

# Entwicklung bekleidungstechnischer Assistenzsysteme zur Unterstützung der Mobilität älterer Menschen

Autoren: E. Wendt, D. Zhang, S. Krzywinski, Y. Kyosev

TU Dresden, Institut für Textilmaschinen und Textile Hochleistungswerkstofftechnik (ITM)

Am ITM erfolgte im IGF-Projekt 21603 BR/1 die Entwicklung bekleidungstechnischer Assistenzsysteme zur Unterstützung der Mobilität älterer Menschen. Im Rahmen des Projektes wurde ein passives Exosuit zur Unterstützung der Aufstehbewegung (Sit-To-Stand – STS-Bewegung) prototypisch umgesetzt.

## 1. Einleitung

Mobilität ist ein menschliches Grundbedürfnis und eine wesentliche Voraussetzung, um sich sozial in die Gesellschaft zu integrieren. Mit steigender Lebenserwartung und dem damit verbundenen demographischen Wandel wird das Thema Mobilität künftig zunehmend wichtiger. Ältere Menschen vermeiden es aufgrund körperlicher Einschränkungen, ohne fremde Hilfe ihren Wohnraum zu verlassen. Der Verlust der Mobilität ist eines der maßgeblichen Risiken des Alterns [1].

In den letzten Jahren wurden unter Einsatz von Robotik und Mechatronik tragbare Roboter, Anzüge oder Geräte entwickelt, die mittels externer Kräfte zur Unterstützung der menschlichen Mobilität beitragen (aktive Exoskelette) [2]. In aktuellen Forschungen geht es um die Gestaltung von Soft-Exosuits, die keinen äußeren starren Rahmen haben, aber auch auf der Wirkung externer Kräfte basieren [3]. Aus medizinischer Sicht ist die Anwendung derartige Lösungen für ältere Menschen, die nur altersbedingte körperliche Einschränkungen haben, umstritten. Fehlende aktive Bewegung führt in der Regel zu einer Rückbildung der Muskulatur, was nicht im Sinne der potentiellen Nutzer wäre. Während im Bereich des Hochleistungs- und Freizeitsports seit Jahrzehnten an der Material- und Schnittentwicklung für Funktionskleidung gearbeitet wird, ist der Kundenkreis der älteren Menschen bisher vernachlässigt worden [4-8].

## 2. Zielsetzung und Lösungsweg

Ziel dieser Forschung war es deshalb, durch bekleidungstechnische Assistenzsysteme die Mobilität älterer Menschen zu unterstützen ohne die körpereigenen Kräfte abzubauen und einem Muskelabbau weitgehend entgegenzuwirken. Im Rahmen des Projektes wurde ein passives Exosuit zur Unterstützung der Aufstehbewegung (Sit-To-Stand – STS-Bewegung) prototypisch umgesetzt.

Die bekleidungstechnischen Assistenzsysteme für die STS-Bewegung wurden in Form von Funktionswäsche entwickelt, die unter der normalen Tageskleidung getragen werden kann. Diese besteht aus textilen Materialien unterschiedlicher Dehnsteifigkeiten, die die Bewegung des Menschen durch eine gezielte Energiespeicherung/-abgabe, die auf die erforderlichen Muskelkräfte abgestimmt ist, fördern. Die textiltechnische Unterstützung soll unter Berücksichtigung des zu gewährleistenden Tragekomforts nicht das ganze Gewicht des Menschen tragen. Somit muss ein Kompromiss zwischen Tragkraft und Unterstützungslevel gefunden werden. Die belastungsangepasste Materialauswahl erfolgt auf Grundlage biomechanischer Modellierung/Simulation sowie der textilphysikalischen Materialcharakterisierung. Abbildung 1 zeigt die zur Erreichung des Forschungszieles nötigen Prozessschritte.

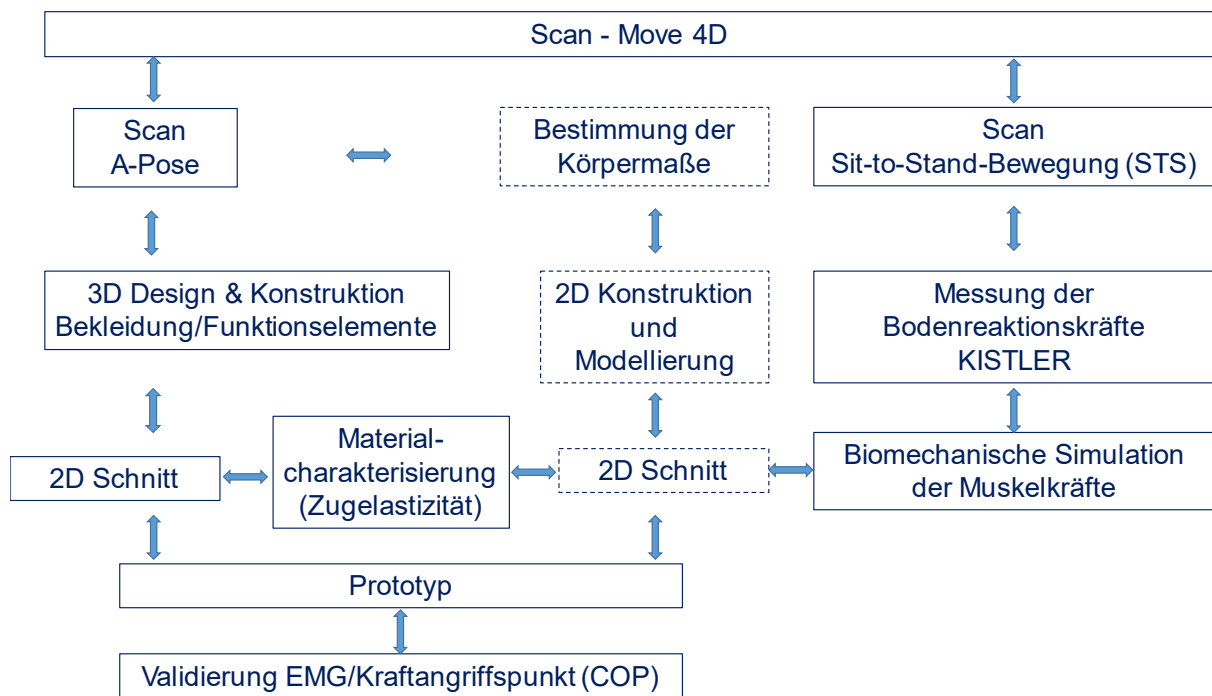


Abbildung 1: Prozesskette zur Entwicklung passiver Exosuits

### 3. Ergebnisse

#### 3.1 Erfassung von Scandaten mobilitätseingeschränkter Probanden

Sowohl zur 3D Konstruktion von Funktionswäsche als auch zur Simulation der Muskelkräfte anhand eines Muskel-Gelenk-Modells und zur Animation der Bewegungen werden 3D/4D-Geometriedaten benötigt. Dazu wurden Probanden (weiblich/männlich, älter als 70 Jahre) ausgewählt und mit Hilfe des 4D-Body-Scanners *Move4D* [9] gescannt. Das Scannen erfolgt mit enganliegender Kleidung zunächst in der Standard-Scan-Haltung. Dies ist Voraussetzung für die realistische Abbildung der Deformation der Körperoberfläche bei Bewegung sowie zur Ermittlung der Standardkörpermaße zur weiteren Verwendung in alternativen Konstruktionslösungen (2D-Konstruktion). Anschließend wurde die zuvor festgelegte STS-Bewegung scantechnisch erfasst, um das Bewegungsmuster zu analysieren und die Gelenkwinkel erfassen zu können. Nach der Aufbereitung der Scandaten stehen für die Probanden die Geometriedaten zur Verfügung. Dabei handelt es sich einerseits um Oberflächenmodelle (Polygonmodelle) zur weiteren Verwendung in verschiedenen Simulationsroutinen als auch um Volumenmodelle (CAD-Flächen) zur weiteren Nutzung in der 3D-Schnittkonstruktion (siehe Abbildung 2).

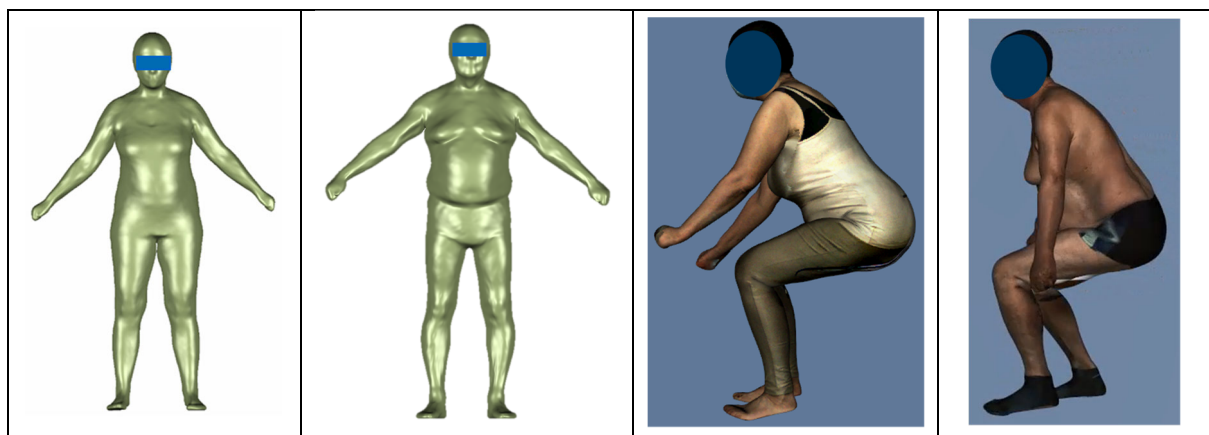


Abbildung 2: Scandaten in Standardhaltung und in Bewegung

### 3.2 Generierung personenbezogener kinematischer/biomechanischer Menschmodelle zur Simulation der Bewegung

Zum Animieren personenbezogener Daten wurden virtuelle Menschmodelle erarbeitet. In der Literatur werden sie auch als kinematische, physikalische bzw. biomechanische Modelle bezeichnet, wobei sie sich sowohl im Detaillierungsgrad hinsichtlich der realistischen Abbildung der Körperform während der Bewegung als auch in der Funktion unterscheiden. In der Regel werden dazu Template-Modelle verwendet, die in verschiedenen Softwarelösungen zur Verfügung gestellt werden. Diese bestehen aus einem Skelett, Muskeln und ggf. Fettgewebe. Im Rahmen des Projektes wurde das Standardmodell Gait 2392\_simbody von *OpenSim* [10] verwendet. Dieses Modell ist zur Simulation und Analyse menschlicher Bewegungen, die von den Muskeln der unteren Extremitäten dominiert werden, geeignet. Es besteht aus zwei Beinen und einem Torsosegment und enthält 23 Freiheitsgrade und 92 Muskel-Sehnen-Aktoren (siehe Abbildung 3). In einem ersten Schritt wurde dieses Modell auf die individuellen Körpermaße der Probanden angepasst. Das erforderte sowohl eine Skalierung des Skelettes und der dazugehörigen Muskelgruppen als auch die Anpassung des Körpergewichtes.

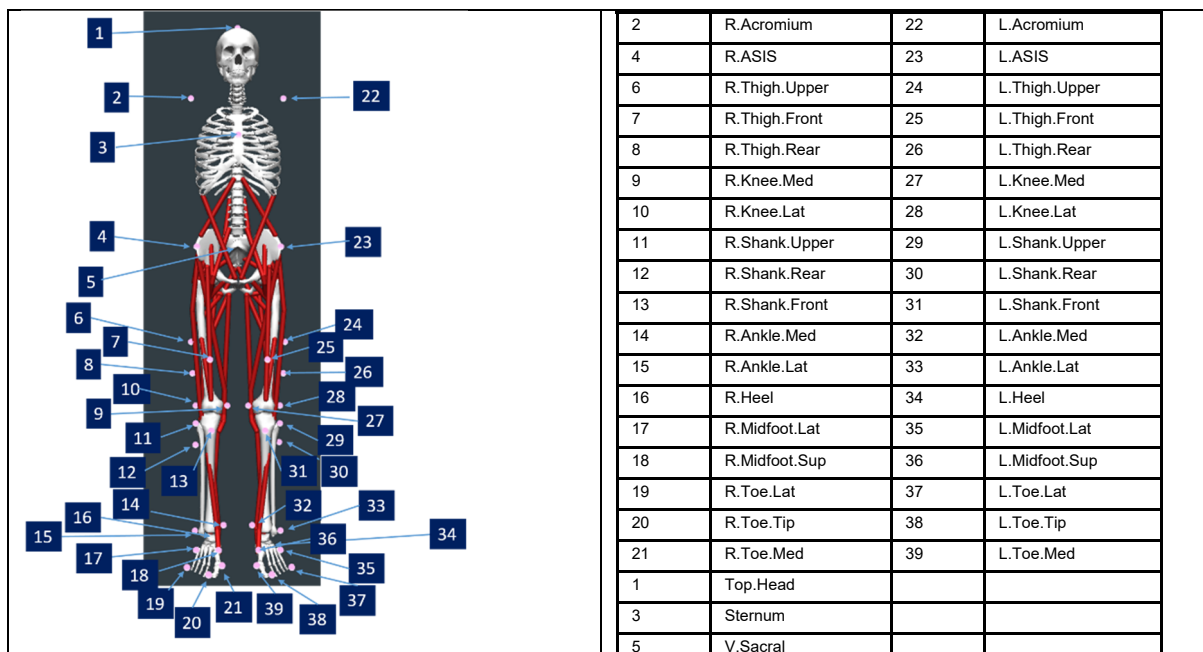


Figure 3: Template Modell Gait 2392 von *OpenSim* mit den definierten Markerpunkten

Anhand der in *OpenSim* definierten virtuellen Markerpunkte sowie der von *Move4D* definierten Marker zur Implementierung des Skeletts in individuelle Scandaten sowie zur Bestimmung der Körpermaße konnten die Skalierungsfaktoren für die jeweiligen Markerpaare (zum Beispiel Länge des Torsos: Top Head – V. Sacral) bestimmt werden. Da die Positionierungen der Marker auf dem menschlichen Körper in den Softwarelösungen teilweise unterschiedlich definiert sind, mussten diese berücksichtigt und manuell angepasst werden. Schlussendlich steht ein nach den individuellen Körpermaßen skaliertes Template-Modell für alle weiteren Simulationen zur Verfügung. Des Weiteren erfolgten Anpassungen hinsichtlich des Koordinatensystems als Voraussetzung zum Einladen der fbx-Transformation (Bewegungsdaten) aus dem *Move 4D*-Scan in *OpenSim*. Mit Hilfe des Template-Modells konnten somit die individuellen Scandaten in ein bewegbares biomechanisches Modell konvertiert werden, wobei die zuvor gescannte STS-Bewegung mit Hilfe kinematischer Ketten hinterlegt ist (siehe Abbildung 4).

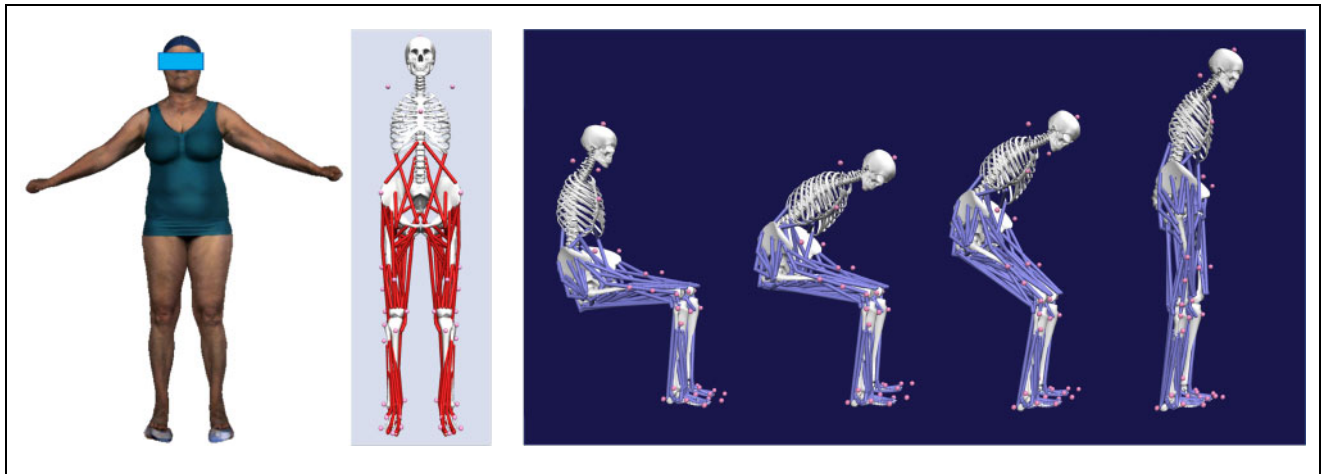


Figure 4: Personenindividuelle Modellierung der Aufstehbewegung in OpenSim

### 3.3 Berechnung/Simulation der Muskelkräfte

Die aus der Bewegung der Gelenke resultierenden Kräfte und Momente werden durch Gewichts- und Trägheitskräfte und die Wirkung der Muskulatur bestimmt.

Um die benötigten Muskelkräfte für eine definierte Bewegung zu quantifizieren, wurde das erstellte biomechanische Menschmodell in der Software *Opensim* verwendet. Mit Hilfe des darin integrierten Software-Werkzeuges „*Dynamics*“ können Kräfte und Drehmomente bestimmt werden, die eine bestimmte Bewegung verursachen. Voraussetzung dafür sind die experimentelle Bestimmung der Bodenreaktionskräfte (Vertikal-, Scher- und Schubkräfte) sowie die Ermittlung der Beschleunigungen, die auf Basis der hinterlegten Kinematik und der Masseigenschaften des Modells ermittelt werden. Daraus lassen sich die benötigten Muskelkräfte berechnen.

#### Experimentelle Erfassung der Bodenreaktionskräfte

Zur Erfassung der Bodenreaktionskräfte wurden für jeden Fuß eine mobile 3D Kraftmessplatte bis 5 kN (Typ 9260 AA3) der Firma Kistler [11], ein Datenerfassungssystem sowie die benötigte Software *BioWare*® zur Datenanalyse verwendet. Hochpräzise piezoelektrische Sensoren ermöglichen die Messung von Kräften und Momenten, so dass diese für biomechanische Problemstellungen in der Wissenschaft und Rehabilitation sowie im Sport Anwendung finden. Zudem erlaubt die Kistler Kraftmessung die exakte Berechnung des Kraftangriffspunktes (COP) für eine präzise inverse Kinematik.

Für die messtechnische Erfassung der STS-Bewegung wurde diese mit den Scanaufnahmen getriggert, so dass eine einfache Zuordnung der Kinematik zu den jeweiligen Kräften und Momenten möglich war. Das Ergebnis der Messungen waren zeitabhängige Verläufe sowohl für die Kraft als auch für das Moment in allen drei Richtungen.

#### Simulation der Muskelkräfte in Opensim

Für die biomechanische Modellierung wurden zunächst die für die STS-Bewegung verantwortlichen Muskelgruppen identifiziert. Die wichtigsten Muskelgruppen sind in Abbildung 5 dargestellt.

Zunächst wurden mithilfe der Inversen Kinematik die Gelenkwinkel und –positionen bestimmt. Nachfolgend erfolgte auf der Grundlage der zuvor ermittelten Bodenreaktionskräfte mithilfe der Statischen Optimierung, eine Erweiterung der Inversen Dynamik, die Berechnung der dazugehörigen Gelenkmomente sowie die Auflösung in die einzelnen Muskelkräfte für jeden Zeitschritt. Diese wurden durch Minimierung der Summe der quadratischen Muskelaktivierungen berechnet. Abbildung 6 zeigt exemplarisch die Simulation der Muskelkräfte für die zur STS-Bewegung erforderlichen Muskelgruppen.

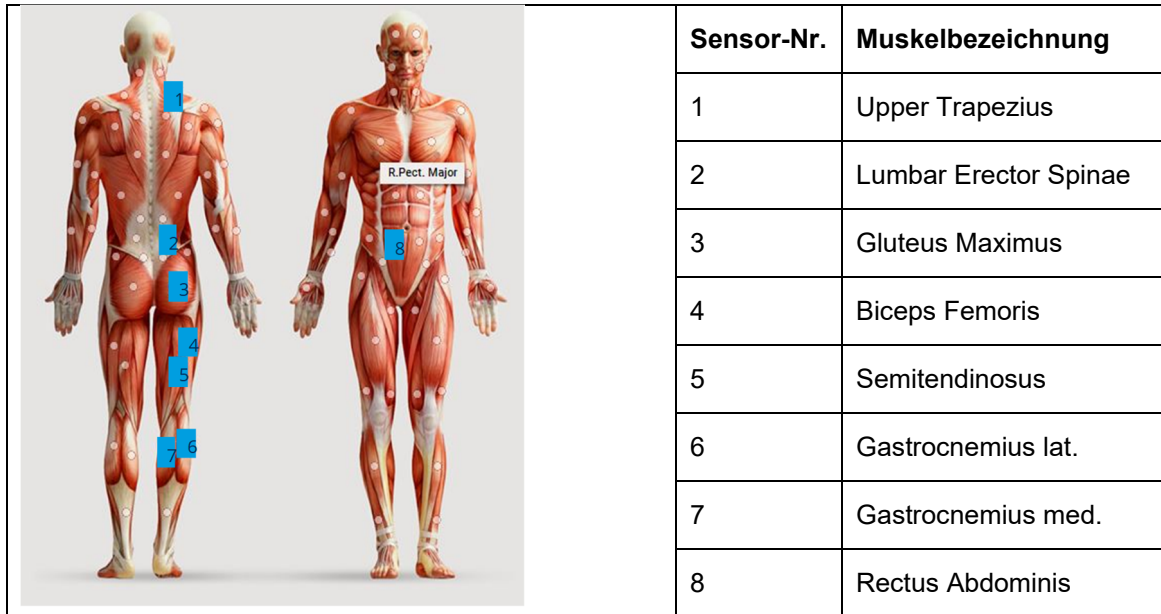
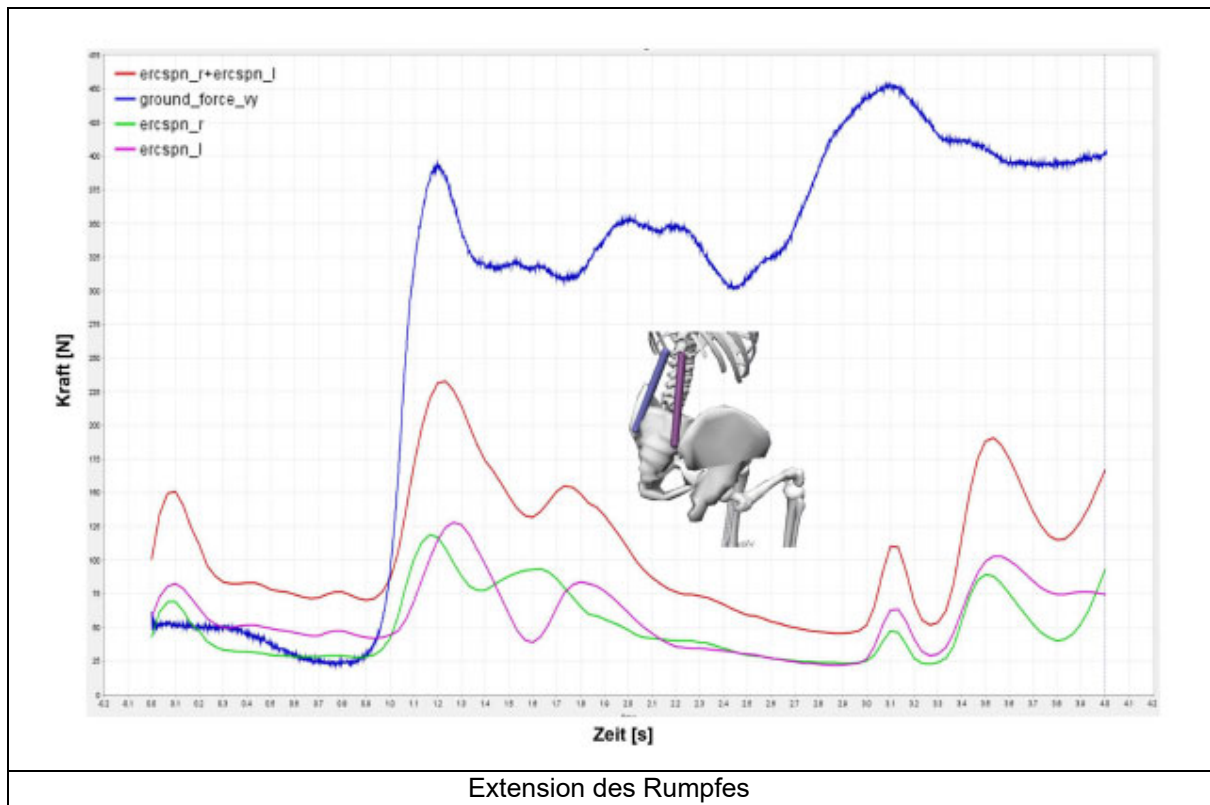
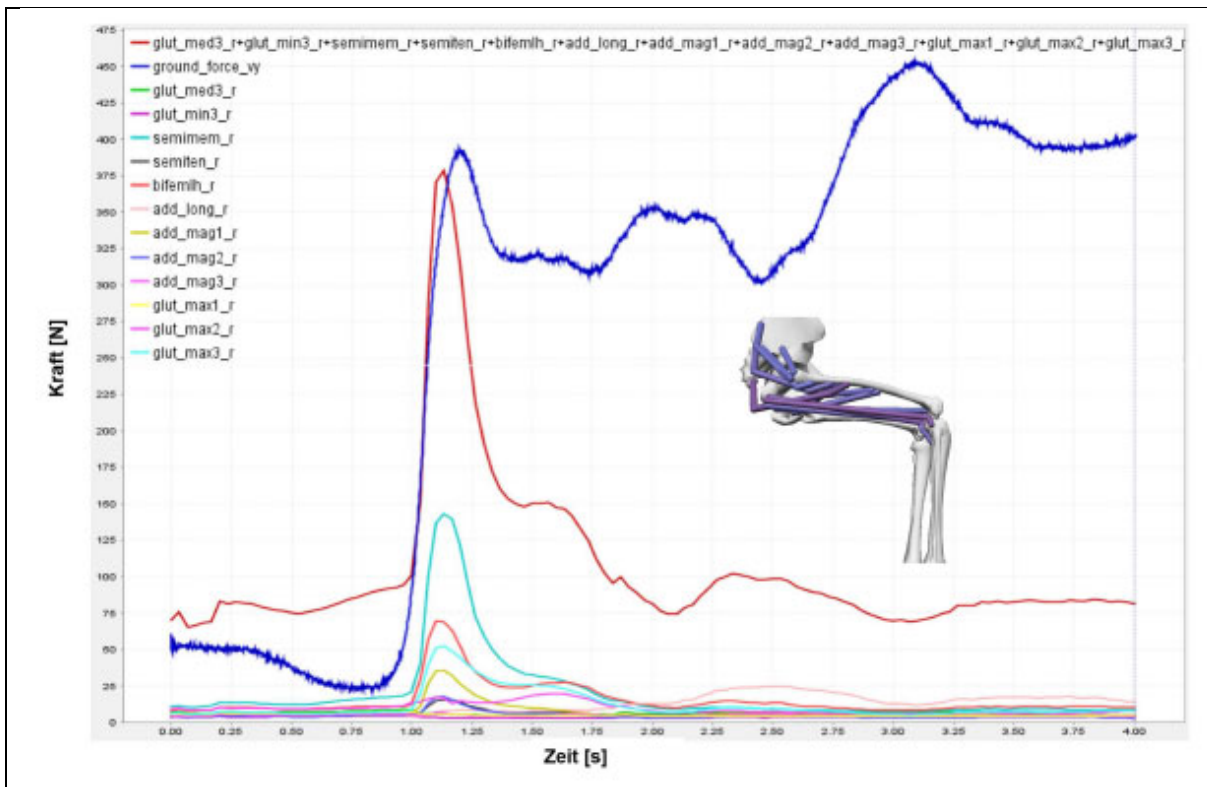


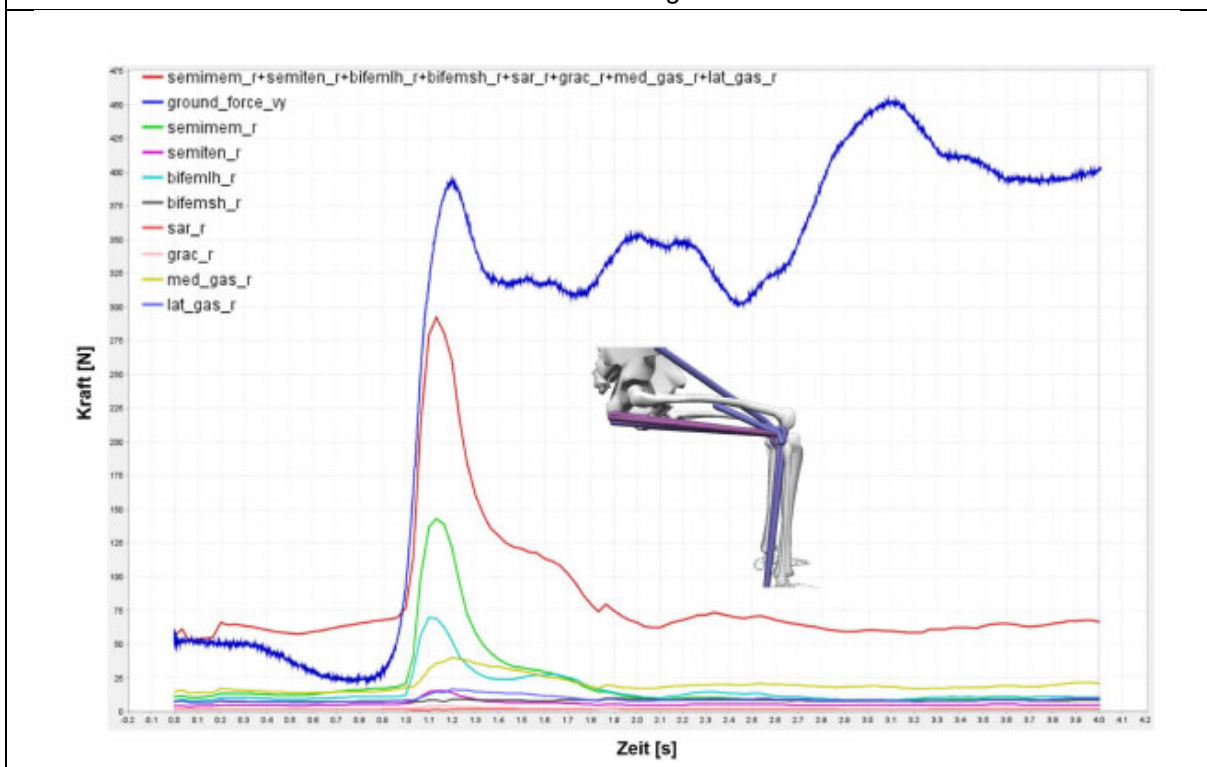
Abbildung 5: Relevante Muskelgruppen zur Realisierung der STS-Bewegung







Extension des Hüftgelenkes



Flexion des Kniegelenkes

Abbildung 6: Simulation der Muskelkräfte in OpenSim (weibliche Probandin)

Die gleichzeitige Visualisierung der experimentell ermittelten vertikalen Bodenreaktionskraft zeigt dessen Korrelation zu den benötigten Muskelkräften.

Wie in Abbildung 6, oben zu sehen, werden in der ersten Phase des Aufstehens besonders die Rückenstrecker (Lumbar Erector Spinae) aktiviert. Die dafür ermittelten maximalen

Muskelkräfte liegen bei jeweils ca. 120 N. Darüber hinaus werden für die Extension des Hüftgelenkes (Abbildung 6, Mitte) die Muskelgruppen am Oberschenkel (Semitendinosus, Biceps Femoris) sowie der Gluteus Maximus beansprucht. Der Muskel Gluteus Maximus gehört zu den größten Muskeln des menschlichen Körpers und ist der kräftigste Strecker des Hüftgelenks. Alle Muskeln dieser Gruppen bringen zusammen eine Kraft von maximal 380 N (rote Kurve) auf. Für die Flexion des Kniegelenkes ist neben den Muskelgruppen des Oberschenkels die Unterschenkelmuskulatur (Gastrocnemius), auch als „zweibäuchiger Wadenmuskel“ bezeichnet, relevant. Alle dafür beanspruchten Muskeln bringen zusammen eine Kraft von maximal 290 N auf, wie in Abbildung 6, unten sichtbar ist.

Alle ermittelten Ergebnisse sind personenindividuell und können in Abhängigkeit vom Körpergewicht und der physischen Konstitution des analysierten Probanden variieren. Sie bildeten bei der Konzeption des textilen Assistenzsystems die Grundlage für die gezielte Auslegung der dehnsteifen Funktionselemente.

### 3.4 Schnitttechnische Entwicklung des Assistenzsystems und Funktionalisierung

Für die Konzeption des bekleidungstechnischen Assistenzsystems war es erforderlich, Materialeinsatz, Schnittgestaltung und Materialpositionierung in Abhängigkeit von den auftretenden und zu kompensierenden Kräften genau aufeinander abzustimmen.

Dazu wurden verschiedene Maschenwaren zur Herstellung der Basis-Funktionskleidung sowie zugelastete Schmaltextilien als Funktionselemente hinsichtlich ihres Kraft-Dehnungsverhaltens charakterisiert. Des Weiteren erfolgte in der Software *CLO3D* [12] eine Analyse der Längenänderungen der Körperoberfläche in Abhängigkeit von der Bewegung. Das Ziel bestand darin, die Funktionselemente in den Körperbereichen der größten Dehnungsänderung während der Bewegung zu positionieren. Die individuelle schnitttechnische Entwicklung und Modifizierung des Assistenzsystems erfolgte auf Basis der jeweiligen 3D Körperdaten mit dem 3D-Konstruktionssystem *Designconcept 3D* von Lectra [13]. Für den Designentwurf wurden die Schnittteilgrenzen direkt auf die Körperoberfläche des Volumenmodells gezeichnet. Innerhalb dieser Schnittteilgrenzen werden die Flächen vernetzt und durch Anwendung mathematischer Algorithmen in die 2D-Umgebung abgewickelt. Parallel dazu erfolgte entsprechend der zuvor analysierten Längenänderungen die Positionierung der Funktionselemente direkt auf dem 3D-Formkörper sowie die Übertragung auf den 2D-Schnitt (siehe Abbildung 7). Schlussendlich wurden für die Probanden Varianten des Assistenzsystems prototypisch gefertigt, wobei verschiedene Möglichkeiten der Fixierung bzw. Führung der Funktionselemente auf dem Körper erprobt und umgesetzt wurden.

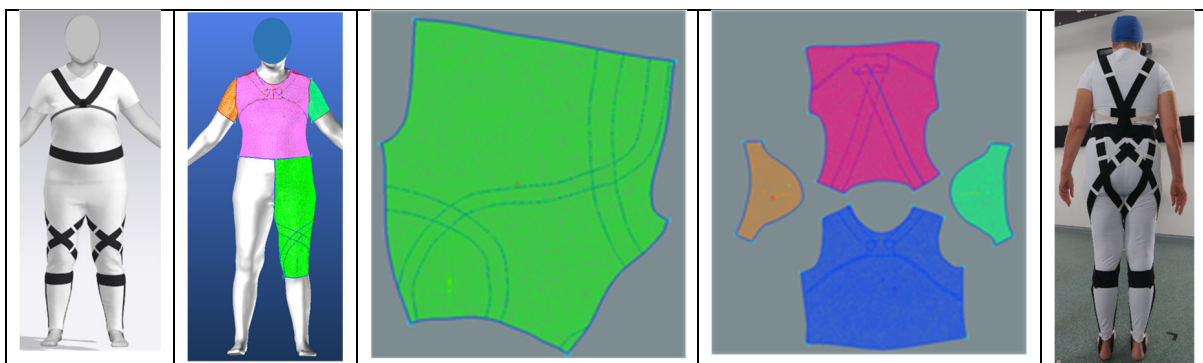


Abbildung 7: Design, schnitttechnische Entwicklung und prototypische Umsetzung des Assistenzsystems (weiblicher Proband)

### 3.5 Validierung der Assistenzwirkung

Ergebnis der Entwicklung ist ein passives Assistenzsystem in Form von Funktionswäsche, die unter der Tageskleidung getragen werden kann. Die textilbasierte Unterstützung der festgelegten STS-Bewegung erfolgt durch stringente elastische Bänder, die die Energie bei der Körper-Abwärtsbewegung (Hinsetzen) durch Dehnung speichern und bei der

Aufwärtsbewegung wieder abgeben. Inwieweit und in welchem Maße die Muskelaktivität durch das passive Assistenzsystem beeinflusst bzw. unterstützt wird, kann mittels einer EMG-Messung nachgewiesen werden. Mit Hilfe der Elektromyografie (EMG) kann die elektrische Aktivität eines Muskels untersucht, jedoch keine Muskelkräfte quantifiziert werden. Die Elektroden werden dabei auf die Haut geklebt und die Potentiale bei Anspannung und in Ruhe gemessen. Das in einem Elektromyogramm bei Bewegung aufgezeichnete elektrische Potential ermöglicht Aussagen zum Zustand der Muskulatur.

Für die definierte STS-Bewegung wurde für die weibliche Probandin eine Oberflächen-EMG-Messung mit und ohne Assistenzbekleidung durchgeführt. Die Befestigung der Elektroden erfolgt auf den für die STS-Bewegung relevanten Muskelgruppen (siehe Abbildung 5).

Die Analyse der Muskelaktivitäten zeigt, dass die Probandin durch das Tragen des passiven Assistenzsystems für die STS-Bewegung prozentual weniger Kraft benötigt im Vergleich zu der Bewegung ohne Unterstützung (Abbildung 8). Die Einsparungen liegen zwischen 6 % und 40 %.

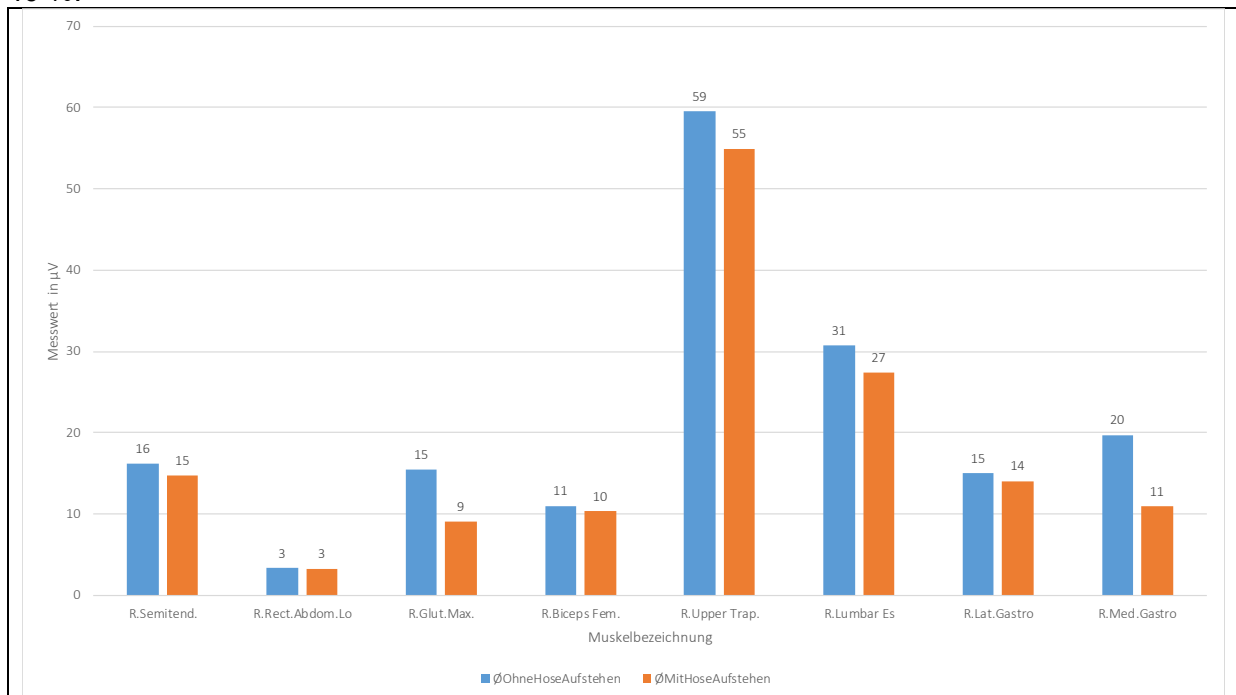


Abbildung 8: Muskelaktivität in der STS-Bewegung mit/ohne Assistenzsystem (weibliche Probandin)

#### 4. Zusammenfassung

In diesem Forschungsvorhaben wurde ein passives bekleidungstechnisches Assistenzsystem in Form von Funktionswäsche für Menschen mit leichten Mobilitätseinschränkungen entwickelt. Dabei geht es darum, den Bewegungsapparat zu entlasten, d. h. die für eine STS-Bewegung benötigten Kräfte zu reduzieren und die Stabilität der Bewegungen zu erhöhen. Dazu wurden personenindividuelle Daten scantechnisch erfasst, textile Materialien unterschiedlicher Dehnsteifigkeiten ausgewählt und charakterisiert, die zu unterstützenden Muskelkräften in Abhängigkeit der definierten Bewegung simuliert sowie die Schnittgestaltung und Positionierung von Funktionselementen dementsprechend anforderungsgerecht ausgeführt. EMG-Messungen zeigen die unterstützende Wirkung des passiven Assistenzsystems. Die Reduzierung der detektierten Muskelaktivität liegt für die relevanten Muskelgruppen zwischen 6% und 40 %. Damit stellen sie künftig eine erfolgversprechende, nutzerorientierte und alltagstaugliche Lösung dar, um die Mobilität zu unterstützen, ohne die körpereigenen Kräfte abzubauen und einem Muskelabbau entgegenzuwirken.



## Danksagung

Das IGF-Vorhaben 21603 BR/1 der Forschungsvereinigung Forschungskuratorium Textil e.V. wurde über die AiF im Rahmen des Programms zur Förderung der industriellen Gemeinschaftsforschung und -entwicklung (IGF) vom Bundesministerium für Wirtschaft und Klimaschutz aufgrund eines Beschlusses des Deutschen Bundestages gefördert.

Gefördert durch:



aufgrund eines Beschlusses  
des Deutschen Bundestages

## Literaturverzeichnis

- [1] K. Mombaur, D. Corradi, K.-L. Ho-Hoang, und A. Schubert: Assistenzroboter für eine Steigerung der Mobilität im Alter. 1, Bd. 3, S. 193–223, Sep. 2018.
- [2] Exoskeleton (Robotics) - an overview. Science Direct Topics. [Online]. <https://www.sciencedirect.com/topics/engineering/exoskeleton-robotics>. [Zugegriffen: 22-Juli-2022].
- [3] L. N. Awad u. a.: A soft robotic exosuit improves walking in patients after stroke. Science Translational Medicine, Bd. 9, Nr. 400, S. eaai9084, 2017.
- [4] A. E. Newton, H. Shen, H. M. CHUNG, R. Vestuti, W. Marvin, und D. J. Lacorazza: Performance Apparel With Flexible Portion. US20120174282A1, 12-Juli-2012.
- [5] E. L. Boynton: Orthopedic support garment. US20130104280A1, 02-Mai-2013.
- [6] J. Jorgensen: Garment with stretchable section and related methods. US7941871B1, 17-Mai-2011.
- [7] M. R. Torry: Garment with enhanced knee support. US7516498B2, 14-Apr-2009.
- [8] R. Cornacchiari und Y. Boldrini: Garment for the neuro-musculo-skeletal assistance“, US20130326785A1, 12-Dez-2013.
- [9] E. Parrilla, A. Ballester, F. Parra, A. V. Ruescas, J. Uriel, D. Garrido, and S. Alemany: MOVE 4d: Accurate high-speed 3d body models in motion. Computer Science, 22-Okt.-2019.
- [10] Opensim. <https://simtk.org/projects/opensim>. Online; [Zugegriffen: 25-Jan.-2022].
- [11] Kistler Betriebsanleitung, PDF; Mobile Mehrkomponenten-Messplattform für Gang- und Gleichgewichtsanalyse in der Biomechanik Typ 9260AA.
- [12] CLO3D, Fashion Design Software. <https://www.clo3d.com/>. [Zugegriffen: 16-Mai-2022].
- [13] Design Concept 3D. <http://www.lectra.com/en/fashion-and-apparel>, [Zugegriffen: 16-Mai-2022].