und sensorische Integrationstherapie

Therapiekonzepte zur Verbesserung von Wahrnehmungsdefiziten sind Bestandteil der Ergotherapie und werden in Gruppen- oder Einzeltherapien angeboten. Neben dem Training für Handlungen des täglichen Lebens (z.B. Anziehen), gibt es auch spezielle Wahrnehmungstrainings. Eines davon ist das Therapieprogramm *sensorische Integration*, welches das vestibuläre und kinästetische System fördern soll [72]. Die Therapie beruht darauf, dass durch gezielte Reizdarbietungen während einer Aktivität die Verarbeitung und Integration von Sinneseindrücken und das motorische Lernen verbessert werden können. Die Effektivität der sensorischen Integrationstherapie konnte aber nicht bewiesen werden [73].

Ein weiteres Beispiel einer Therapie für Sensomotorik ist das Training an einer Wandtafel [74]. Hierbei sind sowohl die Motorik als auch die Wahrnehmung gefordert. Durch das Schreiben an der Tafel werden Körper- und Raumwahrnehmung sowie der Richtungssinn trainiert. Aufgaben wie Zeichnen von weiträumigen Linien zur Visualisierung von Bewegungen, Verbinden von vorher gezeichneten Punkten zur Schulung des Richtungssinns oder Aufzeigen von vorher benannten und aufgemalten Objekten werden hierbei gestellt. Dies dient der Schulung der Armbewegung, dem Überqueren der Körpermitte und der Integration beider Körperseiten.

Neue Therapieansätze - Feedbackbasiertes Training

Feedbacktherapien finden zunehmend Beachtung in der Behandlung der Zerebralparese [75]. Bei den Feedback-Therapien werden dem Patienten unbewusste Körperzustände und -funktionen, wie zum Beispiel Herzschlag, Blutdruck und motorische Fähigkeiten, rückgemeldet, so dass er diese zu kontrollieren lernt. Das Feedback kann dabei zum Beispiel visuell über einen Computerbildschirm, akustisch über Töne, sensorisch/taktile oder durch den Therapeuten selbst erfolgen. Eine spezielle Form des Feedbacks ist das sogenannte Neurofeedback, bei dem die Signale der Gehirnaktivität mittels EEG gemessen und dem Patienten über einen Monitor aufgezeigt werden. Dabei lernt er gezielt, die Aktivitätssignale, zum Beispiel durch Entspannungstechniken oder Konzentration zu beeinflussen.

Käuflich zu erwerbende Biofeedback-Geräte sind Messgeräte, die Körpersignale aufzeichnen und gleichzeitig in wahrnehmbare akustische, visuelle oder sensorische Signale umwandeln. Die Körpersignale werden entweder über Sensoren oder Elektroden (EEG) erfasst.

Besonders für Menschen mit Zerebralparese ist die Feedbacktherapie eine interessante Behandlungsoption, speziell im Hinblick auf die Kompensation von sensorischen Defiziten und dem Training der sensomotorischen Interaktion. Die Ziele, die durch eine Feedbacktherapie erreicht werden sollen, können dabei Verbesserungen von Handlungen des Alltags oder ganz spezielle Fähigkeiten betreffen. Dementsprechend wird eine Rehabilitationsmaßnahme mit Feedbacktherapie aufgabenspezifisch und individuell gestaltet.

Ein Beispiel ist das Gangtraining mit robotergestützten Therapien, welche auch durch Feedback am Bildschirm oder in der virtuellen Realität ergänzt werden können (vgl. Abb. 1.2). Damit ist es möglich, dem Patienten Informationen über seine Leistungen zu geben und die Motivation und Aufmerksamkeit in Form von Spielen zu erhalten [76, 21].

Auch für die oberen Extremitäten werden robotergestützte Therapien eingesetzt [77, 78]. Diese Geräte dienen sowohl zur passiven als auch zur aktiven Bewegung (siehe Abb. 1.5). Bei Letzterer wird das Trainingsgerät als Eingabequelle für einen Computer benutzt, um Spiele an einem Monitor zu steuern. Die Spiele stellen eine Art Feedback dar und sollen auch hier die Motivation steigern, um die Therapie fortzuführen.

Virtuelle Realität



Abbildung 1.5: Modell *ChARMin* der Firma *Sensory-Motor System Lab*. Rehabilitationsgerät für den Arm. Bildquelle: www.sms.hest.ethz.ch

Bei Rehabilitationsmethoden, in denen virtuelle Realität eingesetzt wird, trainiert der Patient in einer simulierten Umgebung. Hierbei kann ihm Feedback zu seinen Leistungen direkt visuell oder auditiv übermittelt werden, während er sein Training absolviert [79]. Diese Systeme können auch ein guter Ansatz für das Training der Sensomotorik bei Patienten mit Zerebralparese sein [80]. Die technologische Entwicklung der letzten Jahre hat es ermöglicht immer realistischere und komplexere virtuelle Umgebungen zu erzeugen, welche für verschiedene Trainingsszenarien genutzt werden können. Auch die Möglichkeit, Trainings durch Spiele mit einem besonderen Motivationsfaktor zu kombinieren, spricht für die Verwendung dieser neuen Technologie [79]. Sie ist jedoch nicht für alle Patienten geeignet, da sie bei ihnen Schwindel und Übelkeit (Kinetose) auslösen können [79].

Neben der virtuellen Realität finden auch Touchdisplays eine Anwendung in der Rehabilitation bei Patienten mit Zerebralparese, beispielsweise zum Training der oberen Extremitäten [81]. Das System basiert auf einem Multitouch-Display, welches als Eingabestifte, die Hand oder Gegenstände mit Beschleunigungssensoren verwendet. Durch diese Interaktion können verschiedene Spiele gesteuert werden, die die Motorik, Sprache (genauer das Buchstabieren) oder Wahrnehmung beanspruchen und fördern.

Klaviertraining als Motorik- und Wahrnehmungstraining

Durch das Klavierspielen erhält der Patient nicht nur ein intensives Training der Handmotorik und der Koordination beider Hände, sondern auch eine wichtige auditive Rückmeldung von dem Gespielten, die es ihm ermöglicht, sich selbst zu korrigieren. Das Klavierspielen wurde bereits als potentielle Rehabilitationsmethode, vor allem für Menschen mit erworbener Gehirnschädigung wie Schlaganfall, getestet. Für Menschen mit Zerebralparese stellt es ebenfalls eine neue herausfordernde Therapiemethode dar, die

zunehmend Aufmerksamkeit erhält. Es konnte gezeigt werden, dass sich die Gleichmäßigkeit der Fingermotorik bei Kindern und Erwachsenen mit Zerebralparese nach 18-monatigem Klavierunterricht verbesserte [82, 83]. Eine Veränderung der Gehirnvernetzung zwischen dem primären motorischen Kortex und dem linken Cerebellum konnte ebenfalls nachgewiesen werden, was darauf schließen lässt, dass Klavierspielen die Neuroplastizität für motorische Aufgaben fördert [82]. Während der 18-monatigen Klavierstudie wurde aber beobachtet, dass die Teilnehmer Schwierigkeiten hatten, sich am Klavier zu orientieren und welchen Finger sie zum Spielen der Taste benutzen sollten. Dies spiegelt neben den dargestellten motorischen Defiziten auch die Probleme mit der Einschätzung der Raumlage und dem Körperschema wieder.

1.3 Motivation und Ziele der Arbeit

1.3.1 Motivation

Die gesundheitliche Versorgung von Menschen mit Zerebralparese zu fördern, steht sowohl für die Betroffenen selbst als auch für ihre Eltern und die behandelnden Ärzte im Vordergrund. Bewährte und neu entwickelte Therapiekonzepte zielen vorrangig auf eine Verbesserung der Lebensqualität und Steigerung der Selbstständigkeit ab. Die regelrechte Integration von sensorischen und motorischen Informationen spielt eine wesentliche Rolle für die Durchführung einer physiologischen Bewegung, was sich in der Struktur der theoretischen Modelle für die Planung und Ausführung von Bewegungen widerspiegelt (Abb. 1.4). Da bei der Zerebralparese motorische Defizite auch auf Wahrnehmungs- und sensomotorische Störungen zurückzuführen sind (vgl. Kapitel 1.2.2.1, 1.2.2.2 und 1.2.2.3), werden Therapiekonzepte, die die sensomotorische Interaktion fördern, immer mehr in den Vordergrund rücken (vgl. Kapitel 1.2.2.4). Hier stellt aber die Messung und Objektivierung, die die Fortschritte der einzelnen Therapien aufzeigen, eine große Herausforderung dar. Der genaue Mechanismus, wie motorisches Lernen im Gehirn abläuft und wie Sensorik und Motorik sich gegenseitig beeinflussen, ist noch weitgehend unklar und bedarf weiterer Forschung [44]. Unter der Annahme, dass das Modell aus Abbildung 1.4 die physiologischen Prozesse bei der Planung und Ausführung von Bewegungen hinreichend genau beschreibt, wird jedoch ersichtlich, dass sensomotorisches Lernen an vielen Punkten ansetzen kann.

Trotz dieser Unklarheiten sind effektive Fortschritte zu erwarten, wenn ein sensomotorisches Training durchgeführt wird, bei dem die Motorik sich auf den unterschiedlichen sensorischen Input qualitativ und quantitativ anpassen muss. Ein neuer therapeutischer Ansatz ergibt sich deshalb durch direktes und gezieltes Eingreifen in das Zusammenspiel von Sensorik und Motorik. Es wird angenommen, dass durch gezielte sensorische Stimulation und zu Hilfenahme von feedbackbasiertem Training bei der Durchführung moto-

rischer Aufgaben die sensomotorische Interaktion intensiviert und fortentwickelt werden kann.

1.3.2 Ziele der Arbeit

In dieser Arbeit werden demzufolge technische Hilfsmittel und Trainingssysteme entwickelt und getestet, die Wahrnehmungsdefizite bei Menschen mit Zerebralparese kompensieren und die sensomotorische Integration fördern sollen. Auf Basis des allgemeinen Modells zur Steuerung und Ausführung von Bewegungen (Abb. 1.4) greifen alle entwickelten Systeme an einem unterschiedlichen Punkt in diesen Kreislauf ein. Mögliche Ansatzpunkte der Systeme sind in Abbildung 1.6 dargestellt.

Bei der Entwicklung der Hilfsmittel wurde darauf geachtet, dass sie einfach in der Handhabung und für einen großen Kreis von Patienten anwendbar sind. Herausforderungen stellen hierbei eine besondere Berücksichtigung verschiedener Altersgruppen und unterschiedlicher kognitiver und motorischer Fähigkeiten dar.

Im Detail werden folgende Systeme entwickelt:

- Ein Feedback-Trainingssystem zur Verbesserung der Fingerwahrnehmung:
Ziel ist die somatosensorische Wahrnehmung der Finger und das Körperschemas insgesamt zu verbessern. Das Trainingssystem für die Fingerwahrnehmung (Bezeichnung *Finger* in Abbildung 1.6) stimuliert die somatosensorischen Rezeptoren der Finger. Das Feedback während des Trainings soll zu einer Verbesserung des inversen Modells der Fingerwahrnehmung beitragen. Dieses ist wesentlich für eine verbesserte sensorische Verarbeitung und die sensomotorische Interaktion.
- Ein Elektromyographie-Gerät (EMG) zur Detektion von pathologischen Muskelaktivitäten:
Ziel ist es, ein Feedbacksystem zu entwickeln, das über die Visualisierung von Muskelaktivitäten ein physiologisches Bewegungsmuster beim Fahrradfahren trainieren soll. Das Feedbacksystem greift in den sensomotorischen Prozess an den Stellen der roten Pfeile mit der Bezeichnung *EMG* in Abbildung 1.6 ein.
- Ein Klaviertrainingssystem zur Verbesserung der sensomotorischen Interaktion und der Motorik der Hand:
Ziel ist es, sensorische Defizite beim Spielen eines Klaviers zu kompensieren. Die Ausgabe des Systems gibt dem Patienten zusätzliche sensorische Informationen darüber, welchen Finger er benutzen muss, und schafft eine räumliche Orientierungshilfe am Klavier. Diese Informationen spiegeln sich in einem Eingreifen in die sensomotorische Interaktion durch die grünen Pfeile mit der Beschriftung *Klavier* in der Mitte von Abbildung 1.6 wieder. Zusätzlich erhält der Patient ein auditives Feedback beim Spielen des Klaviers, was durch den oberen grünen Pfeil darge-

2 Material und Methoden

2.1 Elektronik

In diesem Unterkapitel werden Grundlagen zu den elektronischen Komponenten und Systemen erklärt, die in den in Kapitel 3 beschriebenen Projekten verwendet wurden, und erläutert, warum diese verwendet wurden. Bei allen Projekten wurde ein Mikrocontroller als zentrale Steuereinheit verwendet (2.1.1). An diesen sind Elemente zur Informationssammlung über die Umgebung (Ultraschallsensoren 2.1.2 und Kraftsensoren 2.1.3) oder über den eigenen Körper (Elektromyographie 2.1.4) angeschlossen sowie Bauteile zur Zustandsanzeige und Stimulation (Vibration 2.1.5 und Leuchtdioden 2.1.6). Die Spannungsversorgung für den Mikrocontroller und die angeschlossenen Elemente ist in Abschnitt 2.1.7 thematisiert.

2.1.1 Mikrocontroller

Ein Mikrocontroller ist ein elektronisches Bauelement in Form eines Halbleiterchips, welches neben einem Prozessor noch weitere Elemente wie Speicher oder analoge und digitale Ein- und Ausgänge integriert hat [84]. Da bereits die wichtigsten Komponenten integriert sind, lässt sich der Chip mit nur wenig externer Hardware betreiben. Wegen der hohen Flexibilität, der niedrigen Kosten und der geringen Größe finden sie Anwendung in einer Vielzahl von elektronischen Geräten, wie zum Beispiel Digitaluhren, Computertastaturen, Waschmaschinen oder Mobiltelefonen.

Die Firma *Arduino* vertreibt fertig zu verwendende Mikrocontrollerboards. Auf diesen Boards findet sich neben dem Mikrocontroller zum Beispiel auch eine Regelung für die Versorgungsspannung, Anschlüsse für die Ein- und Ausgänge oder eine Schnittstelle, um die Software aufzuspielen. Der Anwender ist somit sofort in der Lage das Board an einen Computer anzuschließen und seine Software auf den Mikrocontroller zu laden, ohne auf die Benutzung zusätzlicher Hardware angewiesen zu sein. Als Spannungsversorgung kann unter anderem eine 5 V-Quelle in Form einer USB-Schnittstelle verwendet werden. Da diese von vielen Geräten, wie zum Beispiel von Smartphones, verwendet wird, gibt es auf dem Markt eine Vielzahl von Akkus (siehe Kapitel 2.1.7). Dies macht den Mikrocontroller unabhängig von der Netzspannung und somit mobil.

Außerdem liefert *Arduino* eine Entwicklungsumgebung für die Mikrocontrollerprogrammierung mit. In der Entwicklungsumgebung *Arduino IDE* wird die Software textbasiert entwickelt und kann auf Knopfdruck hochgeladen werden. Damit ist es möglich, Änderungen im Programmcode schnell zu realisieren und ohne große Zeitverzögerung auf den Mikrocontroller zu implementieren. So kann auf Patientenbedürfnisse eingegangen werden und es können zum Beispiel einzelne Elemente je nach Situation zu- oder abgeschaltet werden.

Je nach Anwendung und erforderlicher Leistung kann zwischen verschiedenen Modellen ausgewählt werden. Ein weiterer Vorteil ist, dass die Arduino-Plattform sehr weit verbreitet ist. Sie wird sowohl von Studenten und Makern als auch von professionellen Entwicklern für kommerzielle Produkte verwendet. Dies führt dazu, dass es für viele Sensoren und andere externe Elemente bereits Softwarebibliotheken gibt, die direkt benutzt oder nach Anpassung verwendet werden können, welches Fehlerquellen eliminiert und Entwicklungszeit reduziert.

2.1.2 Ultraschallsensoren

Ultraschallsensoren werden in dieser Arbeit zur Abstandsmessung verwendet. Die Sensoren senden einen hochfrequenten akustischen Puls aus, der von Menschen nicht wahrgenommen werden kann. Dieser wird an Objekten reflektiert und propagiert wieder in Richtung Sensor. Über die Laufzeitdifferenz Δt kann mittels der Schallgeschwindigkeit c der Abstand s wie folgt berechnet werden:

$$s = \frac{1}{2} \cdot c \cdot \Delta t \quad (2.1)$$

Die in dieser Arbeit verwendeten Sensoren *SRF05* sind von der Firma *Devantech Ltd.* Sie besitzen eine Reichweite von bis zu vier Metern und arbeiten bei einer Frequenz von 40 kHz [85]. Diese Sensoren benötigen für den Betrieb nur drei Leitungen: Zwei für die Spannungsversorgung und eine Datenleitung für die Ansteuerung und das Auslesen der Messung. Des Weiteren haben sie den Vorteil, dass sie klein, leicht und günstig zu erwerben sind.

2.1.3 Kraftsensoren

Kraftsensoren wurden in dieser Arbeit genutzt, um das Drücken eines Fingers zu detektieren. Es wurden resistive Kraftsensoren benutzt, die ihren elektrischen Widerstand in Abhängigkeit von der aufgebrachtten Kraft ändern [86]. Die in dieser Arbeit verwendeten Sensoren bestehen aus einer dicken Kunststoffolie (siehe Abbildung 2.1a). Die aktive

Fläche besitzt einen Durchmesser von 5 mm. Wird auf diese eine Kraft ausgeübt, zum Beispiel mit dem Finger, ändert sich der Widerstand von mehr als $10\text{ M}\Omega$ auf weniger als $10\text{ k}\Omega$, das heißt um einen Faktor von 1000. Diese Widerstandsänderung kann durch einen Spannungsteiler gemessen werden. Dazu wird der Sensor mit einem Referenzwiderstand mit bekannter Größe in Reihe geschaltet und der Spannungsabfall gemessen (vgl. Abbildung 2.1b).

Bereits kleine Drücke, entsprechend einem Gewicht von 10 Gramm, können mit diesen Sensoren detektiert werden. Außerdem sind sie im Vergleich zu anderen Sensoren sehr dünn und deshalb gut geeignet für die Detektion von Fingerbenutzungen. Die Fingerbeere kann durch ihre Form und Elastizität viel Druck aufnehmen, sodass es dazu führen kann, dass die Drücke vom Gewebe und nicht vom Sensor aufgenommen werden. Um dies zu umgehen, wurde eine selbstklebende Halbkugel aus Kunststoff auf die aktive Fläche des Sensors geklebt. Die Kräfte werden so auch bei nicht orthogonaler Ausrichtung auf den Sensor übertragen.

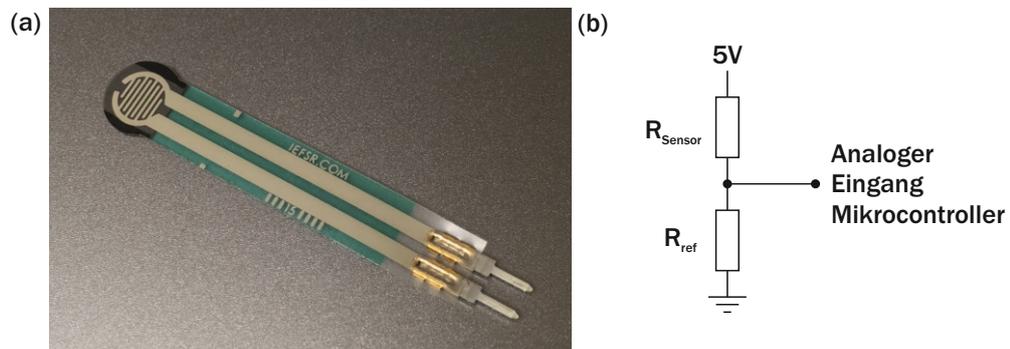


Abbildung 2.1: (a) Kraftsensor *FSR 400* der Firma *Interlink*. (b) Anschluss an den Mikrocontroller. Durch einen Referenzwiderstand R_{ref} in Reihe geschaltet mit dem Sensor R_{Sensor} ergibt sich ein Spannungsteiler. Durch diesen können Änderungen im Widerstand des Sensors, und somit die aufgebrachten Kräfte, detektiert werden.

2.1.4 Elektromyographie

Bei einer Bewegung wird von den Muskeln im Körper Arbeit geleistet. Nervenzellen aktivieren Muskelfasern, die sich daraufhin kontrahieren. Dieses Paar wird als motorische Einheit bezeichnet, wobei eine Nervenzelle immer mehrere Fasern anspricht [87]. Die Anzahl der Muskelfasern, die einem Nerv zugeordnet sind, unterscheiden sich je nachdem ob feinmotorische oder grobmotorische Bewegungen initiiert werden. Bei der Augenmuskulatur sind es 5-10 Muskelfasern je Nerv, wohingegen bei Muskeln im Oberarm oder Rumpf mehrere 100 Fasern durch eine Nervenzelle angesteuert werden. Durch Ausschüttung von Transmitterstoffen (hauptsächlich Acetylcholin) kommt es zu Veränderungen des elektrischen Potentials an der Muskelzellmembran.

Diese Potentialänderung wird entlang der Faserrichtung durch den ganzen Muskel geleitet und kann mit der Elektromyographie (EMG) gemessen werden. Dazu werden Elek-

troden auf der Haut in Richtung der Potentialausbreitung angebracht und zwischen ihnen die Potentialdifferenz (Spannung) gemessen. Die Messung und Verarbeitung des Signals erfolgt dabei in mehreren Schritten. Folgende Empfehlungen ergeben sich aus dem Projekt *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* [88]:

a) Verstärkung des Rohsignals:

Die Potentialdifferenzen betragen nur wenige μV bis zu ca. 1 mV und sind damit zu klein, um direkt digitalisiert zu werden, weshalb sie erst verstärkt werden müssen.

b) Analoge Bandpass-Filterung:

Dieser Schritt reduziert nieder- und hochfrequente Artefakte, die nicht durch Muskelaktivität erzeugt werden, in dem gemessenen EMG-Signal. Bei einer Bewegung setzt sich das EMG-Signal $EMG(t)$ wie folgt zusammen [88]:

$$EMG(t) = I(t) \cdot n(t) \quad (2.2)$$

Dabei beschreibt $I(t)$ die Intensität des EMG-Signals und $n(t)$ ein weißes Rauschen. Das Rauschen wird dabei von den Muskeln selbst und von der Umgebung erzeugt (z.B. elektrische Geräte). Das Ausfiltern der niederfrequenten Anteile entfernt Artefakte, die durch Schwitzen oder Bewegung erzeugt wurden, wohingegen das Entfernen von hochfrequenten Anteilen elektrische Störsignale beseitigt. Gültige Spannungen von Muskelaktivitäten sind im Frequenzbereich von 5 bis 400 Hz zu finden, wobei der Großteil zwischen 10 und 150 Hz liegt.

c) Analog-Digital-Wandlung:

Das gemessene Signal wird zuerst durch einen Analog-Digital-Wandler digitalisiert, bevor es am Computer weiterverarbeitet werden kann. Für eine korrekte Rekonstruktion muss das Signal nach dem Nyquist-Theorem mit einer Frequenz abgetastet werden, die mindestens doppelt so hoch ist wie die höchste im Signal vorkommende Frequenz [88]. Im Falle der Muskelsignale muss entsprechend mit einer Abtastrate von mindestens 800 Hz gemessen werden.

d) Trennung der Intensität:

In diesem Schritt wird die niederfrequente Intensität (das heißt langsam oszillierende Signale), die der Aktivität des Muskels entspricht, von dem schnell oszillierenden Rauschen getrennt (siehe Abbildung 2.2). Das Signal wird erst gleichgerichtet und danach die einhüllende Funktion des Signals durch eine Glättung mit einem Tiefpassfilter¹ extrahiert. Die Grenzfrequenz dieses Filters wird an die motorische Aufgabe (z.B. Gehen) angepasst. Eine niedrige Grenzfrequenz sorgt für ein glatteres Ergebnis, wohingegen eine hohe Grenzfrequenz schnelle Änderungen im Signal sichtbar macht, die sonst ausgefiltert werden. Beim Fahren eines Fahrrads

¹Operation, bei der Signalanteile mit hohen Frequenzen entfernt werden

mit einer Frequenz von 60 Umdrehungen pro Minute hat sich eine Grenzfrequenz von 2 Hz bewährt [88].

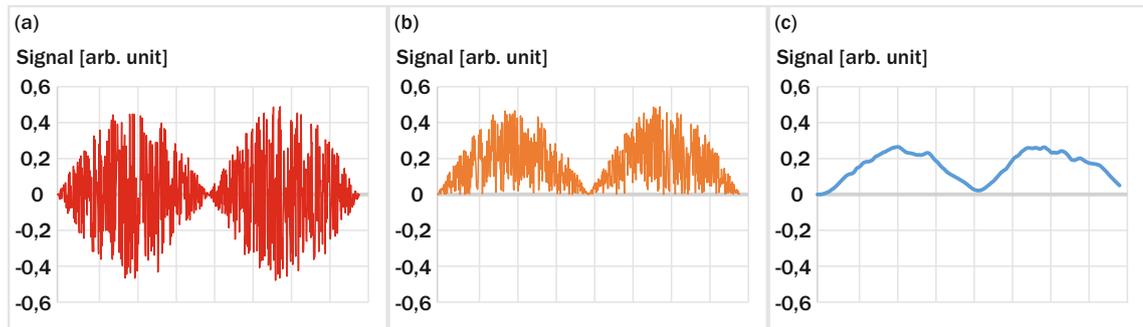


Abbildung 2.2: (a) Simuliertes Rohsignals zur Veranschaulichung der Signalverarbeitung bei der EMG-Analyse. (b) Signal nach der Gleichrichtung und (c) nach der Glättung mit einem Tiefpassfilter. Die schnell oszillierenden Anteile des Rohsignals werden ausgefiltert, sodass nur die sich langsam verändernde einhüllende Funktion des Signals übrig bleibt.

Bei dem in dieser Arbeit entwickelten EMG-Gerät wurden mehrere Schritte (a,b und d) der Signalverarbeitung in der Hardware realisiert, bevor das Signal digitalisiert wird. Da das Signal nach der Gleichrichtung und Glättung nur noch eine maximale Frequenz von etwa 2 Hz aufweist, ist eine Abtastrate von 77 Hz ausreichend. Dies ist genau die Rate, mit der das EMG-Gerät aus Kapitel 3.2 aufzeichnet.

2.1.5 Vibrationsmotoren

In dieser Arbeit vermitteln drei der entwickelten Systeme dem Benutzer Informationen über seine Umgebung oder den eigenen Körper. Diese Informationen werden unter anderem durch somatosensorische Stimulation (insbesondere Vibration) vermittelt. Durch die Verwendung von Vibrationen wird ein Sinneskanal, zusätzlich zu dem visuellen und akustischen, durch die wir einen großen Teil unserer Umgebung wahrnehmen, angesprochen. Vibrationen führen wesentlich langsamer zu einer Reduzierung der Aufmerksamkeit als eine kontinuierliche nicht vibrierende Stimulation (z.B. Druck) [89]. Aus diesem Grund und der Tatsache, dass Vibrationen nicht schädlich sind, sind sie als Informationsvermittlung gut geeignet. Wahrgenommen werden Vibrationen durch sogenannte Vater-Pacini-Körperchen. Dabei handelt es sich um Mechanozetektoren, die auf schnelle mechanische Verformung reagieren. Eine Anhäufung dieser Rezeptoren befinden sich in der Unterhaut der Hände, Füße, Finger und Zehen.

Vibrationen können unter anderem durch kleine Elektromotoren, bei denen die Masse nicht homogen um die Drehachse verteilt ist, erzeugt werden. Diese Unwucht sorgt dafür, dass der Motor bei der Drehung zu vibrieren anfängt. In dieser Arbeit wurden Vibrationsmotoren von verschiedenen Herstellern verwendet. Ihre Frequenzen reichen laut den Datenblättern von 200 bis 230 Hz. Dies ist optimal, da die Haut der Finger bei einer

Frequenz von 200 Hz die höchste Sensitivität aufweist [90]. Auch spielt die geringe Größe und das minimale Gewicht eine wichtige Rolle für die Integration in die entwickelten Systeme.

2.1.6 Leuchtdioden

Eine Leuchtdiode (LED) ist ein Bauelement zur Erzeugung von Licht [91]. Es entsteht an dem Übergang von einem p- und einem n-dotierten Halbleiter. Energie in Form von elektromagnetischer Strahlung wird frei, wenn ein Elektron aus dem Leitungsband in das energetisch tiefere Valenzband übergeht (Rekombination). Die Wellenlänge des Lichts ist von der frei gewordenen Energie abhängig und entspricht in etwa der Breite der Bandlücke E_{gap} . Die Wellenlänge λ berechnet sich wie folgt:

$$\lambda = \frac{h \cdot c}{E_{gap}} \quad (2.3)$$

wobei h das Plancksche Wirkungsquantum und c die Lichtgeschwindigkeit sind. Wird eine Spannung in Durchlassrichtung angelegt, wird die Rekombinationsrate und somit die Lichtausbeute erhöht. Je nach Material und Dotierung können verschiedene Wellenlängen und damit Farben erzeugt werden. LEDs können sehr klein produziert werden und wandeln im Vergleich zu Glühlampen wesentlich mehr elektrische Energie in Licht um. Es wurden in dieser Arbeit bewusst LEDs zur optischen Stimulation verwendet, da sie wegen ihrer geringen Größe leicht integriert werden können. Die Verfügbarkeit von vielen Farben ist wichtig, da das Feedbacksignal so an die unterschiedliche Sensitivität von Menschen mit Behinderung angepasst werden kann.

2.1.7 Spannungsversorgung

Da viele der entwickelten Geräte für den mobilen Einsatz konstruiert wurden, ist eine zuverlässige netzunabhängige Spannungsversorgung notwendig. Das Mikrocontrollerboard von *Arduino* kann über die eingebaute USB-Schnittstelle mit 5 V versorgt werden. Viele externe Bauelemente wie Sensoren, die für Mikrocontroller ausgelegt sind, sind ebenfalls mit 5 V kompatibel und können direkt über das Board gespeist werden. Ist dies nicht der Fall, kann ein Spannungsregler verwendet werden, um die Betriebsspannung entsprechend anzupassen.

Besonders bei einem mobilen Einsatz haben sich seit einigen Jahren Lithium-Ionen-Batterien aufgrund ihrer hohen Energiedichte für die netzunabhängige Spannungsversorgung von Handys und Laptops durchgesetzt [92]. Aufbauend auf dieser Technologie haben sich Powerbanks entwickelt, bei denen die 3,6 V der Batteriezellen in 5 V umgewandelt werden und in Form einer USB-Schnittstelle zur Verfügung stehen. Diese eignen

sich aufgrund ihrer kompakten Größe und hohen Kapazität gut für die Versorgung des Mikrocontrollerboards und weiterer Komponenten für den mobilen Einsatz.

Kommerziell erhältliche Powerbanks, die aus Lithium-Ionen-Batterien bestehen, haben außerdem den Vorteil, dass diese schon Sicherheitsmaßnahmen beinhalten. Gefahren durch mechanische Schäden, Kurzschlüsse, zu hohe Ströme oder Überladung werden durch das Design herstellerseitig vorgebeugt.

Ein weiterer wichtiger Punkt bei der Spannungsversorgung ist die Sicherheit bei absichtlicher oder unabsichtlicher Berührung von stromführenden Elementen durch den Menschen. Grundsätzlich ist dafür zu sorgen, dass unabsichtliche Berührungen nicht auftreten können (z.B. durch geeignete Isolierung). Nach DIN VDE 0100-410 gilt für gesunde Erwachsene eine maximale Berührungsspannung von 120 V Gleichspannung und 50 V Wechselspannung. Für Kinder und im medizinischen Bereich liegen diese Grenzen bei der Hälfte der Werte. Die Verwendung einer 5 V-Gleichspannungsquelle stellt in dieser Hinsicht also keine Gefährdung dar.

2.2 Wirksamkeitstests

Die Funktionalität der technischen Hilfsmittel und Trainingssysteme wurde bereits während der Entwicklungsphase geprüft. Die Wirksamkeit der Systeme als Hilfs- bzw. Trainingssystem für die defizitäre Sensomotorik von Patienten mit Zerebralparese wurde in experimentellen Studien mit Patienten und gesunden Probanden untersucht. Hier werden die verwendeten Methoden kurz vorgestellt. In den Publikationen in Anhang A befinden sich detaillierte Beschreibungen zu jeder Studie.

Grundsätzlich werden Hilfsmittel auf ihre Wirksamkeit in der Art getestet, dass eine bestimmte Aufgabe mit und ohne der neuen Entwicklung erfüllt werden muss. Gemessen werden Parameter, mit denen so objektiv wie möglich bestimmt werden kann wie gut die Aufgabe erfüllt wurde. Dabei wurden auch immer kognitive Defizite der Patienten und Schwächen in den Bereichen Lernen und Aufmerksamkeit bedacht und die Aufgaben dementsprechend angepasst.

Bei Trainingssystemen werden Aufgaben ausgesucht, die die gleichen Fähigkeiten abfragen, welche mit dem System trainiert werden sollen. Die Aufgaben werden vor und nach der Trainingszeit mit dem System durchgeführt. Die geforderten Aufgaben, die im Rahmen dieser Arbeit gestellt wurden, betreffen:

- **Die Handmotorik und -sensorik insbesondere der Finger**

Trainingssystem zur Fingerwahrnehmung und Klaviersystem

Die Tests wurden derart ausgewählt, dass sie potentielle Änderungen in der somatosensorischen Wahrnehmung der Finger und Verbesserungen von einfachen motorischen Aufgaben sichtbar machen.

- **Das Körperschema und die Raumlage-Wahrnehmung**

 - Sensomotorische Jacke*

 - Die Wahl der Tests erfolgte so, dass Änderungen in der Wahrnehmung von Abständen zu Objekten in der Umgebung bei dem Durchlaufen einer speziellen Strecke gemessen werden können.

- **Kontrolle der Motorik**

 - EMG-System*

 - Bei diesen Tests wurde untersucht, wie gut die Patienten ihre Muskelaktivitäten während einer speziellen Aufgabe kontrollieren können.

3 Publikationen

In diesem Kapitel werden die Publikationen zusammengefasst, die während dieser Arbeit entstanden sind und auf denen diese Dissertation basiert. Die originalen Publikationen sind im Anhang A angefügt. Jedes Kapitel beschreibt eines der entwickelten Systeme: Kapitel 3.1 beschreibt das Trainingssystem für die Fingerwahrnehmung, Kapitel 3.2 das EMG-System, Kapitel 3.3 das Klaviersystem und Kapitel 3.4 die sensomotorische Jacke.

3.1 Sensory Feedback Training for Improvement of Finger Perception in Cerebral Palsy [1]

Zusammenfassung

Ziel dieses Projekts war die Entwicklung und Bewertung eines Feedback-Trainingssystems für die taktile Wahrnehmung der Finger. Die Wahrnehmungsstörungen bei Patienten mit Zerebralparese (vgl. Kapitel 1.2.2) können sich durch eine gestörte somatosensorische Wahrnehmung von Fingern und Hände zeigen. Diese Störungen können die Durchführung von motorischen Aufgaben beeinflussen, zum Beispiel durch Probleme bei der Differenzierung der für die Aufgabe benötigten Finger.

Das entwickelte System besteht aus einem Handschuh, an dessen Fingern jeweils ein Vibrationsmotor befestigt ist, und einem Board mit fünf Tasten zur Bestätigung. Die Tasten sind dabei in einem Halbkreis wie die Finger an der Hand angeordnet, um den Patienten die Zuordnung zu vereinfachen (vgl. Abb. 3.1).

Für diese Studie wurden sieben Patienten mit Diagnose Zerebralparese eingeschlossen, bei denen in einer klinischen Untersuchung eine verminderte Wahrnehmung der Finger diagnostiziert werden konnte. Während des Trainings wurden die Finger der Teilnehmer durch Vibrationen in einer zufälligen Reihenfolge stimuliert. Die Patienten mussten an dem Board bestätigen, welchen Finger sie gefühlt hatten. An einem Bildschirm leuchtet eine rote oder grüne Lampe auf und zeigte an, ob der Finger richtig oder falsch erkannt wurde. Das System stimuliert den Finger so lange, bis der richtige Finger durch die korrespondierende Taste bestätigt wurde. Aufgezeichnet wurden die Anzahl der falschen Tastenbetätigungen sowie die Zeit, die von Beginn der Vibration bis zur Bestätigung vergangen war. Die Patienten trainierten achtmal innerhalb von zwei Wochen mit dem System im Rahmen ihrer Ergotherapie.

Um die Wirksamkeit des Systems zu überprüfen, wurden vor und nach dem Training drei unterschiedliche Wahrnehmungstests der Finger durchgeführt. Zur Überprüfung der Sensorik wurden den Patienten mit einem Wattebausch über einen Finger gestrichen und sie mussten bei geschlossenen Augen mitteilen, welchen Finger sie gespürt haben. Um die Intaktheit des Körperschemas zu prüfen, musste der Patient einen vom Therapeuten genannten Finger aufzeigen können. Die Anwendung des *Box-and-Block-Test*, bei dem soviel kleine Würfel wie möglich innerhalb einer Minute mit einer Hand über eine Barriere zu heben sind, sollte Erkenntnisse zur Fingermotorik liefern. Sowohl die fehlerhafte Fingerbenennung als auch die Anzahl von falschen Betätigungen verringerte sich nach dem Training.

Leistungsbeiträge des Doktoranden

Der Autor dieser Dissertation war für die Durchführung der Studie verantwortlich. Dies umfasst insbesondere:

- Entwicklung und Evaluation der Funktionalität der Hardware
- Erstellung der Software zur Steuerung und Datenaufzeichnung mit dem Computer
- Planung und Durchführung der Studie mit den Patienten (unter ärztlicher Aufsicht)
- Auswertung der aus der Studie gewonnenen Daten
- Erstellung der Publikation

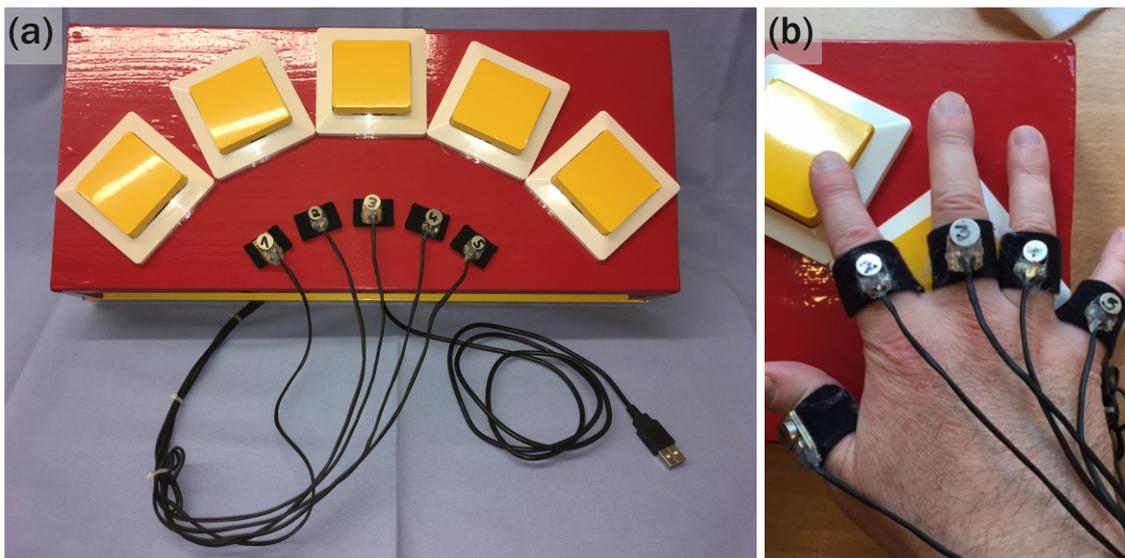


Abbildung 3.1: Übersicht über das Feedbacksystem zur Verbesserung der Fingerwahrnehmung. (a) Vibrationsmotoren für die Finger und Tastenboard zur Bestätigung. Das USB-Kabel dient für den Anschluss an den Computer. (b) Vibrationsmotoren sind mit elastischen Bändern an den Fingern befestigt.

3.2 Altered lower leg muscle activation patterns in patients with cerebral palsy during cycling on an ergometer [2]

Zusammenfassung

Patienten mit spastischer Zerebralparese sind durch muskuläre Dysbalance in ihren motorischen Fähigkeiten stark eingeschränkt. Die eingeschränkte Bewegungsfähigkeit kann zu einem zusätzlichen Verlust von Muskelvolumen und -funktion sowie zu Kontrakturen in den Gelenken führen. Um diesen Problemen entgegenzuwirken, wird den Patienten oft empfohlen, im Rahmen der Physiotherapie an einem Ergometer zu trainieren. Hierbei kann jedoch, besonders bei unterstützter Bewegung, nicht festgestellt werden, ob die Muskeln phasengerecht und während der Tretbewegung zeitlich richtig koordiniert trainiert werden. Dies würde dazu führen, dass der Patient ein falsches Muskelaktivitätsmuster erlernt.

In dieser Studie wurde untersucht, ob sich die Muskelaktivität beim Fahren am Ergometer von Patienten phasengerecht oder alternierend zum gesunden Probanden verhält. Im Hinblick auf die spätere Entwicklung eines Feedbacksystems, bei dem ein physiologisches Aktivitätsmuster erlernt werden soll, wurde ein EMG-Gerät mit acht Kanälen entwickelt (vgl. Abb. 3.2). Zusätzlich zur reinen Messung der Muskelaktivitäten ist dieses mit einer Schnittstelle für ein optisches und taktiles Feedback ausgestattet.

An beiden Beinen wurden gleichzeitig die Signale von Musculus rectus femoris, Musculus biceps femoris, Musculus tibialis anterior und Musculus gastrocnemius abgeleitet. Die Verarbeitung der Signale erfolgte nach den Empfehlungen des Projekts *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*. Ein Teil der Signalaufarbeitung wurde bereits in der Hardware durchgeführt, sodass nur die einhüllende Funktion des Muskelsignals zur weiteren Analyse aufgezeichnet wurde. Diese wurde über mindestens 15 Zyklen gemittelt und anschließend analysiert, insbesondere in welchem Zeitraum der jeweilige Muskel beim Fahren am Ergometer aktiv war. Der Muskel wurde als aktiv interpretiert, wenn das Signal 50% des maximalen Werts der Amplitude überschreitet. Der Zusammenhang von Muskelaktivität wurde mit dem Grad der Spastizität (Modified Aswoth Scale) und dem Grad der Mobilität (Gross Motor Function Classification System) korreliert.

Es konnte gezeigt werden, dass die Muskulatur der Patienten im Vergleich zu den gesunden Probanden vorzeitig aktiviert wird und ein persistierendes Aktivitätsmuster zeigt. Das Ausmaß der Abweichung korreliert mit zunehmender Spastizität und abnehmender Mobilität. Pathologien zeigten sich bei den Patienten durch ein erhöhtes Auftreten von Kokontraktionen und einer inhomogenen und nicht adäquaten Tretgeschwindigkeit.

Leistungsbeiträge des Doktoranden

Der Autor dieser Dissertation war für die Durchführung der Studie verantwortlich. Dies umfasst insbesondere:

- Herstellung des EMG-Geräts
- Entwicklung der Software zur Datenaufzeichnung und -auswertung
- Planung und Durchführung der Studie mit den Patienten und gesunden Probanden (unter ärztlicher Aufsicht)
- Auswertung der aus der Studie gewonnenen Messdaten
- Erstellung der Publikation

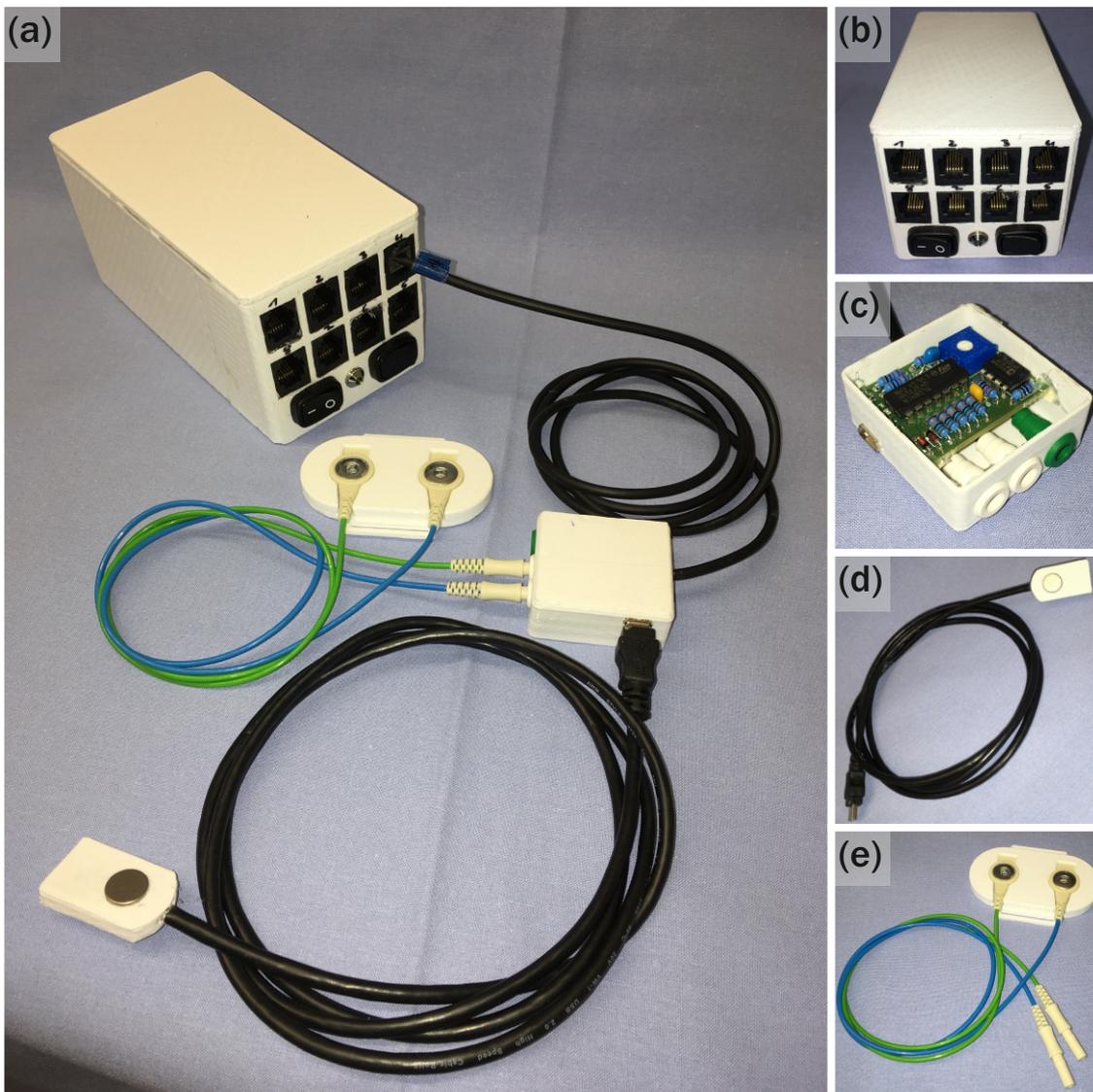


Abbildung 3.2: Übersicht über das entwickelte EMG-Gerät. (a) Kontrolleinheit mit einem angeschlossenen Sensor. (b) Kontrolleinheit mit Anschlüssen für 8 Kanäle. (c) Elektronik eines Kanals zur Messung der Muskelspannungen mit Anschlüssen für die EMG-Elektroden und das Feedback. (d) Vibrationsmotor mit LED zur Erzeugung eines Feedbacks. (e) Zwei Elektroden in einer Kunststoffschale zur zeitsparenden Befestigung an die Muskeln.

3.3 Sensorimotor Piano System for People with Disabilities [3]

Zusammenfassung

In bereits abgeschlossenen Studien konnte beobachtet werden, dass Klavierspielen eine geeignete Methode darstellt, um handmotorische Fähigkeiten von Patienten mit Zerebralparese zu trainieren. Klavierspielen führt mehrere Sinneskanäle, insbesondere visuelle, auditive und somatosensorische Wahrnehmung, mit motorischen Fähigkeiten zusammen. Bei Patienten mit Zerebralparese können sich Wahrnehmungsdefizite durch die Wahl der falschen Finger oder fehlerhafte Orientierung am Klavier äußern. Um ihnen die Fingerwahrnehmung zu verbessern und somit das Training zu vereinfachen, wurde ein technisches Trainingssystem entwickelt, das die Defizite kompensieren kann. In dieser Publikation wird die Technik des sensomotorischen Klaviertrainingssystems und Ergebnisse von ersten Testläufen zur Überprüfung der Wirksamkeit vorgestellt.

Das Trainingssystem besteht aus einer LED-Leiste und sensomotorischen Handschuhen (vgl. Abb. 3.3a und b). Über die LED-Leiste, die mit 88 LEDs versehen ist, wird dem Schüler visuell durch Beleuchtung angezeigt, welche Klaviertaste gespielt werden soll (vgl. Abb. 3.3b und e). Die zum System gehörenden Lehrer- und Schülerhandschuhe kommunizieren kabellos. In den einzelnen Fingern der Lehrerhandschuhe sind Drucksensoren integriert (vgl. Abb. 3.3f), die bei Druck auf die Klaviertaste im Schülerhandschuh Vibrationsmotoren an den einzelnen korrespondierenden Fingern aktivieren (vgl. Abb. 3.3b und h). Auf diese Weise können spastisch gelähmte Finger besser wahrgenommen werden und der Schüler weiß, mit welchem Finger er die Taste spielen soll. Die Kommunikation zwischen den einzelnen Elementen geschieht über einen Mikrocontroller (vgl. Abb. 3.3c).

Bei einem Klavierunterricht kommunizieren LED-Leiste und Lehrerklavier untereinander (vgl. Abb. 3.3b). Das Klavier des Lehrers besitzt einen MIDI-Ausgang, der mit dem Mikrocontroller verbunden ist und die LED-Leiste ansteuert. Die Leiste wird auf die Klaviatur eines akustischen oder elektrischen Klaviers für den Schüler gesteckt. Sobald der Lehrer auf seinem Klavier eine Taste benutzt, wird die korrespondierende Taste am Schülerklavier beleuchtet und der Schüler visuell navigiert. In Kombination mit den Handschuhen wird dem Schüler so vermittelt, mit welchem Finger er welche Taste spielen soll.

Die Wirksamkeit des Systems wurde an einer Gruppe von Patienten mit Zerebralparese getestet. Ihnen wurde von einem Lehrer zwei Notensequenzen vorgespielt. Eine wurde mit Hilfe des Systems und eine ohne das System vermittelt. Ihre Aufgabe bestand darin, die Sequenzen in richtiger Abfolge nachzuspielen. Um das Ergebnis quantifizieren zu können, wurde die Anzahl der falsch gespielten Noten mit einem Computer aufgezeichnet. Hier zeigte sich eine niedrige Fehlerquote bei Benutzung des Systems, was die Wirksamkeit als Lernhilfe beweist.



Abbildung 3.3: Übersicht über das Klaviertrainingsystem. (a) Kontrolleinheit mit allen angeschlossenen Elementen. (b) Der Lehrer (links) stimuliert durch Tastendruck die Finger des Schülers (rechts) und beleuchtet seine Taste. (c) Kontrolleinheit mit benötigten Anschlüssen. (d) Das Display übersetzt die gespielten Noten in Buchstaben. (e) Fragmentierbare LED-Leiste für den besseren Transport. (f) Lehrerhandschuh mit Drucksensoren in den Fingerspitzen. (g) Lehrerhandschuh von oben mit angeschlossener Powerbank. (h) Schülerhandschuh mit Elektronik zur Stimulation und angeschlossener Powerbank.

Leistungsbeiträge des Doktoranden

Der Autor dieser Dissertation war für die Entwicklung und Erprobung des Systems verantwortlich. Dies umfasst insbesondere:

- Herstellung der Hardware
- Entwicklung der Software für die Kommunikation der Geräte untereinander
- Entwicklung der Software zum Ansteuern und Auslesen durch Computer
- Durchführung erster Tests mit den Patienten und gesunden Probanden (unter ärztlicher Aufsicht)
- Erstellung der Publikation

3.4 A jacket for assisting sensorimotor-related impairments and spatial perception [4]

Zusammenfassung

Bei Menschen mit Zerebralparese kann die Fähigkeit, die Umgebung räumlich richtig einzuschätzen, eingeschränkt sein. Um diesen Patienten eine sichere Bewegung im Raum zu ermöglichen, wurde eine sensomotorische Jacke entwickelt, die dem Träger eine Rückmeldung über die Entfernung zu Objekten gibt.

In eine Jacke wurden Paare aus Ultraschallsensoren und Vibrationsmotoren eingebaut (vgl. Abb. 3.4). Die Sensoren senden einen hochfrequenten Schallpuls aus, der an Objekten reflektiert und vom Empfänger wieder aufgenommen wird. Über die Laufzeit des Pulses kann mit der Schallgeschwindigkeit der Abstand berechnet werden. Unterschreitet dieser einen gewissen Schwellwert, wird der zugehörige Vibrationsmotor aktiviert. Insgesamt sind je 12 Vibrationsmotoren und Ultraschallsensoren im Brust-, Rücken-, und Armbereich der Jacke integriert, wodurch eine Abtastung von nahezu 360° möglich ist. Obwohl die Jacke für Patienten mit Zerebralparese entwickelt wurde, kann sie auch für Menschen mit Blindheit eine sinnvolle Orientierungshilfe darstellen, um Kollisionen zu vermeiden. Bei Menschen mit Zerebralparese wurde die Jacke benutzt, um das Körperschema und die Raumlage-Wahrnehmung zu trainieren.

Die Wirksamkeit der Technik wurde mit unterschiedlichen Studienprotokollen an jeweils einer Gruppe von Menschen mit Blindheit und Zerebralparese getestet. Die Teilnehmer mit Erblindung erhielten die Aufgabe einen Parcours einmal mit Jacke und einmal mit Blindenstock so mittig wie möglich zu durchlaufen. Die Patienten mit Zerebralparese hatten die gleiche Aufgabe als Ein- und Ausgangsuntersuchung eines zweiwöchigen Trainings. Die Aufgabe des Trainings war, den Parcours in unterschiedlichen vorgegebenen Entfernungen zur Begrenzung mit und ohne Jacke zu durchlaufen und somit ein

Gefühl für räumliche Distanzen zu entwickeln. Sobald der Teilnehmer den vorgegebenen Abstand unterschreitet, erhält er eine Rückmeldung über Vibration und kann seinen Lauf korrigieren.

Beide Gruppen konnten die Aufgabe im Parcours unter Verwendung der Jacke besser erfüllen. Der Erfolg des Trainings spiegelt sich aber auch darin wieder, dass die Teilnehmer nach 14 Tagen eine verbesserte Raumlage-Wahrnehmung entwickelt haben.

Leistungsbeiträge des Doktoranden

Der Autor dieser Dissertation war für die Durchführung der Studie verantwortlich. Dies umfasst insbesondere:

- Herstellung der Hardware
- Entwicklung der Software für die Messdatenaufzeichnung
- Durchführung der Studie und Tests mit den Patienten (unter ärztlicher Aufsicht)
- Auswertung der aus der Studie gewonnenen Messdaten
- Erstellung der Publikation

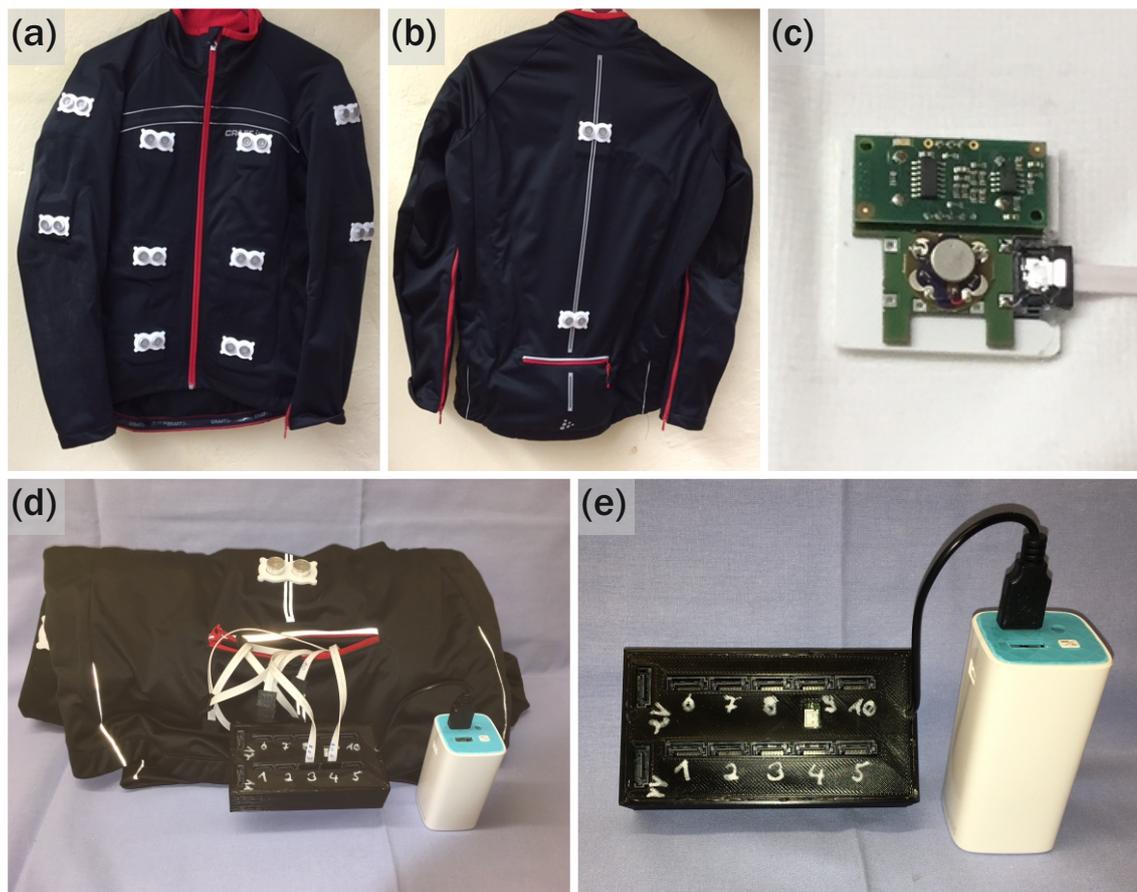


Abbildung 3.4: Übersicht über das Feedbacksystem zur Unterstützung der Raumwahrnehmung. (a) Frontansicht der Jacke mit 10 der 12 Ultraschallsensoren. (b) Zwei weitere Sensoren befinden sich am Rücken. (c) Innenansicht von einem Paar aus Ultraschallsensor (oben) und Vibrationsmotor (unten). (d) Die Steuerelektronik und die Spannungsversorgung wird in der Rückentasche verstaut. (e) Die Kontrolleinheit besitzt Anschlüsse für 12 Paare und einen Anschluss für die Spannungsversorgung.

4 Diskussion und Ausblick

4.1 Diskussion

Es ist in der klinischen Forschung allgemein anerkannt, dass eine motorische Störung bei Patienten mit Zerebralparese auf ungenügende oder gestörte sensomotorische Integration zurückzuführen sein kann [8]. Obwohl es bisher noch unklar ist, inwieweit sensomotorische Defizite Einfluss auf die Motorik nehmen und zu einer fehlerhaften Ausführung von Bewegungen führen, hat die Entwicklung von Therapien, die die Patienten in ihrer Selbstständigkeit fördern, eine hohe Priorität.

Technische Systeme um sensomotorische Defizite zu trainieren oder kompensieren

Im Rahmen der Promotion wurden technische Hilfsmittel und Trainingssysteme für Menschen mit Zerebralparese, die seit Geburt unter motorischen Störungen leiden, entwickelt. Diese Störungen können durch eine defizitäre Integration von sensorischen und motorischen Prozessen hervorgerufen werden. Die entwickelten Systeme zielen darauf ab, fehlerhafte Wahrnehmung zu kompensieren und die Integration von Wahrnehmung und Motorik zu trainieren. Bezugnehmend auf diese Ziele (vgl. Kapitel 1.3.2) sollten folgende Systeme entwickelt werden:

- Ein Feedback-Trainingssystem zur Verbesserung der Fingerwahrnehmung
- Ein Elektromyographie-Gerät zur Detektion von pathologischen Muskelaktivitäten
- Ein Klaviertrainingssystem zur Verbesserung der sensomotorischen Interaktion und der Motorik der Hand
- Ein Feedback-System zur Entwicklung eines verbesserten Körperschemas und Unterstützung der Bewegung im Raum

Einige Gemeinsamkeiten und Eigenschaften der Systeme, die sich im Rahmen der Entwicklungen und ihrer Erprobung ergeben haben, sind in Tabelle 4.1 aufgezeigt.

Mit Ausnahme des EMG-Geräts, das in seiner aktuellen Form noch kein Feedback für die Rehabilitation bietet, können alle Systeme verwendet werden, um die sensomotorische Integration und die somatosensorische Wahrnehmung zu trainieren. Diese Möglichkei-

	Trainingssystem Fingerwahrnehmung	Elektromyographie	Sensomotorisches Klaviersystem	Sensomotorische Jacke
Anwendungs- gebiet	Sensorik der Finger	Propriozeption (Muskeln)	Handmotorik und -sensorik	Raumlage- Wahrnehmung, Visusminderung
Patienten- gruppe	Neuroorthopädische Erkrankungen	Neuroorthopädische Erkrankungen	Neuroorthopädische Erkrankungen, Demenz	Neuroorthopädische Erkrankungen, Blindheit
Empfohlene Altersgruppe	Ab 6 Jahren	Ab 8 Jahren	Ab 6 Jahren	Ab 6 Jahren
Anforderung kognitive Fähigkeiten	Gering	Mittel	Mittel	Mittel
Anforderung Konzentration	Gering	Mittel	Hoch	Mittel
Art des Feedbacks	Visuell über Bildschirm	Weitere Forschung notwendig	Auditiv	Somatosensorisch (über Vibrationen)
Art der Anwendung	Forschung und Therapie	Forschung	Therapie und Forschung	Therapie, Hilfsmittel und Forschung
Mobilität des Geräts	Mittel	Gering	Mittel	Hoch

Tabelle 4.1: Übersicht der entwickelten Systeme

	Trainingssystem Fingerwahrnehmung	Elektromyographie	Sensomotorisches Klaviersystem	Sensomotorische Jacke
Anwendungs- aufwand	Mittel	Hoch	Mittel	Gering
Ungefähre Zeit für Vorbereitung	5 Minuten	20 Minuten	10 Minuten	1 Minute
Von Patienten allein nutzbar	Nein	Nein	Ja, je nach Modul	Ja

Fortführung von Tabelle 4.1

ten stellen eine Neuerung in der Rehabilitation von Menschen mit Zerebralparese dar, da sie eine neue Herangehensweise zur Förderung von sensomotorischer Integration anbieten. Während aktuelle Rehabilitationsmethoden (vgl. Kapitel 1.2.2.4) hauptsächlich den visuellen Sinneskanal ansprechen, wird bei den technischen Entwicklungen aus dieser Arbeit hauptsächlich der somatosensorische Sinneskanal (Vibration) für das Feedbacktraining stimuliert. Dieser steht in enger Verbindung mit der Erstellung des eigenen Körperschemas und der Propriozeption [93]. Beide sind eine Grundvoraussetzung für eine physiologische sensomotorische Integration und die Entwicklung von regelrechten motorischen Fähigkeiten [8, 41, 42, 44] und beide sind jedoch bei der Zerebralparese oft gestört [45, 46, 49, 50, 51, 64, 69, 71]. Die technischen Entwicklungen und Behandlungskonzepte, die in dieser Arbeit vorgestellt wurden, sollen den Stellenwert der klassischen Therapiemethoden, die auf eine Verbesserung der Motorik abzielen, nicht schmälern und keinen Ersatz dafür bilden. Sie können aber durch das Einbeziehen von defizitären sensomotorischen Prozessen eine sinnvolle Ergänzung darstellen und diese in der Therapie gezielt behandeln [8, 50, 51].

Lernen durch Feedbacktraining

Die in dieser Arbeit vorgestellten Entwicklungen und ihre therapeutische Anwendung basieren auf der Methode Lernen durch Feedback. Rückmeldung ist ein grundlegendes Element bei dem Prozess des motorischen Lernens [94]. Das sensomotorische Training oder die Unterstützung basiert bei den Systemen aus dieser Arbeit (mit Ausnahme des EMG-Geräts) auf Informationen in Form von Feedback. Die sensorische Reizdarbietung, die Rückmeldung über eine Handlung oder einen Körperzustand übermitteln kann, kann entweder visuell (z.B. über einen Computermonitor), taktil über Vibration oder im Fall des Klaviertrainingsystems akustisch erfolgen. Im Fall der sensomotorischen Jacke lernten die Patienten räumliche Distanzen durch das taktile Feedback besser einzuschätzen, indem sie ihr Körperschema und die Raumlage-Wahrnehmung trainierten. Die Patienten bekamen einen vibratorischen Impuls, wenn sie sich zu nah an der Parcourswand befanden. Durch die Vibration bekam der Patient somit eine Information, wenn er die geforderte Aufgabe nicht korrekt erfüllte. Diese Art des Lernens wird in der Literatur als angeleitetes Lernen („supervised learning“) bezeichnet [94]. Im Fall des Trainingsystems für die Fingerwahrnehmung bestand das Feedback aus einer LED am Computerbildschirm, die dem Patienten signalisierte, ob er den Finger richtig oder falsch erkannt hatte. Ein auditives Feedback bekommt der Patient beim Spielen am Klavier, sodass er bei einer falsch gespielten Note die Möglichkeit zur Korrektur erhält. Hier lernen die Teilnehmer einerseits durch das Signalisieren und Korrigieren von Fehlern, aber auch durch die Bestärkung, wenn sie die Aufgabe richtig erfüllen (positive Rückmeldung). Beim Trainingsystem für die Fingerwahrnehmung erhielt der Patient positive visuelle Rückmeldung, wenn die Aufgabe korrekt erfüllt wurde und beim Klaviertrainingsystem wurde der Patient beim Spielen einer Notensequenz durch ein harmonisches Klangbild belohnt.

Die visuelle und taktile Stimulation bei dem Klaviertrainingsystem und dem Trainings-

system zur Fingerwahrnehmung ist keine Feedbacktherapie im eigentlichen Sinn, sondern eine sensorische Stimulation. Sie führen jedoch dazu, dass die somatosensorische Wahrnehmung (Training der Fingerwahrnehmung) und die Verbindung von somatosensorischer und visueller Wahrnehmung (Klaviertrainingssystem) gefördert werden. Diese Interaktion ist unterstützend, um physiologische Bewegungen ausführen zu können, und wird von neuronalen Strukturen im Cerebellum koordiniert [93]. Beide Trainingssysteme ermöglichen die Verbesserung der somatosensorischen Wahrnehmung der Hände und Finger. In der Rehabilitation können beide Systeme einzeln angewendet werden oder sich ergänzen. Eine Möglichkeit ist, das vibratorisch stimulierende Trainingssystem zur Fingerwahrnehmung zu verwenden, um bei Störungen des Körperbildes und sensorischen Defiziten zunächst die Identifikation der einzelnen Finger zu trainieren. Dies kann eine Vorbereitung sein, um die Finger an der Klaviertastatur zu ordnen und in der richtigen Reihenfolge zu benutzen. Das Tastenspiel eignet sich auch wegen der einfachen Handhabung für jüngere Kinder als Vorbereitung für das rehabilitative Instrumentaltraining mit dem Klavier, bei dem mehrere Wahrnehmungskanäle wie Sensorik, Motorik und Raum-Lage angesprochen werden und komplex ineinandergreifen.

Das Training der Fingerwahrnehmung und mit der sensomotorischen Jacke führte nach zwei Wochen zu einer Verbesserung der sensorischen und somatosensorischen Fähigkeiten (siehe Kapitel 3.1 und 3.4). In beiden Fällen wurde die Leistung der Patienten durch quantitative Messungen ohne die Verwendung der Feedbacksysteme überprüft. Das bedeutet, dass die Patienten während der Trainingszeit in der Lage waren, verbesserte interne Modelle der Wechselwirkung von Sensorik und Motorik zu entwickeln (vgl. Abbildung 1.6). Konkret war es den Patienten nach Abschluss des Trainings mit der sensomotorischen Jacke möglich, einen vorgegebenen Abstand zur Wand beim Gehen durch den Parcours über einen längeren Zeitraum einzuhalten als zu Beginn. Da die Patienten bei Eingangs- und Abschlusstest die Jacke nicht benutzten, sind die Verbesserungen bei den Abschlussmessungen auf die mittlerweile stabil verorteten Fähigkeiten zurückzuführen, die durch das Training erworben wurde. Die Jacke ist demzufolge als Hilfsmittel nicht mehr notwendig. Das bedeutet, dass die vibratorisch vermittelten Informationen über die Distanzen auch hier zu einer Verbesserung der internen Repräsentation von Sensorik und ihrer Verbindung zur Motorik (konstanten Abstand zu Wand halten) geführt haben.

Das EMG-Gerät wurde mit dem Ziel entwickelt, den Patienten ein Feedback über ihre pathologischen Muskelaktivitäten zu geben. Das bedeutet, dass Methoden nötig sind, um die pathologische Muskelaktivitäten von physiologischen Signalen unterscheiden zu können. Außerdem ist noch unklar, wie dem Patienten seine pathologische Aktivität optimal durch Feedback vermittelt werden kann. Die Analyse der Muskelsignale bei Patienten mit Zerebralparese wurde in dieser Arbeit nachträglich durchgeführt und zeigte erst im Vergleich zu gesunden Probanden eine Abweichung in dem Einsetzen und der Dauer der Aktivität sowie der Häufigkeit von Kokontraktionen. Um ein direktes Feedback geben zu können, ist es aber notwendig eine Analyse ohne große Verzögerung durchzuführen.

Obwohl das EMG-System bereits mit einer Schnittstelle für visuelles und taktiles Feedback ausgestattet ist, ist noch nicht abschließend geklärt, wie genau diese Rückmeldung aussehen und vermittelt werden soll, damit der Patient darauf reagieren kann und nicht durch die Informationen überfordert ist. Diese Aufgabe ist sehr umfangreich und stellt somit ein sinnvolles Projekt dar, das aufbauend auf der hier geleisteten Arbeit Thema einer weiteren Promotion sein kann.

Systeme als Hilfsmittel

Neben dem Trainingseffekt hat sich die sensomotorische Jacke auch als Hilfsmittel für Menschen mit Zerebralparese und Blindheit erwiesen. Dabei ist diese nicht als Trainingsgerät gedacht, sondern soll die Defizite in der Raumlage-Wahrnehmung von Patienten mit Zerebralparese direkt kompensieren oder als Ergänzung zum Blindenstock bei Menschen mit Blindheit dienen. Als Nebeneffekt kann sich bei den Patienten mit Zerebralparese bei regelmäßigem Tragen dennoch eine Verbesserung der Sensomotorik einstellen. Dies ist für Menschen mit Blindheit nicht zu erwarten, da sie neben der fehlenden visuellen Wahrnehmung in der Regel keine Einschränkungen der somatosensorischen Wahrnehmung, der Propriozeption und des Körperschemas aufzeigen (je nach Ursache der Blindheit). Bei ihnen fungiert die Jacke als alleiniges Hilfsmittel zur Kompensation der visuellen Wahrnehmungsdefizite.

Da sich nach Abschluss der Studie zeigte, dass sich auch ein Training außerhalb von Laborbedingungen anbietet, wurde die Jacke den Patienten mit Blindheit dafür zur Verfügung gestellt. Begleitet von einem Therapeuten sollten sie sie im Alltag verwenden und ihre Erfahrungen und Meinungen in einem Fragebogen festhalten. Hauptkritikpunkte waren, dass der Controller und Akku in der Rückentasche störend sind und die Distanz, ab der das Feedback einsetzt, empfanden nicht alle Teilnehmer als optimal. Wenn diese Punkte bei der Weiterentwicklung beachtet werden, können sich die Patienten vorstellen, dass die Jacke ein sinnvolles Hilfsmittel darstellen kann.

Systeme zur Diagnose und Quantifizierung von sensomotorischen Störungen

Die hier vorgestellten Systeme wurden entwickelt, um die Patienten in ihrem täglichen Leben zu unterstützen oder ihnen neue zusätzliche Therapiemethoden zu bieten. Trotzdem zeigten die experimentellen Tests, die die Wirksamkeit der Systeme überprüften, dass sie auch für die Diagnose und Quantifizierung von sensomotorischen Defiziten der Patienten benutzt werden können. Jedes der entwickelten Systeme ist für eine Behandlung oder Untersuchung von unterschiedlichen Teilen der somatosensorischen Wahrnehmung oder sensomotorischen Integration ausgelegt. Mit der Überprüfung der Wirksamkeit ging auch die Entwicklung von Tests einher, die die Eigenschaften von sensomotorischen Prozessen quantifizieren und eine Änderung davon sichtbar machen können. Dies ist von Vorteil gegenüber etablierten Tests und hilfreich zur Quantifizierung von Trainingsfortschritten. Viele Tests beruhen auf Beobachtungen oder Selbsteinschätzungen und benutzen keine technische Messmethodik (vgl. GMFCS oder MACS in Kapitel 1.1.5) [94].

Manche etablierte Tests können manche sensomotorischen Defizite nicht erfassen. Bei den Vorarbeiten zur Studie mit der sensomotorischen Jacke wurde der *Frostig Entwicklungstest zur visuellen Wahrnehmung* verwendet, um Defizite in der Raumlage-Wahrnehmung zu diagnostizieren und Patienten für die Studie zu rekrutieren. Obwohl dieser Test dazu ausgelegt ist, die Raumlage-Wahrnehmung und räumliche Beziehung abzufragen [58, 59], war die Auswahl der Patienten basierend auf diesen Ergebnissen nicht immer geeignet. Das Testergebnis ergab bei einigen Patienten das Vorliegen von Wahrnehmungsdefizite der Raumlage, die sich bei der Studie nicht zeigten, da der Parcours entsprechend der Aufgabe gut durchlaufen werden konnte. Eine mögliche Erklärung für diese Diskrepanz könnte darin liegen, dass der Frostig Test hauptsächlich die Raumwahrnehmung in Verbindung mit der visuellen Wahrnehmung geprüft hat. Der Test wird nur an einem Fragebogen auf Papier durchgeführt und ist nur auf zwei Dimensionen beschränkt. Die Aufgabe den Parcours mit der Jacke zu durchlaufen, ist dagegen eine dreidimensionale Aufgabe und benötigt zusätzlich somatosensorische Informationen und das Einbeziehen des Körperschemas. Diese unterschiedlichen Anforderungen können dazu führen, dass die Auswahl der Patienten nach dem Frostig Test in diesem Fall nicht die geeignete Methode darstellte. Mit der Entwicklung der Systeme als diagnostisches Mittel können sich so neue Möglichkeiten ergeben, defizitäre Sensomotorik zu untersuchen.

4.2 Ausblick

Fertigstellung des EMG-Feedbacks

Für eine Unterscheidung zwischen pathologischem und physiologischem Muskelaktivitätsmuster ist es notwendig, dass die Ableitungen der Muskelaktivität mit dem EMG bei jedem Patienten bzw. Probanden ohne Einschränkungen immer an den gleichen Positionen der Muskeln durchgeführt werden und die Aufgabenstellung identisch bleibt. Um später Vergleiche zu ermöglichen und Referenzmuster zu erhalten, müssen die Ergebnisse anschließend in Gruppen zusammengefasst werden, die Alter, Geschlecht und Aktivität berücksichtigen. In der aktuellen EMG-Studie wurde nur an einer kleinen Gruppe von Probanden gemessen, die nicht ausreichend repräsentativ ist und deshalb sind weitere Messungen erforderlich.

Um ein EMG-Feedbacktraining beim Fahren auf dem Ergometer zu ermöglichen, muss sowohl die Software als auch die Hardware angepasst werden. Aktuell werden die Daten der Muskelaktivitätsmessungen nach der Untersuchung am externen Computer ausgewertet. Die einzelnen Signale der Muskelaktivität werden anhand ihrer Halbwertsbreite analysiert und berechnet. Bei einer Feedbacktherapie muss dem Patienten verzögerungsarm rückgemeldet werden, wie sich sein Muskelsignal bei Aktivität darstellt. Hierfür ist es notwendig, dass die nötigen Eigenschaften der Aktivitätssignale unmittelbar vom Mikrocontroller bearbeitet werden können und diese dem Patienten per Feedback unmit-

telbar und ohne Zeitverzögerung repräsentiert werden können. Bei der Art und Weise, wie dem Patienten sein Körperzustand über die Muskelaktivität und Dauer per Feedback übermittelt wird, sollten auch die entsprechenden kognitiven Fähigkeiten berücksichtigt werden. Verschiedene Methoden, wie visuelle, akustische oder taktile Rückmeldungen an den Patienten sind dabei möglich. Die Repräsentation eines physiologischen Musters, neben ihren eigenen Muskelaktivitäten, kann dabei dem Patienten helfen, seine Abweichungen und muskuläre Dysbalancen durch Training einem physiologischen Muster anzunähern.

Sensomotorische Jacke

Die Rückmeldungen zur Optimierung der sensomotorischen Jacke, die nach dem Außen-Training von den betroffenen Menschen mit Erblindung erfolgten, ist hilfreich für die Weiterentwicklung der Jacke. Da die Ultraschallsensoren ebenfalls die Begleitperson detektieren, ist es notwendig, eine optimale Distanz festzulegen, ab wann und wie die Distanz zum Hindernis erfasst werden soll. Eine Möglichkeit wäre, dass für den Fern- und Nahbereich unterschiedliche Vibrationsmuster in der Jacke aktiviert werden, die sich ab der Reichweite einer Armlänge verändern. Beim Übergang von Nah- zu Fernbereich könnte ein pulsierender in einen konstanten Vibrationsmodus wechseln. So kann auch unterschieden werden, ob sich der Träger langsam auf ein Hindernis zubewegt oder die eigene Hand sich vor dem Ultraschallsensor befindet und die Vibration auslöst.

Weitere Verbesserungsvorschläge, die von den Betroffenen geäußert wurden, betrafen das zu warme Material der Jacke (Softshell) und die Positionierung des Controllers, der sich aktuell in der Rückentasche der Jacke befindet und beim Sitzen oder Anlehnen stört. Lösungsvorschläge wären hier, jedes Paar Ultraschallsensoren und Vibrationsmotoren mit einem eigenen Controller und einer eigenen Stromversorgung zu versehen. Die einzelnen Elemente können dann unabhängig voneinander, zum Beispiel wie eine Armbinde über der üblichen Kleidung getragen werden und der Nutzer kann individuell entscheiden, wie viele Sensoren und in welcher Position diese für ihn hilfreich sind.

Modelle zur Rehabilitation

Die intensive Beschäftigung mit neuen Methoden der Neurorehabilitation und den hierfür hilfreichen technischen Entwicklungen führte zu Überlegungen, Modelle zu Neuroplastizität und Lernen für Menschen mit Zerebralparese zu entwickeln, um dann die Effektivität von Rehabilitationsmethoden berechnen zu können. Viele Modelle, die Rehabilitationsprozesse von Patienten mit Schlaganfall modellieren, wurden bereits entwickelt [94]. Berücksichtigt werden muss, dass bei Patienten nach Schlaganfall primär keine Gehirnschädigung vorlag und nach Schädigung in einem gewissen Umfang auf früher vorhandene motorische und sensorische Fähigkeiten zurückgegriffen werden kann. Bei Patienten mit Zerebralparese hingegen, liegt eine zentrale Schädigung seit Geburt vor und alle Fähigkeiten und neuroplastische Veränderungen können grundsätzlich nur durch intensives Lernen erworben werden. Diese unterschiedlichen Ursachen und Voraussetzungen müssen bei der Modellbildung bedacht werden. Die hier vorgestellten technischen Ent-

wicklungen könnten bei der Modellentwicklung hilfreich sein. Zum Beispiel können die aus den Messungen gewonnenen klinischen Daten (zum Beispiel den Druck beim Klavierspielen der unterschiedlichen Finger) benutzt werden, um die theoretischen Modelle realistisch anzupassen und dementsprechend die experimentellen Daten reproduzieren zu können. Dadurch wäre es möglich, realistischere Modelle für die sensomotorischen Prozesse bei der Zerebralparese und somit auf lange Sicht effektivere Rehabilitationsmethoden zu entwickeln.

A Publierte Originalarbeiten

Publikation I

Tobias Blumenstein, Ana Alves-Pinto, Varvara Turova, Simon Aschmann, Ines Lützow, and Renée Lampe, „Sensory Feedback Training for Improvement of Finger Perception in Cerebral Palsy“, *Rehabilitation Research and Practice*, vl. 2015, Article ID 861617, 7 pages, 2015. doi:10.1155/2015/861617

Research Article

Sensory Feedback Training for Improvement of Finger Perception in Cerebral Palsy

Tobias Blumenstein,¹ Ana Alves-Pinto,¹ Varvara Turova,¹ Simon Aschmann,²
Ines Lützow,² and Renée Lampe^{1,3}

¹Research Unit for Cerebral Palsy and Children Neuroorthopaedics of the Buhl-Strohmaier Foundation, Department of Orthopedics, Clinic "Rechts der Isar", Technical University of Munich, 81675 Munich, Germany

²Center for Cerebral Palsy (ICP), 81377 Munich, Germany

³Markus Würth Foundation Professorship of the Technical University of Munich, 81675 Munich, Germany

Correspondence should be addressed to Renée Lampe; renee.lampe@lrz.tu-muenchen.de

Received 27 February 2015; Revised 12 May 2015; Accepted 24 May 2015

Academic Editor: Ching-Yi Wu

Copyright © 2015 Tobias Blumenstein et al. This is an open access article distributed under the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Purpose. To develop and to test a feedback training system for improvement of tactile perception and coordination of fingers in children and youth with cerebral palsy. *Methods.* The fingers of 7 probands with cerebral palsy of different types and severity were stimulated using small vibration motors integrated in the fingers of a hand glove. The vibration motors were connected through a microcontroller to a computer and to a response 5-button keyboard. By pressing an appropriate keyboard button, the proband must indicate in which finger the vibration was felt. The number of incorrect responses and the reaction time were measured for every finger. The perception and coordination of fingers were estimated before and after two-week training using both clinical tests and the measurements. *Results.* Proper functioning of the developed system in persons with cerebral palsy was confirmed. The tactile sensation of fingers was improved in five of seven subjects after two weeks of training. There was no clear tendency towards improvement of selective use of fingers. *Conclusion.* The designed feedback system could be used to train tactile perception of fingers in children and youth with cerebral palsy. An extensive study is required to confirm these findings.

1. Introduction

Cerebral palsy (CP) summarizes a group of disorders characterized by motor and sensory deficits caused by a nonprogressive damage of the brain in early phases of development [1]. The incidence of CP is about 2 per 1000 births [2, 3]. Between 30 and 50% of the patients with CP demonstrate sensory disturbances of the fingers [4, 5]. In children with spastic hemiplegia sensory deficits in hands are rather the rule than the exception [6]. But even individuals with CP who have mild motor deficits demonstrate ubiquitous tactile sensory impairments in upper limbs [7]. Tactile sensory impairments can lead to difficulties in grasping, in the selection of finger movements, and in the exploration of objects [8] as well as negatively affecting handwriting skills [9].

Since better tactile sensation supports motor learning [10], the recovery of tactile sensory function is very important

rehabilitation task. However, a systematic review reported [11] an absence of intervention studies showing a reduction of tactile dysfunction in children with CP and confirmed a need for research on treatments aimed specifically at improving tactile sensory impairments in children with CP. Several tactile treatments like stimulus specific training [12], transfer enhanced training [12], and mirror therapy were regarded as deserved further investigation.

Other studies showed positive effect of sensory feedback systems in rehabilitation of patients with neurologic disorders [12–15]. Such systems are used, for example, to improve muscle control and balance to achieve a posture correction or make progress to motor function after a long time training phase [12]. Also advances in fine motor skills and coordination of finger movements while writing by using a haptic writing tablet were described in [13]. Using this method it was possible to significantly improve the writing

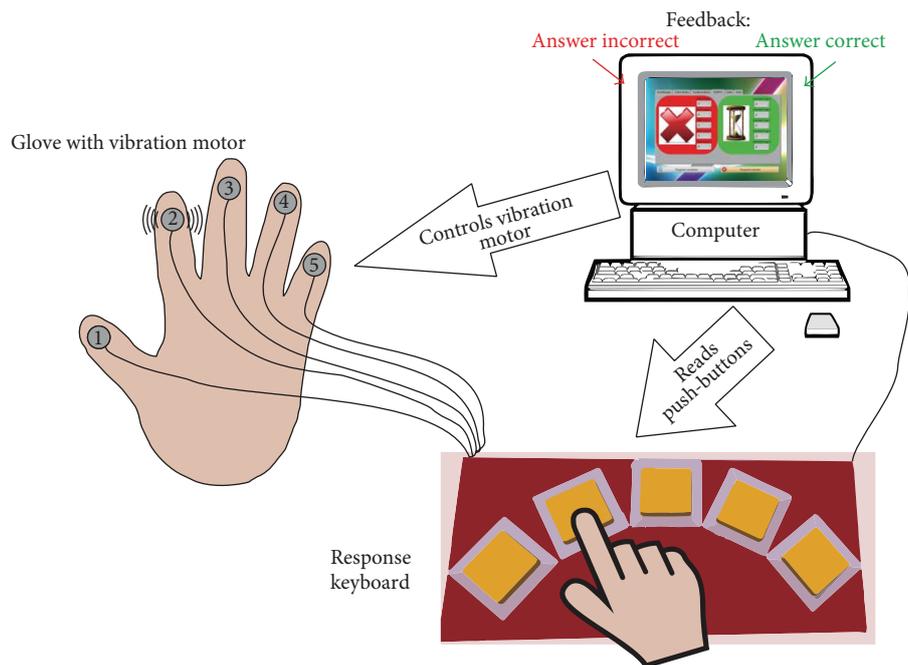


FIGURE 1: Schematic representation of the feedback game. The computer controls the vibration motors and reads the push-buttons.

ability of children with CP. According to our experience, biofeedback training like playing piano with digital interface can induce positive neuronal changes in children with CP [15]. An overview of methods of biofeedback therapy through visualization or auditory input for patients with a reduced physical condition is given in [16].

The purpose of this study was to develop a new feedback system aimed at reducing tactile sensory deficits of fingers and improving selective use of fingers in children and youth with CP. The training system delivers a harmless vibration to individual fingers of the hand to produce a tactile sensation and, in a playful manner, provide the patient with information about his response of the finger that was stimulated. Vibrations are detected by the mechanoreceptors in the skin and provide a time-variable stimulation to the skin that is easier to be detected [17]. The paper presents preliminary results on usability and potential efficacy of designed feedback system. Experiments were performed in children and youth with different causes and severity of CP.

2. Materials and Methods

2.1. System Design. Small vibration motors were attached to the individual fingers of a hand glove (Figure 1). The motors were controlled externally by a microcontroller and produced vibrations in each of the fingers. The microcontroller provided an interface among the vibration motors, buttons of a response keyboard, and a computer located underneath the buttons and connected to the microcontroller via USB. The response keyboard contained five buttons, each button, from the left to the right, associated with a different finger (the left button associated with the leftmost finger, etc.). The buttons were commercially available light switches and had a large

enough size to facilitate the use by patients with restricted hand motor function. The keyboard and all its components had no sharp edges or corners that could cause injuries. The bottom side of the board had a nonslipping surface and the top side was completely washable for hygienic reasons. The vibration motors were attached to the glove fingers by hook-and-loop tape and were similar to that used in mobile phones. This made possible the use of different gloves (e.g., with different sizes) with the same keyboard and therefore speeded up the consecutive testing of several patients. To minimize the disturbance of finger movements, vibration motors were attached to the nail side of the gloves instead of finger pad side. The nail side is also preferable because of more direct transmission of vibration.

2.2. Software. The software was written in LabVIEW. The user interface was designed for easy use, especially for children and youth with disabilities. The software reads the button responses through the microcontroller, controls the vibration motors in the glove, and records the measurement data. The following data are stored: (1) which finger was stimulated, (2) which button was pressed, and (3) the time period from the start of the vibration to the response through the button press.

2.3. Sensorimotor Task. The sensorimotor task was developed as a feedback game. The participant wore a glove with built-in vibration motors (Figure 1). The motors delivered vibrations to each of the fingers separately, one at a time. The game consisted in indicating by means of pressing of a corresponding button on the keyboard which finger received the vibration. The subject received also a visual feedback

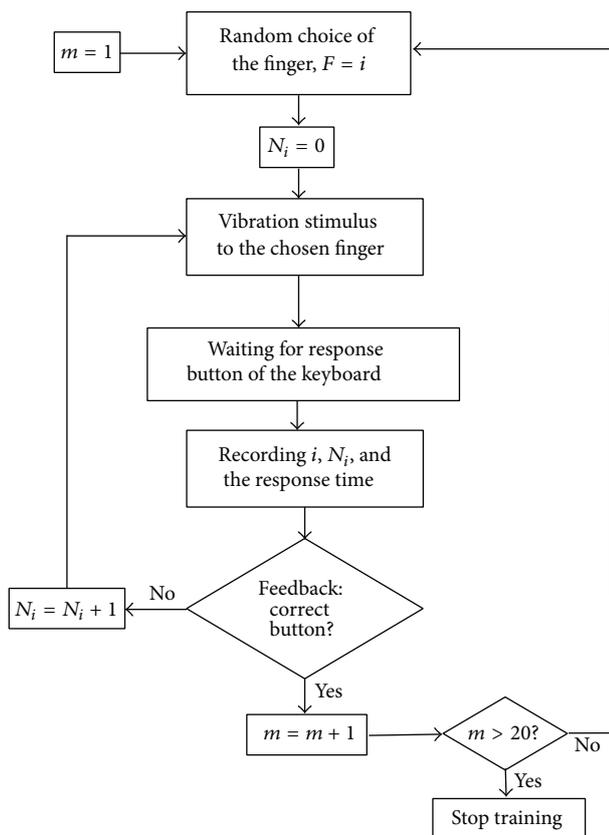


FIGURE 2: Training procedure (m : the number of trials, i : the finger number, and N_i : the number of errors for the finger i).

on whether the response was correct or not. The subject's aim was to perform the task as accurate as possible (with least possible errors). A more detailed description of the experimental procedure used in the study is described below.

2.4. Experimental Procedure. The experimental procedure is explained using the flowchart in Figure 2.

All subjects received the same vibration amplitude and frequency (1G at 200 Hz). The intensity of the vibration was defined by the technical characteristics of the vibration motors. Furthermore amplitude was such that all participants could easily perceive it and were not hurt by it. To exclude the influence of visual feedbacks, the participants were advised not to look at their hands during the session but at the therapist. The subjects were informed they should focus on pressing the right button and not do the task as fast as they could. Both hands were tested. Dominant hand was tested first, followed by nondominant hand. A minimum of 20 trials were conducted for each hand. Some participants, however, that performed the 20 trials in a short period of time requested to do more trials. In this case, an additional 10 trials (i.e., maximum 30 trials in total) were presented and responses were recorded. The fingers of each hand were stimulated in a random order, and the average number of trials per finger lies between 4,9 and 5,7. The duration of

each treatment session including preparation was about 20 minutes per hand.

After completing the feedback game, the number of errors per finger and per training day was analyzed. Since different fingers were stimulated different times, the number of errors was divided by the number of trials per finger. The average response time, calculated across all performed trials, was also examined.

In total 8 training days were performed within 2 weeks. The first of the 8 training days was removed from the analysis, since the participants had to become familiar with the feedback device.

2.5. Sample. Four children and three youths with CP of different types and severity participated in the feedback training. Two persons were diagnosed with acquired CP after traumatic brain injury (TBI), two were diagnosed with left-sided unilateral spastic cerebral palsy (USCP), and three were diagnosed with bilateral spastic cerebral palsy (BSCP). Their clinical data are given in Table 1. The inclusion criteria were the presence of hand tactile sensory and motor deficits being identified using clinical tests described below. Those subjects who were not able to understand the task were excluded. All experimental procedures were approved by the Ethic Committee of the Faculty of Medicine. Informed consent was obtained from all participants, and when necessary from the parents, before starting the measurements.

During the study, none of the participants interrupted his/her general rehabilitation and training program at a center for persons with CP. The therapy program ran during school time and comprised speech, physio-, and occupational therapy.

3. Clinical Examination

Before the study all test subjects were classified according to the Gross Motor Function Classification System (GMFCS) [18] and the Manual Ability Classification System (MACS) [19]. Moreover, the following clinical investigations were performed: (a) determination of hand dominance, (b) presence of hand flexion contracture, (c) finger opposition test, and (d) proof of forearm supination ability. The GMFCS and MACS levels and results of the clinical examinations are given in Table 1.

Three tests were performed before and after the study:

- (1) tactile sensation of fingers,
- (2) fingers calling,
- (3) Box and Block test (see [20]).

The tactile sensation of fingers was tested in the following way (see e.g., [21]): each individual finger was brushed with a cotton swab and/or with a finger. The children had to identify and assign the respective finger during brushing of the finger. If a child was not able to call the perceived finger (due to cognition disturbance), he or she could point out to the finger felt. The test was carried out with closed eyes. Two trials with the same result for every finger provided clear evidence on the presence or absence of tactile sensation deficit.

TABLE 1: Patients' clinical data (r = right hand, l = left hand, HP = hemiparesis, USCP = unilateral spastic cerebral palsy, BSCP = bilateral cerebral palsy, TBI = traumatic brain injury, D1 = thumb, D2 = index finger, and D3 = middle finger).

	Patient number						
	1	2	3	4	5	6	7
Age (years)	12	17	15	17	10	18	11
Gender	f	m	f	f	m	m	m
Diagnosis	Right-sided HP after TBI	Right-sided HP after TBI	Left-sided USCP	Left-sided USCP	BSCP	BSCP	BSCP
GMFCS	III	III	II	II	III	III	II
MACS	r V l III	r V l III	r I l V	r I l V	III	II	II
Hand dominance	l	l	r	r	l	r	l
Hand flexion contracture	No	r	l	l	No	No	No
Opposition of fingers	r: D1-D3 possible l: norm	r: not possible l: norm	r: norm l: not possible	r: norm l: not possible	r: norm l: norm	r: norm l: norm	r: norm l: norm
Forearm supination	r: limited l: norm	r: not possible l: norm	r: norm l: not possible	r: norm l: limited	r: limited l: limited	r: norm l: norm	r: slightly limited l: slightly limited

TABLE 2: Tactile sensation of fingers before and after training. The fingers with abnormal sensitivity are indicated (D1: thumb, D2: index finger, D3: middle finger, D4: ring finger, and D5: little finger).

Patient number	Hand			
	Dominant		Nondominant	
	Time of exam		Time of exam	
	Before training	After training	Before training	After training
1	—	—	D4, D5	—
2	—	—	D3, D4, D5	—
3	—	—	D4, D5	D5
4	—	—	D1, D4	—
5	D4, D5	D4, D5	D3, D4	D4, D5
6	D3	D3	D4, D5	—
7	D3	D3, D4, D5	D3	D3, D4

In the “finger calling” test, the task was to point at those fingers that were called by the therapist. Whilst the previous test of tactile sensation assessed the proprioceptive abilities of the participant, the finger calling test was aimed at assessing to what extent the patient can identify and selectively move certain fingers, or, in other words, how accurate is the “internal body map” and, on the absence of external proprioceptive stimulation, the patient is able to move certain fingers. The decision was taken after a successful trial of maximally two trials.

In the Box and Block test, the task was to lift and move wooden cubes 2.5 × 2.5 × 2.5 cm in size over a 15-cm-high partition. As many as possible wooden cubes should be moved during a 1-minute time interval.

4. Results

All the test subjects were able to perform training with the designed system. The measurement results were successfully stored on the computer.

The results of the tests from 1 to 3, finger tactile sensation, fingers' calling, and Box and Block tests, are presented in Tables 2 to 4.

Both improvements in fingers tactile sensation and fingers recognition were observed.

The results of tactile sensation test are presented in Table 2. The fingers with impaired tactile perception before and after training are indicated. Before the training, 18 of 70 fingers (25,7%) were recognized as having abnormal sensitivity. After the training, only 11 (15,7%) such fingers remained, which means that 10% more fingers with intact tactile sensitivity were detected across all 7 subjects. This improvement was even more visible in fingers of nondominant hands (17,1% fewer fingers with impaired tactile sensation after training). In 5 subjects, the sensitivity of fingers was improved in nondominant hands (compare Tables 1 and 2). In two subjects with BSCP no objective improvement was observed, neither in fingers of dominant hand nor in fingers of nondominant hand (compare Tables 1 and 2).

TABLE 3: Results of the fingers' calling test. The fingers that were not correctly called are indicated (D1: thumb, D2: index finger, D3: middle finger, D4: ring finger, and D5: little finger).

Patient number	Hand			
	Dominant		Nondominant	
	Time of exam		Time of exam	
	Before training	After training	Before training	After training
1	D2–D5	—	D2–D5	—
2	—	—	—	—
3	—	—	—	—
4	—	—	—	—
5	D1–D5	D1–D5	D1–D5	D1, D2, D5
6	D3	D3	D3	D3
7	—	D4	—	D4

TABLE 4: Results of the Box and Block test. Number of moved wooden cubes before and after training and *p* values in Wilcoxon signed-rank test (WT) are given.

Patient number	Hand			
	Dominant		Nondominant	
	Time of exam		Time of exam	
	Before training	After training	Before training	After training
1	23	20	4	2
2	49	38	0	3
3	71	65	0	1
4	85	87	3	8
5	40	31	30	27
6	28	29	30	30
7	34	36	29	36
WT, <i>p</i> value	0.804		0.748	

The results of finger calling test are given in Table 3. Those fingers that were not correctly called are specified. The ability to recognize fingers was disturbed in 4 of 7 subjects. In two subjects, an improvement was detected, in one subject no changes were observed, and in one subject even a regression in recognition of the ring finger of both hands was established. Totally 20 fingers of 70 (28,6%) were called incorrectly before training. After training, the number of finger miscallings decreased to 12 fingers (17,1%). This result was even more pronounced in fingers of nondominant hands; the number of miscallings decreased from 31,4% to 14,3%.

In the Box and Block test, a Wilcoxon signed-rank test (WT) was used to determine whether the number of moved cubes is significantly different before and after the training. The significance was set at $p < 0.05$. According to obtained *p* values (see Table 4) the difference was not significant.

Of particular interest was whether the above described feedback training can improve the nondominant hand in the number of errors and in the response time. It turned out that the number of errors decreased in 16 of 35 fingers (45.7%) of nondominant hands, remained unchanged in 6 fingers (17.1%), and increased in 13 fingers (37.2%). Analysis of the number of errors in the dominant hands and the average response times in both hands with the Wilcoxon signed-rank test revealed no significant changes over the whole group.

However, there were individual subjects for which a positive trend in the response time was established. Such an example is shown in Figure 3. Here, the average response time, that is, the time between the presentation of the vibration and the response by pressing a button on the keyboard, is presented for each finger of the subject. The leftmost data point for each finger corresponds to the first training day and the rightmost point corresponds to the last training day. The black lines show the fitted trend. A negative slope of the line means that the response time decreased in consecutive training days, implying a trend towards improvement in the recognition of fingers.

5. Discussion

Many mechanoreceptors which are located especially on the hands can perceive and differentiate the vibrations [17]. Hence it is reasonable to hypothesize that the vibration will be well perceived by its direct effect on the fingers skin and can help to improve tactile sensitivity and recognition of fingers. The experimental feedback training device was designed for improvement of tactile sensation and recognition of fingers in children and youth with finger sensitivity and coordination problems due to brain injuries.

Despite the short training period of 2 weeks, an improvement in the sensitivity and in the recognition of fingers was

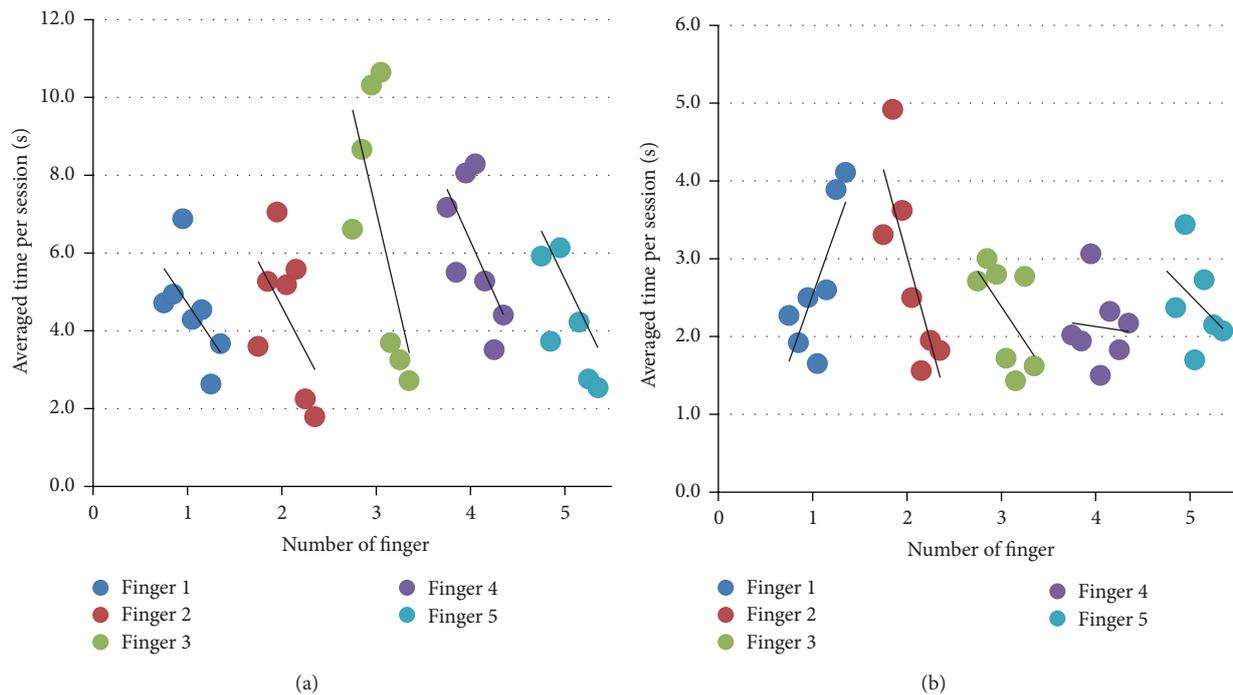


FIGURE 3: Exemplary analysis of the average times between the start of vibration in the finger and the response ((a) = nondominant hand and (b) = dominant hand). Each individual point describes a training day and the black line shows the fitted trend.

established. These results were more pronounced in non-dominant hands, which is in accordance with the evidence that the nondominant hand has more potential for improvement. Also, the number of errors measured in fingers of nondominant hands was generally decreased. These findings are encouraging and support the potential benefit the training can have in children and youth with CP.

There was no significant difference in the before and after training scores in the Box and Block test. Also, the decrease in the average response time was not pronounced, although an effect was seen in individual cases (example subject in Figure 3). However, since motor and sensory functions cannot be considered separately from each other and the improvement in sensory abilities will likely contribute to the improvement of motor skills (see [22]), we expect that an improvement of motor skills and finger coordination can be achieved over a longer training period, which will result in the decrease of the response time and in better scores on the Box and Block test. A long term study is necessary to confirm this assumption. Moreover, a larger sample size is required to conduct meaningful statistical analysis.

The designed feedback system is suitable for children and youth with spastic muscle tone, coordination, and sensory deficits of upper extremities. All the participants of the study rated the feedback training as fun, easy to use, and beneficial for their hands.

Also the therapists reported about significant attention and the desire of all participants to continue the therapy. Due to the low cost and easy handling, the feedback training can also be done at home, which can additionally reduce the therapy costs.

6. Conclusions

A feedback system was developed for training of tactile sensitivity and selective use of fingers in children and youth with CP. Feasibility of this training method was demonstrated in a preliminary study in which 5 subjects with congenital CP and 2 subjects with acquired CP after TBI were trained over two weeks. Our findings provide preliminary evidence that the designed system can be easily implemented and the training with this system could be beneficial for improvement of tactile sensitivity and selective use of fingers. Additional studies are needed to quantify the extent of benefit and to compare our approach with traditional rehabilitation methods.

Conflict of Interests

The authors have no conflict of interests to disclose.

Authors' Contribution

Tobias Blumenstein designed and fabricated the training device, wrote the paper, and did the measurements. Ana Alves-Pinto participated in the analysis of the data. Varvara Turova participated in the data analysis and interpretation and preparation of the paper. Simon Aschmann participated in preparation and conducting of clinical tests and analysis of the study data. Ines Lützwow participated in the study planning and design and conducted the data collection in clinical tests. Renée Lampe conceived, conducted, and coordinated the

study and drafted the paper. All authors read and approved the final paper.

References

- [1] M. Bax, M. Goldstein, P. Rosenbaum et al., "Proposed definition and classification of cerebral palsy," *Developmental Medicine and Child Neurology*, vol. 47, no. 8, pp. 571–576, 2005.
- [2] E. Odding, M. E. Roebroeck, and H. J. Stam, "The epidemiology of cerebral palsy: incidence, impairments and risk factors," *Disability and Rehabilitation*, vol. 28, no. 4, pp. 183–191, 2006.
- [3] P. Rosenbaum, N. Paneth, A. Leviton et al., "A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006," *Developmental Medicine and Child Neurology. Supplement*, vol. 49, no. 109, pp. 8–14, 2007.
- [4] M. O. Tachdjian and W. L. Minear, "Sensory disturbances in the hands of children with cerebral palsy," *The Journal of Bone and Joint Surgery—American Volume*, vol. 40, no. 1, pp. 85–90, 1958.
- [5] M. Yekutiel, M. Jariwala, and P. Stretch, "Sensory deficit in the hands of children with cerebral palsy: a new look at assessment and prevalence," *Developmental Medicine and Child Neurology*, vol. 36, no. 7, pp. 619–624, 1994.
- [6] A. E. Van Heest, J. House, and M. Putnam, "Sensibility deficiencies in the hands of children with spastic hemiplegia," *Journal of Hand Surgery*, vol. 18, no. 2, pp. 278–281, 1993.
- [7] J. R. Wingert, H. Burton, R. J. Sinclair, J. E. Brunstrom, and D. L. Damiano, "Tactile sensory abilities in cerebral palsy: deficits in roughness and object discrimination," *Developmental Medicine and Child Neurology*, vol. 50, no. 11, pp. 832–838, 2008.
- [8] R. N. Boyd, M. Morris, and H. Graham, "Management of upper limb dysfunction in children with cerebral palsy: a systematic review," *European Journal of Neurology*, vol. 8, no. 5, pp. 150–166, 2001.
- [9] G. Bumin and S. T. Kavak, "An investigation of the factors affecting handwriting skill in children with hemiplegic cerebral palsy," *Disability and Rehabilitation*, vol. 32, no. 8, pp. 692–703, 2010.
- [10] M. T. Robert, R. Guberek, H. Sveistrup, and M. F. Levin, "Motor learning in children with hemiplegic cerebral palsy and the role of sensation in short-term motor training of goal-directed reaching," *Developmental Medicine and Child Neurology*, vol. 55, no. 12, pp. 1121–1128, 2013.
- [11] M. L. Auld, R. Russo, G. L. Moseley, and L. M. Johnston, "Determination of interventions for upper extremity tactile impairment in children with cerebral palsy: a systematic review," *Developmental Medicine and Child Neurology*, vol. 56, no. 9, pp. 815–832, 2014.
- [12] L. M. Carey and T. A. Matyas, "Training of somatosensory discrimination after stroke: facilitation of stimulus generalization," *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 84, no. 6, pp. 428–442, 2005.
- [13] C. I. Leiper, A. Miller, J. Lang, and R. Herman, "Sensory feedback for head control in cerebral palsy," *Physical Therapy*, vol. 61, no. 4, pp. 512–518, 1981.
- [14] K.-S. Choi and K.-H. Lo, "A hand rehabilitation system with force feedback for children with cerebral palsy: two case studies," *Disability and Rehabilitation*, vol. 33, no. 17–18, pp. 1704–1714, 2011.
- [15] A. Alves-Pinto, V. Turova, T. Blumenstein, A. Thienel, A. Wohlschläger, and R. Lampe, "fMRI assessment of neuroplasticity in youths with neurodevelopmental-associated motor disorders after piano training," *European Journal of Paediatric Neurology*, vol. 19, no. 1, pp. 15–28, 2015.
- [16] O. M. Giggins, U. Persson, and B. Caulfield, "Biofeedback in rehabilitation," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 10, no. 1, p. 60, 2013.
- [17] J. Dargahi and S. Najarian, "Human tactile perception as a standard for artificial tactile sensing—a review," *The International Journal of Medical Robotics*, vol. 1, no. 1, pp. 23–35, 2004.
- [18] P. L. Rosenbaum, R. J. Palisano, D. J. Bartlett, B. E. Galuppi, and D. J. Russell, "Development of the gross motor function classification system for cerebral palsy," *Developmental Medicine and Child Neurology*, vol. 50, no. 4, pp. 249–253, 2008.
- [19] A. C. Eliasson, L. Krumlinde-Sundholm, B. Rösblad et al., "The Manual Ability Classification System (MACS) for children with cerebral palsy: Scale development and evidence of validity and reliability," *Developmental Medicine and Child Neurology*, vol. 48, no. 7, pp. 549–554, 2006.
- [20] V. Mathiowetz, S. Federman, and D. Wiemer, "Box and block test of manual dexterity: norms for 6–19 year olds," *Canadian Journal of Occupational Therapy*, vol. 52, no. 5, pp. 241–245, 1985.
- [21] R. Garner, *Acute Head Injury. Practical Management in Rehabilitation. Therapy in Practice*, Chapman & Hall, London, UK, 1990.
- [22] K. Rosenkranz and J. C. Rothwell, "Modulation of proprioceptive integration in the motor cortex shapes human motor learning," *The Journal of Neuroscience*, vol. 32, no. 26, pp. 9000–9006, 2012.

Publikation II

Reprinted from *Neuropsychiatric Disease and Treatment*, Volume 12, Alves Pinto A, Blumenstein T, Turova V, Lampe R, „Altered lower leg muscle activation patterns in patients with cerebral palsy during cycling on an ergometer“, 1445-2456, 2016, with permission from Dove Medical Press Ltd.

Altered lower leg muscle activation patterns in patients with cerebral palsy during cycling on an ergometer

Ana Alves-Pinto^{1,*}
Tobias Blumenstein^{1,*}
Varvara Turova¹
Renée Lampe^{1,2}

¹Research Unit of the Buhl-Strohmaier Foundation for Cerebral Palsy and Paediatric Neuroorthopaedics, Orthopaedic Department, Klinikum rechts der Isar, ²Markus Würth Professorship, Technical University of Munich, Munich, Germany

*These authors contributed equally to this work

Objective: Cycling on a recumbent ergometer constitutes one of the most popular rehabilitation exercises in cerebral palsy (CP). However, no control is performed on how muscles are being used during training. Given that patients with CP present altered muscular activity patterns during cycling or walking, it is possible that an incorrect pattern of muscle activation is being promoted during rehabilitation cycling. This study investigated patterns of muscular activation during cycling on a recumbent ergometer in patients with CP and whether those patterns are determined by the degree of spasticity and of mobility.

Methods: Electromyographic (EMG) recordings of lower leg muscle activation during cycling on a recumbent ergometer were performed in 14 adult patients diagnosed with CP and five adult healthy participants. EMG recordings were done with an eight-channel EMG system built in the laboratory. The activity of the following muscles was recorded: Musculus rectus femoris, Musculus biceps femoris, Musculus tibialis anterior, and Musculus gastrocnemius. The degree of muscle spasticity and mobility was assessed using the Modified Ashworth Scale and the Gross Motor Function Classification System, respectively. Muscle activation patterns were described in terms of onset and duration of activation as well as duration of cocontractions.

Results: Muscle activation in CP was characterized by earlier onsets, longer periods of activation, a higher occurrence of agonist–antagonist cocontractions, and a more variable cycling tempo in comparison to healthy participants. The degree of altered muscle activation pattern correlated significantly with the degree of spasticity.

Conclusion: This study confirmed the occurrence of altered lower leg muscle activation patterns in patients with CP during cycling on a recumbent ergometer. There is a need to develop feedback systems that can inform patients and therapists of an incorrect muscle activation during cycling and support the training of a more physiological activation pattern.

Keywords: electromyography, rehabilitation, cocontraction, spasticity, mobility

Introduction

Cerebral palsy (CP) comprehends a complex group of orthopedic and neurologic symptoms resulting from damage to the brain during development – before, during, or after birth.^{1,2} Motor impairments constitute the main symptom of this condition, often with occurrence of joint malposition and contraction, muscle spasticity, and muscle cocontractions. However, depending on the degree of damage and areas affected, motor disorders can be accompanied by learning difficulties,³ epilepsy,⁴ and perception deficits.^{5–7}

Motor difficulties in patients with CP lead often to reduced physical activity, reduced muscular mass, and stronger degree of joint contraction. These signs are

Correspondence: Renée Lampe
Research Unit of the Buhl-Strohmaier Foundation for Cerebral Palsy and Paediatric Neuroorthopaedics, Orthopaedic Department, Klinikum rechts der Isar, Technical University of Munich, Ismaninger Straße 22, 81675 Munich, Germany
Tel +49 89 4140 6360
Fax +49 89 4140 4849
Email renee.lampe@tum.de

typically tackled in rehabilitation programs by physical exercising in an exercise trainer.^{8,9} Exercising is especially important for patients who cannot stand nor move autonomously and who use lower leg muscles seldom. Several models of ergometers make it possible for patients to exercise without leaving their wheelchair. However, despite cycling trainers being commonly used to strengthen muscular tone in patients with CP, there is no control of the way that the movement is being performed and whether the correct muscular activity is being trained or if instead an incorrect dynamic pattern of muscular activation is being promoted. In effect, previous electromyography (EMG) studies of lower leg muscular activity during cycling have shown altered activation patterns in patients with CP in relation to healthy subjects.¹⁰ Muscular activation was observed to typically start earlier and stay for longer than in healthy controls.^{11–13} In addition, cocontractions were more often detected in patients with CP, and the tempo of the cycling movement was altered, with patients requiring more time to perform the parts of the cycling movement where there is a change of direction of movement, from front to back and vice versa.¹¹ Similar deviations in the timing of muscle activity detected with EMG measurements during cycling have been also obtained during walking.^{14,15}

Some of the previous EMG studies were conducted in a standard bicycle, where the participant's seating position requires a different weight balance and muscle use than when the patient cycles on an ergometer, in a recumbent position. The latter is the most common position during physical rehabilitation exercises, especially in the most severe cases of CP.

This study aimed therefore at investigating muscle dynamic activation patterns during cycling on a recumbent ergometer in patients with CP. EMG measurements were performed by an EMG system developed in the laboratory, so as to have a better control of the recording process of muscular activity and of signal analysis than with a commercial system.

Given the high occurrence of spasticity in CP, the extent to which different features of altered muscular activity are determined by the degree of spasticity, as measured clinically through the Modified Ashworth Spasticity (MAS) scale,¹⁶ was evaluated. Also, the influence of the mobility level, Gross Motor Function Classification System (GMFCS) on altered muscular activity was analyzed. This study was aimed also as a starting point for the future development of a feedback system for training correct muscular use.

Methods

Design

Leg muscle activity during cycling on an ergometer was measured in two groups of participants: 1) a test group of 14 adults with CP and 2) a reference group of five healthy patients. The latter group provided reference measures of muscular activation patterns during cycling on an ergometer. Outcome measures derived from the EMG recordings were correlated with the GMFCS level, expressing patients' mobility, and the MAS, measuring the degree of leg spasticity.

All experimental procedures were approved by the ethics committee of the Faculty of Medicine of the Technical University of Munich before starting data collection. Participation in the study was voluntary, and all subjects, or in some cases their legal protectors, gave their written informed consent before performing the tests.

Recruitment

Patients were recruited from a day care center for persons with disabilities in Munich. Healthy adult participants were recruited among the personnel working at the laboratory and at the hospital.

Participants

Participants in the test group were aged between 23 years and 60 years, with the group's average age being 42.6 years (Table 1). Healthy adults were aged between 25 years and 40 years.

Table 1 Participant's age, general mobility according to the GMFCS, range of motion of the knee, and degree of spasticity MAS of the lower limbs

Patient	Age (years)	GMFCS	MAS knee	
			R	L
1	23	I	0	0
2	55	III	2	0
3	48	III	2	2
4	27	IV	2	2
5	52	IV	2	3
6	51	III	0	0
7	46	III	2	0
8	37	III	2	2
9	35	III	1+	1
10	43	III	2	2
11	60	III	2	2
12	30	II	0	1+
13	53	III	2	2
14	37	II	1+	1+

Abbreviations: GMFCS, Gross Motor Function Classification System; L, left; MAS, Modified Ashworth Spasticity; R, right.

Outcome measures

The degree of mobility was classified according to the GMFCS.¹ This varies from a GMFCS of I when the patient can walk freely without the need of a walking aid to a GMFCS of V when patients have substantial motor limitations and seat permanently in a wheelchair that they cannot move by themselves. GMFCS levels in the test group varied from GMFCS of I to GMFCS of IV.

The degree of muscle spasticity was assessed according to the Modified Ashworth Spasticity Scale.¹⁶ This test measures the velocity-dependent resistance of the muscle against passive movement. The scale ranges from 0 to 4, with level 4 corresponding to the highest degree of spasticity.

Muscle activity during cycling was measured for each muscle with an eight-channel EMG system built in the laboratory. Analysis was based on the following variables derived from the recorded EMG activity as described in more detail below: 1) the onset of muscular activation, 2) the duration of muscle activation period, 3) the *B* factor, a measure of the difference between the test and reference groups in terms of temporal properties of muscular activation (“Data analysis” section), and 4) the cocontraction factor *K*, a ratio value reflecting the temporal duration of cocontractions (“Data analysis” section).

Experimental setup

Muscle activity was measured during cycling on the ergometer Movanim© developed by the company Paravan

(Aichelau, Germany). This trainer allows patients with severe motor deficits to cycle while seating in a chair or even in their own wheelchair. The foot was strapped to the bicycle foot support, but the latter was not fixed and could move freely. A distance sensor mounted in the trainer registered the height of four reflectors mounted on the trainer-wheel at different heights. With this reflector + sensor system, the position of the foot during cycling could be determined and synchronized with the EMG recording. A schematic illustration of the definition of foot position and of the participants’ position during recording is shown in Figure 1. The circular path traveled by a foot during cycling allows the definition of foot position as the angle relative to the position where the right foot reaches maximum height. This latter point defined the 0° angle (Figure 1, left panel). The distance of the participant to the ergometer was adjusted such that when the foot was at 90°, the leg stretched to make an “upper leg-to-lower leg” angle of 170° (Figure 1, right panel).

The level of resistance in the ergometer was set such that the participant could cycle and move the wheel on his own, without external help. During recordings, participants were asked to cycle as regularly as possible. The cycling speed was displayed in the monitor of the ergometer.

Before placing the EMG electrodes, the skin was scrubbed with an alcohol-containing cleansing liquid. A contact gel was used between the electrode and the skin to improve electrical conductance. EMG recordings were done in the

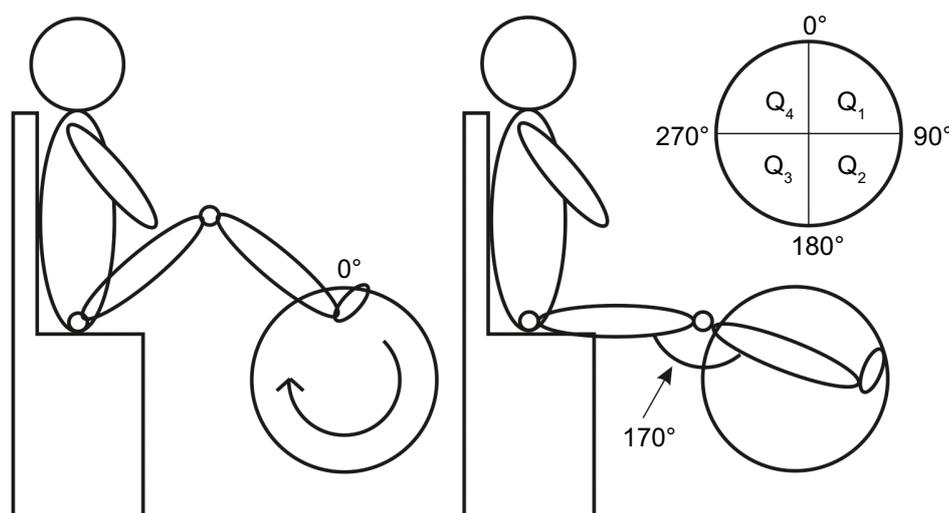


Figure 1 Schematic representation of the participant’s position during recording and the definition of foot position.

Notes: The participant sat in front of the ergometer. During cycling, the path traveled by the foot is circular, such that the travel path can be divided into four different quadrants as illustrated in the inset in the right panel. The position of the foot in any instant is defined by the angle formed by the following two radial lines: one stretching from the center of the wheel to the highest point possible – the reference position – and the other one stretching from the center of the circle and the point where the foot is located. When the foot is at the point of maximum height, this corresponds to an angle of 0° as illustrated in the left panel. Before starting a recording, the distance of the participant to the ergometer was adjusted such that, when the foot was at a 90° position, the leg was not completely stretched but made a “upper leg-to-lower leg” angle of 170° (right panel).

following four muscles in each leg (ie, eight muscles in total): 1) the Musculus tibialis anterior, 2) the Musculus gastrocnemius, 3) the Musculus rectus femoris, and 4) Musculus biceps femoris. Electrode placement followed the SENIAM European Recommendations for Surface Electromyography.¹⁷ Electrodes were placed as much as possible in the central, bulgy part of the muscle making sure that they were 30 mm apart from each other. The reference electrodes were placed in the patella.

Data analysis

The electrical potential generated by muscle cells was hardware preprocessed directly in the EMG system before saving the data. The signal was first amplified, half-wave rectified, and then smoothed using an active low-pass filter with a cutoff frequency of ~2 Hz. The signal was again amplified before being digitized with a 77 Hz sample rate. The envelope of the signal (and not the raw signal) was saved for offline analysis in LabVIEW®.

The continuously recorded muscle activity signal was divided into full-revolution periods (360° epochs). If on visual inspection the recordings showed large irregularities throughout the cycle, they were excluded from further analysis. Analyzed signals were obtained by averaging over at least 15 complete and valid revolutions. The direct current (DC) offset was removed from the mean signal. Recordings for which the mean voltage in a full revolution did not exceed 0.02 V were considered invalid and excluded from the analysis. These represented, however, a small proportion of the recordings. Of the total 144 recorded revolutions, 103 (72%) fulfilled the criteria and were analyzed further. The mean EMG signal obtained for each muscle was furthermore normalized to the peak amplitude registered for each muscle. Although this normalization procedure invalidates the direct comparison of muscle activity levels (ie, EMG amplitude values) between participants, comparison of temporal properties of muscular activation remained possible.¹⁸ Example recorded and averaged EMG signals are represented in Figure 2.

Reference EMG measures, obtained from recordings with healthy participants, were determined by averaging, for each given muscle, valid recorded signals across epochs and across legs.

The onset and offset points of muscle activation period during cycling were defined for each muscle from the average EMG signal as the points defining the full width at half maximum (FWMH), as illustrated in Figure 3. This measure

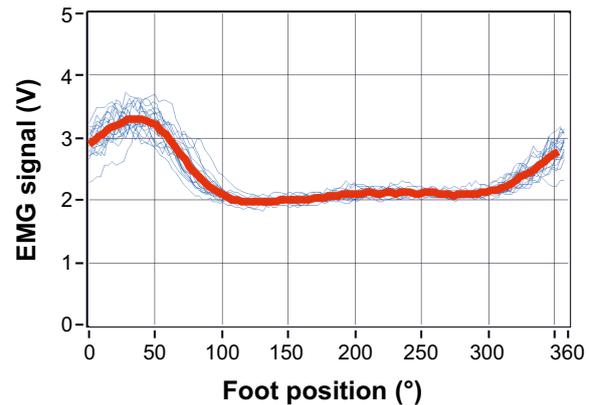


Figure 2 EMG signal amplitude recorded in each turning cycle from the left Musculus rectus (blue lines) and the average muscle activity (red line) computed over all valid full revolutions recorded.

Note: Mean activity was calculated and included in further analysis when a minimum of 15 valid cycles were available.

Abbreviations: EMG, electromyography; V, volt.

of muscle activation does not depend on absolute values of signal amplitude but is defined relative to a participant's own EMG signal.

The onset, offset, and duration of muscle activation were determined according to the full width at half maximum criterion mentioned earlier for each muscle for each participant. Also determined was the position of the leg/foot, relative to the 0° position (Figure 1), at the onset and offset points, and during the period the muscle was active.

In order to explore a potential correlation between the degree of altered range of muscular activation with the degree of motor impairment GMFCS and of muscle spasticity MAS, a variable *B* was defined for each patient, from

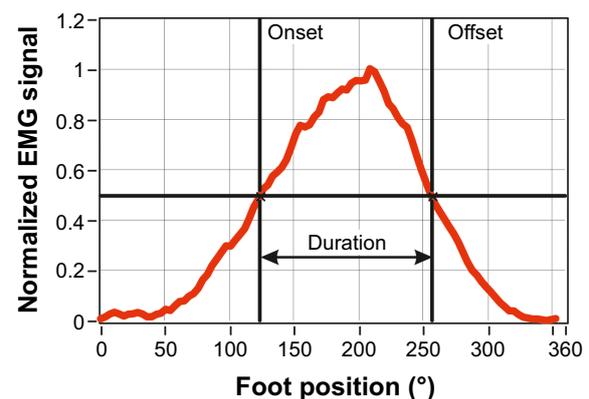


Figure 3 Definition of onset and offset points derived from the normalized mean muscle activity (red line) during a cycle revolution.

Note: Onset and offset points were defined as the angle points at which the signal amplitude was half of the maximum amplitude (full-width at half maximum criterion).

Abbreviation: EMG, electromyography.

the difference in the onset of activation ΔOnset and in the duration of activation ΔDur , calculated between a patient and the average from the group of healthy participants. B was defined as an Euclidean distance as follows:

$$B = \sqrt{\Delta\text{Dur}^2 + \Delta\text{Onset}^2} \quad (1)$$

The extent of cocontractions is described here by a factor K that is the ratio between the length of simultaneous activation of agonist and antagonist muscles ΔL (angle units) and the summed periods of activation (angle units) computed from both muscles L_1 and L_2

$$K = \frac{2\Delta L}{L_1 + L_2} \quad (2)$$

The K factor ranges from $K=0$, when there is no simultaneous activation between the agonist and antagonist muscles ($\Delta L=0$), and $K=1$, when both muscles are simultaneously active during the same period of time ($\Delta L=L_1+L_2$).

The effect of MAS on the values of B was analyzed with nonparametric statistical tests (Kruskal–Wallis test) and multivariate linear regression.

Results

The periods of muscular activation during cycling are illustrated in Figure 4, for each of the eight muscles of the lower legs (one panel – one muscle; left and right columns corresponding to the left and right legs, respectively) and for each participant (one circumference – one participant). Average EMG activity in healthy participants is represented in blue, and average EMG activity in patients is represented in red/orange. Gray circle segments indicate parts of the cycle path where muscle activation was identified in healthy subjects. The percentage of the revolution cycle during which a muscle was active, averaged across participants in each group, is summarized in Table 2.

Muscle activity patterns recorded in healthy participants

In healthy participants, the Musculus rectus femoris of the right leg was active in the range of $\sim 250^\circ$ – 340° , while the antagonist muscle, the right Musculus biceps femoris is active in the range of $\sim 38^\circ$ – 185° (Figure 4). As expected, the two muscles are active in different parts of the cycling revolution, and hence, there are no cocontractions. Similarly, the left Musculus tibialis anterior and the left Musculus

gastrocnemius are active in nonoverlapping parts of the cycle period.

Also, as expected, comparison of activation periods of equivalent muscles between the right and left sides shows that the activation period in one side is $\sim 180^\circ$ displaced relative to the opposite side.

Patients with CP show earlier onsets and longer periods of muscle activation in comparison to healthy participants

Longer muscular activation was observed for six of the eight recorded muscles in patients with CP, as compared to healthy controls (Table 2). As illustrated in Figure 4 and in the SD values in Table 2, the range of muscle activation period is more variable among patients with CP. For most patients, muscles of the upper part of the leg – Musculus rectus femoris and Musculus biceps femoris – showed earlier onsets and longer duration of activation than in healthy participants (Figure 4). Furthermore, muscles tended to be active in very different parts of the cycle period in comparison to the reference group. For the muscles of the lower part of the leg – Musculus gastrocnemius and Musculus tibialis anterior – valid records of muscle activation were more difficult to obtain, as reflected in the absence of data for many of the subjects, including healthy participants (eg, data for Musculus gastrocnemius right in Table 2).

The longer muscular activation as well as the earlier initiation of activation for the test group can also be observed in Figure 5, where the difference in the onset of activation (in angle units) is plotted as a function of duration of activation for each participant (green and red dots illustrate results for patients and healthy participants, respectively). Green dots are more scattered than red dots, and they are mostly located in the lower right quadrant of the plot, indicating an earlier onset and longer duration of muscle activation among participants in the test group.

Altered muscle activity is generally associated to higher GMFCS and MAS

Alterations in the onset of activation and in the duration of activation were explored also by computing the factor B , according to Equation 1 for each person and each muscle. The value of factor B is plotted in Figure 6 as a function of each participant's MAS level (for healthy subjects, MAS=0). The blue line is a regression line across all B values as a function of MAS levels. Although the variability in B factor is visible for patients with CP, for most muscles, values of

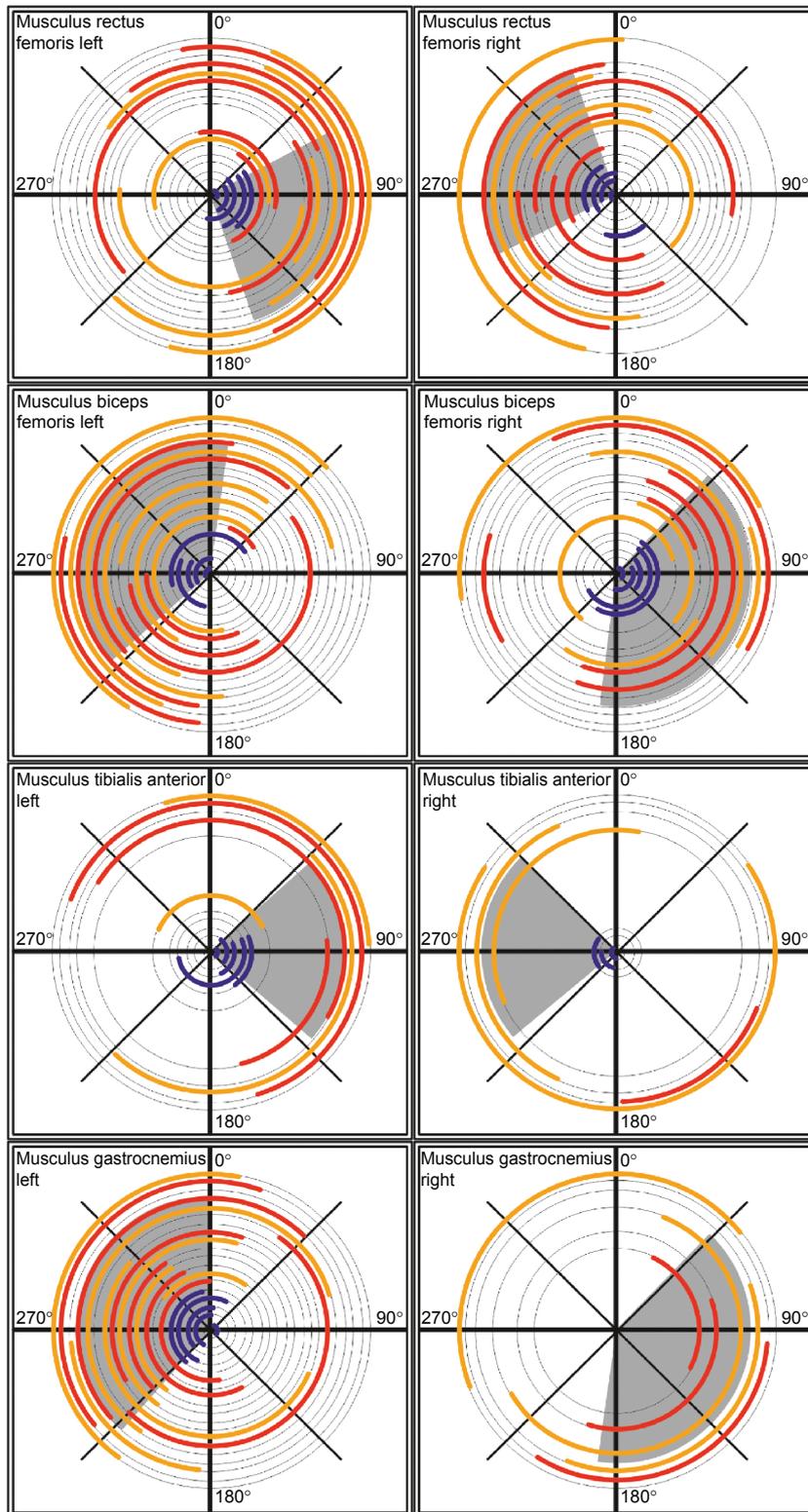


Figure 4 Polar diagrams of muscle activation as a function of the cycle angle.

Notes: Movement is performed in clockwise direction, and 0° angle corresponds to the position when the right leg is at the highest position. Each circumference represents the data for a different participant. Periods of muscular activation are represented in colors, blue for healthy participants and orange and red for patients, interleaved to facilitate distinction between individuals. The absence of a line indicates that no valid mean EMG could be obtained from the muscle. Each panel contains data collected for a different muscle, as indicated in the upper left corner of each panel. Gray circle segments illustrate the range of reference muscular activation periods. This reference range was obtained by averaging, across healthy participants, the individual mean EMG signals.

Abbreviation: EMG, electromyography.

Table 2 Average percentage of cycle period during which a leg muscle was active in patients with CP (N=14) and healthy controls (N=5)

Group	Average %	SD
Musculus rectus femoris left		
Control	27.84	5.37
CP	43.62	10.46
Musculus rectus femoris right		
Control	23.64	4.95
CP	38.18	9.56
Musculus biceps femoris left		
Control	29.58	7.54
CP	44.03	14.65
Musculus biceps femoris right		
Control	40.86	8.71
CP	34.67	13.78
Musculus tibialis anterior left		
Control	28.78	9.89
CP	41.6	12.57
Musculus tibialis anterior right		
Control	24.73	5.04
CP	46.38	15.78
Musculus gastrocnemius left		
Control	38.02	6.62
CP	42.27	9.73
Musculus gastrocnemius right		
Control	na	na
CP	39.07	9.09

Abbreviations: CP, cerebral palsy; na, not available.

B tended to increase with MAS, indicating a more deviant activity, relative to healthy subjects, for patients with a higher spasticity level. A nonparametric Kruskal–Wallis statistical test computed over all muscles for all participants

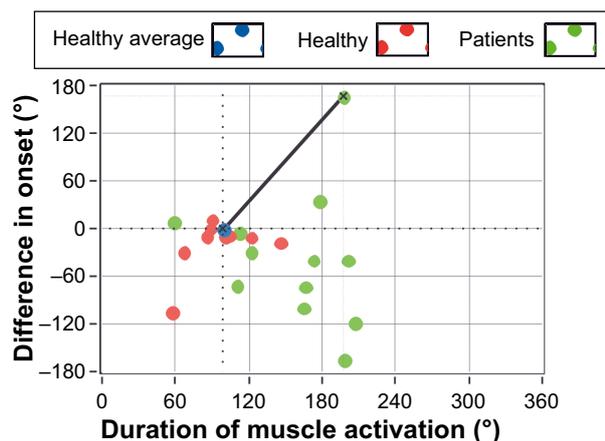


Figure 5 Difference in angle of onset of activation of the left Musculus rectus femoris relative to the reference onset angle, as a function of the duration of muscle activation.

Notes: The reference angle of onset was derived as the onset angle averaged across healthy participants and is indicated in the figure by the blue dot at 0°. Each red/green dot represents the result for a single healthy participant/patient, respectively. The black line segment illustrates the parameter *B* for a single patient.

yielded a significant effect of MAS on the value of *B* ($H(3)=33.2, P<0.01$).

Patients present more cocontractions than healthy participants

Cocontractions were sought by looking for the periods when the agonist and antagonist muscles in a leg were simultaneously active, that is, when the Musculus rectus femoris and Musculus biceps femoris in the upper part of the leg were simultaneously active and similarly for the Musculus gastrocnemius and Musculus tibialis anterior on the lower part of the leg. Figure 7 describes in a polar diagram the parts of the travel path during which cocontractions were recorded for a given pair of agonist–antagonist muscles. Different panels illustrate results for different pairs of muscles, with inner/red lines showing results obtained for patients and outer/blue lines illustrating results for healthy individuals. Cocontractions occurred more often for patients with CP (red lines) than for healthy subjects (blue lines).

The cocontraction factor *K* (“Data analysis” section and Equation 2) is plotted in Figure 8 as a function of the spasticity level MAS for each pair of agonist–antagonist muscles. The *K* factor is a measure of the degree of cocontraction, with longer periods of cocontraction being translated by larger values of the *K* factor. Qualitatively, the lines show a tendency for large *K* factors being associated with higher spasticity levels. No statistical significant effect of MAS was, however, obtained, which might be due to the lower number of cocontractions recorded for some MAS levels.

A similar tendency is observed if instead of the MAS level the GMFCS level is plotted (not represented here): larger *K* factors tend to be associated with larger GMFCS levels.

The cycling tempo is more irregular in patients with CP than in healthy subjects

Figure 9 illustrates the average time each participant spent in a given quadrant. Participants were asked to cycle as regularly as possible (ie, equal speed) throughout the entire circumference path. This means that in the ideal situation, a person would spend equal proportions of time, ~25%, in each quadrant. This was indeed the case for healthy participants. Patients with CP, however, spent between 17% and 27% of the time approximately in the first quadrant, and most spent >25% of time in the second quadrant, between 23% and 33% in the third quadrant, and between 19% and 27% in the fourth quadrant. Generally, patients with CP showed a much more variable tempo, spending more time in the second and third quadrants than in the first and fourth quadrants.

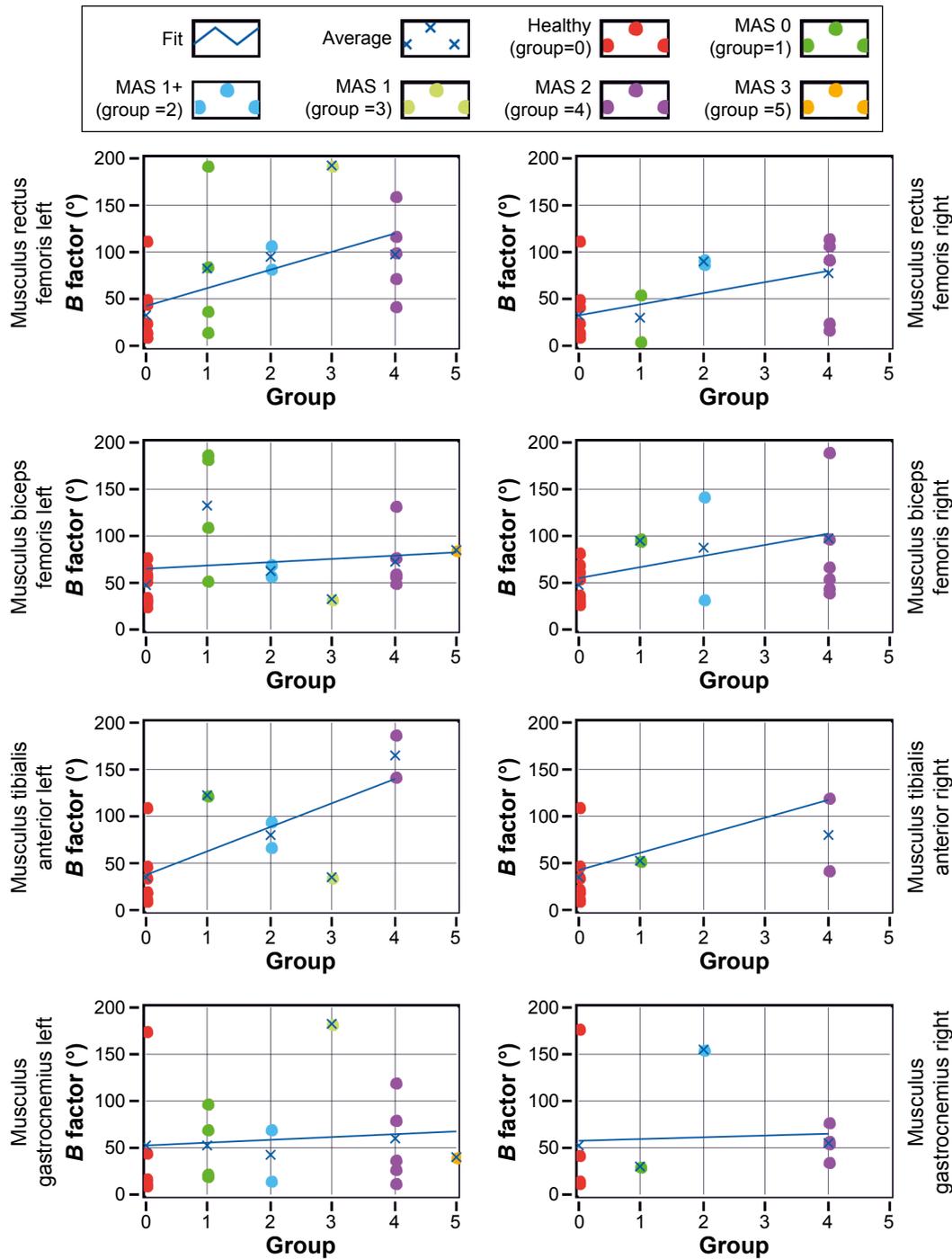


Figure 6 B factor as a function of MAS level (for healthy participants MAS =0).

Notes: Different rows correspond to different muscles, and left and right columns correspond to muscles of the left and right legs, respectively. Red dots illustrate results for healthy participants; and green, blue, light green, and purple dots illustrate results for patients with increasing MAS spasticity level. Blue crosses indicate the mean B value within each MAS group. The blue line is a linear regression along all B values at all levels.

Abbreviation: MAS, Modified Ashworth Spasticity.

Discussion

Leg muscular activation patterns during cycling in an ergometer measured with a customized EMG system were generally consistent with equivalent measures reported in the literature.^{11,19,20} In particular, comparison of polar diagrams

(Figure 4) with those presented in Figure 5 of Momeni et al²⁰ for a workload of 50 W shows that in this study, muscle activations occurred in shorter periods of the travel path but that the relative position during the period of muscle activation is similar to that described in Momeni et al.²⁰ The shorter

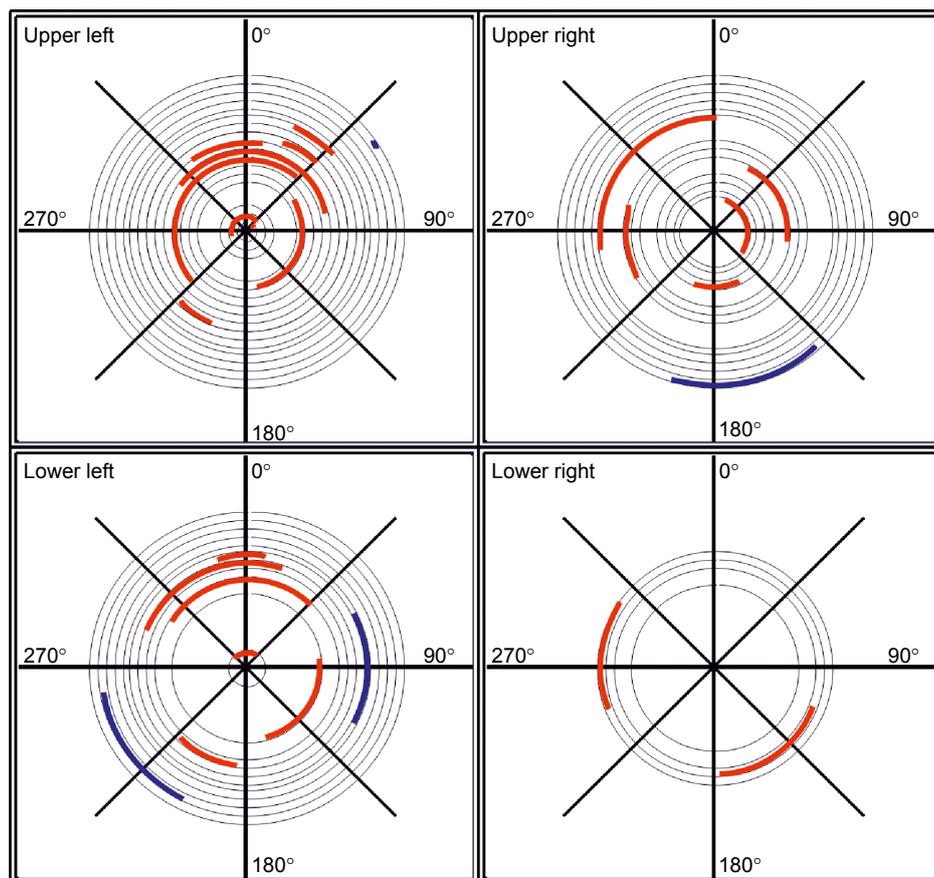


Figure 7 Polar diagrams indicating periods of cocontractions during a full cycling revolution (360°).

Notes: Each gray line illustrates results for a different participant. No line indicates that no clear EMG recording could be made. Red and blue circles indicate periods of cocontraction for patients and healthy participants, respectively. The upper/lower left panels show results obtained for the muscles of the upper/lower part of the left leg, respectively, and the left/right panels show results obtained for the muscles of the left/right leg, respectively.

Abbreviation: EMG, electromyography.

duration of activation in the current study may be due to differences in the way that onsets/offsets of muscle activation were defined as well as in differences in workload.¹³ In the current experiment, the workload was not fixed unlike in the study of Momeni et al,²⁰ and it may be that participants in the current study cycled with an effective lower load. Furthermore, the FWHM criterion used here to detect the onset and offset of muscle activation sets the threshold at 50% of the maximum amplitude obtained from the normalized average activity for a given muscle. In the study of Momeni et al,²⁰ the threshold corresponded to 10% of the maximum amplitude, a criterion that tends to yield earlier onsets and later offsets.

In comparison to healthy participants, patients with CP showed earlier onsets of muscle activation, longer periods of activity (Figure 4 and Table 2), and higher occurrence of cocontractions (Figure 7). Similar observations were reported by Kaplan¹¹ in children with CP using a standard bicycle and by Johnston et al¹³ during recumbent cycling.

In Kaplan's study, 52% of the children with diplegic spastic CP showed cocontractions of the *Musculus rectus femoris* and the hamstrings, while in Johnston et al's study, 66% of the muscle pairings in the leg showed cocontractions. In the current study, cocontractions were observed in 70% of the total number of possible muscle pairings, across patients, in both legs.

The more frequent occurrence of cocontractions in patients with CP is likely to result from a combination of several factors, namely, altered corticospinal and spinal segmental control of lower leg muscles. Effective differences in the pattern of muscle coactivation between patients with congenital spasticity and patients with spasticity symptoms that started already in adulthood have been suggested to reflect abnormal development of the corticospinal projections²¹ and spinal segmental tracts.²² All patients in the current study have deficits due to early brain damage, and the cocontractions observed are therefore likely determined by an immature neural circuitry involved in motor control.

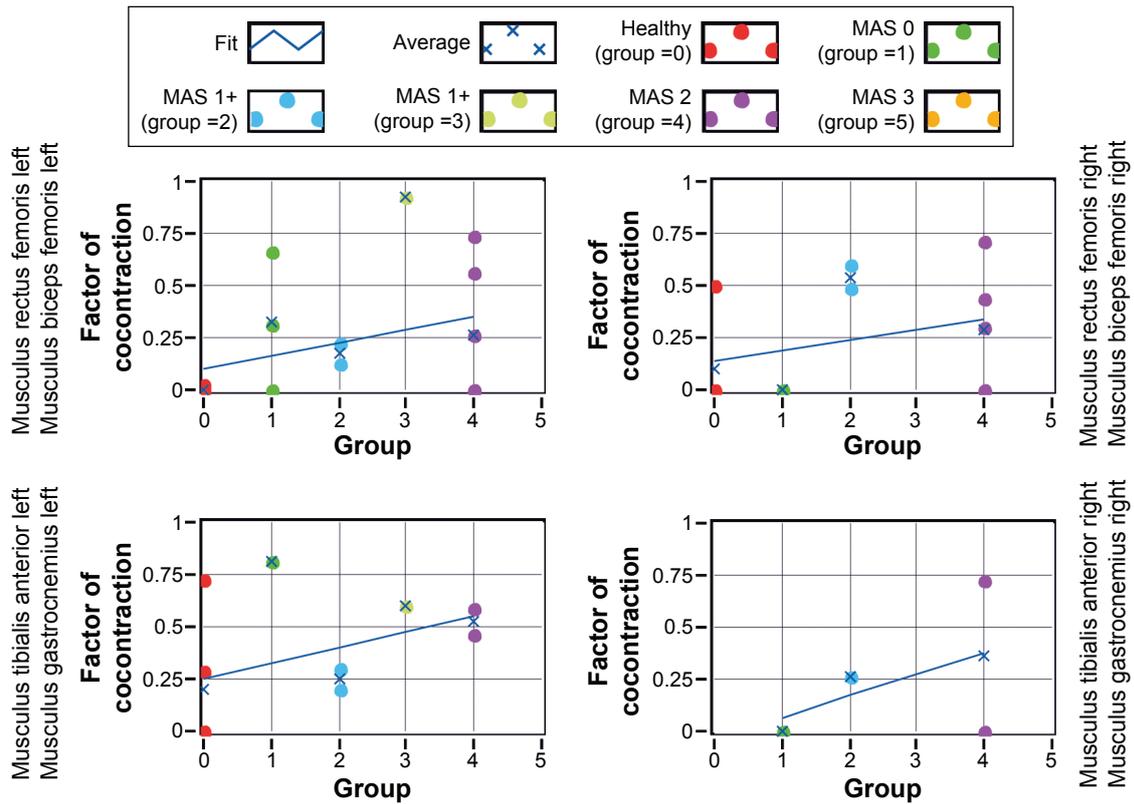


Figure 8 Cocontraction factor K as a function of the spasticity level MAS for different pairs of agonist–antagonist muscles as indicated on the side of each panel. **Note:** Red dots illustrate results for healthy participants, green, blue light green and purple dots illustrate results for patients with increasing MAS level of spasticity. Blue crosses indicate the mean K factor within each group and the blue line illustrates a linear regression on mean K factors across MAS level groups. **Abbreviation:** MAS, Modified Ashworth Spasticity.

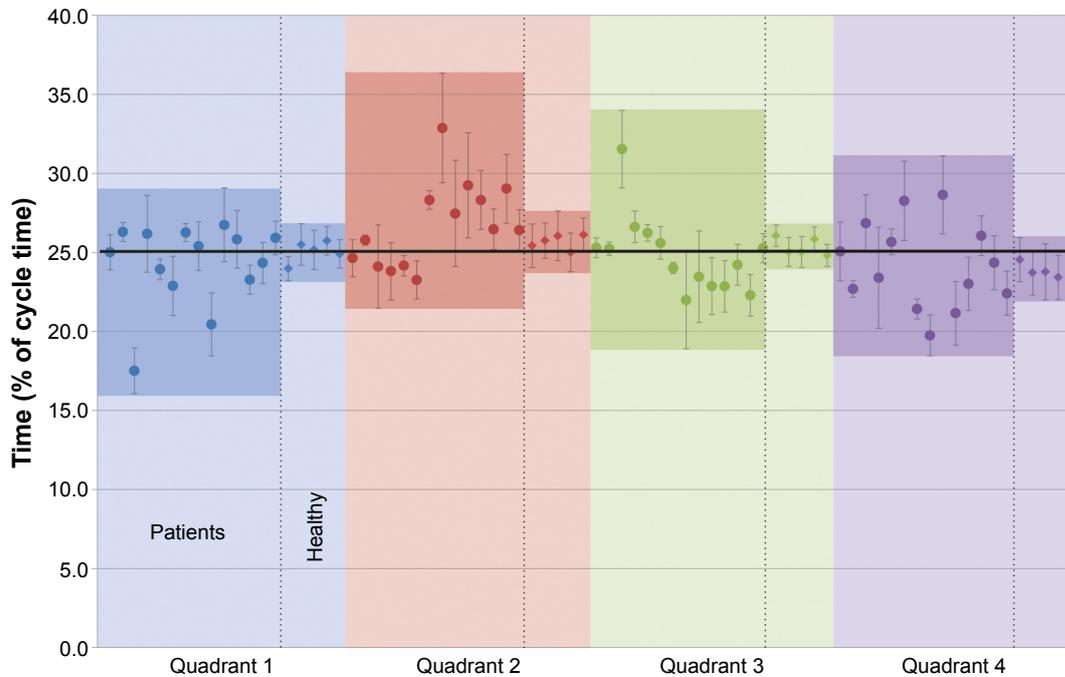


Figure 9 Mean proportion of time spent on a given quadrant in relation to total cycle duration, expressed in percentage, for each individual participant. **Notes:** Error bars illustrate the standard deviation of the mean. Darker areas indicate the range of times observed for the test and reference groups.

This possibility is consistent with the observation, for some patients, of muscle activation during periods of the cycle further away from the reference activation patterns obtained from healthy participants (Figure 4).

In addition, deficient muscle strength necessary to perform the movement could have contributed to a more frequent occurrence of cocontractions in patients with CP. The lack of movement in these patients prevents the development of muscular strength, and this may lead to the recruitment of several muscles to reach stability during movement. This would be in-line with the inefficient use of lower leg muscles during cycling reported by Johnston et al.¹³

Also a deficient ability to select the appropriate muscles to perform the movement most efficiently as well as an impaired reciprocal inhibition in patients with CP²³ could have contributed to more frequent cocontractions in CP.

Observed also in the current study was a tendency for earlier onsets, longer durations of activation, and frequency of cocontractions to increase with the level of spasticity (Figures 6 and 8). The observation conforms to clinical observations showing that patients become severely limited when the muscle tone is high, with cocontractions reducing movements of the joints and with the reciprocal innervation of muscles being affected. However, the wide variability observed here for the *B* and *K* factors among patients within a single MAS group suggests that although the degree of spasticity influences the onset and duration of the muscle activation, it does not account fully for the differences to the healthy group observed.

This variability also applies to the temporal pattern of cycling. The group of healthy subjects showed comparatively more homogeneous results, spending approximately one-fourth of the total cycling time in each quadrant. Patients with CP showed an irregular tempo during cycling, spending more time in quadrants two and three than in the first and fourth quadrants (Figure 9). One possible reason for the difference in the second quadrant is that in this part of the cycle path, the leg is changing from a stretched to a flexed position, and this movement requires muscle strength. This may explain the longer time spent in these quadrants 2 and 3, as changing movement might be difficult if the ability to voluntarily move the leg and apply the adequate force to the pedal is affected. In this moment, the opposite leg is also in a changing position, and its activity seems not to be enough to compensate for the other leg. Once again similar results were reported by Kaplan,¹¹ especially the short timing in the moment that the leg changes from a flexion to an extension

position. Also Chen et al²⁴ reported a leg asymmetry during cycling on a bicycle ergometer by stroke patients, with the healthy leg dominating the movement.

Several commercialized systems are being increasingly used in the rehabilitation of patients with impaired leg muscle tone.^{25,26} The EMG activity patterns presented here provide information that can be used in the development of feedback systems that can inform the patient when there is an incorrect muscle activation pattern during cycling. The aim would be to train a more efficient use of the lower leg muscles, this way supporting the work of therapists in more actively promoting the development of more physiological patterns of muscle activation during training in an ergometer.^{27,28}

Conclusion

Patterns of lower leg muscle activation during cycling on a recumbent ergometer were observed to be altered in patients with CP, when compared to healthy controls. Earlier onsets of muscle activation and longer periods of activation were observed. Furthermore, cocontractions were more frequent and the cycling tempo was more variable. Some of the deviations are associated to higher levels of muscle spasticity.

Acknowledgments

The authors thank the therapists and participants of the Münchner Förderzentrum, Munich, Germany, for the time and support to this study. Experimental work was financially supported by the Kraußianum Foundation through the Bayerisches Staatsministerium für Wissenschaft, Forschung und Kunst (Germany) and by the company Paravan that lent the ergometer for the study.

Disclosure

TB and RL were financed by the Würth Foundation, and VT and AAP were funded by the Buhl-Strohmaier Foundation. The authors report no other conflicts of interest in this work.

References

1. Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, et al. A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Dev Med Child Neurol Suppl.* 2007;109:8–14.
2. Odding E, Roebroek ME, Stam HJ. The epidemiology of cerebral palsy: incidence, impairments and risk factors. *Disabil Rehabil.* 2006;28(4):183–191.
3. Beckung E, Hagberg G. Neuroimpairments, activity limitations, and participation restrictions in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2002;44(5):309–316.
4. Peet DS. Retrospective review of the epidemiology of epilepsy in special schools for children with cerebral palsy, learning difficulties, and language and communication difficulties. *McGill J Med.* 2006; 9(1):19.

5. Ego A, Lidzba K, Brovedani P, et al. Visual-perceptual impairment in children with cerebral palsy: a systematic review. *Dev Med Child Neurol.* 2015;57(s2):46–51.
6. Cooper J, Majnemer A, Rosenblatt B, Birnbaum R. The determination of sensory deficits in children with hemiplegic cerebral palsy. *J Child Neurol.* 1995;10(4):300–309.
7. Jiang ZD, Liu XY, Shi BP, Lin L, Bu CF, Wilkinson AR. Brainstem auditory outcomes and correlation with neurodevelopment after perinatal asphyxia. *Pediatr Neurol.* 2008;39(3):189–195.
8. Curtis DJ, Bencke J, Mygind B. The effect of training in an interactive dynamic stander on ankle dorsiflexion and gross motor function in children with cerebral palsy. *Dev Neurorehabil.* 2014;17(6):393–397.
9. Blumenstein T, Zeitlmann H, Alves-Pinto A, Turova V, Lampe R. Optimization of electric bicycle for youths with disabilities. *Springer Plus.* 2014;3:646.
10. Runciman P, Derman W, Ferreira S, Albertus-Kajee Y, Tucker R. A descriptive comparison of sprint cycling performance and neuromuscular characteristics in able-bodied athletes and paralympic athletes with cerebral palsy. *Am J Phys Med Rehabil.* 2015;94(1):28–37.
11. Kaplan SL. Cycling patterns in children with and without cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 1995;37(7):620–630.
12. Lauer RT, Johnston TE, Smith BT, Lee SC. Lower extremity muscle activity during cycling in adolescents with and without cerebral palsy. *Clin Biomech.* 2008;23(4):442–449.
13. Johnston TE, Barr AE, Lee SC. Biomechanics of submaximal recumbent cycling in adolescents with and without cerebral palsy. *Phys Ther.* 2007;87(5):572–585.
14. Wakeling J, Delaney R, Dudkiewicz I. A method for quantifying dynamic muscle dysfunction in children and young adults with cerebral palsy. *Gait Posture.* 2007;25(4):580–589.
15. Gage JR. *Gait Analysis in Cerebral Palsy.* London: Mac Keith Press; 1991.
16. Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther.* 1987;67(2):206–207.
17. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, et al. European recommendations for surface electromyography. *Roessingh Res Dev.* 1999;8(2):13–54.
18. Halaki M, Ginn K. Normalization of EMG signals: to normalize or not to normalize and what to normalize to? In: Naik GR, editor. *Computational Intelligence in Electromyography Analysis – A Perspective on Current Applications and Future Challenges.* Rijeka, Croatia. INTECH; 2012:175–194.
19. Hamzaid NA, Smith RM, Davis GM. Isokinetic cycling and elliptical stepping: a kinematic and muscle activation analysis. *Clin Res Foot Ankle.* 2013;1:117.
20. Momeni K, Faghri PD, Evans M. Lower-extremity joint kinematics and muscle activations during semi-reclined cycling at different workloads in healthy individuals. *J Neuroeng Rehabil.* 2014;11(1):146.
21. Brouwer B, Ashby P. Altered corticospinal projections to lower limb motoneurons in subjects with cerebral palsy. *Brain.* 1991;114(3):1395–1407.
22. Myklebust BM, Gottlieb GL, Penn RD, Agarwal GC. Reciprocal excitation of antagonistic muscles as a differentiating feature in spasticity. *Ann Neurol.* 1982;12(4):367–374.
23. Mockford M, Caulton JM. The pathophysiological basis of weakness in children with cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther.* 2010;22(2):222–233.
24. Chen H-Y, Chen S-C, Chen J-JJ, Fu L-L, Wang YL. Kinesiological and kinematical analysis for stroke subjects with asymmetrical cycling movement patterns. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15(6):587–595.
25. Doğan-Aslan M, Nakipoğlu-Yüzer GF, Doğan A, Karabay İ, Özgirgin N. The effect of electromyographic biofeedback treatment in improving upper extremity functioning of patients with hemiplegic stroke. *J Stroke Cerebrovasc Dis.* 2012;21(3):187–192.
26. Rayegani S, Raeissadat S, Sedighpour L, et al. Effect of neurofeedback and electromyographic-biofeedback therapy on improving hand function in stroke patients. *Top Stroke Rehabil.* 2014;21(2):137–151.
27. Clark BC, Goss DA, Walkowski S, Hoffman RL, Ross A, Thomas JS. Neurophysiologic effects of spinal manipulation in patients with chronic low back pain. *BMC Musculoskelet Disord.* 2011;12(1):170.
28. Liu J, Xu D, Ren Y, Zhang L-Q. Evaluations of neuromuscular dynamics of hyperactive reflexes poststroke. *J Rehabil Res Dev.* 2011;48(5):577–586.

Neuropsychiatric Disease and Treatment

Publish your work in this journal

Neuropsychiatric Disease and Treatment is an international, peer-reviewed journal of clinical therapeutics and pharmacology focusing on concise rapid reporting of clinical or pre-clinical studies on a range of neuropsychiatric and neurological disorders. This journal is indexed on PubMed Central, the 'PsycINFO' database and CAS,

Submit your manuscript here: <http://www.dovepress.com/neuropsychiatric-disease-and-treatment-journal>

Dovepress

and is the official journal of The International Neuropsychiatric Association (INA). The manuscript management system is completely online and includes a very quick and fair peer-review system, which is all easy to use. Visit <http://www.dovepress.com/testimonials.php> to read real quotes from published authors.

Publikation III

Tobias Blumenstein, Varvara Turova, Ana Alves-Pinto, and Renée Lampe, „Sensori-motor Piano System for People with Disabilities“, Journal of Sensors, vol. 2016, Article ID 9825905, 7 pages, 2016. doi:10.1155/2016/9825905

Research Article

Sensorimotor Piano System for People with Disabilities

Tobias Blumenstein,¹ Varvara Turova,¹ Ana Alves-Pinto,¹ and Renée Lampe^{1,2}

¹Research Unit of the Buhl-Strohmaier Foundation for Cerebral Palsy and Paediatric Neuroorthopaedics, Orthopedic Department, Klinikum rechts der Isar, Technical University of Munich, Ismaninger Str. 22, 81675 Munich, Germany

²Markus Würth Professorship, Technical University of Munich, Munich, Germany

Correspondence should be addressed to Renée Lampe; renee.lampe@tum.de

Received 9 June 2016; Accepted 12 October 2016

Academic Editor: Nicola Donato

Copyright © 2016 Tobias Blumenstein et al. This is an open access article distributed under the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

A sensorimotor training system that facilitates learning to play piano was developed and tested. The system consists of three communicating units. The first unit comprises two pianos: an E-piano with a MIDI output for the teacher and an acoustic or an E-piano for the pupil. The pupil's piano is supplied with an LED bar that illuminates the key to be struck. The second unit is a controller providing the interface between the teacher's piano and the LED bar. The third unit consists of two pairs of gloves: one for the teacher and one for the pupil. The teacher gloves have integrated pressure sensors at every fingertip. The pupil's gloves have vibration motors and LEDs at every finger. The pressure sensed on the teacher's glove is transmitted to the corresponding finger on the pupil's glove via the vibration motors and LEDs, such that the pupil knows which finger should strike which key. Additionally, two OLED displays showing the notation of the note played by the teacher can be attached to the left and right pupil's gloves. Initially developed for people with cerebral palsy the sensorimotor system can support the learning also to all those with sensory, cognitive, and space perception impairments.

1. Introduction

The difficulties when learning to play the piano are well known and have been experienced by many people in their childhood or youth. The coordination of fingers, the observance of rhythm, the ability to strike the right keys, and especially the deciphering of an abstract text of music notes are demanding tasks.

For people with motor impairments and learning disabilities, this can be an almost hopeless task. Especially for individuals with cerebral palsy, learning to play a music instrument is a great challenge. Cerebral palsy is a multiple disability, where depending on the extent of brain damage not only are motor areas of the brain affected, but also cognitive and sensory impairments, disturbances of space perception, body image, and language and sometimes epilepsy exist [1].

Music therapy is often offered in institutions for people with mental and physical disabilities. It is frequently performed as a group exercise on Orff instruments and Veeh-harps. Other instruments, such as drums, triangle, and xylophone, are also pleasant to use and simple to operate

even for people with motor impairments. Such therapies facilitate expressing feelings and improve communication skills, enhancing the self-esteem of people with disabilities [2].

Positive effects of playing piano on the recovery of hand fine motor skills and the development of neuroplastic changes have been reported in patients with acquired brain injury, especially in stroke patients [3–6]. However, the effects of playing piano on hand motor function or in initiating neuroplastic changes in patients with brain injuries occurring during development, as in cerebral palsy, have been rarely addressed in the literature. One likely contributor to this is the often coexistence of multiple disabilities that limit the ability to learn the instrument. Nevertheless, playing piano is particularly advantageous for individuals with cerebral palsy, since pianos need not be held in contrast to, for example, a violin. Moreover, immediate auditory feedback received when striking a piano key stimulates the patient to correct his own performance.

As reported in [7] regular piano lessons can contribute to improving hand motor skills in children and adolescents with

cerebral palsy. Moreover, learning to play the piano can also produce changes in brain network connectivity [8]. However, during the study several difficulties were observed. Learning abstract notes was difficult because of learning disabilities. Cognitive deficits caused difficulties in reading note text so that playing by notes was hard. The differentiation of fingers was furthermore insufficient. Hand sensor abilities were often disturbed, which was expressed in improper use of the fingers. In addition, participants had problems with spatial orientation at the piano. To help overcome these difficulties and facilitate independent training of piano playing a versatile piano training system was developed and is here described.

Pianos with lighted keys are already commercialized. Here music pieces are programmed and built into them so that the respective keys are illuminated while playing the piece. The user only has to strike the keys in the prescribed sequence. There are also a number of software programs that support the learning of piano playing. For instance, piano keys of a MIDI player are highlighted in color, while the piece is played from a computer. These piano learning tools provide only a visual aid and do not take into account the difficulties in recognizing and differentiating the fingers, the deficits in eye-hand coordination, impaired spatial orientation, and other sensorimotor disabilities. Moreover, only pieces can be learned that are already stored in the piano or which are available as MIDI files on the Internet.

This paper addresses the technical development of a flexible piano training system aimed to compensate the deficits described above. This system, initially developed for people with cerebral palsy, can be used also in neurorehabilitation settings. Furthermore, it can support the learning of piano playing in other medical conditions, involving also sensory and cognitive deficits.

2. Technical Description of the System

The piano system consists of three units that communicate with each other (see Figure 1). The first unit comprises the teacher's piano, the pupil's piano, and an LED bar. The second unit is a controller which provides an interface between the two pianos. The third unit consists of two pairs of gloves, one for the teacher and another for the pupil. The aim is to transfer the fingering executed by the teacher as well as the sequence of piano keys played to the pupil.

2.1. Unit 1: Pianos and LED Bar. The teacher's piano is an E-piano with 88 keys and a MIDI (Musical Instrument Digital Interface) output. The pupil's piano is an acoustic or an E-piano with also 88 keys. The LED bar is placed onto the pupil's piano keyboard to see the use of the keys.

When a key is struck a MIDI command consisting of 3 bytes is sent to the controller. The first byte contains the status command (note on, note off) and the MIDI channel. The second byte describes the note and the third one the strength with which the key is struck. This information describes completely when and which button was pressed and released.

The keys played by the teacher are presented to the pupil via the LED bar placed over the pupil's piano. The bar consists

of 88 WS2812b which are arranged to match the size of keyboard (see Figure 2). The LED lights are RGB LEDs with a built-in drive circuit. They are connected in series, so that one data line is sufficient for all LEDs. LEDs placed over the white keys of the piano have red color while those over the black keys have green color. The red/green combination makes it easier to distinguish at first glance which type of the key is being used. By using an appropriate combination of red, green, and blue intensity values (from 0 to 255), practically any color can be chosen. Each piano key is illuminated with only one LED in a punctiform manner (see Figure 2(a)), such that it is easy to identify the keys that should be struck. The bar consists of seven segments, one for each octave, which can be connected to each other and remain aligned close together via a magnetic plug. This LED bar design is intended to facilitate the transport of the bar; it can be split into its parts and then folded together (Figure 2(b)).

2.2. Unit 2: Control Unit. Interpretation of the MIDI commands and control of the LED bar are done via the control unit. The main component is an Arduino Mega 2560 microcontroller which has 4 UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter) interfaces for serial communication (see Figure 1). One of the interfaces is connected through an optocoupler to the MIDI output of the teacher's piano. The data received are interpreted and then transformed into a signal to control the LED bar placed over the pupil's piano. NeoPixel library of Adafruit Industries is used for communication between the Arduino and the LED bar. Only one digital output is required to control an arbitrary number of LEDs. The settings for each individual LED are sent, via a resistor, through the digital input of the first LED of the series. The information is sent in reverse order (i.e., last LED first) and transferred from one component to the next. Since every single LED has its own built-in drive circuit no additional hardware is necessary to control the LEDs.

The control unit can also simultaneously drive 6 LED bars, which would allow the signal from the teacher's piano to be transmitted to 6 different pianos simultaneously; that is, it would allow group lessons.

2.3. Unit 3: Gloves. Special gloves have been developed for the teacher and the pupil. The teacher gloves have integrated pressure sensors located at every fingertip. The pupil gloves have a vibration motor and an LED at every finger. The signal produced by a pressure sensor of the teacher gloves is transferred to the pupil gloves (to the vibration motor and to the LED light of the corresponding finger) so that the pupil is informed which finger to which key should be applied.

Each teacher glove is a tight-fitting thin leather glove (Figure 3). Sensors FSR 400 (Interlink) were incorporated in the glove's fingertips. These sensors show a decrease in resistance, from more than 10 M Ω unloaded to less than 10 k Ω , with an increase in force applied to the surface of the sensor. They were connected in series with a 150 k Ω resistor. The pressure sensor and resistor form a voltage divider with which the change in the resistance of the sensors can be measured. The sensors were connected to the digital inputs

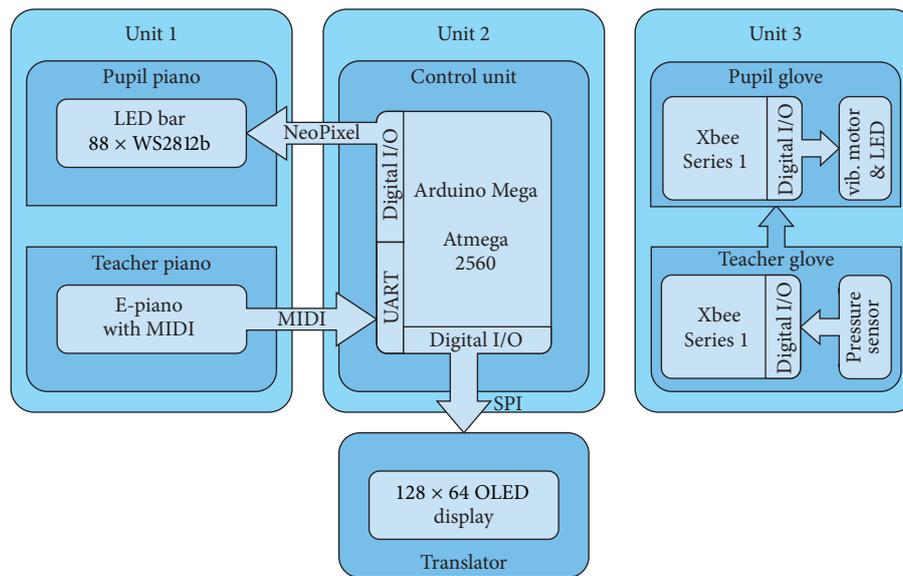
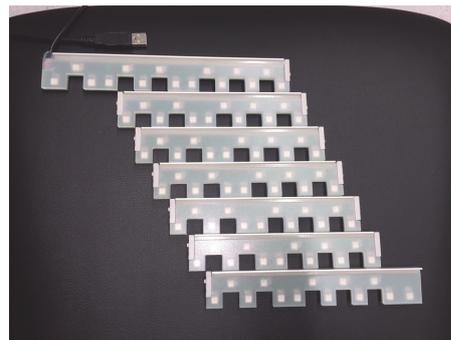


FIGURE 1: Block diagram of the sensorimotor piano system. Indicated here are the units 1 (pianos), 2 (control unit), and 3 (gloves).



(a)



(b)

FIGURE 2: (a) LED bar indicating piano keys to be struck; (b) LED bar split into parts for easy transport.

of a Xbee Series 1 module (Digi International) that allows for wireless communication to other modules.

The module is powered by a mobile power pack and configured so that it transmits the states of the pressure sensors to a second module every 10 ms. This second module is located along with vibration motors and LEDs on the pupil's glove. The pupil's gloves were developed from common cyclist gloves. These have the fingertips free and therefore do not hamper piano playing. Each finger of the glove has a vibration motor and an LED that are activated by the Xbee module. Applying force on a sensor in the teacher's glove sets the digital outputs of the pupils Xbee module to "high" state, which activates the corresponding LED and vibration motor.

The pupil's glove is designed as follows. All discrete electronic elements such as LEDs, vibration motors, and Xbee module are embedded with silicone in a single unit (see Figure 4). Silicone provides good stability but also elasticity so that the electronic add-on can be attached to a glove of any size. In order to increase the visibility of individual LEDs

they can be uncovered before embedding in silicone. In this case a plexiglass disk is used as protection against damage. Alternatively, transparent silicone can be used. The electronic add-on is fixed on the glove using either magnets or snap fasteners.

2.4. Additional Features. The following extra features and additional modules can be added/used with the sensorimotor system described above.

2.4.1. Note Display. Two displays indicating with letters the notes played by the teacher can be connected to the control unit. The 1.3" 128 x 64 pixel OLED displays by Adafruit Industries were used here. They were controlled by an SSD1306 driver chip using SPI (Serial Peripheral Interface) for the communication with the control unit. MIDI data received from the teacher's piano are used to identify the keys struck. For example, if the teacher plays the note C, the



FIGURE 3: Teacher's glove with integrated pressure sensors.

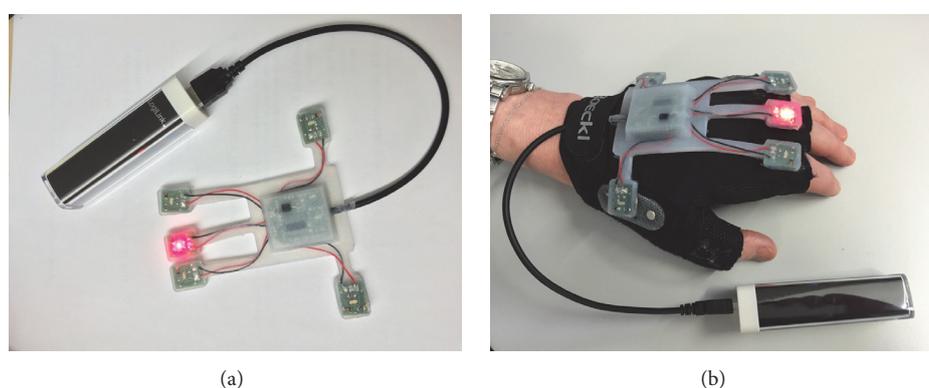


FIGURE 4: (a) Electronic add-on with LEDs, vibration motors, and Xbee module for pupil's glove powered using a mobile power pack; (b) pupil's glove with electronic add-on.

letter “C” appears on the display (Figure 5(a)). One display is attached to the right glove and another one to the left glove of the pupil.

2.4.2. “Single-Piano” Mode. An alternative to using two pianos during the lessons is to have both teacher and pupil seating at one piano only. In this “single-piano” mode the pupil seats right of the teacher and the LED bar lights the keys played by the teacher one octave above (Figure 5(b)). This “single-piano” mode can be turned on through a switch in the control unit. The “single-piano” mode enables simultaneous playing of the pupil and the teacher on the same piano. This proximity has the advantage that the teacher can interfere in the play of the pupil.

2.4.3. Recording a Musical Piece for Training. There is also the option of recording the teacher's playing to reproduce it later. To this end, the control unit contains an Xbee module receiving the data with the fingering of the teacher (see Figure 6). This module is connected to the Arduino. The notes are transferred via MIDI output as described above. The Arduino contains the USB-to-TTL Serial chip Atmega 16U2 which allows communication with a computer via USB. The data transmitted from the Arduino were processed with a program written in LabVIEW. The universal I/O interface software VISA 2015 by National Instruments was used as the

interface between hardware and software. The data received can be stored locally on the computer. Playback of the saved note sequences and fingering runs in reverse order by driving now the LED bar and pupil glove. The program can be run on a PC and also on a Windows tablet. This additional feature makes piano training possible in the absence of the teacher.

3. Experimental Testing of the System

The efficacy of the system in supporting the learning of playing the piano was tested experimentally on four individuals with cerebral palsy and on eight healthy persons. Two patients had bilateral leg affected cerebral palsy; one patient had unilateral cerebral palsy, and one patient had ataxic cerebral palsy. The task was to reproduce two sequences of 10 notes played by the piano teacher. The first sequence was played without the help of the system. The second sequence was presented with the help of the system. In both cases the patients had to reproduce the sequence three times on their own. The system was only used during the presentation. Sequences were always played three times by the teacher.

Individual results of persons with cerebral palsy are presented in Figures 7(a)–7(d). The number of errors versus the trial number is depicted, for sequences presentation with the system (red line and symbols) and without (blue line and symbols). For all of them, the number of errors (i.e., wrong

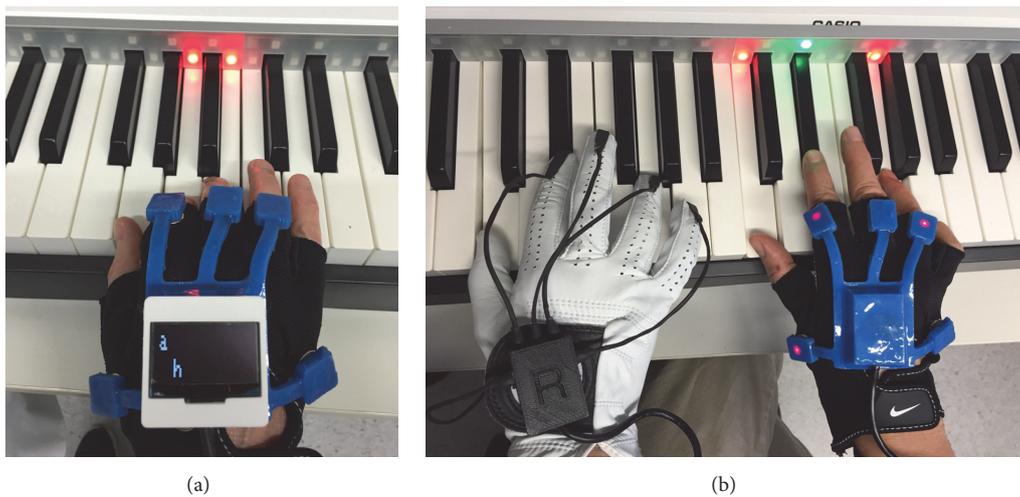


FIGURE 5: (a) Translation of notes played by the teacher in letters (in this case “a” and “h”) using OLED display; (b) training in the single-piano mode.

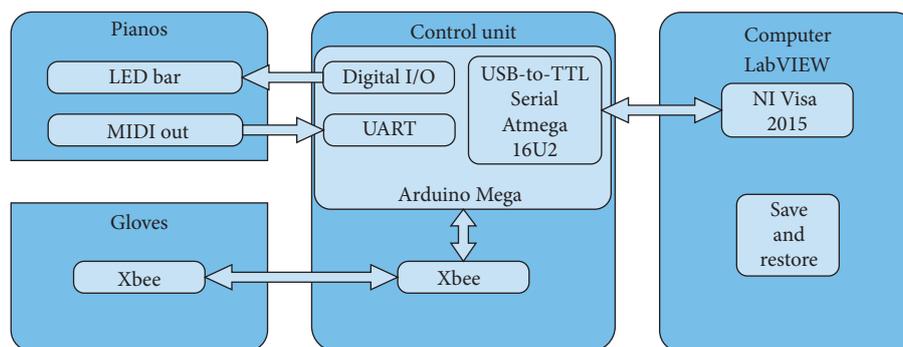


FIGURE 6: Schematic representation of recording und reproducing option.

note played) decreased from the first to the third trial, when using the system. When the system was not used, the number of errors remained approximately constant. Furthermore, the outcome in the final trial when the system was used was always better than when the system was not used.

The same task was performed by the healthy participants. Apparently, the task was too easy for them because practically no errors were made when playing with or without the system.

4. Discussion

People with cerebral palsy have multiple disabilities depending on the extent of areas affected by brain damage. In addition to motor impairments, sensorimotor, learning, and attention deficits can be present to varying degrees.

A piano training system was developed to support people with disabilities to learn to play the piano even without background knowledge of notes and despite the reduced sensory ability of the fingers. Playing the piano can be considered as a rehabilitative therapy, since it promotes hand motor function. Improvement of hand fine motor functions after

learning to play the piano has been reported [7]. The system here proposed aims additionally to compensate for sensory deficits. It is a good addition to the classical therapeutic programs in cerebral palsy, which are mostly directed to improve gross motor skills like standing and walking and preventing contractures of the joints.

By means of LED bar which illuminates piano keys, the system provides the pupil with the information on the key that must be struck. Pianos with lighting keys can currently be purchased on the market. However simply having a lighted keyboard is insufficient to compensate for the sensorimotor and cognitive deficits that can be present in many patients with cerebral palsy. In the sensorimotor system described here the punctiform of lighting in the design of the LED bar allows easy differentiation of the keys to be struck, especially with adjacent keys. It is also advantageous that the black and white keys are illuminated with light of different colors. Furthermore, the LED bar is suitable for any usual acoustic piano; it can be decomposed for comfortable transportation and easily reassembled again. The commercially available pianos contain a limited number of piano pieces for training, which may not be suited for a person with multiple

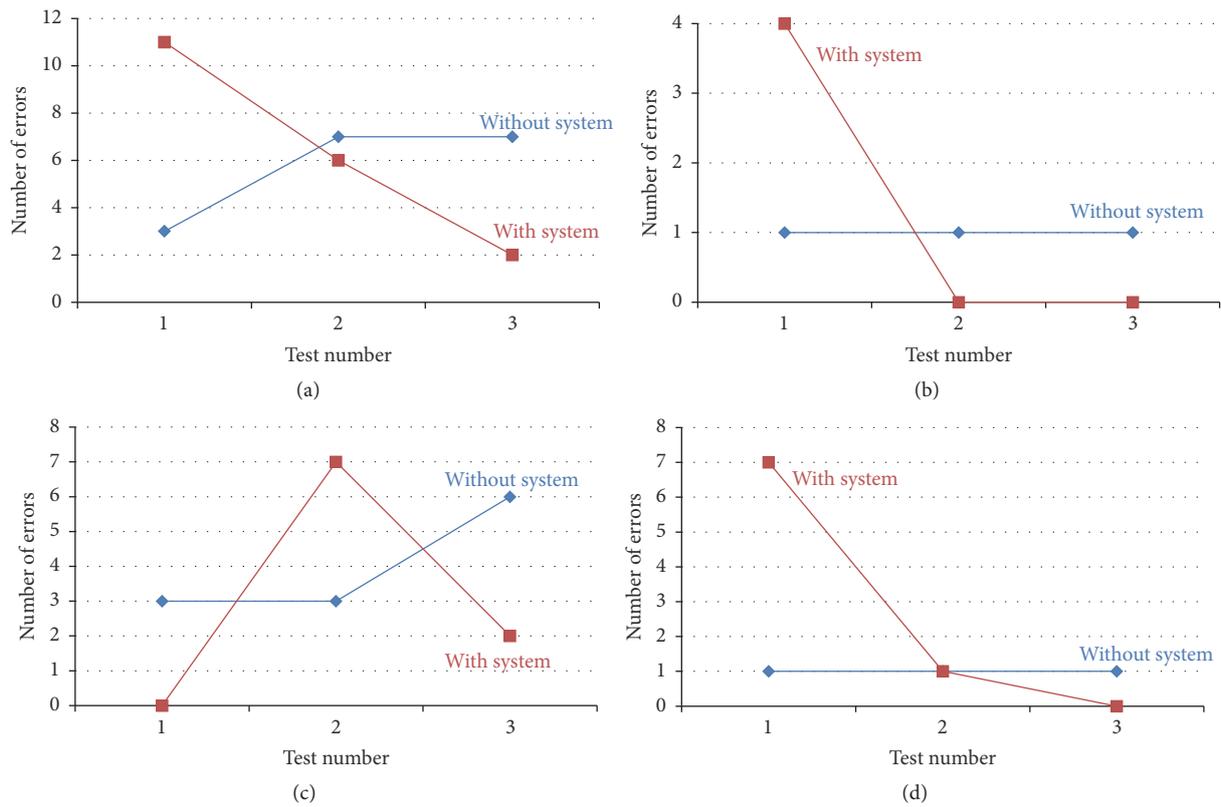


FIGURE 7: Test results for four individuals with cerebral palsy. Blue and red lines indicate how the sequence was presented to the patient.

disabilities. The sensorimotor piano system here described allows the learning of music pieces chosen to fit the pupil's specific limitations and needs, being played by the teacher. Many MIDI-Player computer programs offer learning aids by means of visualizing the keyboard on a computer screen in a smaller size whereas the LED bar here presented highlights the keys on the real piano.

MIDI players or illuminated piano keyboards are not yet equipped with a note translator. The system here described can contain an integrated note translator that makes it possible for the pupil to see on small displays being placed on the gloves which notes were played. This can help to learn abstract notes.

The idea to facilitate learning to play piano by transmission of electric signals to the fingers of the pupil was proposed, for example, in [9]. In the system developed, vibration signals were used because they can be easily perceived by individuals with cerebral palsy and comprise a therapeutic component. Children and adults with cerebral palsy have often an impaired sensory perception of the fingers. Treatment methods to improve body awareness through vibration have been described in the literature [10–12]. Whole body vibration plates, for example, Galileo, are increasingly being tested in cerebral palsy [13, 14]. To promote the perception of the individual fingers and reduce spasticity, sensory feedback training combined with vibration stimuli has been recently proposed [15]. The fingers of 7 patients with cerebral palsy were stimulated using small vibration motors integrated in

the fingers of a hand glove. The pupil's gloves in the presented training system work with a similar principle. Additional to vibration motors, LEDs are placed in each single finger of the glove. The gloves help to recognize the fingers by indicating through vibration and LED lights with which finger the piano key has to be struck.

Normally it requires many hours of practice and experience to acquire an appropriate predicted fingering. The latter is transmitted here by the teacher by simply playing the sequence in a piano while wearing special gloves that have pressure sensors in the tips of the fingers. These allow the recording of the fingering that is then displayed via LED and/or transferred via vibration to the pupil's fingers, so that the pupil receives the suitable position for the hand and can play the music piece comfortably. The recording of the fingering is easy for the teacher, since he solely has to put on his gloves. With this technique the teacher can navigate the pupil during the lesson in real time or, another option, by recording his piano playing to a tablet/computer via the control unit. The student can then practice and repeat the recorded fingering at home at his own speed with the help of the vibration motors and LEDs. The self-developed software allows furthermore adjustment of the speed and timing of vibrations and LED display so that the pupil can repeat the song in different tempos according to his own individual needs.

The efficacy of the system in supporting the learning of simple sequences of notes was tested experimentally in

a small sample of patients with cerebral palsy and in healthy participants. Improvements (i.e., reduction of the number of errors) could only be observed in the first group. This is a positive outcome since this is the target group for the sensorimotor system proposed. Evidence for support of learning in healthy participants, if possible, may require the use of longer sequences or for longer periods of time. The results presented provide preliminary evidence for the benefits the system can deliver. Further evidence remains nevertheless necessary to confirm the system as therapeutic option in rehabilitation programs for people with sensorimotor disabilities.

By compensating the effects of sensory deficits and learning disabilities, this piano system may support and encourage people with disabilities to learn to play the piano, this way contributing to their inclusion. It offers also a new therapeutic approach that involves motoric, sensory, and attention skills.

5. Conclusion

This work describes a novel piano training system aimed at assisting people with sensorimotor and cognitive disabilities to learn to play the piano. Compensation of deficits is achieved mainly by means of vibration and visual information to the pupil. The following options are included:

- (i) Training (individual or collective) with the teacher on separate pianos.
- (ii) Training with the teacher on a single piano.
- (iii) Training without the teacher using records of piano playing by the teacher.
- (iv) Training with the note translator.

Competing Interests

The authors declare no conflict of interests.

Acknowledgments

The work was partly funded by the German Research Society (DFG, project LA 2670/3-1), the Buhl-Strohmaier Foundation, the Friede Springer Foundation, the Gips-Schüle Foundation, the Würth Foundation, the Zeidler Research Foundation, and Casio Europe.

References

- [1] E. Odding, M. E. Roebroek, and H. J. Stam, "The epidemiology of cerebral palsy: incidence, impairments and risk factors," *Disability and Rehabilitation*, vol. 28, no. 4, pp. 183–191, 2006.
- [2] T. Wigram and J. D. Backer, *Clinical Applications of Music Therapy in Developmental Disability, Paediatrics and Neurology*, Jessica Kingsley, London, UK, 1999.
- [3] E. Altenmüller, J. Marco-Pallares, T. F. Münte, and S. Schneider, "Neural reorganization underlies improvement in stroke-induced motor dysfunction by music-supported therapy," *Annals of the New York Academy of Sciences*, vol. 1169, pp. 395–405, 2009.
- [4] A. Rodriguez-Fornells, N. Rojo, J. L. Amengual, P. Ripollés, E. Altenmüller, and T. F. Münte, "The involvement of audio-motor coupling in the music-supported therapy applied to stroke patients," *Annals of the New York Academy of Sciences*, vol. 1252, no. 1, pp. 282–293, 2012.
- [5] M. Villeneuve, V. Penhune, and A. Lamontagne, "A piano training program to improve manual dexterity and upper extremity function in chronic stroke survivors," *Frontiers in Human Neuroscience*, vol. 8, article 662, 2014.
- [6] F. T. Van Vugt, J. Ritter, J. D. Rollnik, and E. Altenmüller, "Music-supported motor training after stroke reveals no superiority of synchronization in group therapy," *Frontiers in Human Neuroscience*, vol. 8, article 315, 2014.
- [7] R. Lampe, A. Thienel, J. Mitternacht, T. Blumenstein, V. Turova, and A. Alves-Pinto, "Piano training in youths with hand motor impairments after damage to the developing brain," *Neuropsychiatric Disease and Treatment*, vol. 11, pp. 1929–1938, 2015.
- [8] A. Alves-Pinto, V. Turova, T. Blumenstein, A. Thienel, A. Wohlschläger, and R. Lampe, "fMRI assessment of neuroplasticity in youths with neurodevelopmental-associated motor disorders after piano training," *European Journal of Paediatric Neurology*, vol. 19, no. 1, pp. 15–28, 2015.
- [9] R. McGregor, Musical teaching device and method, Patent US20060137511 A1, 2006.
- [10] A. Katušić and V. Mejaški-Bošnjak, "Effects of vibrotactile stimulation on the control of muscle tone and movement facilitation in children with cerebral injury," *Collegium Antropologicum*, vol. 35, no. 1, pp. 57–63, 2011.
- [11] V. F. Bento, V. T. Cruz, D. D. Ribeiro, and J. P. Cunha, "The vibratory stimulus as a neurorehabilitation tool for stroke patients: proof of concept and tolerability test," *NeuroRehabilitation*, vol. 30, no. 4, pp. 287–293, 2012.
- [12] M. Saquetto, V. Carvalho, C. Silva, C. Conceição, and M. Gomes-Neto, "The effects of whole body vibration on mobility and balance in children with cerebral palsy: a systematic review with meta-analysis," *Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions*, vol. 15, no. 2, pp. 137–144, 2015.
- [13] O. Semler, O. Fricke, K. Vezyroglou, C. Stark, and E. Schoenau, "Preliminary results on the mobility after whole body vibration in immobilized children and adolescents," *Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions*, vol. 7, no. 1, pp. 77–81, 2007.
- [14] B.-K. Lee and S.-C. Chon, "Effect of whole body vibration training on mobility in children with cerebral palsy: a randomized controlled experimenter-blinded study," *Clinical Rehabilitation*, vol. 27, no. 7, pp. 599–607, 2013.
- [15] T. Blumenstein, A. Alves-Pinto, V. Turova, S. Aschmann, I. Lützow, and R. Lampe, "Sensory feedback training for improvement of finger perception in cerebral palsy," *Rehabilitation Research and Practice*, vol. 2015, Article ID 861617, 7 pages, 2015.

Publikation IV

Blumenstein T., Turova V., Alves-Pinto A., and Lampe, R. „A jacket for assisting sensorimotor-related impairments and spatial perception“, *Measurement Science and Technology*, 28(4):044003, 2017. <http://stacks.iop.org/0957-0233/28/i=4/a=044003>

Aus lizenzrechtlichen Gründen ist das Vervielfältigen dieser Publikation nicht gestattet und sie ist deshalb nicht in dieser Arbeit angehängt.

Abbildungsverzeichnis

1.1	Klassifizierungssysteme zur Beurteilung der motorischen Fähigkeiten und Spastizität von Menschen mit Zerebralparese	8
1.2	Bewegungstrainer <i>Lokomat</i> der Firma <i>Hocoma</i>	10
1.3	Ablauf beim Greifen und Heben eines Glas mit Wasser	12
1.4	Sensomotorisches Modell zur Bewegungssteuerung	14
1.5	Modell <i>ChARMin</i> der Firma <i>Sensory-Motor System Lab.</i> Rehabilitationsgerät für den Arm.	19
1.6	Mögliche Ansatzpunkte der in der Arbeit entwickelten Systeme in das sensomotorische Modell zur Bewegungssteuerung	22
2.1	Kraftsensor <i>FSR 400</i> der Firma <i>Interlink</i>	25
2.2	Simuliertes Rohsignals zur Veranschaulichung der Signalverarbeitung bei der EMG-Analyse	27
3.1	Übersicht über das Feedbacksystem zur Verbesserung der Fingerwahrnehmung	32
3.2	Übersicht über das entwickelte EMG-Gerät	34
3.3	Übersicht über das Klaviertrainingssystem	36
3.4	Übersicht über das Feedbacksystem zur Unterstützung der Raumlage-Wahrnehmung	39

Literaturverzeichnis

- [1] Blumenstein, T., Alves-Pinto, A., Turova, V., Aschmann, S., Lützow, I., and Lampe, R. Sensory feedback training for improvement of finger perception in cerebral palsy. *Rehabilitation Research and Practice*, 2015:7, 2015.
- [2] Alves-Pinto, A., Blumenstein, T., Turova, V., and Lampe, R. Altered lower leg muscle activation patterns in patients with cerebral palsy during cycling on an ergometer. *Neuropsychiatric Disease and Treatment*, 12:1445–1456, 2016.
- [3] Blumenstein, T., Turova, V., Alves-Pinto, A., and Lampe, R. Sensorimotor piano system for people with disabilities. *Journal of Sensors*, 2016:7, 2016.
- [4] Blumenstein, T., Turova, V., Alves-Pinto, A., and Lampe, R. A jacket for assisting sensorimotor-related impairments and spatial perception. *Measurement Science and Technology*, 28(4):044003, 2017.
- [5] Bax, M., Goldstein, M., Rosenbaum, P., Leviton, A., Paneth, N., Dan, B., Jacobsson, B., and Damiano, D. Proposed definition and classification of cerebral palsy, april 2005. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 47(08):571–576, 2005.
- [6] Krägeloh-Mann, I. and Cans, C. Cerebral palsy update. *Brain and development*, 31 (7):537–544, 2009.
- [7] Rosenbaum, P., Paneth, N., Leviton, A., Goldstein, M., Bax, M., Damiano, D., Dan, B., and Jacobsson, B. A report: the definition and classification of cerebral palsy april 2006. *Dev Med Child Neurol Suppl*, 109(suppl 109):8–14, 2007.
- [8] Stotz, S. *Treatment of cerebral palsy*. Pflaum Verlag, 2000.
- [9] Johnson, A. Prevalence and characteristics of children with cerebral palsy in europe. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 44(09):633–640, 2002.
- [10] Yoon, B. H., Romero, R., Park, J. S., Kim, C. J., Kim, S. H., Choi, J.-H., and Han, T. R. Fetal exposure to an intra-amniotic inflammation and the development of cerebral palsy at the age of three years. *American journal of obstetrics and gynecology*, 182 (3):675–681, 2000.
- [11] Vohr, B. and Ment, L. Intraventricular hemorrhage in the preterm infant. *Early human development*, 44(1):1–16, 1996.

- [12] Odding, E., Roebroek, M. E., and Stam, H. J. The epidemiology of cerebral palsy: incidence, impairments and risk factors. *Disability & Rehabilitation*, 28(4):183–191, 2006.
- [13] Krigger, K. W. Cerebral palsy: an overview. *Am Fam Physician*, 73(1):91–100, 2006.
- [14] Sellier, E., Surman, G., Himmelmann, K., Andersen, G., Colver, A., Krägeloh-Mann, I., De-la Cruz, J., and Cans, C. Trends in prevalence of cerebral palsy in children born with a birthweight of 2,500 g or over in europe from 1980 to 1998. *European journal of epidemiology*, 25(9):635–642, 2010.
- [15] Krägeloh-Mann, I. *Zerebralpareesen*, pages 1431–1440. Springer, 2007.
- [16] Dolk, H., Parkes, J., and Hill, N. Trends in the prevalence of cerebral palsy in northern ireland, 1981–1997. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 48(06):406–412, 2006.
- [17] Braun, K. V. N., Doernberg, N., Schieve, L., Christensen, D., Goodman, A., and Yeargin-Allsopp, M. Birth prevalence of cerebral palsy: a population-based study. *Pediatrics*, 137(1):e20152872, 2016.
- [18] Smithers-Sheedy, H., Badawi, N., Blair, E., Cans, C., Himmelmann, K., Krägeloh-Mann, I., McIntyre, S., Slee, J., Uldall, P., and Watson, L. What constitutes cerebral palsy in the twenty-first century? *Developmental Medicine & Child Neurology*, 56(4):323–328, 2014.
- [19] Krägeloh-Mann, I. and Horber, V. The role of magnetic resonance imaging in elucidating the pathogenesis of cerebral palsy: a systematic review. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 49(2):144–151, 2007.
- [20] Krägeloh-Mann, I. Imaging of early brain injury and cortical plasticity. *Experimental Neurology*, 190:84–90, 2004.
- [21] Meyer-Heim, A., van Hedel, H. J., and Baumann, T. Zerebralparese: ein update. *Pädiatrie up2date*, 9(02):183–214, 2014.
- [22] Fietzek, U. M. and Berweck, S. Zerebralparese-klassifikation und therapie. *psycho-neuro*, 34(01):24–28, 2008.
- [23] Krägeloh-Mann, I. *Zerebralpareesen*, pages 1681–1689. Springer, 2014. ISBN 3642418651.
- [24] Lance, J. W. Pathophysiology of spasticity and clinical experience with baclofen. *Spasticity: disordered motor control. Chicago: Year book*, pages 185–203, 1980.
- [25] Dietz, V. Klinik der spastik–spastische bewegungsstörung. *Der Nervenarzt*, 84(12):1508–1511, 2013.

- [26] Döderlein, L. *Infantile Zerebralparese: Diagnostik, konservative und operative Therapie*. Springer-Verlag, 2007. ISBN 3798517010.
- [27] Aksu, F. *Neuropädiatrie: Diagnostik und Therapie neurologischer Erkrankungen im Kindes- und Jugendalter*. UNI-MED-Verlag, 2002. ISBN 3895996084.
- [28] Mall, V., Heinen, F., and Michaelis, U. Klassifikation der motorischen Fähigkeiten von Kindern mit zerebralparese. *Monatsschrift Kinderheilkunde*, 157(11):1096–1097, 2009.
- [29] Palisano, R., Rosenbaum, P., Walter, S., Russell, D., Wood, E., and Galuppi, B. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 39(4):214–223, 1997.
- [30] Rosenbaum, P. L., Palisano, R. J., Bartlett, D. J., Galuppi, B. E., and Russell, D. J. Development of the gross motor function classification system for cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*, 50(4):249–53, 2008.
- [31] Morris, C. Definition and classification of cerebral palsy: a historical perspective. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 49(s109):3–7, 2007.
- [32] Eliasson, A.-C., Krumlinde-Sundholm, L., Rösblad, B., Beckung, E., Arner, M., Öhrvall, A.-M., and Rosenbaum, P. The manual ability classification system (macs) for children with cerebral palsy: scale development and evidence of validity and reliability. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 48(07):549–554, 2006.
- [33] Bohannon, R. W. and Smith, M. B. Interrater reliability of a modified ashworth scale of muscle spasticity. *Physical Therapy*, 67(2):206–207, 1987.
- [34] Eliasson, A.-C., Ullenhag, A., Wahlström, U., and Krumlinde-Sundholm, L. Mini-macs: development of the manual ability classification system for children younger than 4 years of age with signs of cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 2016.
- [35] Barth, C. Kritische einschätzung der modifizierten ashworth-skala, ihrer gütekriterien und ihre anwendung in der klinischen praxis. *physioscience*, 1(01):13–18, 2005.
- [36] Terjesen, T. The natural history of hip development in cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 54(10):951–957, 2012.
- [37] Loeters, M. J., Maathuis, C. G., and Hadders-Algra, M. Risk factors for emergence and progression of scoliosis in children with severe cerebral palsy: a systematic review. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 52(7):605–611, 2010.

- [38] Lampe, R., Mitternacht, J., Schrödl, S., Gerdesmeyer, L., Natrath, M., and Gradinger, R. Influence of orthopaedic-technical aid on the kinematics and kinetics of the knee joint of patients with neuro-orthopaedic diseases. *Brain and Development*, 26(4):219–226, 2004.
- [39] van Hedel, H. J., Meyer-Heim, A., and Rüschoetz, C. Robot-assisted gait training might be beneficial for more severely affected children with cerebral palsy: Brief report. *Developmental neurorehabilitation*, pages 1–6, 2015.
- [40] Hilderley, A. J., Fehlings, D., Lee, G. W., and Wright, F. V. Comparison of a robotic-assisted gait training program with a program of functional gait training for children with cerebral palsy: design and methods of a two group randomized controlled cross-over trial. *SpringerPlus*, 5(1):1886, 2016.
- [41] Kawato, M. Internal models for motor control and trajectory planning. *Current Opinion in Neurobiology*, 9(6):718 – 727, 1999.
- [42] Kawato, M. and Wolpert, D. Internal models for motor control. *Sensory Guidance of Movement*, 218:291–307, 1998.
- [43] Müsseler, J. and Prinz, W. *Allgemeine Psychologie*. Springer, 2002.
- [44] Lalazar, H. and Vaadia, E. Neural basis of sensorimotor learning: modifying internal models. *Current Opinion in Neurobiology*, 18(6):573 – 581, 2008.
- [45] Lesný, I., StehliAk, A., TomášCek, J., Tománková, A., and Havlíček, I. Sensory disorders in cerebral palsy; two-point discrimination. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 35(5):402–405, 1993.
- [46] Wingert, J. R., Burton, H., Sinclair, R. J., Brunstrom, J. E., and Damiano, D. L. Tactile sensory abilities in cerebral palsy: deficits in roughness and object discrimination. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 50(11):832–838, 2008.
- [47] Cooper, J., Majnemer, A., Rosenblatt, B., and Birnbaum, R. The determination of sensory deficits in children with hemiplegic cerebral palsy. *Journal of Child Neurology*, 10(4):300–309, 1995.
- [48] Krumlinde-Sundholm, L. and Eliasson, A.-C. Comparing tests of tactile sensibility: aspects relevant to testing children with spastic hemiplegia. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 44(9):604–612, 2002.
- [49] Arnould, C., Penta, M., and Thonnard, J.-L. Hand impairments and their relationship with manual ability in children with cerebral palsy. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 39(9):708–714, 2008.
- [50] Bleyenheuft, Y. and Gordon, A. M. Precision grip control, sensory impairments and their interactions in children with hemiplegic cerebral palsy: a systematic review. *Research in developmental disabilities*, 34(9):3014–3028, 2013.

- [51] Goodwin, A. W. Sensorimotor coordination in cerebral palsy. *The Lancet*, 353 (9170):2090–2091, 1999.
- [52] Gordon, A. M. and Duff, S. V. Fingertip forces during object manipulation in children with hemiplegic cerebral palsy. i: Anticipatory scaling. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 41(3):166–175, 1999.
- [53] Gordon, A. M., Charles, J., and Duff, S. V. Fingertip forces during object manipulation in children with hemiplegic cerebral palsy. ii: Bilateral coordination. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 41(3):176–185, 1999.
- [54] Eliasson, A.-C., Gordon, A. M., and Forssberg, H. Basic co-ordination of manipulative forces of children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 33(8):661–670, 1991.
- [55] Cascio, C. J. Somatosensory processing in neurodevelopmental disorders. *Journal of neurodevelopmental disorders*, 2(2):62, 2010.
- [56] Yekutieli, M., Jariwala, M., and Stretch, P. Sensory deficit in the hands of children with cerebral palsy: a new look at assessment and prevalence. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 36(7):619–624, 1994.
- [57] Lugmair, K. *Sensorische Integration-Raumwahrnehmung unter besonderer Berücksichtigung des Kindesalters*. Thesis, 2006.
- [58] Hammill, D. D., Voress, J. K., and Pearson, N. A. *Developmental Test of Visual Perception: Examiner's Manual*. Pro-Ed., 1993.
- [59] Petermann, F., Waldmann, H.-C., Daseking, M., Frostig, M., Reynolds, C. R., Pearson, N. A., and Voress, J. K. *Frostigs Entwicklungstest der visuellen Wahrnehmung-Jugendliche und Erwachsene: FEW-JE; deutsche Bearbeitung des Developmental test of visual perception-adolescent and adult (DTVP-A) von CR Reynolds, NA Pearson und JK Voress; Manual*. Hogrefe, 2013.
- [60] Lampe, R., Lützow, I., Blumenstein, T., Turova, V., and Alves-Pinto, A. Critical analysis of children's drawings as a diagnostic tool for body schema and body image disorder in cerebral palsy. *Neuroscience and Medicine*, 7(04):133, 2016.
- [61] Fontes, P. L., Moura, R., and Haase, V. G. Evaluation of body representation in children with hemiplegic cerebral palsy: Toward the development of a neuropsychological test battery. *Psychology & Neuroscience*, 7(2):139, 2014.
- [62] Ziler, H. Der mann-zeichen-test in detailstatistischer auswertung. *Aschendorf, Münster*, 2000.
- [63] Brosat, H. and Töttemeyer, N. Der mann-zeichen-test nach hermann ziler. *Manual. Münster: Aschendorff*, 2007.

- [64] Hoon Jr, A. H., Stashinko, E. E., Nagae, L. M., Lin, D. D., Keller, J., Bastian, A., Campbell, M. L., Levey, E., Mori, S., and Johnston, M. V. Sensory and motor deficits in children with cerebral palsy born preterm correlate with diffusion tensor imaging abnormalities in thalamocortical pathways. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 51(9):697–704, 2009.
- [65] Hoon, A., Lawrie, W., Melhem, E., Reinhardt, E., Van Zijl, P., Solaiyappan, M., Jjang, H., Johnston, M., and Mori, S. Diffusion tensor imaging of periventricular leukomalacia shows affected sensory cortex white matter pathways. *Neurology*, 59(5):752–756, 2002.
- [66] Wingert, J. R., Sinclair, R. J., Dixit, S., Damiano, D. L., and Burton, H. Somatosensory-evoked cortical activity in spastic diplegic cerebral palsy. *Human brain mapping*, 31(11):1772–1785, 2010.
- [67] Maitre, N. L., Barnett, Z. P., and Key, A. P. Novel assessment of cortical response to somatosensory stimuli in children with hemiparetic cerebral palsy. *Journal of child neurology*, 27(10):1276–1283, 2012.
- [68] Kurz, M. J., Becker, K., Heinrichs-Graham, E., and Wilson, T. W. Children with cerebral palsy have uncharacteristic somatosensory cortical oscillations after stimulation of the hand mechanoreceptors. *Neuroscience*, 305:67–75, 2015.
- [69] Kurz, M. J., Heinrichs-Graham, E., Arpin, D. J., Becker, K. M., and Wilson, T. W. Aberrant synchrony in the somatosensory cortices predicts motor performance errors in children with cerebral palsy. *Journal of neurophysiology*, 111(3):573–579, 2014.
- [70] Pannek, K., Boyd, R. N., Fiori, S., Guzzetta, A., and Rose, S. E. Assessment of the structural brain network reveals altered connectivity in children with unilateral cerebral palsy due to periventricular white matter lesions. *NeuroImage: Clinical*, 5:84–92, 2014.
- [71] Daly, I., Faller, J., Scherer, R., Sweeney-Reed, C. M., Nasuto, S. J., Billinger, M., and Müller-Putz, G. R. Exploration of the neural correlates of cerebral palsy for sensorimotor bci control. *Interaction of BCI with the underlying neurological conditions in patients: pros and cons*, 2015.
- [72] Ayres, A. J. *Sensory integration and praxis tests (SIPT)*. École des Sciences de la réadaptation, Sciences de la santé, Université d. Ottawa, 1988.
- [73] Vargas, S. and Camilli, G. A meta-analysis of research on sensory integration treatment. *American Journal of Occupational Therapy*, 53(2):189–198, 1999.
- [74] Kephart, N. *The Slow Learner in the Classroom*. Slow Learner Series. Merrill, 1971. ISBN 9780675091961.

- [75] MacIntosh, A., Vignais, N., and Biddiss, E. Biofeedback interventions for people with cerebral palsy: a systematic review protocol. *Systematic Reviews*, 6(1):3, 2017.
- [76] Meyer-Heim, A., Ammann-Reiffer, C., Schmartz, A., Schaefer, J., Sennhauser, F. H., Heinen, F., Knecht, B., Dabrowski, E., and Borggraefe, I. Improvement of walking abilities after robotic-assisted locomotion training in children with cerebral palsy. *Archives of Disease in Childhood*, 94(8):615–620, 2009.
- [77] Keller, U., van Hedel, H. J. A., Klamroth-Marganska, V., and Riener, R. Charmin: The first actuated exoskeleton robot for pediatric arm rehabilitation. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 21(5):2201–2213, Oct 2016.
- [78] Lee, Y., Chen, K., Ren, Y., Gaebler-Spira, D., and Zhang, L. Robotic rehabilitation improves sensorimotor functions of lower limb impairments for children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 58:40–41, 2016.
- [79] Huang, H., Wolf, S. L., and He, J. Recent developments in biofeedback for neuro-motor rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 3(1):1, 2006.
- [80] Brüttsch, K., Koenig, A., Zimmerli, L., Mérillat-Koeneke, S., Riener, R., Jäncke, L., van Hedel, H. J., and Meyer-Heim, A. Virtual reality for enhancement of robot-assisted gait training in children with neurological gait disorders. *Journal of rehabilitation medicine*, 43(6):493–499, 2011.
- [81] Dunne, A., Do-Lenh, S., Laighin, G. Ó., Shen, C., and Bonato, P. Upper extremity rehabilitation of children with cerebral palsy using accelerometer feedback on a multitouch display. In *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pages 1751–1754, Aug 2010.
- [82] Alves-Pinto, A., Turova, V., Blumenstein, T., Thienel, A., Wohlschläger, A., and Lampe, R. fmri assessment of neuroplasticity in youths with neurodevelopmental-associated motor disorders after piano training. *European Journal of Paediatric Neurology*, 19(1):15–28, 2015.
- [83] Lampe, R., Thienel, A., Mitternacht, J., Blumenstein, T., Turova, V., and Alves-Pinto, A. Piano training in youths with hand motor impairments after damage to the developing brain. *Neuropsychiatric disease and treatment*, 11:1929, 2015.
- [84] Wüst, K., editor. *Mikrocontroller*, pages 222–261. Vieweg, Wiesbaden, 2006. ISBN 978-3-8348-9084-9.
- [85] Srf05 technical documentation, www.robot-electronics.co.uk/htm/srf05tech.htm.
- [86] Fsr 400, <http://interlinkelectronics.com/FSR400.php>.
- [87] Freiwald, J., Baumgart, C., and Konrad, P. *Einführung in die Elektromyographie: Sport-Prävention-Rehabilitation*. Spitta-Verlag, 2007.

- [88] Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., and Hägg, G. *SENIAM - European Recommendations for Surface Electromyography*. Roessingh Research and Development b.v., 2nd edition edition, 1999.
- [89] Nafe, J. P. and Wagoner, K. S. The nature of pressure adaptation. *The Journal of General Psychology*, 25(2):323–351, 1941.
- [90] WILSKA, A. On the vibrational sensitivity in different regions of the body surface. *Acta Physiologica Scandinavica*, 31(2-3):285–289, 1954.
- [91] Martin, R. *Optoelektronik*, pages 303–375. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2014. ISBN 978-3-642-05499-0.
- [92] Leuthner, S. *Übersicht zu Lithium-Ionen-Batterien*, pages 13–19. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2013. ISBN 978-3-642-30653-2.
- [93] Mizelle, J., Oparah, A., and Wheaton, L. A. Reliability of visual and somatosensory feedback in skilled movement: The role of the cerebellum. *Brain topography*, 29(1): 27–41, 2016.
- [94] Reinkensmeyer, D. J., Burdet, E., Casadio, M., Krakauer, J. W., Kwakkel, G., Lang, C. E., Swinnen, S. P., Ward, N. S., and Schweighofer, N. Computational neurorehabilitation: modeling plasticity and learning to predict recovery. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 13(1):1, 2016.

Danksagung

Für die vielfältige Unterstützung, die zum Bestehen dieser Promotion beigetragen haben, möchte ich folgenden Menschen herzlich danken:

An erster Stelle richtet sich mein Dank an meine Doktormutter *Prof. Dr. Renée Lampe*. Sie hat mir die Möglichkeit verschafft meine Promotion in ihrer Arbeitsgruppe durchzuführen. Sie motivierte und inspirierte mich bei meiner Arbeit und stand mir bei der Durchführung von Studien immer zur Seite. Die vielen Gespräche mit ihr haben entscheidend zu dem Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Prof. Dr. Sandra Hirche möchte ich Dank aussprechen, da sie mir die erste Hälfte meiner Promotionszeit als Zweitbetreuerin zur Seite stand.

Für die Übernahme des Zweitbetreuers möchte ich mich bei *Prof. Dr. Harald Luksch* bedanken.

Ein ganz herzlicher Dank geht an die Stiftung Würth für die Finanzierung meiner Stelle als wissenschaftlicher Mitarbeiter im Rahmen der Markus Würth Stiftungsprofessur. Ohne Diese Unterstützung wäre meine Promotion nicht möglich gewesen.

Ein besonderer Dank gilt auch meiner Kollegin und Mentorin *Ana Alves-Pinto*. Sie stand mir immer mit fachlichen Gesprächen und Ratschlägen zur Seite. Auch für die vielen Stunden des Korrekturlesens möchte ich mich ganz herzlich bei ihr bedanken.

Meiner Kollegin *Varvara Turova* möchte ich für das Einbringen von neuen Ideen und dem Eröffnen von anderen Blickwinkeln danken.

Bedanken möchte ich mich auch bei meiner Kollegin *Christine Klindt-Schuster* für die Unterstützung bei organisatorischen und bürokratischen Angelegenheiten in der Universität.

Mein Dank gilt auch dem Team der *Orthopädietechnik Merzendorfer* für das Ausleihen von Werkzeugen und Materialien. Die netten Gespräche an der Kaffeemaschine waren immer eine willkommene Abwechslung.

Ein sehr herzlicher Dank gilt meinen Eltern, die mir durch ihre Unterstützung mein Studium und somit auch diese Promotion ermöglicht haben.

Ein ganz besonderer Dank gilt natürlich meiner Ehefrau *Vanessa Blumenstein*. Sie hat immer zu mir gehalten und mich bei meiner Promotion unterstützt.

Bedanken möchte ich mich auch bei meinem Bruder *Christian Blumenstein* für die vielen Stunden beim Bierchen trinken. Ich danke ihm und seiner Frau *Karin* für die Wochenenden in Casa del Blumenstein und auch für meine Nichten *Marie* und *Marlene*.

Zuletzt möchte ich auch noch meinen Schwiegereltern, meinem Schwager und meinen Freunden danken, die mit mir die Stunden außerhalb der Universität verbracht haben.