

RehalInteract – Eine sensorbasierte Trainingsumgebung

Anne Grohner¹, Dr. Richard Feichtinger², Thomas Hornstein², Dr. Michael John³, Dr. Andreas Kliem¹,
Dr. Gerd Kock³, Marco Polak⁴, Jana Liebach⁵

¹Technische Universität Berlin, Einsteinufer 17, 10587 Berlin, Deutschland

²Xybermind GmbH, Fürststr. 49, 72072 Tübingen, Deutschland

³Fraunhofer FOKUS, Kaiserin-Augusta-Allee 31, 10589 Berlin, Deutschland

⁴Nuromedia GmbH, Schaafenstr. 25, 50676 Köln, Deutschland

⁵Reha-Zentrum Lübben, Postbautenstraße 50, 15907 Lübben, Deutschland

Zusammenfassung

Ganzheitliche telemedizinische Systeme ermöglichen die Durchführung rehabilitativer Therapien im häuslichen Umfeld. Auf Basis von sensorischen Daten werden definierte medizinische Parameter erfasst, ausgewertet und Therapeut sowie Patient zur Verfügung gestellt. Das im Folgenden vorgestellte Assistenzsystem RehalInteract kann zur Aktivierung der Beweglichkeit und zur Verbesserung von Koordinationsfähigkeiten genutzt werden. Der Fokus liegt hierbei auf der Beschreibung und dem Einsatz der sensorischen Elemente, die integriert in Gegenstände neben Druck- auch Zugkraft messen können. Eine spezielle Anordnung von verbauter Sensorik unter Ausnutzung der gegensätzlichen Bewegungsrichtung bei der Krafteinwirkung von Druck und Zug auf einen Gegenstand wird zur Differenzierung beider Kräfte eingesetzt. Zur Gewährleistung der Offenheit und einfachen Erweiterbarkeit des Systems um weitere sensorische Elemente ist das Management der Sensorik als eine selbstorganisierende Struktur gestaltet. Die aggregierten sensorischen Daten werden anhand einer Entscheidungsmatrix zu Aktivitätsmuster klassifiziert und für die Auswertung von Bewegungsparametern herangezogen. Zur Motivation des Patienten wird die Therapie in Form von Spielen gestaltet. Erste Ergebnisse aus dem Anwendertest im Rehazentrum Lübben geben Auskunft über die Akzeptanz des Systems.

Keywords: Telemedizin, Assistenzsystem, Zugkraft-Messverfahren, Druckkraft-Messverfahren, Drucksensorik

Einleitung

In der Gesundheitsmedizin ist Rehabilitation und somit auch die Nachhaltigkeit von Rehabilitationsprogrammen ein entscheidender Faktor [1]. In der ambulanten Rehabilitation sowie in der Nachsorge ist der Erfolg maßgeblich abhängig von der anhaltenden Therapietreue der Patienten [2]. Dünn besiedelte Gebiete, infrastrukturelle Schwächen und Zeitmanagement verhindern oftmals regelmäßiges Training in Gruppen, in denen Patienten durch andere Patienten oder Therapeuten und Ärzte motiviert und angeleitet werden [3]. Es bleibt die Eigeninitiative im häuslichen Umfeld, bei der jedoch oftmals die Motivation und die therapeutische Kontrolle fehlen [4]. Um rehabilitative Maßnahmen in den Alltag zu integrieren, Patienten zu motivieren und gleichzeitig medizinische Kontrolle über Distanzen hinweg zu gewährleisten, sind ganzheitliche telemedizinische Assistenzsysteme erforderlich [5]. Das im Folgenden vorgestellte System besteht aus sensorischen Elementen und deren Management sowie Komponenten zur Datenauswertung und

Benutzeroberflächen für Patienten und Therapeuten. Die Ergebnisse der Auswertung werden dem Patienten in Echtzeit durch Feedbacktechnologien und dem betreuenden Therapeuten in der Klinik zur Verfügung gestellt.

Der Fokus der folgenden Kapitel liegt auf der im Projekt entwickelten und eingesetzten Sensorik. Diese Sensorik erlaubt neben der Messung der Druckkraft auch die Bestimmung der Zugkraft. Darüber hinaus werden das Sensormanagement und die Anbindung an die Datenverarbeitungs-komponente erläutert. Abschließend werden die Visualisierung und Feedbackgebung in Form von Spielen dargestellt. Erste Ergebnisse der Anwendertests mit Patienten geben zum Schluss Auskunft über die Akzeptanz des Systems.

Systemarchitektur

Das hier vorgestellte multimodale telemedizinische Assistenzsystem setzt sich neben unterschiedlicher Sensorik zusammen aus dem Therapieclient und dem Therapieserver [6]. Der Therapieclient ist im

Therapieraum angesiedelt, wogegen sich der Therapieserver in der zugehörigen Reha-Einrichtung befindet. Therapeuten können über die Therapeutenumgebung Therapiepläne anlegen und modifizieren sowie Trainings-Ergebnisse des Rehabilitanden einsehen. Beginnt der Rehabilitand eine Trainingseinheit, wird zunächst anhand des geladenen Trainingsplans vom Therapieserver die erforderliche Sensorik ermittelt. Nach erfolgreicher Prüfung des Vorhandenseins der sensorischen Elemente konfiguriert sich das System autark, sodass die angeforderten Sensoren sowie ihre Daten genutzt werden können. Um Homogenität gleichartiger Sensordaten unabhängig von Hersteller und verwendetem Datenprotokoll zu gewährleisten und Interoperabilität im Gesamtsystem zu erreichen, werden die sensorischen Rohdaten in das standardisierte Datenformat ISO/IEEE 11073 transformiert. Die Bewegungsanalyse wertet die Daten in Echtzeit aus und übergibt durch Events der Visualisierung erkannte Bewegungen zur Projektion auf einen Avatar. Anhand voreingestellter medizinischer Parameter wird analysiert, wie erfolgreich eine Bewegung durchgeführt wurde. Der Trainierende wird über fehlerhafte Bewegungen informiert, sodass er die Bewegungsausführung sofort berichtigen kann. Die Trainingsauswertung wird dem medizinischen Fachpersonal über die Therapeutenumgebung zur Verfügung gestellt.

Sensoren

Neben der Kinect als optischer Sensor wurden in dem Projekt zwei Gegenstände mit Sensorik ausgestattet. Zum Einsatz kommen Schuhsohlen und die im Projekt entwickelte „Wollie-Action“, in denen Druck- und Inertialsensorik integriert sind. Die Kommunikation der Sensorik basiert auf dem stromsparenden Bluetooth Smart Funkprotokoll [7] und einem eigenen GATT-Profil zur energieeffizienten Übertragung von Sensorsignalen.

Die Drucksensorik der Sohlen umfasst die drei Fußbereiche medial, lateral und die Ferse und übermittelt für jeden Bereich einen einzelnen Druckwert. Die Inertialsensorik stellt einen 9D-Wertetupel bereit bestehend aus Drehraten eines 3D-Gyroskops, Erdmagnetfeldrichtung eines 3D-Magnetometers und Erdschwerkraftrichtung eines 3D-Beschleunigungssensors. Anhand von Quaternionen wird daraus die Orientierung des Sensors im Raum ermittelt [8].

Der zweite Gegenstand, die sogenannte „Wollie-Action“, kann neben den genannten Inertialsensorwerten zudem Zug- und

Druckkraft messen und wird im Folgenden näher erläutert.

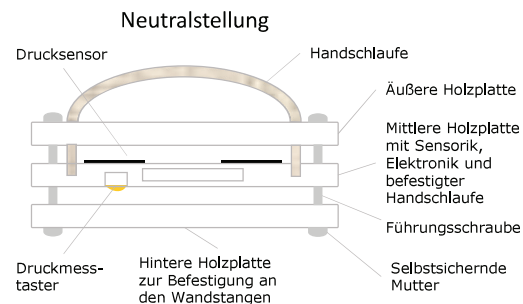


Abb. 1: Wollie-Action in neutraler Stellung

Der Wollie-Action Handsensor wird an ein Wandschienensystem angebracht und kann vom Rehabilitanden dadurch mitgeführt werden. Die Hauptaufgabe des Handsensors ist das Messen von ausgeübter Druck- bzw. Zugkraft. Das Grundgerüst bilden drei Holzplatten, wobei die äußere mit einer Polsterschicht bedeckt ist, worüber eine mit Klettverschluss großverstellbare Handschlaufe befestigt ist. Die gesamte Elektronik ist in der mittleren Platte in eingefrästen Vertiefungen untergebracht, an welcher ebenfalls die Handschlaufe befestigt ist, die durch eine Aussparung der äußeren Platte hindurchreicht und aus der Polsterung herausragt. Die drei Platten sind mithilfe von Führungsschrauben beweglich zueinander befestigt und der Abstand zwischen den Platten umfasst in neutraler Stellung, dargestellt in Abbildung 1, etwa ein bis zwei Millimeter. Auf der Seite der mittleren Platte, die zur äußeren Platte zeigt, sind 3 FSR-Drucksensoren (Force Sensing Resistor [9]) aufgeklebt.

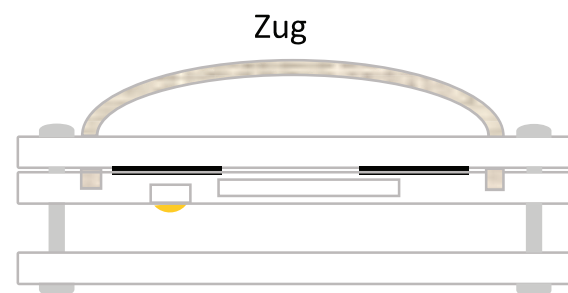


Abb. 2: Wollie-Action bei Zug

Wie in Abbildung 2 gezeigt, wird durch Zug an der Handschlaufe die mittlere Platte mit der Drucksensorik an die äußere Platte gezogen, sodass die Drucksensoren die Zugkraft messen. Die Zugkraft wird von der äußeren Platte über die Führungsschrauben an der hinteren Platte und letztlich von dem Wandschienensystem aufgenommen. Bei

Druck, dargestellt in Abbildung 3, wird die äußere Platte gegen die mittlere Platte und diese an die hintere Platte gedrückt. Letztlich wird die Kraft wieder an das Wandschienensystem übertragen.

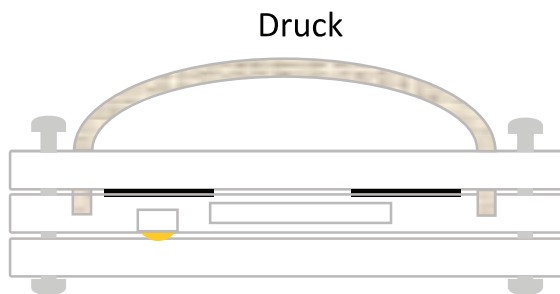


Abb. 3: Wollie-Action bei Druck

Bei Zug wird demzufolge der Druck gemessen, den die mittlere auf die äußere Platte abgibt und bei Druck die Kraft, die von der äußeren auf die mittlere Platte abgegeben wird, sodass mit demselben Satz Drucksensoren beide Richtungen, Zug und Druck, gemessen werden. Um unterscheiden zu können, ob die Sensoren durch Druck oder Zug belastet werden, wurde auf der Rückseite der mittleren Platte ein Taster angebracht. Dieser wird nur bei Druck ausgelöst, wenn auch die mittlere auf die hintere Platte gedrückt wird.

Sensormanagement

Das Sensormanagement in dem hier vorgestellten Assistenzsystem bezieht sich insbesondere auf die Integration sowie auf die Vorverarbeitung des Datenstroms. Die hohe Varietät möglicher Trainingsszenarios führt zu hoher Varietät der benötigten Sensorik und um Erweiterbarkeit des Übungskatalogs und somit der eingesetzten Sensoren zu gewährleisten, ist eine Anforderung an das Sensormanagement die automatische Anpassung an sich ändernde Bedingungen wie die Erfordernis unterschiedlicher sensorischer Elemente für eine Trainingseinheit. Da im Vorhinein nicht bekannt ist, welche Sensorik aktuell gefordert wird und da sich die benötigte Sensorik während der Laufzeit einer Trainingseinheit ändern kann, besteht die Middleware des Sensormanagements aus einer plattformartigen Grundstruktur, genannt Aggregation Layer, die es erlaubt, aufgrund erkannter sensorischer Geräte notwendige Wissensmodule (z. B. Treiber, Konfigurationseinstellungen, Daten-Transformationsmodule) aus einer externen Wissensbasis, genannt Device Directory, selbstständig und autark nachzuladen, zu integrieren und zu entfernen, wenn das sensorische Element nicht mehr benötigt wird

[10]. Heterogene Funk- und Kommunikationstechnologien sowie oftmals proprietäre Datenprotokolle erfordern unterschiedliches Wissen für die Integration sowie für die Vorverarbeitung der Datenströme. Die Aufteilung dieser Wissensseinheiten in separate kleine Softwaremodule, die nur bei Bedarf hinzugezogen werden, erhöhen die Leichtgewichtigkeit der Sensor Middleware. Die selbstständige Konfiguration des Systems erlaubt einfaches Hinzufügen neuer Sensorik ohne technische Vorkenntnisse des Arztes oder Patienten, wodurch die Benutzerfreundlichkeit gesteigert wird.

Device Directory

Das Device Directory fungiert als ein externes Repository und stellt Wissen zur Verfügung, wenn ein unbekanntes Gerät gefunden wurde. Dieses Wissen sind zum einen Beschreibungen eines Sensors und zum anderen Funktionalitäten, die es erlauben, das Gerät in das System zu integrieren und die sensorischen Daten in einem Datenformat zur Verfügung zu stellen, welches unabhängig von Hersteller, verwendeter Funktechnologie und verwendetem Datenprotokoll semantisch und syntaktisch interoperabel auf Applikationsebene verstanden wird. Diese Module unterteilen sich in Treibermodule zur Geräteintegration, Module zur Vorverarbeitung des Datenstroms und Outputmodule zur Weiterleitung der Daten an die Datenverarbeitung. Wird ein Gerät detektiert, werden die notwendigen Module zur Laufzeit selbstständig vom Aggregation Layer geladen und adaptiert, sodass dieses Gerät verwaltet werden kann. Soll ein neuer Sensor eingeführt werden, ist lediglich das Hinzufügen der Beschreibung sowie entsprechender Softwaremodule zu dem Device Directory notwendig. Ein Device Directory kann von mehreren Aggregation Layern genutzt werden, sodass eine Erhöhung der Ökonomisierung durch die Trennung ausführende Einheit und Wissenslager erreicht wird.

Aggregation Layer

Die plattformartige Grundstruktur des Sensor-Aggregators basierend auf dem OSGI Framework [11] erlaubt das Nachladen und Integrieren sowie das Entfernen der Softwaremodule zur Laufzeit. Ein maßgeblicher Vorteil bei der Verwendung von OSGI ist die Veränderung einer Anwendung zur Laufzeit durch Module, ohne dass die Anwendung gestoppt und neu gestartet werden muss. Auch Abhängigkeiten der Module untereinander sowie individuelle Konfigurationen einzelner Module können

während des Programmlaufs aufgelöst und angewendet sowie verändert werden. Der Aggregation Layer stellt somit eine Plattform mit grundlegenden Funktionalitäten dar, die sich je nach Anwendungsfall adaptieren kann. Die Abbildung 4 beschreibt den Datenfluss der sensorischen Elemente des Aggregation Layer.

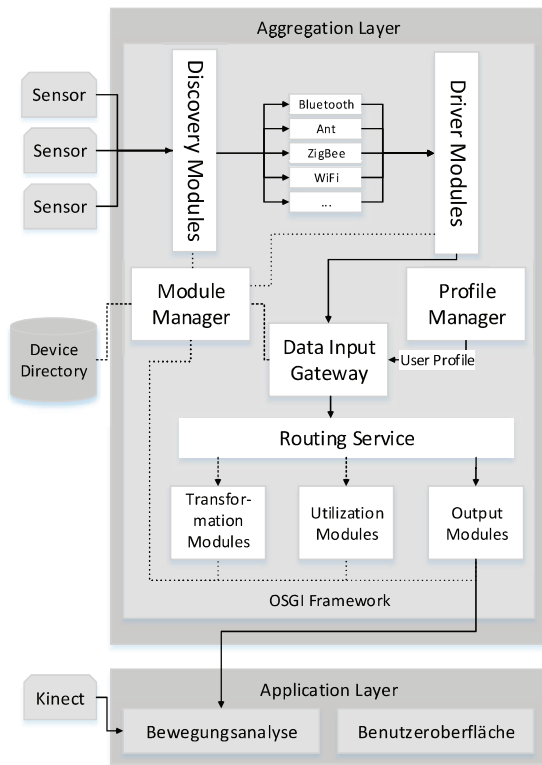


Abb. 4: Fluss der sensorischen Daten durch den Aggregation Layer

Wird ein nicht integriertes Gerät durch Discoverymodule des Sensor-Aggregators entdeckt, werden die notwendigen Wissensmodule für die Verwaltung des Gerätes durch den Module Manager aus dem Device Directory geladen [12] und nach Integration in den Aggregation Layer aktiviert. Der unbehandelte Rohdatenstrom passiert das Data Input Gateway, welches aufgrund spezifischer Einträge in der geladenen Patientenkonfigurationen durch den Profile Manager die entsprechenden Module zur Vorverarbeitung des Datenstroms nachladen lässt. Nach autarker Neukonfiguration des Aggregation Layer beauftragt das Data Input Gateway den Routing Service, die Bearbeitung des Datenstroms durch die Module zu veranlassen. Im Kontext des hier vorgestellten Systems werden nach Integration der Geräte die sensorischen Rohdaten primär durch Transformationsmodule in ein standardisiertes Datenformat überführt um Interoperabilität der Daten im Gesamtsystem zu gewährleisten.

Schlussendlich wird der transformierte Datenstrom eines Sensors an die Applikationsebene durch ein Output Module basierend auf einem Websocket übergeben.

Semantische und syntaktische Interoperabilität

Um semantische und syntaktische Interoperabilität auf Applikationsebene zu erreichen, erfordern oftmals proprietäre Datenprotokolle Transformationen der Daten in ein einheitliches Datenformat. Semantische Interoperabilität bezieht sich auf ein einheitliches Verständnis der Eingabe-Datenströme zwischen allen Akteuren im System. Syntaktische Interoperabilität bezieht sich auf die Fähigkeit von Akteuren Nachrichten auszutauschen und korrekt zu interpretieren.

Ohne Datentransformationsmechanismen müssten die Applikationen (Bewegungsanalyse, Visualisierung von Messdaten) direkt auf dem (eventuell proprietären) Datenformat des jeweiligen Sensors aufbauen. Soll der Sensor nun durch ein anderes Modell eines anderen Herstellers ersetzt werden oder sollen neue Sensoren integriert werden, müssen oft auch wesentliche Teile der Applikation angepasst werden. Dies führt oft zu dem sogenannten Vendor-Lock-In Problem, da der Aufwand zur Integration heterogener Sensorik mehrerer Hersteller den erhöhten Kostenaufwand bei Bindung an einen Hersteller übersteigt. Weiterhin wird die Offenheit des Systems sowie die Vielfalt der möglichen Anwendungsszenarien reduziert. Eine Middleware, die Komponenten zur Datentransformation bereitstellt, kann die Varietät und damit einhergehende Heterogenität der Sensorik und Datenformate vor der Applikationsschicht verbergen, da alle integrierten Sensoren immer in ein einheitliches Datenformat überführt werden können. Die Normenfamilie ISO/IEEE11073 wurde speziell für den klinischen Kontext entwickelt und später für das telemedizinische Monitoring erweitert und stellt durch das sogenannte Domänen-Informationsmodell (semantisch) und durch die Daten-Transfersyntax (syntaktisch) die Grundlage für das Erreichen der Interoperabilität zur Verfügung [13]. Somit werden die sensorischen Daten in das standardisierte 11073 Datenformat überführt.

Bewegungsanalyse – Datenverarbeitung

Die Komponente Bewegungsanalyse der Applikationsebene ist neben der analytischen Datenverarbeitung der Sensordatenströme in erster Instanz zudem die Schnittstelle zwischen dem Aggregation Layer und der

Benutzeroberfläche für den Patienten. Die transformierten Sensordaten der Schuhsohlen und der Wollie-Action werden durch Event-Mechanismen der Sensorik-Plattform und zudem die Daten der visuellen Sensorik Kinect direkt an die Bewegungsanalyse transferiert. Diese leitet neben den analysierten Bewegungen die Sensorsignale an die Visualisierung zur Darstellung und Projektion auf einen Avatar weiter. Die Bewegungsanalyse basiert auf einem endlichen Automaten und gewährleistet somit, dass eine spezifizierte Abfolge von Zuständen eingetreten sein muss, bevor der Rehabilitand mit der tatsächlichen Durchführung einer Übung beginnen kann. Ein Zustand bezieht sich unter anderem auf das Laden individueller Trainingspläne und darauf aufbauend der Personalisierung einer Trainingseinheit. Grundlegend für die Ausführung einer Übung ist das Einnehmen einer Ausgangsposition. Während der Übungsausführung werden individuelle Parameter einer Übung automatisiert berechnet und somit eine personalisierte Einschätzung des Trainings vorgenommen. Die Übung und die Kategorisierung von Bewegungen beginnen, wenn der entsprechende Zustand erreicht wurde. Die Bewegungsanalyse wird in einer signalverarbeitenden Schleife durch eine heuristische Entscheidungs-Matrix realisiert, die mit 20 Hz eine erkannte Bewegung als Ergebnis aus einer definierten endlichen Menge von Bewegungsereignissen an die Visualisierung weitergibt. Es werden dabei alle relevant verfügbaren Sensorsignale bestehend aus Drucksensorik, optischer Sensorik und Inertialsensorik berücksichtigt. Die erste Einschätzung eines aktuellen Bewegungsausschnittes erfolgt auf den Daten der optischen Sensorik und bezieht neben dem aktuellen Ausschnitt vergangene Signale sowie die vorausgehende erkannte Bewegung ein. Haben sich die sensorischen Daten des in der Vergangenheit vorliegenden Aktivitätsmuster dahingehend verändert, dass eine andere Bewegung angenommen werden kann, wird auf Basis hinzugezogener biomechanischer Heuristiken diese Einschätzung nach ihrer Gültigkeit verifiziert. Hierbei werden sowohl unterstützende als auch ausschließende Elemente betrachtet. So geht der definierten Bewegung eines Schrittes voraus, dass ein Bein gehoben sein muss, bevor der Fuß aufgesetzt wurde und die räumliche Position des Fußes sich dabei verändert hat. Das bedeutet, dass die Drucksensorik der Sohle temporär eine sehr geringe (Fuß angehoben) und anschließend eine wesentlich höhere Druckkraft (Fuß abgesetzt) aufweisen sollte.

Die von der Kinect gemessenen Raumkoordinaten müssen in diesem Kontext eine veränderte Tiefeninformation des Fußgelenkes über die Ausführungszeit aussagen. Wurde folglich ein mögliches Aktivitätsmuster für den aktuellen Bewegungsausschnitt empfohlen und durch die empirischen Prüfungen bestätigt und nicht verworfen, wird ein aktualisiertes Bewegungsereignis der Visualisierung, erweitert um die sensorischen Daten, übergeben. Andernfalls wird der vorhergehende klassifizierte Bewegungszustand beibehalten.

Trainingsszenarien

Zur Motivationssteigerung des Patienten sind Trainingsszenarien dargestellt durch Spiele. Ein Avatar in einer 3D-Welt wird animiert durch die klassifizierten Bewegungen der Bewegungsanalyse und hat während einer Trainingsphase verschiedene Aufgaben zu erfüllen. So wird die Aktivierung der unteren Extremitäten in Form einer Gangschule für Schlaganfallpatienten realisiert, indem der Avatar einen Fluss überqueren muss. Die Qualität einer Bewegung gemessen anhand der individuell eingestellten Übungsparameter wird wiedergegeben durch Farben ähnlich einem Ampelsystem. Wurde ein Schritt wesentlich zu kurz ausgeführt, wird der Stein, der zum Überqueren des Flusses aktuell betreten wurde, rot oder gelb eingefärbt. Die ausgeübte Druck- bzw. Zugkraft der mitgeführten Wollie-Action durch den Rehabilitanden gibt Auskunft über das Gleichgewicht und wird dargestellt durch ein Seil, an dem sich der Avatar festhalten kann. Zug- und Druckkraft werden direkt durch die Verformung des Seils dargestellt. Solange das Gleichgewicht gehalten wird, ist das Seil grün koloriert. Zusätzlich dienen verbale Hinweise dem Patienten, fehlerhaftes oder sogar verletzendes Ausführen von Bewegungen zu vermeiden.

Zur Aktivierung der oberen Extremitäten gleitet ein Drachenflieger durch eine Bergwelt, in der Ringe am Horizont auftreten, die es gilt zu durchqueren. Die im Vorhinein nicht bekannte Position der auftretenden Ringe und das spontane reagieren durch Steuerung des Avatars durch den Patienten trainiert zusätzlich die Reaktionsfähigkeit. Für diese Übung werden zwei Wollie-Actions eingesetzt, über die durch Ziehen bzw. Drücken der Gleiter kontrolliert werden kann. Die Wandpads sollen hierbei die Lenkung des Gleiters nach unten oder oben bzw. links und rechts übernehmen. Werden beide gedrückt, wird der Vorderteil des Gleiters nach unten bewegt und der Gleiter

sinkt. Im Gegensatz dazu wird bei ziehen beider Pads der Gleiter nach oben gelenkt. Wird der linke Pad gedrückt und der rechte gezogen, bewegt der Gleiter sich nach rechts und bei ziehen des linken und drücken des rechten fliegt der Gleiter nach links.

Anwendertest und Akzeptanz

Das Projekt RehaInteract und somit die Entwicklung des hier vorgestellten multimodalen Assistenzsystem ist abgeschlossen. Gegenwärtig wird das System im Reha-Zentrum Lübben auf Akzeptanz getestet. Erste Rückmeldungen der Patienten ergaben, dass die eingesetzte Sensorik keine Störung darstellt und das Trainieren in Form von Spielen den Spaßfaktor erhöht. Die Bedienung des Gleiters im Spiel des Drachenfliegers durch Drücken und Ziehen der Wollie-Action benötigt laut der involvierten Therapeuten eine gewisse Eingewöhnung. So wurde festgestellt, dass oftmals nur ein Pad gedrückt oder gezogen wurde. Die Lenkung nach rechts oder links wird anfangs als schwierig erachtet, da die Koordination der gegenteiligen Krafterwirkung einer gewissen Übung bedarf. Allerdings ist insbesondere im Kontext von schwerstgeschädigten Patienten (z.B. nach einem Schlaganfall) gerade das Trainieren der Koordination bei Bewegungsausführungen hervorzuheben, um das Zusammenwirken des Zentralnervensystems (Gehirn und Rückenmark) und der Skelettmuskulatur nachhaltig zu rehabilitieren [14]. Übungsparameter wie die Beurteilung des Gleichgewichts und der Reaktionsfähigkeit tragen zur Verbesserung der Bewegungsmotorik bei. Somit kann das Assistenzsystem nicht nur zum Wiederaufbau und zur Stabilität der Muskulatur eingesetzt werden um Beweglichkeit wieder zu erlangen sondern fördert zudem das Training von koordinativen Fähigkeiten.

Literaturnachweis

- [1] R. Deck, S. Schramm, A. Hüppe, „Begleitete Eigeninitiative nach der Reha („neues Credo“)- ein Erfolgsmodell“, *Rehabilitation* 51, 316-325 (2012); doi: 10.1055/s-0031-1291279
- [2] B. Lindow, B. Naumann, H. Klosterhuis, „Kontinuität der rehabilitativen Versorgung– Selbsthilfe und Nachsorge nach medizinischer Rehabilitation der Rentenversicherung“, *Selbsthilfegruppenjahrbuch*, 120-133 (2011)
- [3] M. Morfeld, A. Strahl, U. Koch, „Ambulante Rehabilitation in Deutschland“, *Bundesgesundheitsblatt-Gesundheitsforschung-Gesundheitsschutz* 54(4), 420-428 (2011); doi: 10.1007/s00103-011-1247-8
- [4] E. Grönvall, N. Verdezoto, „Beyond self-monitoring: understanding non-functional aspects of home-based healthcare technology.“, *Proceedings of the 2013 ACM international joint conference on Pervasive and ubiquitous computing*, 587-596 (2013); doi: 10.1145/2493432.2493495
- [5] M. John, J. Einhaus, S. Klose, G. Kock, T. Graßhoff, „Bericht Telerehabilitation 2015 – Medizinische Assistenzsysteme in der Prävention, Rehabilitation und Nachsorge“, URL: https://cdn2.scrivito.com/fokus/d3f63aa5f513afd/b/c51a45cbfe26/E-HEALTH_Bericht_Telerehabilitation_2015_final.pdf (letzter Abruf am 22.02.2016)
- [6] A. Grohnert, A. Bölke, B. Häusler, B. Irmischer, M. John, A. Kliem, G. Kock, J. Piesk, M. Polak, RehaInterAct-Der sensorbasierte Therapieraum der Zukunft, *Mensch und Computer 2015-Workshopband*, 595-604 (2015)
- [7] Bluetooth SIG, „Bluetooth Low Energy | Bluetooth Technology Website“, URL: <https://www.bluetooth.com/what-is-bluetooth-technology/bluetooth-technology-basics/low-energy> (letzter Abruf 24.02.2016)
- [8] W. Rapp, T. Brauner, L. Weber, S. Grau, A. Mündermann, T. Horstmann, „Improvement of walking speed and gait symmetry in older patients after hip arthroplasty: a prospective cohort study.“, *BMC musculoskeletal disorders* 16(1), 1 (2015); doi: 10.1186/s12891-015-0755-3
- [9] S. I. Yaniger, „Force sensing resistors: A review of the technology.“, *Electro International*, 666-668 (1991); doi: 10.1109/ELECTR.1991.718294
- [10] A. Kliem, A. Boelke, A. Grohnert, N. Traeder, „Self-adaptive middleware for ubiquitous medical device integration.“, *e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom), 2014 IEEE 16th International Conference on*, 298-304 (2014); doi: 10.1109/HealthCom.2014.7001858
- [11] OSGi Alliance, „OSGi – The Dynamic Module System for Java“, URL: <https://www.osgi.org/> (letzter Abruf 22.02.2016)
- [12] A. Kliem, M. Köner, S. Weissenborn, M. Byfield, „The Device Driver Engine-Cloud enabled ubiquitous device integration“, *Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing (ISSNIP), 2015 IEEE Tenth International Conference on*, 1-7 (2015); doi: 10.1109/ISSNIP.2015.7106921
- [13] „Health Informatics–Personal Health Device Communication–Part 20601: Application Profile–Optimized Exchange Protocol - Redline“, *IEEE Std 11073-20601-2014 (Revision of ISO/IEEE 11073-20601:2010) – Redline*, 1-472 (2014), URL: <http://ieeexplore.ieee.org/servlet/opac?punumber=7021876> (letzter Abruf: 22.02.2016)
- [14] T. Platz, „Evidenzbasierte Konzepte der motorischen Rehabilitation: Ergotherapie und Physiotherapie.“, *Die neurologisch-neurochirurgische Frührehabilitation*, 131-154 (2013); doi: 10.1007/978-3-642-24886-3_10