

Verbesserung der Ergonomie am Arbeitsplatz mittels einer intelligenten Orthesen-Weste

Jan Kuschan¹, MSc., Fraunhofer-Institut IPK, Berlin, Deutschland, Jan.Kuschan@ipk.fraunhofer.de
Dipl.-Ing. Henning Schmidt, Fraunhofer-Institut IPK, Berlin, Deutschland, Henning.Schmidt@ipk.fraunhofer.de
Dipl.-Phys. Erik Jung, Fraunhofer-Institut IZM, Berlin, Deutschland, Erik.Jung@izm.fraunhofer.de
Dipl.-Ing. Ulf Oestermann, Fraunhofer-Institut IZM, Berlin, Deutschland, Ulf.Oestermann@izm.fraunhofer.de
Michael Winkler, Orthopädietechnik Winkler, Minden, Deutschland, Michael@winkler-ot.com
Dr. Alina Schreivogel, Würth Elektronik GmbH, Rot am See, Deutschland, Alina.Schreivogel@we-online.de
Dr. Jan Kostelnik, Würth Elektronik GmbH, Rot am See, Deutschland, Jan.Kostelnik@we-online.de
Dr. Martin Hahn, iXtronics GmbH, Paderborn, Deutschland, martin.hahn@ixtronics.com
Helga Meier, Arbeiter-Samariter-Bund Lübben, Lübben, Deutschland, helga.meier@asb-luebben.de
Andreas Smurawski, Reha-Zentrum Lübben, Lübben, Deutschland, A.Smurawski@rehazentrum.com
Mirko Wolschke, Reha-Zentrum Lübben, Lübben, Deutschland, M.Wolschke@rehazentrum.com
Jana Liebach, Reha-Zentrum Lübben, Lübben, Deutschland, J.Liebach@rehazentrum.com
Koen Smekens, KlinikumStadtSoest gGmbH, Soest, Deutschland, smekens@klinikumstadtsoest.de
Prof. Dr.-Ing. Jörg Krüger, Fraunhofer-Institut IPK, Berlin, Deutschland, Joerg.Krueger@ipk.fraunhofer.de

Kurzfassung

In diesem Beitrag wird eine, unter Usability-Aspekten entwickelte, intelligente Orthesen-Weste zur Erhöhung der Ergonomie am Arbeitsplatz vorgestellt, insbesondere bei körperlich belastenden Tätigkeiten in Industrie/Gewerbe oder Pflege. Es werden alle relevanten Aspekte der Entwicklung, beginnend mit Usability- und Nutzeranforderungen, über die konstruktive Umsetzung bis hin zur intelligenten Multi-Sensordatenverarbeitung und Bewegungsmustererkennung vorgestellt. Die integrierte Orthesen/Multisensorik-Hardware entstand unter Verwendung neuartiger Carbondrucktechnik und flexiblen Leiterbahnen, auf denen Sensoren aufgebracht sind. Im Rahmen der Bewegungserkennung wird ein Verfahren vorgestellt, welches Regressionspolynome einzelner Bewegungen mit der aktuell durchgeführten Bewegung vergleicht und die Ergonomiegüte der Haltung und Bewegung automatisch bewertet. Ein vom Benutzer konfigurierbares, einfach zu nutzendes, Westen-integriertes, multimodales System gibt dem Anwender eine Rückmeldung über die Bewegungsausführung in Echtzeit.

Abstract

This Paper presents an intelligent ortheses-vest, developed in respect of usability aspects to increase the ergonomic working conditions, especially in physical hard working conditions like the field of industry or healthcare. In the process of development all relevant issues from usability and user requirements to constructing realization to an intelligent multi-sensor-, signalprocessing and motiontracking were considered and presented in this paper. The integrated ortheses/multisensor hardware was built under new carbon fiber printing technology and flexible conduction paths where Sensors were applied. In the field of motion recognition a method is presented where the current movement is compared to a nonlinear regression of a single motion. The purpose is to have automatic information about the ergonomic quality. The user gets feedback about his quality of movement from a configurable, easy to use, vest integrated, multimodal system in real-time.

¹ Corresponding author

1 Einführung

Unergonomische Bewegungen und Fehlhaltungen, insbesondere bei körperlich belastenden Arbeiten führen zu einem vorzeitigen Verschleiß des Bewegungsapparates, was wiederum in Schmerzen oder gar Verletzungen im Rückenbereich zur Folge hat. Dies bedeutet für die Betroffenen nicht nur eine Einschränkung der Lebensqualität, sondern belastet durch den Verlust der fehlenden Arbeitskraft auch das Unternehmen.

1.1 Ergonomie am Arbeitsplatz

Dabei gaben laut dem *Fourth European Working Conditions Survey* 26,3% der männlichen und 22,6% der weiblichen Befragten europäischen Probanden an, unter Rückenschmerzen zu leiden [1].

Auch die Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAUA) hat in diesem Bereich Untersuchungen angestellt und ermittelte in einer Befragung unter Beschäftigten der Automobilindustrie [2], dass 54% der Befragten Schmerzen im unteren Rücken (Kreuzschmerzen) hätten. Weitere 43% berichteten von Schmerzen im Nacken-/Schulterbereich.

Ähnliche Untersuchungsergebnisse lassen sich bei Pflegeberufen finden. So berichteten die Befragten der BAUA-Erwerbstätigenbefragung (2012) von häufigen körperlichen Belastungen wie „Arbeiten im Stehen“, „Heben und Tragen schwerer Lasten“ sowie „Arbeiten in Zwangshaltung“. Aus diesen Belastungen resultieren in der Folge die bereits erwähnten muskuloskelettalen Beschwerden. 82% der Krankenpfleger/-innen und 86% der Altenpfleger/-innen geben an, mindestens eine muskuloskelettale Beschwerde zu haben. Gestützt werden diese Untersuchungsergebnisse von einer Untersuchung von Klein et al. zur Qualität und Gesundheit in der stationären Altenhilfe. Sie geben an, dass jeder vierte Mitarbeiter dieser Berufsgruppe „mehr als 10 mal täglich Bewohner und Bewohnerinnen betten und lagern oder mobilisieren“ muss. Etwa drei von vier der hier befragten Personen gaben an, dass sie mindestens einmal im Monat unter Rückenschmerzen oder Muskelschmerzen im Schulter-/Nackbereich leiden. Immerhin jeder fünfte gab an, täglich oder fast immer Rückenschmerzen zu haben [3].

Auch ältere Untersuchungen, wie die 2005 durchgeführte NEXT-Studie von Simon et al. zeigen, dass die körperlichen Belastungen in Pflegeberufen vielfältig sind und zu erhöhten, krankheitsbedingten Ausfällen führen können [4].

Aus diesem Grund sind Wissenschaft und Wirtschaft daran interessiert, ein sicheres ergonomisches Arbeiten zu ermöglichen. Dabei wird eine gelenk- und wirbelschonende Arbeitsweise, auch in Hinsicht auf ein erhöhtes Durchschnittsalter und den Fachkräftemangel in verschiedenen Bereichen eine immer größere Bedeutung zuteil.

1.2 Einfluss des demographischen Wandels

Laut Daten des Statistischen Bundesamtes wird der demographische Wandel, der durch besonders starke Gebur-

tenjahrgänge von 1960 bis 1970 und schwachen in den Folgejahren deutlich wird, innerhalb der nächsten 10 Jahre eine besondere Relevanz zuteil. Der Grund hierfür ist unter anderem im baldigen Renteneintritt eben dieser starken Geburtsjahrgänge zu finden [5], [6].

Daraus resultiert, dass sich die Unternehmen auf einen Mangel an Arbeitskräften einstellen müssen. Mögliche Konsequenzen für die Personalpolitik können laut Kramer unter anderem Stärkung der Leistungs- und Erfolgsorientierung, einer gezielteren Belohnung der Mitarbeiter, der Aufgabenzuordnung unter Berücksichtigung demographischer Anforderungen und die Gewinnung und anschließende Bindung von Schlüsselkräften sein [7]. All diese Punkte weisen auf einen steigenden Wert der Arbeitskraft hin. Unternehmen müssen demnach für möglichst arbeitsfreundliche Umgebungen sorgen und den Arbeitern eine möglichst langfristige Arbeit ermöglichen. Insgesamt lassen sich daraus Bedarfe ableiten, Arbeitsmittel zu entwickeln, die die muskuloskelettalen Belastungen verschiedener Berufsgruppen zu senken helfen und die daraus resultierenden Erkrankungen unwahrscheinlicher machen. Dazu soll die Oberkörperorthese einen Beitrag leisten.

1.3 Miniaturisierung der Elektronik

Die Mehrheit der Veränderungsprozesse in der Elektronikbranche wird heute von dem Wunsch nach steigender Funktionsdichte und Miniaturisierungsgedanken geleitet und wird durch Mikroelektronik und Mikrosystemtechnik erst ermöglicht und vorangetrieben. Der Bedarf an anspruchsvollen Applikationen in Maschinenbau, Medizin-, Energie-, Automobiltechnik und anderen regelungstechnischen Anwendungen integriert in flexiblen Substraten steigt von Jahr zu Jahr. Modulare Systeme mit intelligenten Funktionen, Sensorik, Energieversorgung oder Aktorik bis hin zum Einsatz polymerer elektronischer Komponenten sind dabei besonders attraktiv. Gerade bei der Mensch/Maschine Schnittstelle werden moderne Konzepte aufgegriffen. So werden bereits in der Fertigung integrierte miniaturisierte Kontrollelemente wie bioverträgliche EMG Elektroden, Winkel-, Positions- und Kraftsensoren mittels Flex/Starrflex-Schaltungsträgern realisiert. Diese werden direkt in Aluminium- oder Carbonverbundwerkstoffe der Orthesen eingebettet. Die Mini-Computer können heute sehr kompakt aufgebaut werden und verfügen über genügend Leistung für derartige Systeme. Dies führt zu einer weiteren Miniaturisierung bei gleichzeitiger Erhöhung der Anwendungsvielfalt durch eine Steigerung der Funktions- und Systemintegration. Durch eine immer weiter steigende Energieeffizienz dieser Rechner und einer Weiterentwicklung der elektrischen Energiespeicher, ist eine Verwendung unter Last auch mehrere Stunden leicht umzusetzen.

Neben der Miniaturisierung stehen hier die Eigenschaften Integration und Flexibilität im Mittelpunkt, da diese für die Umsetzung in neuen Produkten einzigartige Chancen bieten. Viele der kommerziell erhältlichen Kraft- und Drucksensoren werden heute als diskrete Elemente, als Hybridschaltungen oder als MEMS umgesetzt. Für viele dieser Anwendungen ist es vorstellbar, wesentlich miniaturisierte aber auch kostengünstigere Lösungen zu finden, indem auf Polyimid-Leiterplatten oder anderen flexiblen

Foliensubstraten gedruckte Strukturen aus organischen Funktionsmaterialien hergestellt werden. Durch den kompakten Aufbau aller Elektronikkomponenten in Kombination mit drahtlosen Kommunikationsmöglichkeiten kann auf Steckverbindungen und Kabel verzichtet werden, was einen wesentlichen Beitrag zur Zuverlässigkeit und Langzeitstabilität leistet. Die Mini-Rechner, dünne Foliensensoren oder Carbonverbundwerkstoffe tragen ebenso wie die modulare Auslegung der Systembestandteile zum Leichtbaukonzept wie auch zur Kosteneffizienz in der Realisierung der aktiven Orthese bei. Dies sichert sowohl die Marktakzeptanz im professionellen Umfeld der ambulanten und klinischen Pflege, wie auch später die Erweiterung auf den Markt der privaten Anwender wie der Pflege durch Angehörige.

1.4 Bewegungserkennung

Heutzutage erfolgt die automatisierte Bewegungserkennung meist durch eines von zwei Verfahren. Dabei basiert das erste Verfahren auf visueller Erfassung der Probanden, während beim zweiten Verfahren die Bewegung mittels Inertialsensorik erfasst wird. Da eine optische Erkennung, weder im stationären, noch im ambulanten Einsatz auch im Sinne des Datenschutzes als praktikabel erachtet wurde, ist dieses Prinzip nicht weiter verfolgt worden.

Die Verwendung von Inertial Measurement Units (IMUs) zur Erkennung von Bewegungen wurde bereits in verschiedenen Veröffentlichungen thematisiert. Dabei wurden Themen wie, Aktivitätserfassung bei älteren Personen von Song et. al. [8] ebenso wie die kontextbezogene Verwendung von Beschleunigungsdaten am Beispiel eines Touristenguides durch Randell et. al. [9] untersucht. 2010 erstellte die Forschergruppe um Mannini in [10] eine Übersicht über die Klassifikation von menschlichen Bewegungen, welche mittels Beschleunigungssensoren erfasst wurden. Hierbei wurden sowohl verschiedene Freiheitsgrade, als auch unterschiedliche Methoden zur Klassifikation vorgestellt. Weitere interessante Arbeiten sind bei der Forschungsgruppe um Sell et. al. zu finden, die mittels IMUs Gelenkstellungen ermitteln [11].

2 Usability und die Praktikabilität

Um Usability und Praktikabilität der Weste zu untersuchen, wurden Anforderungsanalysen durchgeführt. Diese sollten die potentiellen Endnutzer (hier ambulante und stationäre Pflegekräfte) von Beginn an in die Entwicklung der Weste einbeziehen.

In einer ersten Abstimmung innerhalb des Projektkonsortiums wurde entschieden, zusätzlich zur Weste ein Undershirt zu verankern, damit die Weste nicht direkt auf der Haut getragen wird. Als Ergebnis erster Befragungen von Endnutzern sind bestimmte Anforderungen an das Textil unter der Weste formuliert worden. So sollte das Undershirt kurzärmelig sein, damit die im Arbeitsalltag notwendigen Desinfektionen von Händen und Unterarmen problemlos durchgeführt können. Weitere Anforderungen betrafen die Funktionalität und Reinigung des Shirts. Es sollte es zum einen enganliegend und atmungsaktiv sein und zum anderen muss das verwendete Material mit der

schon vorhandenen Arbeitsbekleidung waschbar sein, um den zusätzlichen Aufwand bei der Reinigung so gering wie möglich zu halten.

2.1 Anforderungen an einen passiven Demonstrator

Erste Anforderungen an die zu entwickelnde Weste wurden in einem weiteren Schritt dann von den Sport-, Ergo- und Physiotherapeuten, sowie Orthopäden des Reha-Zentrums Lübben formuliert. So definierten diese medizinisch-therapeutische Entwicklungshinweise, die sich vor allem darauf bezogen, an welchen Stellen des muskuloskelettalen Systems eine aktive Orthese der Weste bewegungskorrigierend und kraftunterstützend eingreifen könnte und an welchen Stellen dies aus medizinisch-therapeutischer Sicht nicht empfehlenswert wäre. Diese Hinweise beeinflussten maßgeblich das angestrebte Design der Weste.

Nach Beendigung der ersten Testungen mit einem von den Projektpartnern entwickelten (vorerst noch nicht aktiven) Demonstrators, entschied das Konsortium in der Folge, auf das Undershirt zu verzichten. Die Pflegekräfte, die als Testpersonen gewonnen werden konnten, bemängelten den hohen Zeitaufwand, den das Anlegen der Weste und des Shirts erforderte. Es wurde sich darauf geeinigt, dass die Weste auch über oder zwischen der normalen Kleidung getragen werden kann.

Darüber hinaus wurden weitere Anpassungsvorschläge bezüglich verschiedener Größen und Geschlechter, seitens der Testpersonen geäußert. Die Endaussage war hierbei: „Eine Weste die nicht passt, wird nicht getragen“.

Auch zu dem Design der Weste gab es erste Hinweise. So sollte die Weste möglichst unauffällig sein, was die Optik betrifft. Um wiederholte Interessensbekundungen seitens der Patienten abzumildern, sollte die Weste beispielsweise farblich zur normalen Arbeitsbekleidung passen. Ein späterer aktiver Demonstrator sollte zudem akustisch möglichst unauffällig sein, um das Pfleger-/Patientenverhältnis nicht unnötig zu belasten, ein Beispiel ist hier eine große Geräuschentwicklung. Das Gewicht dieses Demonstrators wurde von den meisten Testpersonen als gut beurteilt, was heißt, dass er nicht zu schwer für einen 8-stündigen Dienst war, sondern als überwiegend unterstützend bei bestimmten Bewegungen empfunden wurde.

2.2 Anforderungen an einen aktiven Demonstrator

Weitere Anforderungen an den aktiven Demonstrator betrafen die unbedingte Voraussetzung, dass der Träger jederzeit die Möglichkeit haben müsse, die Weste auszuschalten. Dieses Kontrollbedürfnis über die entwickelte Technik und Technologie ist ein entscheidendes Kriterium zur Herstellung von Akzeptanz seitens der Nutzer. So gäbe es in der Praxis immer auch Situationen, in der eine muskuloskelettal korrekte Bewegungsausführung zwar wünschenswert, aber nicht realistisch durchführbar ist. Um in solchen Situationen praktisch arbeiten zu können, braucht der Anwender eine Kontrollmöglichkeit. In dieselbe Richtung geht die Anforderung, dass die Weste leicht an- und ausziehbar sein muss. Vor allem im ambulanten Pflegebereich gibt es häufig wechselnde Arbeitssi-

tuationen, die das Tragen oder eben auch das Nichttragen der Weste erforderlich machen.

2.3 Feedbackgestaltung

Bei der Feedbackgestaltung sollte darauf geachtet werden, dass auch hierbei der Patient möglichst wenig von der aktiven Weste bemerkt. So sollte es also nach Möglichkeit keine akustischen Rückmeldungen bei Bewegungskorrekturen und/oder Kraftunterstützungen geben. Auch optische Feedbacksysteme sollten so verarbeitet sein, dass sie die Kommunikation zwischen Pflegekraft und Patient möglichst wenig beeinflussen. Wünschenswert seitens der Testpersonen sind haptische oder taktile Feedbacksysteme, also z.B. Vibrationen, die der Träger mitbekommt, aber eben nicht ein unbeteiligter Dritter.

Die Testphase des aktiven Demonstrators wird im März 2016 beendet sein, weswegen abschließende Aussagen zu Usability und Praktikabilität an dieser Stelle noch nicht berichtet werden können.

2.4 Anwendungsgebiete

Mögliche Bereiche, in denen die Weste zum Einsatz kommen kann wurden nicht nur in der Pflege identifiziert, es konnte auch ein hoher Bedarf in der produzierenden Industrie, zum Beispiel der Endmontage ermittelt werden. Das Spektrum möglicher Anwender wird durch Rettungs- und Krisenkräfte sowie der Bundeswehr abgerundet. In jenen Arbeitsbereichen, wo enorme Anforderungen an statisch dynamische Lastenübernahme durch das menschliche Skelettsystem erforderlich sind, finden sich potenzielle Anwender des CareJacks. Abbildung 1 zeigt eine exemplarische Anwendung in der Altenpflege, bei dem der Nutzer für ergonomisch korrekte Bewegungen sensibilisiert werden soll.



Abbildung 1 Mögliches Einsatzgebiet für eine Ergonomie unterstützende Weste [12]

3 Systembeschreibung

In der Entwicklung des Systems sind bereits verschiedene Prototypen entstanden. Der hier vorgestellte Demonstrator ist eine passive Ausführung mit Echtzeit-Feedback. Der Träger wird auf eine ergonomische und physiologische Bewegung sensibilisiert. Er erlernt das korrekte, verletzungsrisikofreie Tragen, Heben und Drehen. Es sind Effizienzsteigerungen von zwei bis fünf Prozent bei untrainierten

und bis zu zwanzig Prozent bei trainierten Menschen zu erwarten. Die Körperhaltung verbessert sich nachhaltig. Eine höhere Auslastung als zwanzig Prozent wird erst durch das Einbringen kompletter „Muskelschlingen“ (Schulter, Rumpf in Verbindung Bein) erreicht werden können.

3.1 Komponenten des Grundsystems

Das System besteht aus einem flexiblen Anteil, der sowohl zur Erhöhung des Tragekomforts dient, sowie eine Formänderung der Dehnmessstreifen in der Bauchregion ermöglicht. Eine weitere Komponente stützt den Rücken durch einen carbongedruckten Anteil. Dabei sind die Carbonanteile nicht komplett versteift, sondern weisen durch ihre dünnen Lagen eine gewisse Biegsamkeit auf. Die in Feedbackbox (Abbildung 2 blau mit Nr. 1) beinhaltet für diesen Prototypen entgegen den Empfehlungen eine optische Informationsanzeige. Diese ist für die Präsentationen vor breitem Publikum vorteilhafter, ist jedoch jederzeit durch einen kleinen Vibrationsmotor ersetzbar.



Abbildung 2 Prototyp mit fünf IMUs (rot), zwei DMS (lila), einem Akku mit Anzeige (orange), dem Feedbackmodul (blau) und den verarbeitenden Einheiten (gelb)

3.2 Mechanische Bestandteile

Die entwickelte Weste ist ein aktiv auf die menschliche Muskulatur einwirkendes Rumpfkontrollsystem. Die Rumpffixierung wird im additiven Verfahren aus Polymeren und Carbon gefertigt. Sie speichert Bewegungsenergie und gibt diese in Rotation zur Körperachse sowie Seiten-, Rumpfbeugung und Aufrichtung wieder frei. Abbildung 3 zeigt die CAD-Zeichnung eines Prototypen, zur mechanischen Entlastung der Muskelschlingen des menschlichen Oberkörpers. Dabei sind die weiß dargestellten Elemente Carbon gestärkt, während die blauen Bereiche aus einem flexiblen Material konstruiert und in ihren Ausmaßen einstellbar sind, um eine möglichst hohe Anpassung an den Körper zu gewährleisten.

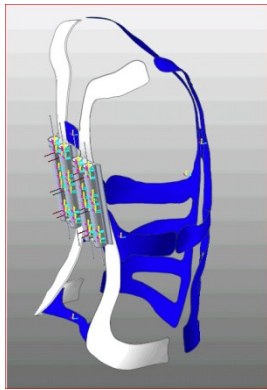


Abbildung 3 CAD Zeichnung eines CareJack Prototypen

3.3 Elektronische Komponenten

Die Daten werden durch fünf IMUs vom Typ *Sparkfun Razor*, (Abbildung 2 rot Nr. 1 bis 5), erfasst und gemeinsam mit den Daten der Dehnungsmessstreifen auf einem *Odroid XU4* (Abbildung 2 gelb mit Nr. 2) verarbeitet. Die verwendeten IMUs bestehen aus einer Verbindung von Accelerometern, Gyrometern und Magnetometern mit je drei Freiheitsgrade. Dabei handelt es sich um einen Einplatinenrechner, auf dem ein Linux Ubuntu für Arm-Architekturen als Betriebssystem verwendet wird. Die Datenübertragung der IMUs erfolgt aktuell noch über eine serielle USB-FTDI Schnittstelle. Eine Verwendung von Bluetooth wurde durch den klinischen Anwendungsraum vorerst verworfen, da eine Verwendung die medizinischen Gerätschaften stören kann.

Um die Belastung einzelner Körperpartien ermitteln zu können, werden Druckunterschiede zwischen dem Körper und der Weste registriert. Die Wirkung der Kräfte auf eine Sensorfläche führt meistens zu geometrischen Verformungen des aktiven Materials und damit zu Veränderungen der Sensorgröße, die dann das entscheidende Signal für die Steuerung liefert. Einen hohen Grad an Funktionsintegration und großes Potential bezüglich Miniaturisierung und Kostenreduktion bieten auf Leiterplatten gedruckte DMS (Dehnungsmessstreifen) (Abbildung 2 lila Nr. 1 bis 2). Mit Hilfe von Dehnungsmessstreifen können die Verformungen der Materialien wie zum Beispiel Biegung, Dehnung, Stauchung erfasst werden und die Kraft quantitativ und zeitlich aufgelöst gemessen werden.

Zur Realisierung der dünnen gedruckten Dehnungsmessstreifen werden die Leitpolymerschichten auf Nano-Carbonbasis in strukturierte Folienleiterplatten integriert. Die Sensorstrukturen werden auf die Ober- und Unterseite auf die am stärksten gestressten Zonen in Siebdruck- und Dispenstechniken appliziert. Verschaltet als Wheatstone'sche Brücke werden die Widerstandsschichten einer Zug- oder Druckbelastung ausgesetzt. Je nach Auslenkung wird der Widerstand erhöht oder gesenkt und die daraus resultierende Spannungsänderung wird detektiert. Diese zur Kraft proportionale Spannung wird in mV/V angegeben und liegt üblich in Bereichen zwischen 1-4 mV/V. Die Funktionsweise derartiger Biegebalken ist in Abbildung 4 gezeigt.

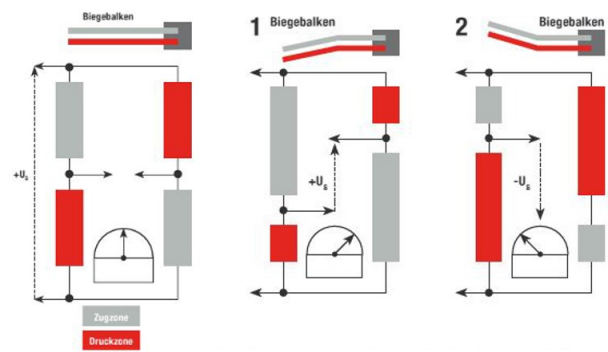


Abbildung 4 Biegebalken mit Funktionsweise der Wheatstone'schen Messbrücke

Grafik 1: Der Widerstand in der Zugzone wird größer, der in der Druckzone kleiner

Grafik 2: Der Widerstand in der Druckzone wird größer, der in der Zugzone kleiner

Als Kraftaufnehmer dienen hier die Carbonverbundwerkstoffe des Korsetts, die aufgrund ihrer Elastizität eine Kraftänderung in eine Formveränderung umwandeln. Die flexiblen Sensorstreifen werden in einem Tiefziehverfahren direkt zwischen zwei Carbonlagen eingebettet. Die beiden Darstellungen in Abbildung 6 zeigen die flexiblen Sensorstreifen auf Teilen des Carbonkorsetts. Um eine möglichst hohe Anpassung der Sensoren an den menschlichen Körper und an das Korsett zu ermöglichen, wurden unterschiedlich lange DMS-Sensorstreifen mit orts aufgelösten Wheatston'schen Brücken realisiert. Diese Sensorstreifen wurden im Grundgerüst des CareJacks entlang der relevanten Muskelpartien integriert.



Abbildung 5 Flexible Sensorstreifen mit gedruckten DMS-Strukturen auf Polyimidleiterplatten vor einem Modelloberkörper



Abbildung 6 Flexible Sensorstreifen mit gedruckten DMS-Strukturen auf Polyimidleiterplatten ohne Hintergrund

Da nicht nur die Länge, sondern auch die Form möglichst gut an den Körper angepasst sein sollte, wurden die Sensorstreifen auch in runden Ausrichtungen gebaut. Abbildung 7 zeigt einen gekrümmten DMS, der in das Carbonverbundmaterial eingebettet ist. Die Sensordaten werden hierbei analog mittels eines Teensy Boards ausgelesen und digitalisiert (Abbildung 2 gelb Nr. 1).



Abbildung 7 In Carbonverbundmaterial integrierte DMS-Sensorstreifen.

3.4 Untersuchte Bewegungen (IPK)

Um ein möglichst allgemein anwendbares Problem zu generieren wurden zwei verschiedene Hebebewegungen untersucht. Bei der ersten Bewegung hebt der Proband ein Objekt mit gebogenem Rücken vom Boden, während er beim zweiten Durchlauf in die Knie geht und den Rücken möglichst wenig belastet. Diese beiden Bewegungen stehen exemplarisch für leicht unterschiedlich durchgeführte Abläufe, die jedoch einen hohen Einfluss auf die muskuloskeletale Belastung haben. Ein weiterer Bestandteil liegt in der Unterscheidung zwischen aktiverer und inaktiver Erfassung. Um einen möglichst hohen Grad an Assist-as-Needed zu erhalten, soll unter anderem sichergestellt werden, dass Aktivitäten während der Pause nicht erfasst werden. Die aktuell letzte Klasse fasst alle nicht erkannten Profile zusammen.

4 Bewegungserkennung

Für die Erfassung der Trainingsdaten wurden ausschließlich IMUs verwendet. Eine additive Prüfung, ob die Person die Bewegungen unter Last ausführt steht noch aus.

Dies erfolgt im nächsten Schritt über die DMS. Für die Erkennung der Bewegungen stellten sich vier Probanden bereit, die sich in Größe, Statur und Geschlecht unterschieden. Sie führten jede der Hebebewegungen 40-mal durch, sodass eine Messreihe mit 320 Bewegungszyklen zustande kam.

4.1 Offsetbestimmung

Sämtliche IMUs wurden vor Beginn der Erfassung kalibriert. Durch den Einfluss der Erdbeschleunigung konnte die Ausrichtung zum Erdmittelpunkt bestimmt und die Extrempunkte ermittelt werden. Die Messergebnisse wurden auf in die Firmware eingespielt, wodurch der Offset- und Linearitätsfehler korrigiert werden kann. Bei der Kalibrierung der Gyroskope werden Offsetwerte gemessen, welche anschließend in der Firmware berücksichtigt wird. Die Magnetometer werden mit dem, für die Entwicklungsumgebung „Processing“ geschriebenen Tool kalibriert. Dabei wird das Magnetfeld in jeder Richtung gemessen und die Messdaten auf eine Kugel projiziert, sodass harte und weiche Eisenfehler korrigiert werden.

4.2 Regressionspolynome

Da es sich bei den Bewegungen um mathematisch gut beschreibbare Funktionen handelt, gab es die Annahme, die einzelnen Beschleunigungen der Sensorachsen durch Polynome darzustellen. Aus den aufgezeichneten Bewegungen wurde gezielt eine möglichst definiert durchgeführte Bewegung ausgewählt. Die getroffene Auswahl ermöglichte eine Überlagerung und anschließende Mittelung der restlichen Messreihen. Abschließend konnte mittels linearen Fittings auf Basis einer QR-Zerlegung für jede Achse, von jedem Beschleunigungssensor ein Regressionspolynom vierten Grades bestimmt. In Abbildung 8 sind die untersuchten Bewegungen in der Endpose exemplarisch dargestellt. Dabei bezeichnet die Grafik links, die korrekte Bewegung, während die Abbildung rechts die inkorrekte Bewegung darstellt. Mögliche Anwendungsgebiete werden sowohl in produktionstechnischen als auch in logistischen Betrieben gesehen.



Abbildung 8 Durchgeführte Bewegung in der Endpose

Anschließend wurde für die mittlere Dauer der Bewegungen Samples aus den Polynomen erstellt und geprüft welche, Beschleunigungsprofile möglichst geringe Korrelationen aufwiesen, um sie robust voneinander trennen zu können. Die gewählten Achsen müssen ausgeprägte Amplituden aufwiesen, sodass eine Fehldetektionsrate hervorgerufen durch die unbekanntes Bewegungen mit hohem Gleichanteil möglichst gering ausfällt. Dieses Ver-

fahren kann somit als ein Merkmal, welches additiv zu anderen verwendet werden kann angesehen werden. Durch diese Vorgehensweise ist auch die synthetische Erstellung von Bewegungen über Simulationsprogramme ermöglicht.

4.3 Echtzeitauswertung

Für ein Feedback während der Bewegungsausführung, muss der Nutzer während der Bewegungsausführung informiert werden. Daraus resultiert, dass auch die Erkennung der Bewegung in Echtzeit erfolgen muss. Da die IMUs mit einer Samplerate von 40 Hz arbeiten, muss die Zykluszeit zum Auslesen und Verarbeiten unter 25 ms liegen. Diese ist auch mit einer durchschnittlichen Prozessorlast von 20 % nicht erreicht.

Ein weiterer beachtender Aspekt entsteht aus der Notwendigkeit zu intervenieren, bevor der Bewegungsablauf abgeschlossen ist. Der Nutzer muss die Information über ein Fehlverhalten während der Ausführung bekommen und nicht erst danach. Aus diesem Grund ist das Datenfenster an die Zeitdauer während der Bewegung angepasst.

4.4 Ergebnisse

Für die Erstellung der Konfusionsmatrix aus Tabelle 1 sind jeweils 80 Bewegungen in jeder Kategorie durchgeführt worden:

- Korrekte Bewegung (KB)
- Inkorrekte Bewegung (IB)
- Unbekannte Bewegung (UB)
- Pause (P)
- Korrekte zu Inkorrekte Bewegung (KzI)
- Inkorrekte zu Korrekte Bewegung (IzK)

Korrekte und Inkorrekte Bewegungen

Die korrekten und inkorrekten Bewegungen wurden subjektiv durch den Probanden durchgeführt. Für den Fall, dass eine korrekte und inkorrekte Bewegung in dieser Zeit ermittelt wurde, ist diese in die Ergebnisse eingegangen und eine neue Messung wurde gestartet.

Die Ergebnisse zeigen, dass eine Erfassung der korrekten Pose mit 92,5 % eine gewisse Robustheit aufweist. Bei den inkorrekt durchgeführten Bewegungen ist besonders markant, dass mit ungefähr 68 % zuerst die korrekte Bewegung erkannt wurde, bevor wenige Samples (ca. 100 ms) später die inkorrekte Bewegung erkannt wurde. Die inkorrekte Bewegung wurde direkt in 17 % aller Fälle auch als inkorrekt erkannt. Der Wechsel zwischen korrekt, zu inkorrekt ausgeführter Bewegung entsteht durch das kürzere Datenfenster bei der korrekten Bewegung. Betrachtet man die Summe aus den inkorrekten und den kurzzeitig korrekt, dann inkorrekt gemessenen Bewegungen, ist eine Erkennung von 86,25 % ein gutes Ergebnis.

Unbekannte Bewegungen

Unbekannte Bewegungen decken aktuell alle Bewegungen ab, die nicht mit in den Bereich der korrekten oder inkorrekten Hebung fallen. Für die Tests wurde deswegen ein Repertoire aus zufälligen Bewegungen, wie laufen, Treppen steigen, hüpfen oder schütteln ausgeübt. Dabei betrug die maximale Zeit der Bewegung 10 Sekunden.

Die Erkennung der unbekannt Bewegungen wurde lediglich in ungefähr 60 % aller Fälle die kompletten 10 Sekunden auch als unbekannte Bewegung erkannt. Das weist auf einen zu geringen Schwellwert für die korrekten beziehungsweise inkorrekten Bewegungen hin. Dieses Ergebnis wird besonders bei folgenden Untersuchungen berücksichtigt, sodass eine Erkennung rein über die Beschleunigungsprofile nicht ausreichend ist und weitere Features berücksichtigt werden.

Pausenzustand

Die Pause wurde mit dem gleichen Prinzip, wie die unbekannt Bewegungen durchgeführt, mit dem Unterschied, dass hier typische Pausensituationen durchgespielt wurden, z.B. griff nach einer Tasse oder das trinken. Der Pausenzustand beinhaltet eine Prüfung, ob innerhalb einer bestimmten Zeit eine vorgegebene Geschwindigkeitsänderung erfolgte. Für diese Untersuchungen, sind die Schwellwerte recht niedrig angesetzt worden, um eine gezieltere Prüfung auf korrekte und inkorrekte Bewegung zu ermöglichen.

Die Erkennung des Pausenzustandes ist mit 60 % ausreichend gut. Da der nahezu restliche Anteil auf die Kategorie der unbekannt Bewegungen fällt, kann auch hier eine gute Abgrenzung zu den korrekt und inkorrekt ausgeführten Bewegungen vorgenommen werden.

Wechsel von korrekter zu inkorrekt Bewegung

Auch der Wechsel von korrekter zur inkorrekten Bewegung und umgekehrt wurde durchgespielt. Hierbei hat der Proband die erste Pose eingenommen und ist anschließend direkt in die Zielpose gewechselt. Dabei war keine besonders Ausprägung zu erkennen.

	KB	IB	UB	P	KzI	IzK	Total
KB	74	0	6	0	0	0	80
IB	3	14	7	0	55	0	80
UB	12	16	49	3	0	0	80
P	2	1	29	48	0	0	80
KzI	10	32	15	3	10	10	80
IzK	14	20	22	0	13	11	80
Total	115	83	128	54	78	21	480

Tabelle 1 Konfusionsmatrix

5 Zusammenfassung

Dieses Paper hat eine Weste vorgestellt, bei der sowohl die Anwender als auch die Techniker, vertreten durch Orthopädietechniker, Sensorentwickler und Systemintegratoren beteiligt waren. Im Rahmen der Entwicklung wurde eine Orthese entwickelt, die den Anwender in kritischen Bereichen des Rückens durch dünne Karbonschichten stützt. Darüber hinaus sind im Rahmen des Projektes DMS auf flexiblen Foliensubstraten entstanden, mit denen es möglich ist, Verformungen auch auf unebenen Oberflächen, wie dem menschlichen Körper zu erfassen. Durch die Verwendung einer polynombasierenden Regression wurde gezeigt, dass IMUs eine ausreichende Ge-

nauigkeit bieten, ergonomisch kritische Bewegungen voneinander zu separieren. Durch das Verfahren ist es möglich, aus Simulationen gewonnene Bewegungen direkt auf die verarbeitende Einheit zu spielen.

6 Ausblick

Nachdem ein grundlegendes System aufgebaut wurde, wird in den nächsten Schritten die Komplexität der Bewegungen erhöht. Dabei stehen besonders zusammengesetzte Szenarien im Fokus, die aus mehreren Bewegungssequenzen bestehen. Ein besonderer Anspruch liegt hier bei dem rasanten Anstieg der Freiheitsgrade, die sich unter anderem durch verschiedene Richtungen bzw. Drehungen, Ausführungsdauer und –zusammensetzung ergeben. Durch die künftige Einbindung der DMS in die Datenverarbeitung, soll eine bessere Unterscheidung zwischen ergonomisch kritischen und unkritischen Bewegungen erfolgen. Durch das hohe Potential einer solchen Weste in industriellen Anwendungen, wird in den nächsten Schritten untersucht, ob und mit welchen Voraussetzungen ein solches System im Handwerk oder Produktionsablauf einsetzbar ist.

Aktuell wird auf Grundlage des Carejack ein neuartiges bionisches Handling Assist System in der Endmontage bei einem Automobilhersteller entwickelt, so dass eine weitere Variante zukünftig auf das Einsatzgebiet abgestimmt angeboten werden kann.

7 Danksagung

Die Autoren bedanken sich beim Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) für die finanzielle Förderung des Verbundprojektes CareJack.

8 Literatur

- [1] A. Parent-Thirion, E. Fernández Macías, J. Hurley, G. Vermeylen: *Fourth European Working Conditions Survey*, Ireland, 2007, p. 102.
- [2] T. Kleina, M. Brause, A. Horn, K. Wingefeld, D. Schaeffer; *Qualität und Gesundheit in der stationären Altenhilfe – Eine empirische Bestandsaufnahme*, Bielefeld, 2012.
- [3] M. Simon, P. Tackenberg, H.-M. Hasselhorn, A. Kümmerling, A. Büscher, B.H. Müller; *Auswertung der ersten Befragung der NEXT-Studie in Deutschland*, Bergische Universität Wuppertal, 2005.
- [4] A. Hall, A. Siefer, M. Tiemann; *BIBB/BAuA-Erwerbstätigenbefragung 2012 – Arbeit und Beruf im Wandel. Erwerb und Verwertung beruflicher Qualifikationen*, suf_4.0; Forschungsdatenzentrum im BIBB (Hrsg.); GESIS Köln (Datenzugang); Bonn: Bundesinstitut für Berufsbildung.
- [5] Statistisches Bundesamt (Hg.): *Bevölkerung nach Altersgruppen, Deutschland*. URL: https://www.destatis.de/DE/ZahlenFakten/GesellschaftStaat/Bevoelkerung/Bevoelkerungsstand/Tabellen/_lr

- bev01.html?cms_gtp=151914_list%253D1&https=1 [Stand: 15.02.2016]
- [6] Statistisches Bundesamt (Hg.): *Bevölkerung und Erwerbsfähigkeit, Zusammenfassende Übersichten Eheschließungen, Geborene und Gestorbene, Deutschland*. URL: https://www.destatis.de/DE/Publikationen/Thematisch/Bevoelkerung/Bevoelkerungsbewegung/ZusammenEheschliessungenGeboreneGestorbene5126102147004.pdf?__blob=publicationFile [Stand: 15.02.2016]
- [7] G. Happe: *Demografischer Wandel in der unternehmerischen Praxis: mit Best-Practice-Berichten*, Springer-Verlag, 2007, p. 38.
- [8] K.-T. Song, Y.Q. Wang: *Remote activity monitoring of the elderly using a two-axis accelerometer*. In *Proceedings of the CACS Automatic Control Conference*, Tainan, Taiwan, November 18–19, 2005.
- [9] C. Randell, H. Muller: *Context awareness by analysing accelerometer data*. In *Proceedings of the 4th IEEE Internat. Symp. Wearable Computers (ISWC '00)*, Atlanta, GA, USA, October 16–17, 2000; pp. 175–176.
- [10] Andrea Mannini, A. M.: *Machine Learning Methods for Classifying Human Physical Activity from On-Body Accelerometers*. *Sensors*, 2010, February 1; pp. 1154-1175
- [11] T. Seel, J. Raisch, T. Schauer: *IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis*. *Sensors* 2014; pp. 1424-8220
- [12] Marta-Belstler-Schule: *Bild zu Beschreibung der Ausbildung zum/zur Altenpfleger/in* URL: marta-belstler.kk-cms.de abgerufen: 04.März.2016