

# Nutzwertsteigerung exoskelettaler Systeme durch die Integration eines aktiven Elementes in bestehende Rückenstrukturen

*Increasing the utility value of exoskeletal systems by integrating an active element into existing back structures*

Jonas Klabunde<sup>1\*</sup>, Tim Schubert<sup>1</sup>, Robert Weidner<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Laboratory for Production Technology, Helmut Schmidt University, University of the German Federal Armed Forces Hamburg

<sup>2</sup> Chair for Production Technology, Institute for Mechatronics, University Innsbruck

\* *Korrespondierender Autor:*

*Jonas Klabunde  
Holstenhofweg 85  
22043 Hamburg  
Telefon: 040/65413404  
Mail: jonas.klabunde@hsu-hh.de*

---

## Abstract

The use of exoskeletal systems has become an important approach to facilitate manual tasks e.g. in manufacturing industry. Depending on the addressed areas of application and activities, these systems can support or relieve different parts of the body. Due to overloading or incorrect posture, a high number of back disorders may occur. Exoskeletons are often used for muscular support and not primarily for correcting posture or gaining body muscle force. The base structure of a support system is capable of connecting different components like actuators or sensors. However, the high potential of this structure is often underemployed and could be improved by a functional integration of active components. An example to increase the support potential for the user is presented in this study.

---

## Keywords

*Exoskeleton, Active Structures, Back Support System, User-centered Development*

---

---

## 1. Motivation

Die ständig steigenden Anforderungen manueller Tätigkeiten sowie der Wandel der Beschäftigtenstruktur in der Belegschaft führt in der Arbeitswelt zunehmend zu gesundheitlichen Problemen [1]. Neben technischen und organisatorischen Maßnahmen, wie der Analyse und Optimierung von Arbeitsplätzen sowie dem belastungsspezifischen Training für Mitarbeiter verschiedener Arbeitsbereiche, kann der Einsatz von technischen Unterstützungssystemen helfen, ein gesünderes Arbeitsumfeld zu schaffen [2]. Primär soll eine präventive Entlastung stark beanspruchter Körperregionen (durch hohe Lasten oder häufige Belastungszyklen), z.B. bei der Lasthandhabung oder auch bei Tätigkeiten über Kopfhöhe, erfolgen. Sekundärer Effekt des gesundheitlich angepassten Arbeitens ist eine Aufrechterhaltung der allgemeinen Gesundheit auch in das hohe Beschäftigungsalter und eine Verringerung der krankheitsbedingten Fehltag.

Nach [3] verzeichnen Rückenbeschwerden einen signifikanten Anteil der Ursache für die Arbeitsunfähigkeit in unterschiedlichen Bereichen der Arbeitswelt. Daher steigt sowohl im industriellen als auch im Pflegesektor der Bedarf an kontextangepassten Unterstützungssystemen immer weiter an. Eine zunehmende Anzahl an verfügbaren Systemen auf dem Markt ermöglicht ein immer breiteres Einsatzfeld für die Unterstützung verschiedener Körperregionen und Anwendungen. Für den Rückenbereich liegt die Herausforderung bei der Umsetzung eines Unterstützungssystems in dessen hoher Komplexität. Die große Anzahl an Freiheitsgraden in Kombination mit den auftretenden Lasten, die über die Extremitäten eingeleitet werden, fordern einen ganzheitlich integrativen Systemansatz unter Berücksichtigung des Anwendungskontextes sowie der nutzerbasierten Rahmenbedingungen. Aktuelle Entwicklungen konzentrieren sich dabei häufig auf die muskuläre Unterstützung [4] des unteren Rückens bzw. der Hüfte. Diese exoskelettalen Systeme besitzen hinsichtlich ihrer Grundstruktur und deren Verbindung aktiver Komponenten, wie verschiedener Aktuatoren und Sensoren, das Potential, die mögliche Unterstützungsbandbreite weiter auszunutzen. Durch die Integration aktiver Komponenten in die mechanische Grundstruktur zur Kraftumleitung kann die Funktion der Systeme weiter optimiert werden. Neben der Unterstützung der Muskulatur sollte dabei auch auf positive Auswirkungen für die Körperhaltung geachtet werden [5].

Dieser Beitrag soll sich mit der Nutzwertsteigerung eines Exoskelettes durch die Integration eines aktiven Elements in die Rückenstruktur eines bestehenden Exoskelettes befassen. Zunächst wird auf die Besonderheiten des Muskel-Skelett-Apparates im menschlichen Rücken eingegangen und eine Auswahl an Exoskeletten vorgestellt. Die Ableitung der Defizite zeigt anschließend den Einsatzzweck des erweiterten Rückenelements auf. Ein Funktionsprototyp eines aktiven Elementes und dessen Integration in ein Exoskelett zeigt den Einsatz des Systemansatzes. Eine anschließende Messung der Muskelaktivierung mit unterschiedlichen Rahmenbedingungen soll eine erste Abschätzung der Nutzwertsteigerung ermöglichen. Die Ergebnisse werden abschließend diskutiert und das weitere Vorgehen vorgestellt.

## 2. Stand der Technik

Das Feld der technischen Unterstützungssysteme kann unter mehreren Gesichtspunkten unterteilt werden. Grundlegend kann dies nach Anwendungskontexten [6] oder technischen Gesichtspunkten erfolgen. Zu den technischen Gesichtspunkten zählen Kriterien wie die morphologische Struktur (bspw. Endeffektorstruktur oder biomechanisch äquivalente Struktur), die Art der Strukturelemente (weiche Strukturelemente oder harte Strukturelemente) und die Aufbringung der Unterstützungsleistung (aktive und passive Systeme) [7]. Im Rahmen dieses Beitrages erfolgt die Beschränkung auf aktive Systeme, die eine biomechanisch äquivalente Struktur aufweisen, da sich Endeffektorstrukturen und passive Systemansätze nicht eignen den angestrebten Mehrwert durch das aktive Zusatzelement in einen

---

Systemansatz zu integrieren. Nachfolgend wird auf die Herausforderungen der Rückenunterstützung durch die Besonderheiten der menschlichen Wirbelsäule eingegangen und grundsätzliche Strukturen von Exoskeletten dargestellt. Abschließend wird die gemeinsame Schnittmenge aus Defiziten und Anforderungen abgeleitet, die eine Erweiterung durch die Integration eines aktives Elements in die Rückenstruktur abdecken kann.

## 2.1. Unterstützung der menschlichen Wirbelsäule

Die Wirbelsäule stellt aufgrund ihrer Funktion und des mehrgelenkigen Aufbaus aus verschiedenen biologischen Strukturen einen komplexen Teil des muskuloskelettalen Systems dar. Als zentraler Teil des Körpers laufen alle oberhalb eingeleiteten Kräfte entgegengesetzt der auftretenden Reaktionskräfte durch die Wirbelsäule in die unteren Extremitäten. Zur Aufnahme dieser hohen Kräfte sind besondere mechanische Eigenschaften zu kombinieren. Zum Beispiel unterstützt die hohe Steifigkeit der Wirbelsäule die Kraftleitung, wodurch allerdings die Bewegungsfreiheit eingeschränkt wird. Weiter sollen auftretende Lastspitzen effektiv abgefedert werden, um so die restlichen Körperteile vor harten Schlägen schützen. Um diese Zielgrößen optimal zu erreichen, ist die Wirbelsäule als Gelenkkette, bestehend aus 24 Wirbelköpern mit den dazwischen befindlichen Zwischenwirbel- oder Bandscheiben ausgeführt [8]. Die geringen Teilbewegungen der Einzelgelenke in verschiedene Richtungen ergeben in der Gesamtheit eine ausreichende Flexibilität für alltägliche Aufgaben. Dennoch reicht die Gesamtsteifigkeit der Wirbelsäule aus, um genug Stabilität für viele Aufgaben zu bieten.

Eine physiologische Unterstützung des Rückens und der Wirbelsäule lässt sich durch die Entlastung der einzelnen Muskelgruppen erreichen, die eine Extension des Oberkörpers sicherstellen. Die hohe Anzahl an Muskelgruppen und Freiheitsgraden, die geringe Größe der einzelnen Wirbelkörper und die gleichzeitig hohen Kräfte durch das Körpergewicht [9] führen zu einem System, das sowohl Beweglichkeit als auch Stabilität gewährleisten muss. Die stützende Funktion wird beim Einsatz eines Exoskeletts durch Überspannen mit einem zugkraftübertragenden Element parallel zu den Hauptmuskelgruppen des Rückens (z.B. M. erector spinae [8]) realisiert. Beim Einsatz von Starrkörperelementen mit festen Gelenken [10], können diese durch ein abschnittsweises Überspannen mehrerer Wirbelkörper nicht nur eine muskuläre Entlastung, sondern auch eine Entlastung der Gelenke erzeugen [11]. Die korrekte Positionierung der Momentanpole beider Gelenkstrukturen, sowohl der technischen als auch der menschlichen Wirbelsäule, ist hierbei ausschlaggebend für die korrekte Entlastung und Vermeidung von Querkräften. Als Folge soll eine Reduktion der Muskelaktivität des unteren Rückens erreicht werden und damit während längerer Arbeitsbelastung der Grad der muskulären Ermüdung reduziert werden [12]. Das Ziel ist, die stabilisierende Funktion der Muskulatur für die Wirbelsäule länger aufrechtzuerhalten und damit der Entstehung von Beschwerden im unteren Rücken vorzubeugen. Entsprechende Exoskelette konzentrieren sich infolge ihrer kinematischen Struktur und der Lokalisierung der Aktuatorik häufig auf die Unterstützung des Hüftgelenks [13]. Dabei pflanzen sich die Bewegungen durch die gelenkige Verbindung entsprechend einer kinematischen Kette entlang der gesamten Wirbelsäule fort. Damit ist es naheliegende, eine entsprechende Unterstützung nicht nur auf den unteren Rücken zu beschränken, sondern ebenfalls eine aktive Unterstützung im Bereich über der Lendenwirbelsäule zu gewährleisten.

## 2.2. Rückenstrukturen von Exoskeletten

Die Grundsätzliche Aufteilung der Unterstützungssysteme entsprechend der verwendeten Strukturelemente, weich oder hart, spiegelt sich ebenfalls in den Rückenelementen wieder. Wie bereits beschrieben, kann durch das Überspannen des Rückens mit zugkraftübertragenden Elementen eine muskuläre Entlastung erreicht werden. Dieses Prinzip

---

wird bei textilen oder sogenannten Exosuits eingesetzt. Dessen Grundprinzip beinhaltet die Anbringung von Textilelementen parallel zu Hauptmuskelgruppen, um über die Kraftaufteilung zwischen Mensch und System einen entlastenden Effekt zu erzielen [14, 15] und kommt ohne diskrete Gelenke im System aus. Textile Elemente übertragen hauptsächlich Zugkräfte und nur in sehr eingeschränktem Umfang Druck- bzw. Querkräfte. Exosuits sind somit auf die Skelettstruktur des Menschen und die vorhandenen Gelenke angewiesen und können ausschließlich muskulär entlasten, wodurch diese kein Potential bieten den Funktionsumfang durch ein aktives Rückenelement zu erweitern.

Exoskelette aus harten Strukturelementen, sogenannte Starrkörperexoskelette, weisen hingegen eigenständige, diskrete Gelenke für die Kraftübertragung sowie Rückenstrukturen aus unterschiedlichen Materialien (z.B. Metalle oder Verbundwerkstoffe) auf. Neben Zugkräften können je nach Gestalt auch Druck, Biege- und Torsionsbelastungen übertragen werden. Der entscheidende Unterschied liegt hierbei nicht in der ausschließlichen muskulären Entlastung, sondern einer zusätzlichen Entlastung der Gelenke und deutlich höheren Entlastungsgraden durch verbesserte Krafteinleitungen und höhere Antriebskräfte. Für eine bestmögliche Passform ist es bei Starrkörpersystemen von besonderer Bedeutung die Gelenkbewegungen des Menschen exakt durch die Gelenkbewegungen des Exoskelettes nachzubilden und auftretende Quer- oder Zusatzbelastungen durch das Unterstützungssystem zu vermeiden. Gleichzeitig sollen Nebentätigkeiten ohne Einschränkungen möglich sein, d.h. Tätigkeiten die nicht primär durch das System abgedeckt werden.

Die in den verschiedenen Systemen vorhandenen Rückenstrukturen dienen häufig der tragenden Grundstruktur zur Kraftübertragung, Kraftleitung und Aufnahme von weiteren Anbauteilen wie Aktoren, Sensoren, Schnittstellen, Energieversorgung, etc. Neben einer körperangepassten und -anpassbaren Grundform ist der Einsatz von richtungsabhängigen Materialeigenschaften [vgl. 16] häufig die einzige Funktionalität der Rückenstruktur. Da die Struktur über tragfähige Anbindungen an den Oberkörper und die Hüfte zur Kraftein- und -ausleitung verfügt [16], ist eine weitere Ausschöpfung des Unterstützungspotentials an dieser Stelle erstrebenswert. Je nach tagesformabhängiger Leistungsfähigkeit des Nutzers ist einerseits eine individuelle Feinabstimmung und andererseits eine Korrektur einer vorliegenden Fehlhaltung nicht möglich. Daraus leitet sich folgende Forschungsfrage ab:

Kann der effektive Nutzwert eines exoskelettalen Systems durch die Integration eines aktiven Elementes in die bestehende, passive Rückenstruktur erhöht werden?

Es ist zu differenzieren, dass der Ansatz kein eigenständiges Unterstützungssystem darstellen soll, sondern in Kombination oder als Erweiterung bestehender Systemansätze ähnlich [16] oder [17] einsetzbar ist.

### **3. Aktives Element zur Erweiterung bestehender Rückenstrukturen**

Das favorisierte Vorgehen für die Unterstützung der menschlichen Wirbelsäule liegt darin, diese weitestgehend vor schädlicher Überlast und falscher Körperhaltung in Zwangspositionen zu schützen. Das Überspannen der Wirbelsäule mit einem zusammenhängenden Element mit angepasster Steifigkeit und Flexibilität, das die Überlast direkt an ihrem Wirkort, dem Schulter-Nacken-Bereich aufnimmt und in die unteren Extremitäten einleitet, erzeugt einen deutlich höheren Unterstützungseffekt als textile Elemente oder aufwändige Gelenkketten. Der nachfolgend beschriebene Systemansatz erweitert die bislang vorhandenen passiven Rückenelemente in Starrkörpersystemen um ein aktives Element und soll somit den gesamten Nutzwert eines bestehenden Systems erweitern.

### 3.1. Systemanforderungen und Voraussetzungen

Da das aktive Rückenelement als Erweiterung bestehender Exoskelette eingesetzt werden kann, muss es einige elementare Anforderungen erfüllen. Entsprechend der ursprünglichen Funktionalität in dem eigenständigen Unterstützungssystem, muss die Kraftleitung weiterhin gewährleistet sein. Beispielsweise sind bei der Entlastung des Schulter-Nacken-Bereichs aufgenommene Kräfte weiterhin in die vorgesehenen Bereiche der unteren Extremitäten einzuleiten. Die vorhandene Bewegungsfreiheit darf durch die Systemänderung nicht zusätzlich eingeschränkt werden, im besten Fall jedoch zu einer Verbesserung führen. Die Entlastung eines Freiheitsgrades führt zwangsweise zu Einschränkungen in anderen Freiheitsgraden. Daher sollte der Fokus darauf liegen, die Einschränkungen in Bereiche zu verlagern, die bei der Haupt- und Nebentätigkeit keinen negativen Einfluss auf die Bewegungsabläufe darstellen. Ein weiterer wichtiger Aspekt ist die notwendige Energieversorgung für aktive Systemkomponenten. Um die Integration des aktiven Rückenelements in einem technisch akzeptablen Rahmen zu halten, ist die Energieversorgung des Grundsystems zu verwenden. Bei pneumatisch angetriebenen Aktoren, respektive bei elektrischen Antrieben sind diese ebenfalls für den aktiven Teil des Unterstützungssystems zu verwenden. Somit eignen sich pneumatische Muskeln und Zylinder aber auch Twisted String Aktoren (TSA, [18]) die auf Grund ihrer hohen Energiedichte und Antriebskräfte, inhärenten Sicherheit und ausreichend hoher Geschwindigkeits- und Beschleunigungswerte, denen des menschlichen Bewegungsablaufes entsprechen.

### 3.2. Parallele Systemstruktur aus aktivem Element und vorhandener Rückenstruktur

Die Gestaltung der aktiven Rückenstruktur erfolgt zur Erfüllung der im vorigen Abschnitt erwähnten Punkten als parallele Struktur der bestehenden passiven Komponente und einer zusätzlichen aktiven Komponente. Bild 1 stellt die Kombination des zusätzlichen aktiven Elementes mit der bestehenden passiven Rückenstruktur (passiver Teil) als Parallelschaltung dar. Der passive Teil leitet die oberhalb aufgenommenen Lasten  $L$  an die Anbindung und die unteren Extremitäten weiter. Eine Anpassung an die anthropometrischen Randbedingungen des Nutzers durch die Steifigkeit ( $I$ ) und das Material ( $E$ ) ermöglichen einen hohen Tragekomfort, Bewegungsfreiraum und optimalen Kraftverlauf. Der parallel angeordnete aktive Teil verfügt über einen Aktuator (in dieser Darstellung ein pneumatischer Muskel), der im Abstand  $s$  über ein Element mit der Federsteifigkeit  $c$  angebunden ist.

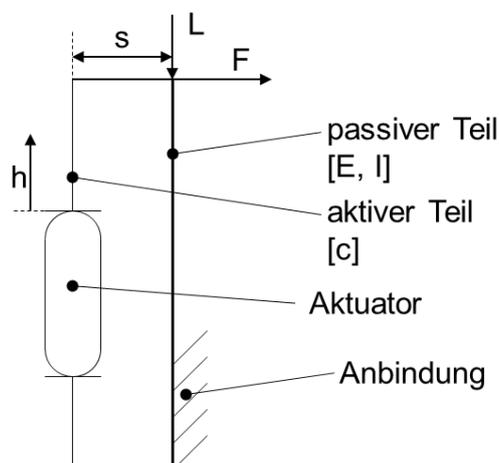


Bild 1: Systemaufbau aktive Rückenstruktur

---

Die Kombination beider Teile ermöglicht die Änderung der Gesamtsteifigkeit des Systems und Erzeugung einer Kraft  $F$ , die als aufrichtende Reaktionskraft der Flexion des Rückens entgegenwirkt. Über den Abstand  $s$  und den Hub  $h$  bzw. die Kraft des Aktuators kann die Kraft  $F$  individuell auf den Nutzer, dessen Körperhaltung und die Tätigkeit angepasst werden. Die erzeugte, aufrichtende Kraft  $F$  entlastet somit nicht nur die Rückenmuskulatur, sondern zusätzlich auch die Zwischenwirbelscheiben, da das passive Element als stützende Struktur die Lasten  $L$  aufnimmt und zusätzlich die Gelenkkette der Wirbelsäule stützt. Das Steuerungskonzept für das aktive Rückenelement besteht aus einer Kraftsteuerung, die anhand des Flexionswinkels und einer dem Nutzer und Nutzergewicht angepassten Kraftkurve entsprechend der vorliegenden Tätigkeit den Aktuator ansteuert.

#### **4. Labortests mit Funktionsprototypen**

Unter Berücksichtigung der vorgestellten Systemanforderungen und Voraussetzungen erfolgt die Implementierung einer aktiven Rückenstruktur in einem bereits vorhandenen Prototypen zur Rückenunterstützung. Zur Quantifizierung der Nutzwertsteigerung erfolgte die Messung der Muskelaktivierung mittels Oberflächen-Elektromyographie (EMG) an den Hauptmuskelgruppen der Oberkörpervorneigung. Die Messszenarien erfolgten statisch und dynamisch sowie in drei Aktivierungszuständen des Unterstützungssystems: deaktiviert, aktiviert ohne aktives Rückenelement und aktiviert mit aktiviertem Rückenelement. Somit ist eine Vergleichsmessung unter Berücksichtigung möglicher Einflussfaktoren durch die Systemstruktur als solches möglich.

##### **4.1. Funktionsprototyp mit aktivem Rückenelement**

Im Rahmen der Labortest werden die Messungen mit einem Unterstützungssystem für den unteren Rücken durchgeführt, das durch die beschriebene Kombination aus aktivem Element und passiver Rückenstruktur die eine parallele, aktive Rückenstruktur bilden erweitert wurde. Dazu wurde das passive Rückenelement gegen das aktive ersetzt (vgl. Bild 2). Als Bindeglied zwischen der Schulter- und der Hüftanbindung dient der passive Teil (vgl. Bild 1) der Kraftleitung, der aktive Teil entsprechend der Bereitstellung der Unterstützungsleistung und Haltungskorrektur. Da das vorhandene Systeme auf pneumatische Energiequellen zurückgreift, wird diese Energieform ebenfalls für den aktiven Teil der Rückenstruktur verwendet. Das Zusatzgewicht aus Aktuator und Steuerventil mit den notwendigen Anbindungen beträgt ca. 320 g. Da die Gesamtsteifigkeit der parallelen Struktur signifikant von dem aktiven Teil beeinflusst wird, fällt der passive Teil wesentlich geringer in Querschnitt und Steifigkeit aus, was das Zusatzgewicht auf 226 g reduziert.

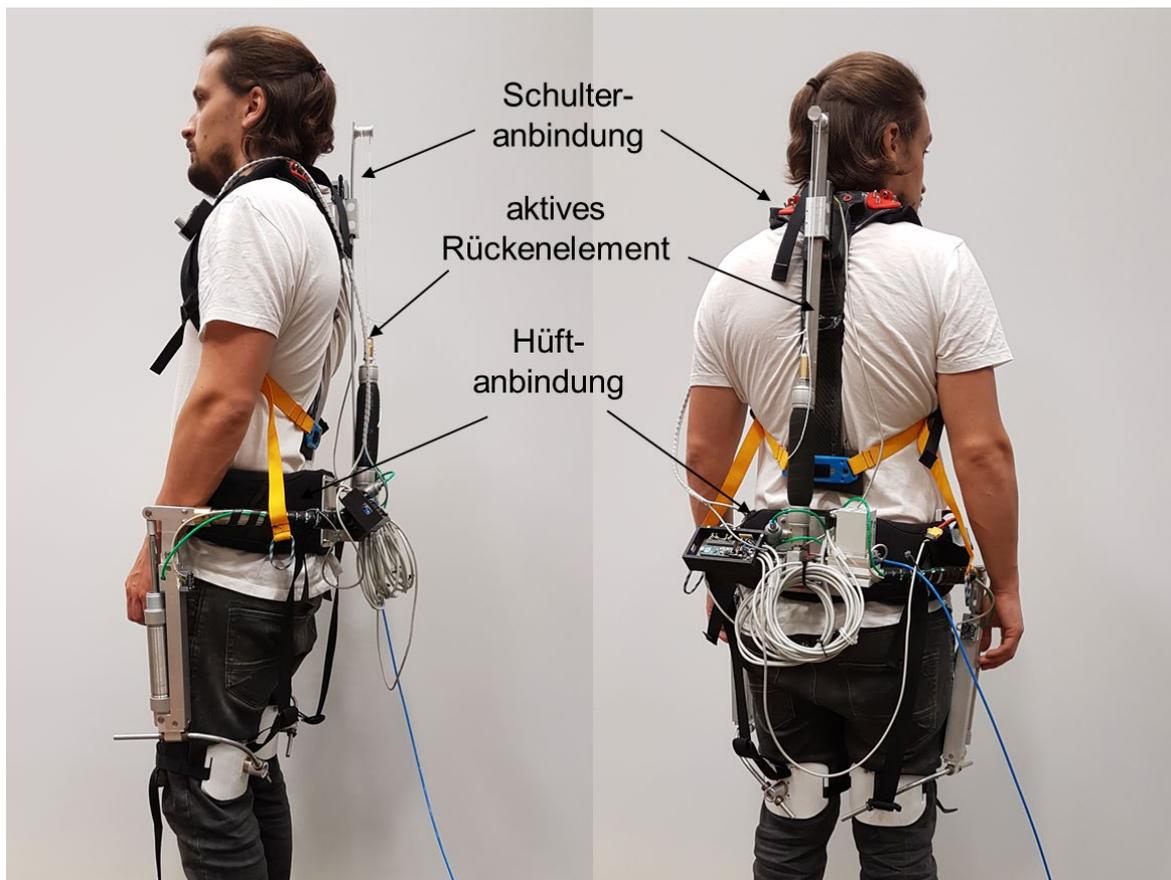


Bild 2: Exoskelett mit integriertem aktivem Rückenelement

#### 4.2. Messung der Muskelaktivität

Als primären Effekt des Unterstützungssystems wird eine positive Auswirkung auf die Beanspruchung der Rückenmuskulatur während der manuellen Handhabung von Lasten angesehen. Dieser Effekt kann durch eine Messung der Muskelaktivität bei statischen Haltearbeiten und dynamischen Bewegungsaufgaben quantifiziert werden. Um erste Tendenzen der Auswirkungen des Unterstützungssystems zu erhalten, wurde die Muskelaktivität während einer statischen und einer dynamischen Hebeaufgabe im Rahmen einer Falluntersuchung (N=1 männlich, Alter 32 Jahre, Gewicht 70 kg) explorativ analysiert. Mittels Oberflächen-EMG (myon AG, Schwarzenberg, Schweiz) wurde die Aktivität von drei Hauptakteuren der Oberkörpervorneige aufgenommen: M. trapezius ascendens, M. erector spinae sowie M. biceps femoris. Diese Muskeln profitieren am stärksten durch das Exoskelett, da es den Oberkörper beim Vorbeugen gegen die Schwerkraft unterstützt. Die Positionierung der Sensoren auf dem Körper und der Aufnahmeprozess erfolgte nach SENIAM Standard.

Das Testszenario sah drei unterschiedliche Bedingungen vor: (1) deaktiviertes System (Referenz), (2) halb-aktives System (aktive Hüftunterstützung), (3) vollaktives System (aktive Hüft- und Rückenunterstützung). Jede Bedingung wurde für zwei verschiedene Aufgaben durchgeführt. Die erste Aufgabe sah eine statische Haltearbeit mit zwei Wiederholungen vor, bei der eine Last von 7 kg für 2 x 30 s bei einer Oberkörpervorneige von 45° mit gestreckten Armen und leicht gebeugten Beinen von 20° gehalten wurde. Die zweite Aufgabe wurde als dynamische Hebebewegung durchgeführt. Dabei hob der Proband aus derselben Position die gleiche Last 22-mal bis zu einer aufrechten Körperhaltung mit gestreckten Beinen und senkten den Oberkörper anschließend wieder bis zur Ausgangshaltung. Die Bewegung wurde konsekutiv durchgeführt (ohne Absetzen).

Die Verarbeitung der Daten erfolgte mittels der Myon Software ProEMG (2.1.3.6, myon AG, Schwarzenberg, Schweiz, Win10) durch einen Butterworth Bandpass Filter 4. Ordnung (20-

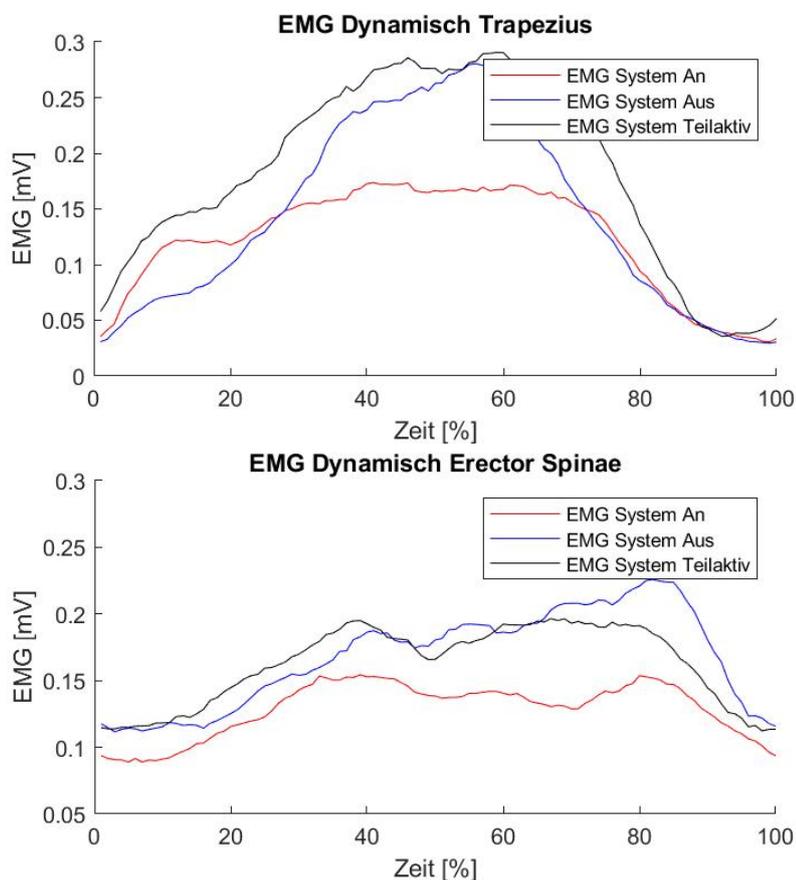
200 Hz) und einer Gleichrichtung sowie der Berechnung des gleitenden RMS (300 ms). Bei den Messungen der dynamischen Aufgabe wurde jeweils die erste und letzte Wiederholung entfernt, um den Einfluss inhomogener Bewegungen zu vermeiden. Zwischen den einzelnen Wiederholungen verhalfen Eventmarker, die Bewegung später in Matlab (9.5.0.944444, R2018b, MathworksTm Inc., Natick, USA, Win10) zu schneiden und 20 Wiederholungen zu mitteln. Die Auswertung erfolgte deskriptiv ohne Signifikanztest.

## 5. Ergebnisse und Diskussion

Die Ergebnisse der Messung mit den prozentualen Aktivitätsunterschieden zwischen den Messbedingungen sind in Tabelle 1 dargestellt. Die mittleren EMG-Kurven der dynamischen Hebeaufgaben verdeutlicht Bild 3-5. Bei vollaktiviertem System zeigt sich eine Verringerung der Muskelaktivität bei allen drei untersuchten Muskeln für die statische sowie dynamische Aufgabe. Bei halbaktiviertem System verringert sich die Muskelaktivität nur im unteren Rücken (M. erector spinae) sowie am hinteren Obereschenkel (M. biceps femoris). Die Abnahme der Aktivitätsspitzen sind vor allem bei vollaktiviertem System in den Grafiken erkennbar.

Tabelle 1: Verringerung der Muskelaktivität [%] bei vollaktiviertem und halbaktiviertem System relativ zum deaktivierten System (100 %)

		Veränderung der Muskelaktivität zur Referenz [%]			
		Vollaktiv		Halbaktiv	
		Statisch	dynamisch	Statisch	dynamisch
Proband 1	M. trapezius	-5,6	-15	24,1	27
	M. erector spinae	-31	-23,3	-24,8	-2,8
	M. biceps femoris	-4	-10	-20,8	-7,7



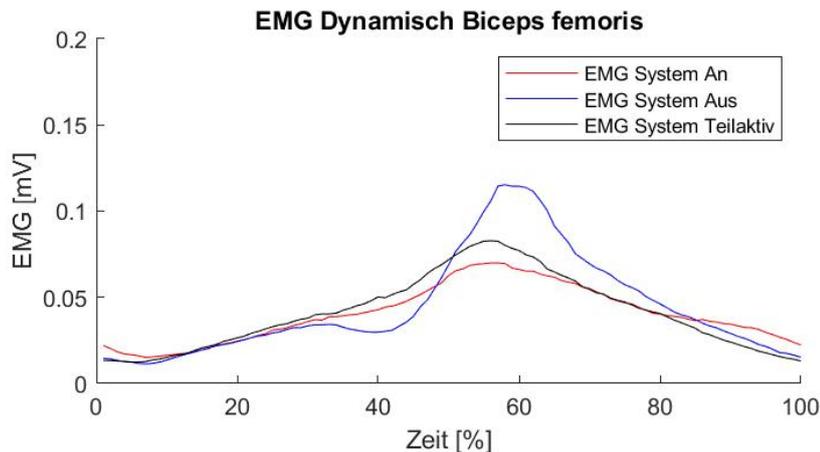


Bild 3-5: mittlere Muskelaktivität des M. trapezius, M. erector spinae und M. biceps femoris während der dynamischen Bewegungsaufgabe

Mithilfe des Unterstützungssystems zeigen sich positive Effekte auf die Muskelaktivität bei der Handhabung von Lasten. Sowohl bei einer statischen Haltearbeit sowie einer dynamischen Hebeaufgabe wird die Muskulatur für die Rückenstreckung entlastet. Dabei zeigt sich, dass bei zusätzlicher Unterstützung durch ein aktives Rückenelement der untere (M. erector spinae) sowie der obere Rücken (M. trapezius) in höherem Maße entlastet wird, als alleine durch die aktive Unterstützung des Hüftgelenks (hier halbaktiv). Die Erhöhung der Muskelaktivität des M. trapezius bei halbaktivem System lässt mit Blick auf die entsprechende Grafik eine zufällige Erhöhung durch ungewollte, geringe Inhomogenität in der Bewegungsausführung vermuten. Aufgrund der geringen Probandenanzahl lassen sich etwaige Störfaktoren nicht ausreichend vermeiden. Dennoch ist eine deutliche Reduktion der Belastungsspitzen während der Hebebewegung erkennbar (Bild 3-5). Infolge des aktiven Rückenelements kann eine größere Unterstützung des oberen Rückens erreicht werden, als allein durch die Ausnutzung der aktiven Hüftunterstützung im Rahmen einer passiven Verbindung bis zur Mensch-Technik-Schnittstelle über den Schultern, wie sie häufig bei Exoskeletten vorzufinden ist. Durch eine entsprechende Erweiterung exoskelettaler Systeme könnte so eine verbesserte Unterstützung von Hebevorgängen erreicht werden. Die geringere muskuläre Beanspruchung führt wahrscheinlich zu einer verringerten Ermüdung der Muskulatur, wodurch eine ausreichende Stabilisierung der Wirbelsäule länger aufrechterhalten werden könnte [19]. Dadurch können belastungsinduzierte Folgen bei repetitiven Hebevorgängen wie Rückenschmerzen oder Bandscheibenvorfälle möglicherweise reduziert werden. Neben der unzureichenden muskulären Stabilisierung entstehen die entsprechenden Beschwerden u.a. durch die einseitige Belastung der Zwischenwirbelscheiben, die bei einer gebeugten Hebeposition entsteht [20]. Durch das System generierte, externe Drehmoment, wird neben der Unterstützung der Muskulatur möglicherweise der Oberkörper in eine aufrechtere Körperhaltung gezogen, wodurch die Bandscheiben gleichmäßiger belastet werden können und einseitige Spitzendrücke reduziert werden. Die Auswirkungen des aktiven Rückenelements auf die Körperhaltung wird in einer Folgestudie mit einer zusätzlichen 3D Kinemetrie untersucht. Zudem sollen die Effekte auf die Ermüdungsresistenz der Muskulatur während länger andauernden dynamischen Hebeaufgaben analysiert werden.

## 6. Zusammenfassung und Ausblick

Der vorgestellte Beitrag stellt einen Ansatz dar, den Nutzwert vorhandene Unterstützungssysteme zu erweitern und zu optimieren. Anhand eines Exoskeletts für die untere Rückenunterstützung konnte beispielhaft dargestellt werden, wie die Integration eines zusätzlichen, aktiven Elements die Unterstützungsfunktion des Systems weiter erhöhen kann. Dies bestätigten erste Messungen der Muskelaktivität während einer statischen und

dynamischen Hebeaufgabe. Die mögliche Erweiterung exoskelettaler Systeme beschränkt sich dabei nicht nur auf die Unterstützung des Rückens während der Lastenhandhabung, sondern ist auch für weitere Kontexte wie bei Arbeiten über Kopfhöhe denkbar. Modulhafte Erweiterungen bestehender Systemstrukturen durch aktive Elemente könnten neben der Unterstützung zusätzlicher Muskelgruppen auch positive Effekte für die Körperhaltung nach sich ziehen. Entsprechend einer Nutzwertsteigerung können so die Vorteile von Unterstützungssystemen für die Gesundheit von Personen mit schwerwiegenden oder repetitiven Tätigkeiten weiter ausgeschöpft werden.

## Literaturverzeichnis

- [1] Marschall, Jörg; Hildebrand, Susanne; Notling, Hans-Dieter: DAK-Gesundheitsreport 2019. Berlin: IGES Institut GmbH, 2019.
- [2] Hensel, Ralph; Keil, Mathias: Subjektive Evaluation industrieller Exoskelette im Rahmen von Feldstudien ausgewählter Arbeitsplätze. In: Zeitschrift für Arbeitswissenschaft Vol. 72.4 (2018), 252-263.
- [3] Grobe, Thomas; Steinmann, Susanne; Gerr, Julia: Gesundheitsreport 2018 – Arbeitsunfähigkeiten. Hamburg: Techniker Krankenkasse, 2018.
- [4] von Glinski, Alexander: Muskuläre Beanspruchung der unteren Lendenwirbelsäule sowie Arbeitsenergieumsatz unter Verwendung des „HAL for care support–Lumbar Type“ bei repetitiven Hebevorgängen. Eine nicht therapeutische Pilotstudie. Bochum: Ruhr-Universität Bochum (2019).
- [5] European Agency for Safety and Health at Work: Hazards and risks associated with manual handling in the workplace. In: FACTS 13 (2007), 1-10.
- [6] Karafillidis, Athanasios; Weidner, Robert: "Grundlagen einer Theorie und Klassifikation technischer Unterstützung." Technische Unterstützungssysteme. Berlin: Springer-Verlag, (2015), S. 66-89.
- [7] Klabunde, Jonas; Weidner, Robert: "Leitfaden für die Gestaltung von Unterstützungssystemen am Beispiel des Rückens." Technische Unterstützungssysteme, die die Menschen wirklich wollen (2018): S. 451-461.
- [8] Schulte, Erik; Schumacher, Udo; Schünke, Michael: PROMETHEUS Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem: LernAtlas der Anatomie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag (2018).
- [9] Rohlmann, A.; Zander, T.; Rao, M.; Bergmann, G.: Realistic loading conditions for upper body bending. In: Journal of biomechanics 42 (7) (2009), S. 884–890.
- [10] Meyer, Tobias; Weidner, Robert: "Exoskelettale Wirbelsäulenstruktur zur Aufnahme und Umleitung von Kräften zur Rückenentlastung". In: Proceedings of the 2nd transdisciplinary Conference "Technische Unterstützungssysteme, die die Menschen wirklich wollen. 2016, S. 567–576.
- [11] Koopman, Axel S.; Toxiri, Stefano; Power, Valerie; Kingma, Idsart; van Dieën, Jaap H.; Ortiz, Jesús; Looze, Michiel P. de: The effect of control strategies for an active back-support exoskeleton on spine loading and kinematics during lifting. In: *Journal of biomechanics* 91 (2019), S. 14–22.
- [12] Theurel, Jean; Desbrosses, Kevin: Occupational Exoskeletons. Overview of Their Benefits and Limitations in Preventing Work-Related Musculoskeletal Disorders. In: *IJSE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors* 7 (2019), S. 264–280.
- [13] Toxiri, Stefano; Näf, Matthias B.; Lazzaroni, Maria; Fernández, Jorge; Sposito, Matteo; Poliero, Tommaso et al.: Back-Support Exoskeletons for Occupational Use. An Overview of Technological Advances and Trends. In: *IJSE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors* 7 (2019), S. 237–249.
- [14] Hein, Christina; Pfitzer, Michael; Lüth, Tim: Evaluierung der Nutzerakzeptanz tragbarer Hilfsmittel zur passiven Kraftunterstützung für Altenpflegekräfte. In: Proceedings of the 2nd transdisciplinary conference "Technical Support System, that people really want." (2016), S. 79-87.
- [15] Walsh, Conor; et al.: Soft Exosuit for Assistance with Human Motion. U.S. Patent Application No. 14/893,934.
- [16] Otten, Bernward; Weidner, Robert; Argubi-Wollesen, Andreas: Evaluation of a novel active exoskeleton for tasks at or above head level. In: *IEEE Robotics and Automation Letters* 3.3 (2018), S. 2408–2415.
- [17] Bionic, German: German Bionic CRAY X. (2018).
- [18] Gaponov, Igor; Popov, Dmitry; Ryu, Jee-Hwan: Twisted string actuation systems: A study of the mathematical model and a comparison of twisted strings. In: *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 19.4 (2013): S. 1331-1342.
- [19] Granata, K. P.; Gottipati, P.: Fatigue influences the dynamic stability of the torso. In: *Ergonomics* 51 (8) (2008), S. 1258–1271.
- [20] Khoddam-Khorasani, P.; Arjmand, N.; Shirazi-Adl, A.: Effect of changes in the lumbar posture in lifting on trunk muscle and spinal loads. A combined in vivo, musculoskeletal, and finite element model study. In: *Journal of biomechanics* 104 (2020), S. 109728.