

Modelle aus der Literatur zur Beschreibung der Ellenbogenbewegung für die Realisierung von exoskeletale Gelenkstrukturen

Stand der Technik und Forschung

Autor

Paul Maroldt
Student Maschinenwesen, TUM

Herausgeber

Christina M. Hein und Tim C. Lüth
Fakultät für Maschinenwesen
Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik (MIMED)

August 2016

Vorwort

Dieser Literaturübersicht wurde im Rahmen der Bachelorarbeit *Entwicklung von exoskeletalen Gelenkstrukturen zur passgenauen Abbildung des menschlichen Ellenbogengelenkes* von Paul Maroldt am Lehrstuhl MIMED (Ordinarius: Prof. Dr. T. C. Lüth) der TU München erstellt. Die Arbeit wurde wissenschaftlich betreut und begleitet durch Christina Hein.

Inhaltsverzeichnis

Vorwort.....	ii
1 Einleitung	1
2 Problemstellung.....	2
3 Stand der Technik und Forschung.....	4
3.1 Am Markt verfügbare Systeme	4
3.2 Systeme in der Entwicklung	10
3.3 Ähnliche Systeme aus anderen Bereichen	11
3.4 Modelle des menschlichen Ellenbogens	14
4 Nachteile des Standes der Technik	18

1. Einleitung

Das Konzept einer festen äußeren Struktur zum Schutz des Körpers besteht schon seit sehr langer Zeit in Form von mittelalterlichen Rüstungen. Auch im Tierreich sind Beispiele für Exoskelette zu finden. Durch die Fortschritte in Regelung, Steuerung und Leichtbauweise werden nun auch aktive Exoskelettstrukturen für den menschlichen Körper interessant und umsetzbar. Diese dienen nicht mehr nur dem Schutz, sondern in erster Linie der Rehabilitation und Mobilisierung von querschnittsgelähmten Menschen oder der Erweiterung menschlicher Fähigkeiten. Waren solche Vorstellungen vor ein paar Jahren noch Gegenstand von Sciencefiction, gibt es nun bereits die ersten kommerziellen Produkte für den unteren Körperabschnitt des Menschen auf dem Markt. Insbesondere für den oberen Körperabschnitt und die Arme fehlen jedoch Modelle und menschliche Gelenke sind meist unzureichend genau modelliert. Deshalb soll in dieser Arbeit eine passgenaue Gelenkstruktur am Beispiel des Ellenbogengelenkes entwickelt werden.

2. Problemstellung

Lähmungen und andere Mobilitätseinbußen sind weit verbreitet. Sie schränken die betroffenen Personen oft sehr stark in ihrer Eigenständigkeit ein und machen sie abhängig von anderen Personen. Ein Wiedererlangen der Eigenständigkeit ist für diese Personen sehr wichtig und kann auf verschiedene Weise geschehen. In manchen Fällen können Mobilitätseinbußen durch manuelle Therapie abgeschwächt werden. Durch die wiederholte passive Bewegung des Armes oder des Beines kann die Bewegung nach einer Lähmung beispielsweise schneller wieder erlernt werden. In anderen Fällen steht die passive Mobilisierung dieser Personen im Vordergrund.

Ein anderes aktuelles Problem der Gesellschaft sind die teilweise sehr schweren verrichteten handwerklichen Arbeiten oder andere körperlich anspruchsvolle Aktivitäten, unter denen der menschliche Körper nachhaltig leidet. Das Heben schwerer Lasten oder das Zurücklegen langer Wegstrecken zu Fuß mit schwerem Gepäck belasten das Skelett und die Muskulatur dieser Personen in einem großen Maße und können sie auf Dauer schädigen. Gerade eine falsche Hebetechnik kann dieses Problem nochmals um ein Vielfaches erhöhen. Sogenanntes Skill Enhancement kann hier die Fähigkeiten des Menschen in einer geeigneten Weise unterstützen und erweitern, um seinen Körper vor Schäden zu schützen.

Lähmungen der oberen oder unteren Extremitäten können durch Verletzungen im Gehirn oder im Rückenmark entstehen. Sie können zum Beispiel nach einem Schlaganfall auftreten. Weitere, die Funktionsweise der menschlichen Extremitäten einschränkende Krankheiten sind Schädel-Hirn-Traumata, Zerebralpareesen, multiple Sklerose, Parkinson oder Entzündungen und Tumore im Gehirn oder Rückenmark. Die gängige Behandlungsmethode dieser durch Fehlfunktionen im zentralen Nervensystem hervorgerufenen Einschränkungen ist die Bewegungstherapie. Durch häufiges Wiederholen von Bewegungen der Extremitäten über einen längeren Zeitraum hinweg kann in gewissem Umfang die Bewegungsfähigkeit der Extremitäten wiedererlangt werden. Gegenstand der Bewegungstherapie ist die gezielte Führung der Extremitäten in bestimmten Bewegungen. In der manuellen Bewegungstherapie wird diese Führung meist durch einen Therapeuten übernommen, der die Arme beziehungsweise Beine des Patienten bewegt. Da diese Form der Therapie sehr zeit- und personalaufwendig ist, liegt es nahe, automatisierte Therapiesysteme zu entwickeln und einzusetzen, die darüber hinaus durch ihre höhere Verfügbarkeit und dadurch häufigeren Einsatz schnellere Ergebnisse versprechen (Dietz et al. 2014, Riener et al. 2015). Insbesondere die Anpassung und Integration der Bewegungstherapie an den Alltag und das Arbeitsumfeld des Patienten spielen in Zukunft eine große Rolle (Huber 2015). Automatische Therapiesysteme spielen hier aufgrund ihrer Anpassbarkeit eine entscheidende Rolle.

Im Bereich des Skill Enhancements liegt der Fokus nicht auf der therapeutischen Behandlung von Patienten, sondern auf der präventiven Unterstützung gesunder Menschen bei der

Verrichtung ihrer Arbeit. Hierbei steht die Schonung der Gelenke im Vordergrund. Beispielsweise das sichere Heben schwerer Lasten in der Industrie ist ein wichtiger Ansatzpunkt. Nicht nur die schwere Belastung der Gelenke selbst ist das Problem, sondern besonders die Hebetechnik und die damit verbundene richtige oder falsche Belastung des Körpers spielt eine entscheidende Rolle. Hier muss also die Bewegungsfreiheit einzelner Gelenke gezielt so eingestellt werden, dass schädliche Bewegungen vermieden werden (Yamamoto & Ishiguro 2014). In diesem ersten Ansatz werden also Gelenke blockiert. Neben dem bloßen Blockieren und dem Schutz der Gelenke können also auch aktiv Kräfte und Momente auf die menschlichen Extremitäten zur Arbeitsunterstützung ausgeübt werden und so die Muskulatur entlastet werden. Damit wird in erster Linie eine höhere Ausdauer erreicht. Ein anderer Ansatzpunkt zur Schonung der menschlichen Gelenke ist die Kraftübertragung durch zu den menschlichen Extremitäten parallele Strukturen, insbesondere den Beinen. Diese können Personen beim Tragen schwerer Lasten auf dem Rücken vor Bein- oder Rückenverletzungen schützen, indem sie die Last direkt in den Boden übertragen. Sie stellen also eine komplette auf die Last ausgelegte mechanische Konstruktion dar, die das menschliche Bein höchstens zur Stabilisierung nutzt, jedoch nicht fest mit ihr verbunden ist. Dadurch überträgt sie keine Kräfte auf das menschliche Bein (Herr 2009).

Je nach Einsatzbereich und Problemstellung muss eine Unterstützung des menschlichen Körpers also folgendes leisten:

- Sie muss Gelenkbewegungen einschränken, um schädliche Bewegungen zu vermeiden.
- Sie muss Gelenke kraftlos bewegen, um in der Rehabilitation Bewegungsfähigkeit wiederherzustellen.
- Sie muss Kräfte und Momente in menschliche Gelenke übertragen, um die Muskulatur zu unterstützen.
- Sie muss Kräfte selbstständig in den Boden übertragen, um das Skelett des Menschen zu entlasten und das Tragen hoher Lasten zu ermöglichen.

3. Stand der Technik und Forschung

Exoskelette werden bereits vielfältig erforscht und vereinzelt sogar schon eingesetzt. Sie sollen den Menschen auf verschiedenste Weise unterstützen: Sie sollen aktiv Gelenke entlasten und so zum Beispiel das Heben schwerer Lasten vereinfachen oder beim Zurücklegen langer Strecken zu Fuß unterstützen. Andere sollen in der Rehabilitation eingesetzt werden und den Muskelaufbau und die Bildung von neuronalen Verknüpfungen unterstützen oder sogar den Rollstuhl ersetzen und querschnittsgelähmten Menschen ermöglichen wieder zu laufen. Zur menschlichen Kinematik parallele Gelenkstrukturen kommen außerdem in der Orthopädie zum Einsatz. Orthesen werden außen am menschlichen Körper befestigt und schränken diesen in seiner Beweglichkeit ein oder üben eine gerichtete Kraft auf bestimmte Gelenke oder Körperteile aus, um sie zu richten.

Neben diesen modernen Einsätzen sind Exoskelette bereits im Mittelalter zum Schutz in Form von Rüstungen eingesetzt worden. Sie sollten die Extremitäten des Menschen möglichst vollständig umschließen, um Schutz vor Verletzungen zu gewährleisten. Gleichzeitig mussten sie die Bewegungsfreiheit so wenig wie möglich einschränken, damit die tragende Person sich weiterhin agil bewegen kann (Stone 1961).

Ein ähnliches Prinzip ist in der Tierwelt beim Gürteltier zu beobachten: Der Panzer aus Horn bietet sehr viel Schutz, erlaubt es dem Tier gleichzeitig aber noch, sich zu einer Kugel zusammenzurollen (Superina & Abba 2014). Weitere Tiere mit Exoskelett finden sich bei der Gattung der Gliederfüßer. Im Vergleich zum Gürteltier übernimmt das Exoskelett hier zusätzlich eine Tragende Funktion, da Tiere dieser Gattung kein Innenskelett besitzen. Zu ihnen gehören beispielsweise Insekten oder Krebstiere.

Im Folgenden werden bereits verfügbare Systeme aufgezeigt, es wird ein kurzer Abriss der in der Forschung befindlichen Geräte gegeben, näher auf den Aufbau altertümlicher Rüstungen eingegangen und zuletzt werden die Lösungen der Tierwelt vorgestellt.

3.1. Am Markt verfügbare Systeme

Im Bereich der Rehabilitation und der Behandlung von Fehlstellungen sind bereits technische Geräte auf dem Markt erhältlich. Fehlstellungen werden dabei meist mit Orthesen behandelt, Strukturen, die Gelenke in ihrer Beweglichkeit einschränken und die Lage zweier Körperteile zueinander festlegen. In der Rehabilitation angewendete Therapiegeräte reichen von passiven Schienen zur Vorgabe einer bestimmten Bewegung bis zu parallel zum menschlichen Körper gebauten aktiven Exoskeletten. Erstere können zum Training bestimmter Bewegungen ähnlich Geräten im Fitnessstudio eingesetzt werden. Aktive Systeme können neben der Konstruktion parallel zum Körper auch endeffektorbasiert sein. In diesem Fall wird ein Punkt

des Körpers in einem bestimmten Bewegungsbereich- oder Muster bewegt (Riener et al. 2015).

3.1.1. Orthesen

Orthesen existieren bereits in vielfacher Ausführung auf dem Markt. Sie reichen von einfachen statischen Schiene zur Stabilisierung und Ruhigstellung bis zu dynamischen Strukturen, die Gelenkbewegungen zulassen. Sie dienen jedoch stets einer Bewegungslimitierung der Flexion/Extension und der Pronation/Supination und kommen damit häufig postoperativ nach Eingriffen am Ellenbogengelenk zum Einsatz. Bereits existierende Orthesen für den Ellenbogen sind meist recht einfach aufgebaut: Sie bestehen aus zwei Scharniergelenken, welche medial und lateral des Ellenbogengelenks sitzen und möglichst genau auf dessen Drehachse ausgerichtet werden müssen. Abb. 1a zeigt eine Ellenbogenorthese. Bei dieser kann am Gelenk zusätzlich der Flexionswinkel bzw. der Bewegungsbereich des Ellenbogengelenks eingeschränkt oder festgestellt werden. Die Orthese wird mit Hilfe von Klettverschlüssen am Arm des Patienten befestigt (Specht et al. 2008).

Kniegelenkorthesen kommen häufig bei Verletzungen des Bandapparates und Bandrekonstruktionen sowohl in der konservativen Behandlung als auch postoperativ zum Einsatz. Außerdem werden sie zur Behebung von Beinfehlstellungen angewendet (Grifka et al. 2013). Besonders bei Sportverletzungen kommt die Behandlung mit Knieorthesen häufig vor. Abb. 1b zeigt eine Kniegelenkorthese. Auch sie wird mittels Klettverschlüssen am Bein des Patienten befestigt und liegt über Polster am Bein an. Die meisten Gelenkmechanismen der Kniegelenkorthesen reduzieren die Gelenkbewegung nicht mehr auf eine reine Drehbewegung, sondern ahmen die Roll-Gleitbewegung des Kniegelenks besser nach. Dies wird durch verschiedene, an Viergelenke angelehnte Kinematiken erreicht. Dadurch soll ein höherer Tragekomfort erreicht werden. Wichtig ist trotzdem noch die exakte Ausrichtung der Orthese auf das menschliche Kniegelenk. Bei falscher Ausrichtung wird das Gelenk höherer Belastung ausgesetzt anstatt, dass es entlastet wird. Damit ist ein Therapieerfolg einer falsch ausgerichteten Orthese nicht zu erwarten (Gutsfeld et al. 2016).

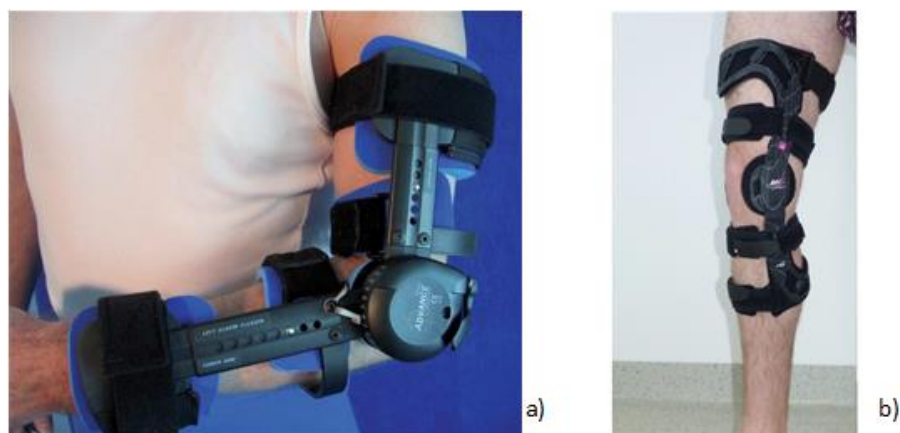


Abbildung 1 Orthesen: a: Ellenbogenorthese (entnommen aus Specht et al. (2008)); b: Kniegelenkorthese (entnommen aus Gutsfeld et al. (2016))

3.1.2. Exoskelette

Aktive Systeme kommen in erster Linie in der Rehabilitation von Schäden im Hirn oder Rückenmark zum Einsatz. Aber auch zur Unterstützung der menschlichen Muskulatur. Durch Schädigungen des zentralen Nervengewebes kann es zu Lähmungen in Extremitäten kommen. Diese werden mit Bewegungstherapie behandelt. Dabei werden die Gelenkbewegungen der geschädigten Extremitäten geführt, wodurch ein deutlich schnelleres Wiedererlangen der Bewegungsfähigkeit erreicht wird. Repetitives Wiederholen von Bewegungen erzielt dabei den besten Effekt und legt eine maschinelle Unterstützung nahe. Dabei ist zwischen endeffektorbasierten und exoskelettbasierten Systemen zu unterscheiden: Endeffektorbasierte Systeme weisen eine andere Kinematik auf als die der menschlichen Extremität. Exoskelett-basierte Strukturen besitzen eine zur menschlichen Extremität parallele Kinematik. Während ein endeffektorbasiertes System beispielsweise nur die Position der Hand im Raum führen kann, gibt ein Exoskelett basiertes System die Position jedes einzelnen Gelenkes konkret vor. Dadurch kann das Exoskelett ungewünschte Bewegungen komplett ausschließen, während ein endeffektorbasiertes System die Extremität des Patienten oft statisch unterbestimmt lässt und dadurch die Haltung nicht eindeutig eingestellten kann. (Riener et al. 2015)

Rex Das Exoskelett Rex besitzt eine massive Konstruktion und erlaubt als passiv vollunterstützendes Exoskelett eine Benutzung ohne Gehhilfe. Ein eigenes Balancesystem ermöglicht es dem Skelett theoretisch auch ohne einen Patienten zu stehen und sich zu bewegen. Der Patient steht auf Fußplatten, seine Unter- und Oberschenkel sind an den Beinen des Exoskelettes fixiert. Die Benutzung ist selbstständig möglich. Gesteuert wird das System über einen Joystick, über den verschiedenen Aktionen wie Aufstehen, Hinsetzen, Vorwärtslaufen oder Treppensteigen ausgewählt werden. Dabei bewegt es sich etwa mit einem Drittel der normalen Laufgeschwindigkeit vorwärts. Durch diese niedrige Geschwindigkeit ist es als Rollstuhlersatz jedoch nur bedingt einsetzbar. Eingesetzt wird es deshalb in erster Linie in der Rehabilitation in Kliniken als auch in der ambulanten Bewegungstherapie. (Herr 2009)

ReWalk™ Das ReWalk™ (Argo Medical Technologies Ltd., Yokneam Ilit, 20692, Israel) ist ein aktives Exoskelett für die unteren Extremitäten (Abb. 2a). Es dient in erster Linie der Rehabilitation Querschnittsgelähmter. Zu diesem Zweck besteht es aus unabhängigen, einachsigen Hüft- und Kniegelenken, die motorisiert sind. Das Sprunggelenk wird durch ein passives Gelenk mit einstellbarer Feder unterstützt. Das ReWalk™ kann über die Länge der Beinabschnitte und die Breite der Hüfte an den menschlichen Körper angepasst werden. Außerdem können die beinumschließenden Klettverschlüsse in ihrer Länge an die Beinumfangänge angepasst werden. Zusätzlich kann die Kraft der Rückstellfeder im Sprunggelenk mit Hilfe von Einstellschrauben manuell eingestellt werden. Gesteuert wird ReWalk™ über eine am Handgelenk getragene Benutzerschnittstelle. Auf ihr können die Aktionen aufstehen, hinsetzen und laufen ausgewählt werden. Angesteuert werden die Bewegungen durch ein leichtes Vorneigen bzw. Rückneigen. Eine mit dem Akkupack auf dem Rücken getragene

Steuereinheit berechnet daraus die Bewegungen der Hüft- und Kniegelenke und führt den Schritt aus. Die genaue Laufcharakteristik muss zu Anfang mit einem externen Computer festgelegt werden (Esquenazi et al. 2012).

Die Benutzung des ReWalk™ Exoskeletts ist sicher und führt nicht zu Schmerzen, kann sogar wie die klassische Bewegungstherapie chronische Schmerzen lindern. Es eignet sich jedoch nicht zum Einsatz im Alltag als Rollstuhlersatz, da eine Benutzung ohne Gehhilfe kaum möglich ist (Zeilig et al. 2012).

Ekso Das Ekso der Firma Ekso Bionics (Kalifornien, USA) ist ein weiteres für die Rehabilitation zugelassenes Exoskelett. es ähnelt in seinem Aufbau und seiner Funktionsweise sehr dem ReWalk. In der Steuerung der Exoskelette gibt es kaum nennenswerte Unterschiede: Ähnlich dem ReWalk kann beim Ekso das Bewegungsprogramm zunächst auf Knopfdruck ausgewählt werden, anschließend wird die Bewegung, wenn die Lähmungshöhe es zulässt, über kleine Bewegungen in den unteren Extremitäten und der Verlagerung des Körperschwerpunktes initiiert. Zusätzlich kann dieses Skelett mögliche Restmuskelaktivitäten bei einer inkompletten Lähmung dazu benutzen, das Skelett zu steuern. Es unterstützt dann die Durchführung der gewollten Bewegung (Aach et al. 2015).

Indego Mittlerweile ebenfalls in Europa zertifiziert ist das Indego der Firma Parker Hannifin GmbH (Bielefeld, Deutschland). Das Indego kann zum praktischen Transport und zum eigenständigen Anlegen in Einzelteile zerlegt werden. Ansonsten entspricht es dem ReWalk (Aach et al. 2015).

HAL 5 Das Hybrid Assistive Limb Exoskelett (HAL 5) der Firma Cyberdyne (Abb. 2b) ist ein Exoskelett, das rein auf die Übertragung von Momenten auf die menschlichen Gelenke ausgelegt ist. Es vereint bereits mehrere Funktionen: Der Bereich für die unteren Extremitäten ist ähnlich den zuvor vorgestellten Exoskeletten für die Rehabilitation zertifiziert. Das HAL ist aber auch in einer Version als Vollskelett erhältlich, welche beim Tragen schwerer Lasten unterstützt. Diese deckt zusätzlich die oberen Extremitäten ab. Mit ihr soll, verglichen mit dem Hebevermögen ohne Unterstützung, das Tragen von bis zu 40 kg schwereren Lasten möglich sein. Der Beinabschnitt des Exoskeletts besteht aus zwei aktiven Gelenken, die jeweils parallel zu den menschlichen Gelenken liegen (Knie und Hüfte). Das Sprunggelenk ist passiv ausgeführt. Befestigt wird es am Körper mittels mehrerer Klettverschlüsse, fest eingebauten Schuhen und einem Hüftgurt. Die einzelnen Schenkelemente sind in ihrer Länge einstellbar (Herr 2009). Gesteuert wird das Exoskelett über aus EMG-Signalen abgeleiteten Muskelaktivitäten bei gesunden Trägern bzw. Restmuskelaktivitäten bei Personen mit Einschränkungen. Diese werden mit herkömmlichen Elektroden oberhalb des Knies und unterhalb der Hüfte abgeleitet. Neben dieser Steuerungsmöglichkeit kann der untere Abschnitt des Ske-

letts außerdem über die Drucksensoren im Schuhwerk gesteuert werden. Diese erkennen die Stand- und Schwingphase des Beines, wodurch die Motoren entsprechend angesteuert werden können. Diese Steuerung ist ein Alleinstellungsmerkmal des HAL 5 Exoskelettes und ermöglicht ein besser an die Situation sehr gut angepasstes Gehverhalten. Beispielsweise ist ein Überschreiten eines Hindernisses problemlos möglich (Aach et al. 2015, Contreras-Vidal et al. 2016, Kawamoto & Sankai 2002). In einer Reihe von Studien wird die Eignung des HAL Exoskelettes untersucht. Zusammenfassend kann kein besserer Trainingserfolg im Vergleich zu herkömmlichen Methoden festgestellt werden, der therapeutische Erfolg ist jedoch vergleichbar (Wall et al. 2015).

Während sich einige Studien und wissenschaftlich Arbeiten mit dem unteren Körperabschnitt der HAL-Exoskelettes beschäftigt haben, welcher für die Rehabilitation zertifiziert ist und dort zum Einsatz kommt, wurde die Armstruktur bisher nicht untersucht.

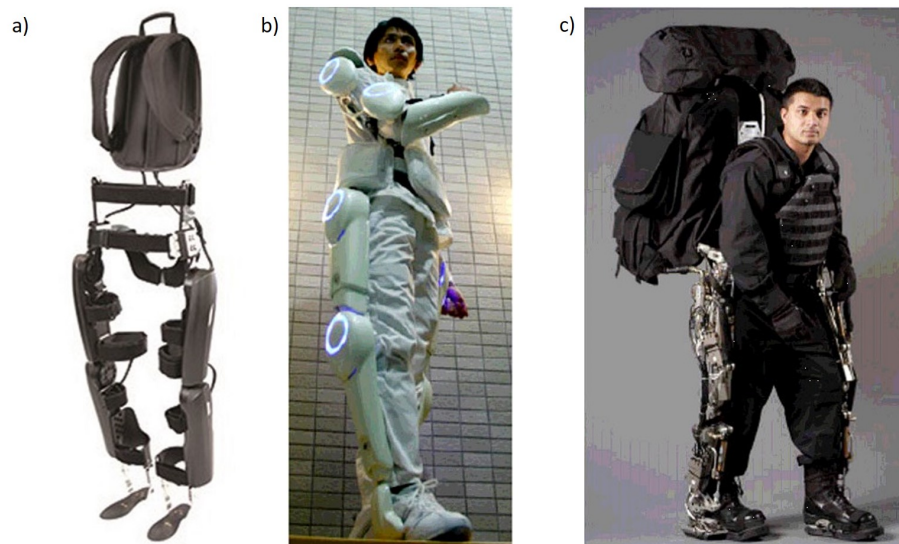


Abbildung 2 Am Markt verfügbare Exoskelette: a) ReWalk™ Exoskelett der Forma Argo medical Technologies Ltd. (entnommen aus Aach et al. (2015)); b) HAL 5 Exoskelett der Forma Cyberdyne (entnommen aus Herr (2009)); c) BLEEX Exoskelett der DARPA (entnommen aus Zoss et al. (2006))

BLEEX Anders als die Vorgestellten und vornehmlich für die Rehabilitation entwickelten Exoskelette dient das Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (Berkeley Bionics, Abb. 2c) nicht dazu, Momente auf die menschlichen Gelenke zu übertragen. Es soll eine an ihm befestigte Last, beispielsweise einen schweren Rucksack, möglichst vollständig tragen und so sowohl die Muskulatur als auch die Knochen des Menschen entlasten. Hierzu ist es in der Lage, sich ähnlich eines zweibeinigen Roboters selbst zu balancieren. Generell ist dieses Exoskelett darauf ausgelegt, so wenig Informationen wie notwendig vom Benutzer selbst zu erhalten. Es wird über eine Reihe von Gravitations- und Beschleunigungssensoren gesteuert. In der Fußplattform sind zusätzlich Drucksensoren zum Erkennen eines sicheren Standes integriert (Herr 2009). Das BLEEX besitzt sieben Freiheitsgrade. Die Hüfte besitzt drei Freiheitsgrade, davon sind die Flexion und Extension sowie die Abduktion und Adduktion aktiv angetrieben. Der dritte Freiheitsgrad ist passiv über eine Feder gesteuert. Das Kniegelenk besitzt einen

Freiheitsgrad, welcher aktiv gesteuert werden kann, das Fußgelenk wiederum drei, von denen die Flexion und Extension aktiv gesteuert werden kann. Die Inversion und Eversion des Fußgelenkes ist ähnlich der Drehung des Hüftgelenkes passiv mit einer Feder ausgestattet, die Rotation des Fußgelenkes ist komplett frei. Die aktiven Gelenke werden aufgrund ihres geringen Platzbedarfes mit linearen Hydraulikzylindern bewegt. Um das Skelett an verschiedene Träger und deren Körpergrößen anzupassen, können die einzelnen Beinabschnitte mit Schnellspannern in ihrer Länge verändert werden (Zoss et al. 2006). Dieses Exoskelett ist jedoch bisher nicht zum Vertrieb zertifiziert.

Alle vorgestellten Exoskelette haben gemeinsam, dass sie parallel zu der menschlichen Skelettstruktur verlaufen. Dabei wird die kinematische Kompatibilität durch mit den Bewegungsachsen des Menschen kongruente Scharniergelenke hergestellt. Je nach Exoskelett werden einige der menschlichen Freiheitsgrade der Gelenke zur Vereinfachung nicht ausgeführt und dadurch die Bewegungsfreiheit des Trägers eingeschränkt, oder als passive, nicht angetriebene Gelenke ausgeführt. Einige der Gelenke besitzen außerdem konstruktiv bedingt keine Kongruenz mit den menschlichen Gelenken. Diese Inkongruenzen rufen Verschiebungen zwischen der Exoskelettstruktur und der menschlichen Extremität hervor, welche in geeigneter Weise durch die Kinematik des Exoskelettes ausgeglichen werden müssen. Die Mehrzahl der Exoskelette beschränkt sich auf jeweils einen Freiheitsgrad im Hüftgelenk, im Kniegelenk und im Sprunggelenk. Die Einstellmöglichkeiten und damit die Anpassbarkeit der Exoskelette beschränkt sich im Allgemeinen auf die Anpassung der Länge der Schenkelelemente und das Einstellen der Vorspannung der Federn in passiven Gelenken. Befestigt werden alle mit Hilfe von Klettverschlüssen an den Extremitäten des Trägers. Ein Hüftgurt sorgt für die Befestigung am Rumpf. Die Füße werden entweder über Schuheinlagen bzw. Fußhebeorthesen befestigt oder die Schuhe des Trägers werden ebenfalls mit Klettverschlüssen festgeschnallt.

Armeo®Power Neben diesen tragbaren Exoskeletten, die bis auf das HAL 5 nur die unteren Extremitäten unterstützen, gibt es eine zertifizierte Parallelstruktur zum menschlichen Arm. Das Armeo®Power Exoskelett der Firma Hocoma für die funktionelle Arm- und Handtherapie ist eine der wenigen Exoskelettstrukturen, die es zurzeit für den Arm gibt. Es wird wie die Pendants für den unteren Körperabschnitt in der Neurorehabilitation eingesetzt. Der Patient trägt das Exoskelett jedoch nicht am eigenen Körper, sondern setzt sich auf einen Stuhl, an dem das Exoskelett festmontiert ist. Der Patient wird am parallel zum eigenen Arm verlaufenden Roboterarm fixiert und kann mit dessen Unterstützung Bewegungen ausführen (Calabro et al. 2016). Das Exoskelett unterstützt die Muskeln in einer Weise, dass die wenige mögliche Kraft, die sie aufbringen können ausreicht, um den Arm zu bewegen. Es wird quasi eine Schwerelosigkeit für den Arm erzeugt (Stienen et al. 2007). Angepasst werden beide Segmentabschnitte der Exoskelettstruktur an die Armlängen des Ober- und Unterarmes. Es besitzt insgesamt sechs angetriebene Freiheitsgrade (Guidali et al. 2011).

3.2. Systeme in der Entwicklung

Das Armeo Power ist das einzige verfügbare Exoskelett, dass zurzeit in der Rehabilitation der oberen Extremitäten eingesetzt wird. Es befinden sich jedoch weitere Systeme in der Entwicklung.

LIMPACT Das Limpact Exoskelett wird ähnlich dem Armeo Power zur Entlastung des Trägers durch einen externen Aufbau gehalten. Angetrieben wird es durch hydroelastische Aktuatoren, einer Kombination aus einem hydraulischen Rotationsantrieb und einer Torsionsfeder (Stienen et al. 2008). Die Armschienen sind in ihrer Länge an den Träger anpassbar. Speziell ist außerdem das Ellenbogengelenk. Es verfügt über einen automatischen Ausgleich der Verschiebung zwischen der Achse des menschlichen Ellenbogens und der Exoskelettstruktur. Dazu besteht es aus zwei Parallelogrammen und einem Viereck, dessen eines Gelenk der menschliche Ellenbogen ist (Abb. 3a). Dadurch können zwar Verschiebungen ausgeglichen werden, das Gelenk ist ohne den menschlichen Arm selbst jedoch nicht statisch bestimmt (Otten et al. 2015).

Einen ähnlichen Ansatz zur Vermeidung von Unterschieden in der Bewegungsachse des Menschen und der Gelenkstruktur verfolgt die ESA. Sie entwickelt an einer Exoskelettstruktur, die explizit nicht parallel zu der Gelenkstruktur des menschlichen Skelettes verläuft, sondern zusätzliche Freiheitsgrade aufweist (Abb. 3b). Diese Freiheitsgrade sind so angeordnet, dass weiterhin eine eindeutige Bewegung der Exoskelettstruktur ohne Singularitäten vorgegeben ist. Durch gezieltes Ansteuern einzelner oder mehrerer dieser Freiheitsgrade ist es möglich, bestimmte Positionen vorzugeben, während andere frei sind. So können keine ungewollten Kräfte auf den Körper ausgeübt werden (Schiele & van der Helm, Frans C.T. 2006).

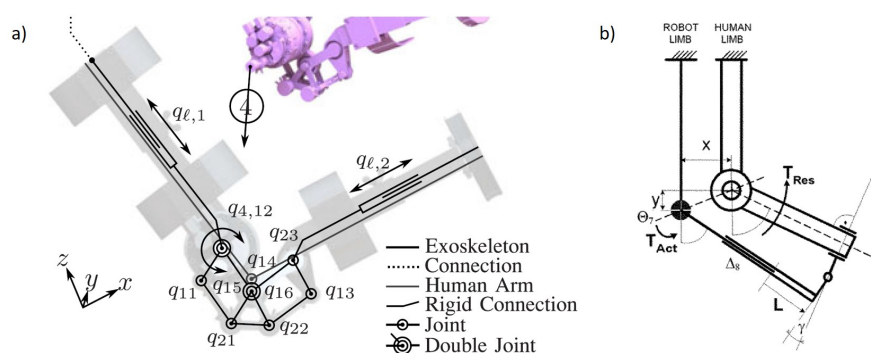


Abbildung 3 Gelenkstrukturen zum automatischen Ausgleich von Fluchtungsfehlern: a) Ausgleich über zwei Parallelogramme und ein Viereck bei Limpact (entnommen aus Otten et al. (2015)); b) Ausgleich über translatorischen Freiheitsgrad (entnommen aus Schiele & van der Helm, Frans C.T. (2006))

OrthoJacket Anders als die zwei zuvor vorgestellten Systeme, die zur Anwendungen in der Rehabilitation gedacht sind, zielt das Konzept der OrthoJacket darauf ab, Menschen mit

Querschnittslähmung unabhängiger zu machen. Das Exoskelett für die oberen Extremitäten soll Personen das selbstständige Bewegen des Armes und Greifen von Gegenständen ermöglichen. Wie das Limbact und Armeo Power ist auch dieses System nicht direkt am menschlichen Oberkörper befestigt, sondern wird extern gestützt in diesem Anwendungsfall am Rollstuhl der Person. Angetrieben wird diese Gelenkstruktur von der Schulter aus abwärts über hydraulische Aktuatoren. Das Schultergelenk wird über elektrische Motoren angesteuert. Der Vorteil von hydraulischen Antrieben ist ihr hohes Kraft zu Gewicht und Platz Verhältnis. Der Aktuator für den Ellenbogen wird als Halbkugel um den Ellenbogen ausgeführt. Einzelne Kammern können mit Hydraulikflüssigkeit gefüllt werden (Abb. 4). Durch dieses Design kommt das Ellenbogengelenk mit sehr wenig Platz aus. Gesteuert wird das Exoskelett über EMG-Signale (Schill et al. 2011).

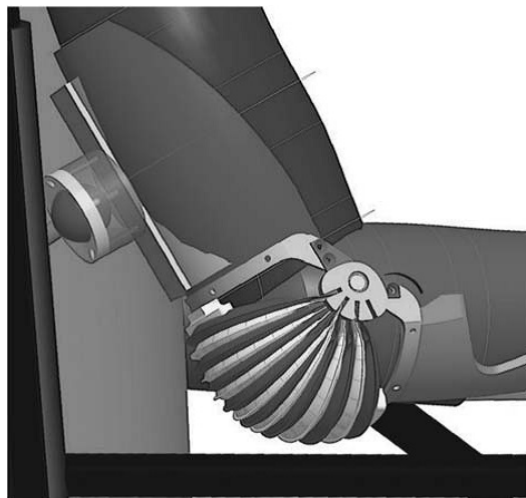


Abbildung 4 Design des Ellenbogengelenkes der OrthoJacket. Der hydraulische Aktuator umschließt das menschliche Ellenbogengelenk (entnommen aus Schill et al. (2011))

3.3. Ähnliche Systeme aus anderen Bereichen

Die moderne Technik ist nicht der erste Einsatzort von Exoskelettstrukturen. Sowohl mittelalterliche Rüstungen als auch tierische Panzer sind Exoskelette und lassen sich mit den entwickelten Systemen vergleichen.

3.3.1. Mittelalterliche Rüstung

Mit Rüstungen hat der Mensch schon früh exoskelettartige Strukturen zur Panzerung seines Körpers benutzt. Sie mussten gleichzeitig den Körper möglichst vollständig umschließen und viel Bewegungsfreiheit lassen, sodass an Gelenken hohle Gelenkstrukturen geschaffen wurden. Nach Kühnel, 1992 wurden bis zur 2. Hälfte des 13. Jahrhunderts in erster Linie Kettenpanzer zum Schutz des menschlichen Körpers eingesetzt. Kettenpanzer bestanden aus vielen aus Draht hergestellten und ineinander verwobenen Ringen. Durch Auslassen oder Hinzufügen von Ringen konnte die Form der Panzer an den Körper angepasst werden. Alle Ringe waren untereinander beweglich miteinander verbunden, sodass die Beweglichkeit auch an Gelenken gegeben war. Im 14. Jahrhundert kamen Arm und Beinschienen dazu. Sie

wurden an den Oberarm und den Unterarm geschnallt. Die Gelenke stellten zunächst ein Problem dar und wurden mit unabhängigen runden Kacheln geschützt. Um die Bewegungsfreiheit nicht einzuschränken blieb die Innenseite der Gelenke zunächst nicht gepanzert. Durch außen am Gelenk angebrachte Scheiben (sogenannte Muscheln) konnte ein geringer Schutz erreicht werden (Abb. 5). Die Einzelteile waren dabei miteinander beweglich vernietet oder einzeln am Arm bzw. Bein festgeschnallt und konnten sich so relativ zueinander bewegen.

Anfang des 15. Jahrhunderts wurden dann auch die Schultergelenke des Harnisches entwickelt, die gleichzeitig die Schulter abdeckten, als auch dem Arm die notwendige Bewegungsfreiheit gaben: Sie bestehen aus einzelnen Reifen, sogenannten Folgen, die sich übereinander verschieben konnten und zu Geschüben zusammengesetzt waren. Sie konnten entweder als ledernes Geschübe ausgeführt sein oder als eisernes Geschübe. Bei ersterem sind die Folgen durch innen aufgenietete Lederstreifen verbunden, bei letzterem sind die Folgen durch in Schlitzen gleitenden Niete verbunden (Abb. 6) (Kühnel 1992).

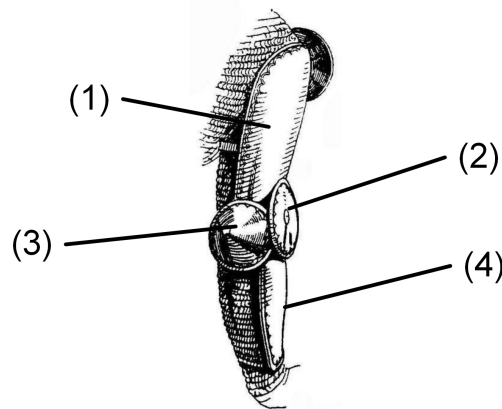


Abbildung 5 Armzeug im 14. Jahrhundert : (1) Oberarmschiene; (2) Muschel; (3) Femur; (4) Unterarmschiene (entnommen aus Boeheim (1890))

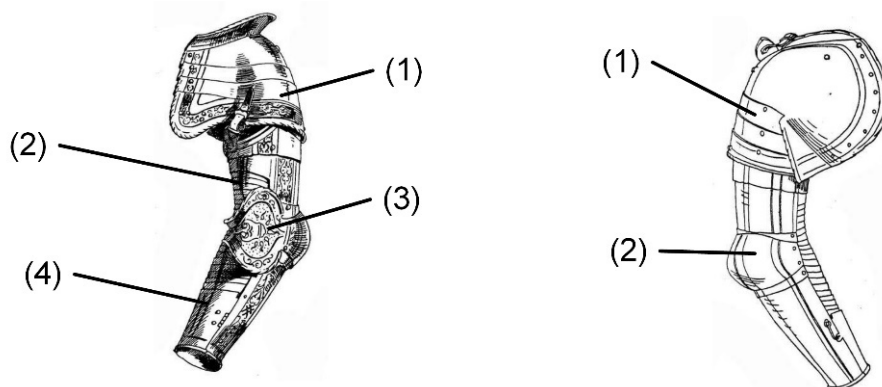


Abbildung 6 Armzeug eines Plattenharnischs: links: Vorderseite: (1) Schultergeschübe; (2) Ellenbogengeschübe; (3) Ellenbogenkachel; (4) Unterarmschiene; rechts: Rückseite: (1) Schultergeschübe; (2) Ellenbogenkachel (entnommen aus Boeheim (1890))

3.3.2. Tierwelt

In der Tierwelt gibt es einige Beispiele für Exoskelette. Im Bereich der Insekten und Krebstiere dient das Exoskelett dem Schutz und der Stabilität des Körpers, teilweise auch als Gefäß

für frei zirkulierende Flüssigkeiten. Diese Tiere werden zum Stamm der Gliederfüßer zusammengefasst. Doch es gibt auch andere Tiere, die eine Art Exoskelett ausbilden: Gürteltiere. Sie besitzen ihren Panzer zum Schutz vor stacheligem Unterholz, in dem sie sich vor Fressfeinden verstecken. Zur Stabilität besitzen sie als Säugetiere ein eigenes Innenskelett.

Gliederfüßer Der Stamm der Gliederfüßer besitzt anstatt eines inneren Skeletts ein Außenskelett, das den Körper nahezu vollständig umschließt. Um Funktionen wie Fortbewegen oder Putzen trotz des Außenskeletts durchführen zu können, ist es in einzelne Glieder unterteilt, die sich gegeneinander bewegen können. Besonders die Anatomie der Beine ist interessant, da sie mit dem menschlichen Bein verglichen werden kann. Ein Insektenbein gliedert sich in Coxa, Trochanter, Femur, Tibia und Tarsus (Abb. 7) (Chapman 2004). Coxa (1) und Trochanter (2) bilden zusammen ein der menschlichen Hüfte ähnliches Gelenk, der Femur (3) entspricht dem Oberschenkel, Tibia (4) dem Unterschenkel und der Tarsus (5) dem menschlichen Fuß. Die Tibia ist am proximalen Ende meist so gebogen, dass sie direkt am Femur anliegen kann. Die Gelenkstruktur zwischen Femur und Tibia ist in Abb. 8 schematisch dargestellt. Das distale Ende des Femurs (1) und das proximale Ende der Tibia (2) artikulieren über zwei kleine Fortsätze, den Condyles (3) miteinander. Beide Berührungspunkte bilden also eine starre Achse und damit ein hohles Scharniergelenk. Bewegt wird das Gelenk durch Muskeln, die Tibia-Seitig an Fortsätzen (4) festgewachsen sind und auf der anderen Seite im inneren des Femurs ansetzen. Dadurch kann die Scharnierbewegung gesteuert werden.

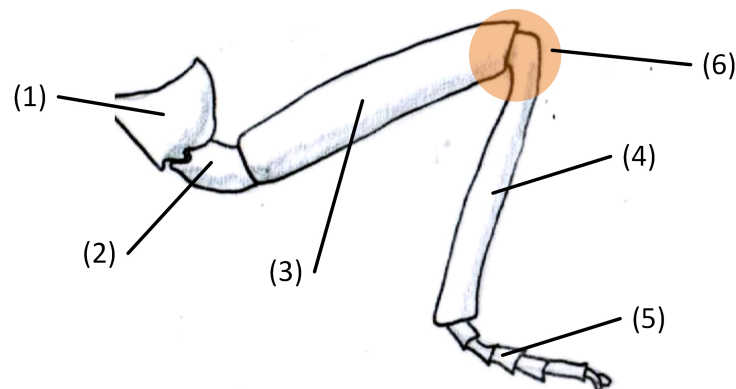


Abbildung 7 Aufbau eines Insektenbeins: (1) Coxa; (2) Trochanter; (3) Femur; (4) Tibia; (5) Tarsus; (6) Gelenk zwischen Femur und Tibia (siehe Abb. 8) (angelehnt an Chapman (2004))

Gürteltiere Gürteltiere (Dasypoda) gehören zur Ordnung der gepanzerten Nebengelenktiere. Sie sind die einzige überlebende Gruppe dieser Ordnung, alle anderen gepanzerten Nebengelenktiere sind ausgestorben (Hill 2006). Mit ihrem Panzer bilden sie eine Art Exoskelett zum Schutz aus. Zu diesem Zweck kann sich das Gürteltier zu einer Kugel zusammenrollen und so die ungeschützte Körperfläche stark verringern.

Der Panzer des Gürteltiers besteht aus knochenähnlichem Material. Er ist aus vieleckigen

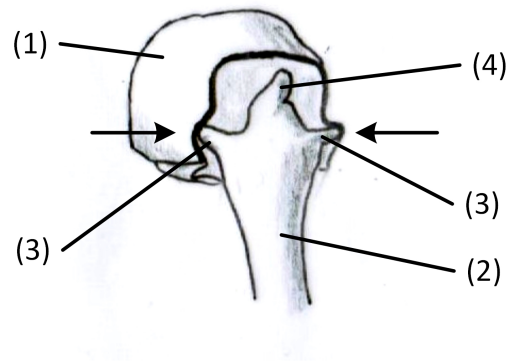


Abbildung 8 Dicondyles Gelenk zwischen Femur und Tibia eines Insektenbeins: (1) distales Ende des Femur; (2) proximales Ende der Tibia; (3) Condyles; (4) Ansatz für Muskeln (angelehnt an Chapman (2004))

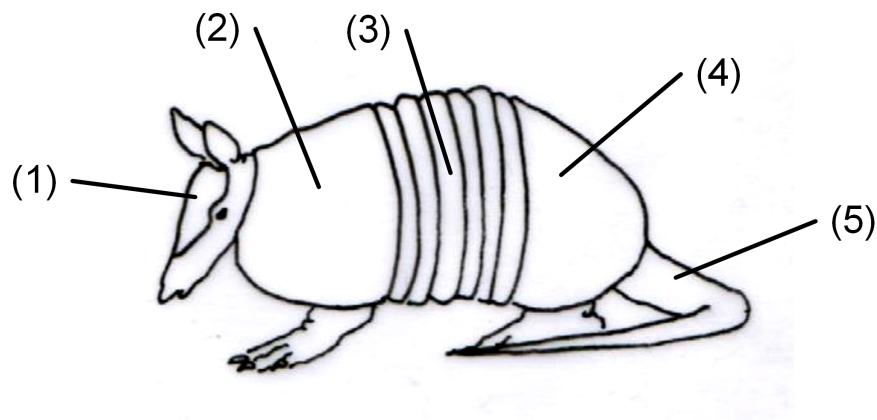


Abbildung 9 Struktur der Panzerung eines Gürteltieres. (1) Kopfschild; (2) Schulterschild; (3) bewegliche Gürtel; (4) Beckenschild; (5) Schwanzpanzer (angelehnt an Ciancio et al. (2013))

miteinander verwachsenen Plättchen aufgebaut (Chen et al. 2011). Gürteltiere besitzen in der Regel einen Kopf-, einen Schulter- und einen Beckenschild. Auch der Schwanz ist bei der Mehrheit der Arten mit einem Panzer versehen. Um das Maß an Beweglichkeit trotz des starren Panzers zu erhalten, sitzen zwischen dem Schulter- und dem Beckenschild eine variable Anzahl (bis zu 24 bei der Art *Chlamyphorus truncatus*) an Panzerringen oder -gürteln. Untereinander sind die einzelnen Gürtel und die Gürtel mit den starren Schilden über Hautfalten verbunden (Abb. 9) (Superina 2000).

3.4. Modelle des menschlichen Ellenbogens

Das menschliche Ellenbogengelenk wird aus dem distalen Ende des Humerus und den proximalen Enden der Ulna und des Radius gebildet (Abb. 10 links). Dadurch ist zum einen die Flexions- und Extensionsbewegung möglich, bei der sich Ulna und Radius gemeinsam relativ zum Humerus verschieben. Zusammen mit dem Handgelenk ist zum anderen eine Drehbewegung entlang des Unterarms möglich, die Pronation und Supination. Hierbei bewegt sich der Radius relativ zu Humerus und Ulna. Das Ellenbogengelenk ermöglicht also zwei Frei-

heitsgrade (Abb. 10 rechts).

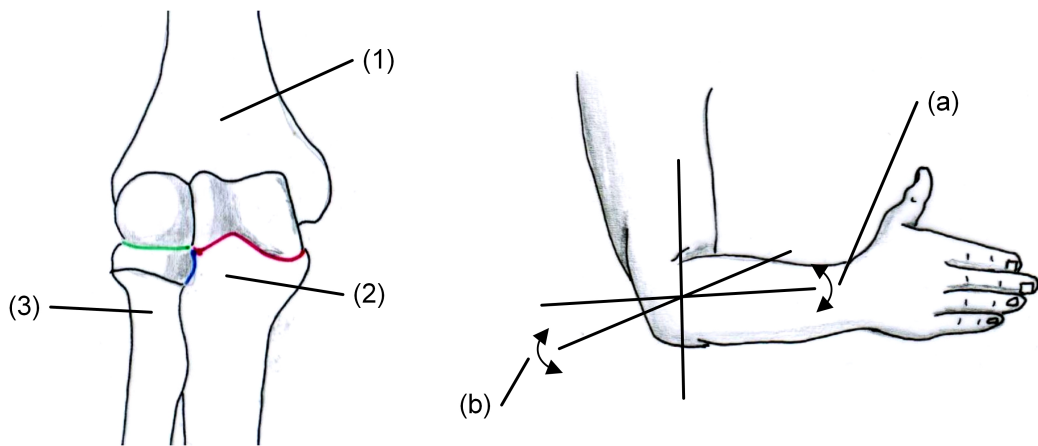


Abbildung 10 menschliches Ellenbogengelenk: links: Knochen und Gelenkflächen des Ellenbogengelenkes (1) Humerus; (2) Ulna; (3) Radius; rot: Gelenkfläche zwischen Humerus und Ulna; grün: Gelenkfläche zwischen Humerus und Radius; blau: Gelenkfläche zwischen Ulna und Radius; rechts: Achsen des menschlichen Ellenbogengelenkes: (1) Pronation/Supination; (2) Extension/Flexion (angelehnt an Hochschild (2015))

Koordinatensysteme Um die Kinematik des Ellenbogengelenkes zu beschreiben, müssen zunächst Koordinatensysteme festgelegt werden. Die International Society of Biomechanics (ISB) hat hierfür Standards entwickelt. Sowohl für den Humerus (h: Humerus) als auch für den Unterarm (f: Forearm) werden eigene Koordinatensysteme festgelegt. Dadurch ist stets eine eindeutige Beschreibung beider Körperteile zueinander möglich. Der ISB-Standard zur Definition von Körperkoordinatensystemen wurde 1995 veröffentlicht und dient der Vereinheitlichung und Unterstützung der Kommunikation in der Biomechanik. Er enthält im Wesentlichen Empfehlungen für die räumliche Lage des Koordinatensystems eines Körperteils (Wu & Cavanagh 1995). Für das Ellenbogengelenk werden die Koordinatensysteme nach Wu et al. (2005) entsprechend dieses ISB-Standards definiert. Dazu werden die wenigen zur Verfügung stehenden ertastbaren anatomischen Landmarken herangezogen. Somit können diese Koordinatensysteme für den Arm ohne bildgebende Verfahren definiert werden.

Supination und Pronation Die Achse der Pronation/Supination kann durch die Verbindungslinie zwischen dem distalen Ende der Elle und dem proximalen Ende der Speiche angenähert werden. Diese Linie entspricht der y-Achse des nach ISB-Standard definierten Koordinatensystems des Unterarmes. Die Annäherung ist ausreichend genau zur Beschreibung der Supinations- und Pronationsbewegung. Durch die Ausrichtung der Drehung entlang des Unterarms und dem größeren Abstand zwischen wirken sich Fehler in der Annahme der Bewegungsachse sehr viel geringer auf das Modell des Ellenbogens aus als ein Fehler in der Annahme der Flexions- und Extensionsachse.

Flexion und Extension Die Flexion/Extension ist in erster Näherung die Bewegung eines einfachen Scharniergelenkes entlang einer starren Achse. Sie kann zum Beispiel durch

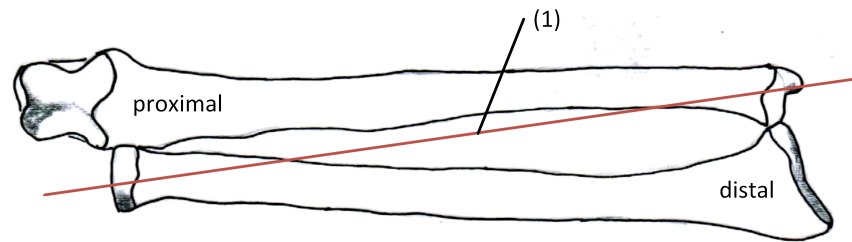


Abbildung 11 Achse der Pronations- und Supinationsbewegung: (1) Drehachse (angelehnt an Hochschild (2015))

die z Achse des Koordinatensystems nach ISB-Standard des Oberarmes angenähert werden. Diese Annäherung ist jedoch sehr ungenau (Fornalski et al. 2003). Fraysse & Thewlis (2014) untersuchten die Verwendung einer Regressionsgleichung zur Berechnung der Drehachse aus anatomischen Landmarken. Die Ergebnisse zeigen jedoch, dass aufgrund der großen Variabilität der Anatomie verschiedener Menschen kein Genauigkeitsgewinn gegenüber des ISB-Standards entsteht. Sowohl die direkte Annahme der Drehachse aus anatomischen Landmarken als auch die Verrechnung mit relativen Parametern weichen in ähnlicher Größenordnung von der mit Tracking-Methoden festgestellten Drehachse ab. Letztere sind die genauesten Methoden zur Findung der Bewegungsachse am Menschen.

Anatomisch ähnelt die Gelenkfläche zwischen Humerus und Ulna zwei an ihren schmaleren Enden aneinander befestigten Kegelstümpfen. Dadurch entsteht an der Verbindungsstelle eine Rille, die die Bewegung der Ulna vorgibt. Dieser Grad liegt jedoch nicht in einer Ebene senkrecht zur Drehachse, sondern verläuft leicht spiralförmig. Dadurch verdreht und verschiebt sich die Bewegungsachse während der Drehung leicht (Kapandji 2009).

Außerdem unterscheidet sich die Bewegungsachse signifikant zwischen der Flexions- und Extensionsbewegung. Nach Messungen von ? unterscheiden sich die Bewegungsbahnen von einem nahe des Handgelenks angebrachten Messpunktes um bis zu zwei Zentimeter zwischen beiden Bewegungsrichtungen. Bei passiver Bewegung des Ellenbogengelenks fallen beide Achsen sehr genau zusammen. Bei aktiver, also eigenständiger Bewegung des Ellenbogengelenks tritt die eben beschriebene Hysterese klar auf. Dieses Phänomen kann auf zwei Effekte zurückgeführt werden: Zum einen verschieben sich auf der Haut angebrachte Messpunkte durch die Anspannung verschiedener Muskeln. Zum anderen sorgt das im Ellenbogengelenk herrschende Spiel für eine leichte Verschiebung der Gelenkachse (Thomson et al. 2001).

Weichteilgewebe Für ein vollständiges Modell des menschlichen Ellenbogens ist außerdem die umgebende Muskulatur und Haut zu beachten. Es besteht im Wesentlichen aus Kollagen und Elastin. Nach Rocon et al. (2008) lässt sich Weichgewebe als Kombination nichtlinear elastischer und viskoelastischer Elemente beschreiben. Zunächst steigt der Elastizitätsmodul des Gewebes mit zunehmender Spannung, bis er einen Maximalwert erreicht

und anschließend versagt (Abb. 12; Humphrey (2003)). In guter Näherung kann Weichgewebe als eine Vielzahl parallelgeschalteter Zenerk-Elemente (Feder-Dämpfer-Elemente mit einer weiteren Feder in Reihe) modelliert werden (Abb. 13; Nordin & Frankel (2008)).

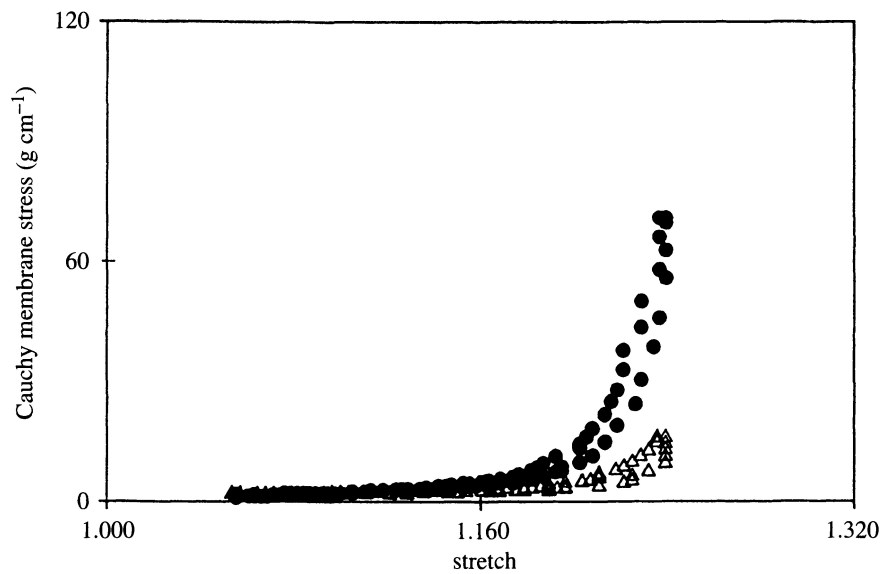


Abbildung 12 Typisches Verhalten von Weichgewebe unter Spannung. Aufgetragen ist die Spannung über die Dehnung. (entnommen aus Humphrey (2003))

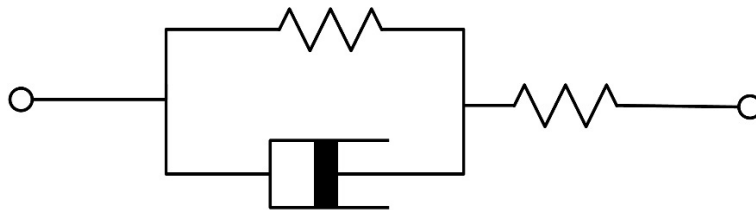


Abbildung 13 Weichgewebe-Einheit als Feder-Dämpfer-Element (Zenerk-Element) in Anlehnung an Nordin & Frankel (2008)

4. Nachteile des Standes der Technik

Bei allen Einsatzbereichen ist gemeinsam, dass menschliche Extremitäten durch gezieltes Einbringen von Kräften und Momenten bewegt oder festgehalten werden. Gleichzeitig dürfen die menschlichen Gelenke jedoch nicht falsch belastet werden. Eine falsche Belastung tritt beispielsweise bei einer Belastung quer zur Bewegungsachse des menschlichen Gelenkes auf oder bei einer Belastung, die über den Bewegungsbereich des menschlichen Gelenkes hinausgeht auf (Wülker & Kluba 2010). Die Gelenkbänder sind nicht auf eine Dauerbelastung über ihr natürliches Maß hinaus ausgelegt, sondern lediglich auf ein Zusammenhalten der Gelenkflächen. Bei Überbelastung kann es zu Bänderdehnungen kommen (Grifka et al. 2013). In Verbindung mit Exoskelettstrukturen, wie sie auch Orthesen sind, können solche Kräfte durch die nicht passgenaue Abbildung der Gelenkbewegung des Entsprechenden Gelenks durch das Exoskelett auftreten. Alle auf dem Markt verfügbaren zertifizierten Exoskette haben gemeinsam, dass ihre kinematische Struktur jedoch angelehnt an Roboter entworfen wurde. Ihre mechanischen Gelenke bilden nicht die exakte Bewegung der menschlichen Gelenke ab, sondern sind als reduzierte Parallelstruktur mit Scharniergelenken ausgeführt. Beispielsweise wird die Extension und Flexion des Ellenbogengelenks durch Gelenke mit starrer Bewegungsachse unterstützt, die Bewegungsachse des menschlichen Gelenks bewegt sich jedoch während der Bewegung selbst (Kapandji 2009). In Abb. 14 ist der Bereich gezeigt, in dem sich die Ellenbogenachse während der Flexion/Extension bewegt. Die meisten Gelenke führen zusätzlich eine Mischung aus Gleit- und Rollbewegungen aus. Eine solche Bewegung wird zwar in den neueren Knieorthesen berücksichtigt, nicht jedoch in Exoskeletten. Zusätzlich ist in der Regel keine Einrichtung zur Ausrichtung der Gelenkachse vorgesehen.

Außerdem sind einfache Scharniergelenke sehr anfällig gegen Fluchtungsfehler der Achse des menschlichen Armes und der Achse der Exoskelettstruktur. In der Forschung gibt es bereits erste Ansätze die dieses Problem durch Gelenkstrukturen mit zusätzlichen Freiheitsgraden lösen. Diese Gelenkstrukturen bilden nur durch die Verbindung mit dem menschlichen Arm ein funktionierendes Gelenk, das Exoskelett alleine weist jedoch zu viele freie Freiheitsgrade auf. Aber auch diese Gelenke sind anfällig gegen eine rotierende Drehachse des menschlichen Ellenbogengelenkes und können Bewegungen des Weichgewebes nur bedingt ausgleichen.

Mit der starken Vereinfachung beziehungsweise Idealisierung der Gelenke geht gleichzeitig ein starkes Abstrahieren und Verallgemeinern des Menschlichen Skeletts einher. Die verfügbaren Exoskelettstrukturen lassen sich maximal in der Länge der Arm- und Beinelemente und, durch die Befestigung des Exoskelettes mittels Klettverschlüssen, an die Arm- und Beinumfangen anpassen. Besonderheiten des menschlichen Skeletts wie verschiedene Bewegungsachsen in Gelenken, verschiedene Beinstellungen und verschiedene Kubitalwinkel (Winkel zwischen der Längsachse des Unter- und des Oberarmes) im Ellenbogen werden

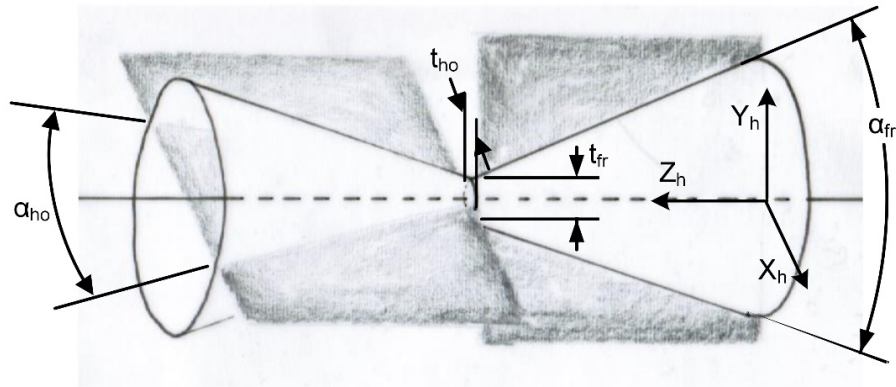


Abbildung 14 Verdrehung und Verschiebung der Drehachse der Flexions-Extensions-Bewegung des Ellenbogengelenkes (angelehnt an Bottlang et al. (2000))

nicht beachtet. Letztere reichen bei erwachsenen Personen von 5° bis 15° , wobei Frauen signifikant größere Kubitalwinkel besitzen (Rajesh et al. 2013).

Durch die kinematische Inkompatibilität zwischen dem menschlichen Arm und der Exoskelettstruktur kommt es zu Spannungen und Druckstellen zwischen dem menschlichen Körper und den Exoskelettstrukturen. Diese können unangenehm sein und ein dauerhaftes Tragen unmöglich machen. Ist die Exoskelettstruktur nicht richtig an den menschlichen Extremitäten befestigt, kann sie durch diese Spannungen außerdem verrutschen. Dadurch verschieben sich wiederum die Gelenkachsen des menschlichen und des mechanischen Gelenkes zueinander, was weitere Fluchtungsfehler zur Folge hat (Rocon et al. 2008). Ein langes tragen des ReWalk Exoskelettes hat zum Beispiel bei einigen Probanden zu leichten Abschürfungen an der Verbindung von Exoskelett und menschlichem Bein geführt (Esquenazi et al. 2012). Dazu kommt, dass diese Exoskelette meist von Menschen mit neuronalen Schädigungen getragen werden, bei denen Schmerz als Warnmechanismus vor Verletzungen und falscher Belastung nicht funktioniert.

Zur Konstruktion einer passgenauen Gelenkstruktur muss ein passendes mathematisches Modell des Ellenbogens vorhanden sein. Bestehende Modelle versuchen meist die Bewegung zwischen den Knochen des Ellenbogens, welche als Starrkörper angenommen werden, möglichst genau zu beschreiben. Eine Berücksichtigung von Weichgewebe kommt nicht vor. Außerdem reduzieren die Modelle das menschliche Ellenbogengelenk auf ein Scharniergelenk mit dem Ziel eine möglichst genaue Drehachse zu finden, oder sie lassen weitere Bewegungen in dem Gelenk zu, aber nur um Fehler einer angenäherten Bewegungsachse auszugleichen. Kein Modell berücksichtigt die Bewegung von Weichgewebe, das Finden einer näherungsweise optimalen Drehachse und die Möglichkeit, Bewegungen um weitere Achsen mit einzuberechnen.

Literaturverzeichnis

- Aach, M., Meindl, R. C., Geßmann, J., Schildhauer, T. A., Citak, M. & Cruciger, O. (2015), 'Exoskelette in der Rehabilitation Querschnittgelähmter', *Der Unfallchirurg* **118**(2), 130–137.
- Boeheim, W. (1890), *Handbuch der Waffenkunde: Das Waffenwesen in seiner historischen Entwicklung vom Beginn des Mittelalters bis zum Ende des 18. Jahrhunderts*, Vol. VII of *Seemanns kunstgewerbliche Handbücher*, 1 edn, Seemann, Leipzig.
- Bottlang, M., Madey, S. M., Steyers, C. M., Marsh, J. L. & Brown, T. D. (2000), 'Assessment of elbow joint kinematics in passive motion by electromagnetic motion tracking', *Journal of Orthopaedic Research* **18**(2), 195–202.
- Calabro, R. S., Russo, M., Naro, A., Milardi, D., Balletta, T., Leo, A., Filoni, S. & Bramanti, P. (2016), 'Who may benefit from ardeo power treatment? a neurophysiological approach to predict neurorehabilitation outcomes', *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation* .
- Chapman, R. F. (2004), *The insects: Structure and function*, 4. ed., reprint edn, Cambridge Univ. Press, Cambridge.
- Chen, I. H., Kiang, J. H., Correa, V., Lopez, M. I., Chen, P.-Y., McKittrick, J. & Meyers, M. A. (2011), 'Armadillo armor: mechanical testing and micro-structural evaluation', *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* **4**(5), 713–722.
- Ciancio, M. R., Carlini, A. A., Campbell, K. E. & Scillato-Yané, G. J. (2013), 'New palaeogene cingulates (mammalia, xenarthra) from santa rosa, Perú and their importance in the context of south american faunas', *Journal of Systematic Palaeontology* **11**(6), 727–741.
- Contreras-Vidal, J. L., A Bhagat, N., Brantley, J., Cruz-Garza, J. G., He, Y., Manley, Q., Nakagome, S., Nathan, K., Tan, S. H., Zhu, F. & Pons, J. L. (2016), 'Powered exoskeletons for bipedal locomotion after spinal cord injury', *Journal of neural engineering* **13**(3), 031001.
- Dietz, F., Hexamer, M., Kerl, F., Arndt, A., Moscato, F., Schneditz, D., Kramer, L., Simanski, O., Thomas, A., Schauer, T., Vallery, H., Riener, R. & Werner, J. (2014), *Automatisierte Therapiesysteme*, Vol. 9 of *Biomedizinische Technik*, De Gruyter, Berlin.
- Esquenazi, A., Talaty, M., Packel, A. & Saulino, M. (2012), 'The rewalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury', *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* **91**(11), 911–921.
- Fornalski, S., Gupta, R. & Lee, T. Q. (2003), 'Anatomy and biomechanics of the elbow joint', *Sports Medicine and Arthroscopy Review* **11**(1), 1–9.

- Fraysse, F. & Thewlis, D. (2014), 'Comparison of anatomical, functional and regression methods for estimating the rotation axes of the forearm', *Journal of Biomechanics* **47**(14), 3488–3493.
- Grifka, J., Krämer, J. & Baier, C. (2013), *Orthopädie Unfallchirurgie*, Springer-Lehrbuch, 9. edn, Springer, Wien.
- Guidali, M., Duschau-Wicke, A., Broggi, S., Klamroth-Marganska, V., Nef, T. & Riener, R. (2011), 'A robotic system to train activities of daily living in a virtual environment', *Medical & biological engineering & computing* **49**(10), 1213–1223.
- Gutsfeld, P., Simmel, S., Benning, E., Brand, A. & Augat, P. (2016), 'Orthesen in der Unfallchirurgie', *Trauma und Berufskrankheit* **18**(2), 116–124.
- Herr, H. (2009), 'Exoskeletons and orthoses: Classification, design challenges and future directions', *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* **6**(1), 21.
- Hill, R. V. (2006), 'Comparative anatomy and histology of xenarthran osteoderms', *Journal of morphology* **267**(12), 1441–1460.
- Hochschild, J. (2015), *Strukturen und Funktionen begreifen. Bd. 1: Grundlagen zur Wirbelsäule, HWS und Schädel, BWS und Brustkorb, obere Extremität*, Strukturen und Funktionen begreifen, 4. edn, Thieme, Stuttgart.
- Huber, G. (2015), 'Bewegungstherapie und arbeitsplatzorientierte Rehabilitation', *B&G Bewegungstherapie und Gesundheitssport* **31**(06), 240–244.
- Humphrey, J. D. (2003), 'Review paper: Continuum biomechanics of soft biological tissues', *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* **459**(2029), 3–46.
- Kapandji, I. A. (2009), *Funktionelle Anatomie der Gelenke: Schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik: obere Extremität, untere Extremität, Rumpf und Wirbelsäule*, 5. edn, Thieme, Stuttgart.
- Kawamoto, H. & Sankai, Y. (2002), Power assist system hal-3 for gait disorder person, in K. Miesenberger, ed., 'Computers helping people with special needs ; proceedings', Vol. 2398 of *Lecture Notes in Computer Science*, Springer, Berlin, pp. 196–203.
- Kühnel, H., ed. (1992), *Bildwörterbuch der Kleidung und Rüstung: Vom Alten Orient bis zum ausgehenden Mittelalter*, Vol. 453 of *Kröners Taschenausgabe*, Alfred Kröner Verlag, Stuttgart.
- Nordin, M. & Frankel, V. H. (2008), *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*, 3. edn, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- Otten, A., Voort, C., Stienen, A., Aarts, R., van Asseldonk, E. & van der Kooij, H. (2015), 'Limpact: A hydraulically powered self-aligning upper limb exoskeleton', *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* **20**(5), 2285–2298.

- Rajesh, B., Reshma, V. R., Jaene, R. C., Somasekhar, I. T. & Vaithilingam, A. (2013), 'An evaluation of the carrying angle of the elbow joint in adolescents', *International Journal of Medicine and Biomedical Research* **2**(3), 221–225.
- Riener, R., Disselhorst-Klug, C., Schmidt, H. & Nef, T. (2015), Therapie- und Assistenzsysteme für die Bewegungsrehabilitation, in M. Kraft & C. Disselhorst-Klug, eds, 'Biomedizinische Technik - Rehabilitationstechnik', Vol. Lehrbuchreihe / hrsg. von Ute Morgenstern und Marc Kraft. DGBMT, Deutsche Gesellschaft für Biomedizinische Technik ; Bd. 10 of *Studium*, De Gruyter, Berlin, pp. 445–489.
- Rocon, E., Ruiz, A. F., Raya, R., Schiele, A. & Pons, J. L. (2008), Human-robot physical interaction, in 'Wearable robots', Wiley, Chichester, England and Hoboken, NJ, pp. 127–163.
- Schiele, A. & van der Helm, Frans C.T. (2006), 'Kinematic design to improve ergonomics in human machine interaction', *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* **14**(4), 456–469.
- Schill, O., Wiegand, R., Schmitz, B., Matthies, R., Eck, U., Pylatiuk, C., Reischl, M., Schulz, S. & Rupp, R. (2011), 'Orthojacket: an active fes-hybrid orthosis for the paralysed upper extremity', *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering* **56**(1), 35–44.
- Specht, J., Schmitt, M. & Pfeil, J. (2008), *Technische Orthopädie: Orthesen und Schuhzurichtungen*, 1. edn, Springer-Verlag, s.l.
- Stienen, A. H., Hekman, E. E., ter Braak, H., Aalsma, A. M., van der Helm, Frans C.T. & van der Kooij, H. (2008), Design of a rotational hydro-elastic actuator for an active upper-extremity rehabilitation exoskeleton, in 'EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob 2008)', pp. 881–888.
- Stienen, A. H., Hekman, E. E., van der Helm, Frans C.T., Prange, G. B., Jannink, M. J., Aalsma, A. M. & van der Kooij, H. (2007), Freebal: dedicated gravity compensation for the upper extremities, in '2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics', pp. 804–808.
- Stone, G. C. (1961), *A glossary of the construction, decoration and use of arms and armor in all countries and in all times, together with some closely related subjects.*, J. Brussel, New York.
- Superina, M. (2000), 'Biologie und Haltung von Gürteltieren (Dasypodidae)'.
Superina, M. & Abba, A. M. (2014), 'Zaedyus pichiy (cingulata: Dasypodidae)', *Mammalian Species* **905**, 1–10.
- Thomsen, M., Loew, M. & Nägerl, H. (2001), 'Kinematics and biomechanics of the elbow', *Der Orthopäde* **30**(9), 582–586.
- Wall, A., Borg, J. & Palmcrantz, S. (2015), 'Clinical application of the hybrid assistive limb (hal) for gait training-a systematic review', *Frontiers in systems neuroscience* **9**, 48.

- Wu, G. & Cavanagh, P. R. (1995), 'Isb recommendations for standardization in the reporting of kinematic data', *Journal of Biomechanics* **28**(10), 1257–1261.
- Wu, G., van der Helm, Frans C.T., Veeger, H., Makhsous, M., van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F. W. & Buchholz, B. (2005), 'Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—part ii: Shoulder, elbow, wrist and hand', *Journal of Biomechanics* **38**(5), 981–992.
- Wülker, N. & Kluba, T., eds (2010), *Taschenlehrbuch Orthopädie und Unfallchirurgie*, 2. edn, Thieme, Stuttgart.
- Yamamoto, T. & Ishiguro, H. (2014), A concept of exoskeleton mechanism for skill enhancement, in A. Duff, N. F. Lepora, A. Mura, T. J. Prescott & Verschure, Paul F. M. J., eds, 'Biomimetic and Biohybrid Systems', Vol. 8608 of *Lecture Notes in Computer Science*, Springer International Publishing, Cham, pp. 449–451.
- Zeilig, G., Weingarden, H., Zwecker, M., Dudkiewicz, I., Bloch, A. & Esquenazi, A. (2012), 'Safety and tolerance of the rewalk™ exoskeleton suit for ambulation by people with complete spinal cord injury: A pilot study', *The Journal of Spinal Cord Medicine* **35**(2), 101–196.
- Zoss, A. B., Kazerooni, H. & Chu, A. (2006), 'Biomechanical design of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex)', *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* **11**(2), 128–138.