

Entwicklung eines Orthesenknöchelgelenks mit neuartigem Rückstellfederelement

Development of an Orthotic Ankle Joint with
a New Type of Return Spring Element

Die Versorgung neurologisch betroffener Patienten mit ihren individuellen Bedürfnissen stellt die Orthopädietechnik täglich vor neue Herausforderungen. Hierbei ist es außerordentlich wichtig, eine genaue Anamnese durchzuführen, um die Schwächen und Stärken des Patienten zu erkennen und einen klaren Maßnahmenplan für die technische Versorgung zu erstellen.

Explizit die orthetische Versorgung erfordert umfassende biomechanische Kenntnisse, technisches Verständnis für Mechanik und Formgefühl bei Maßnahme und Gestaltung der körpernahen Auflageflächen. Der Gangmechanismus ist ein komplexer Prozess, der durch das Zusammenwirken von Muskeln, Gelenken, Nervensystem und dem Gleichgewichtssinn gesteuert wird. Ebenso sind grundsätzliche Kenntnisse über die anatomischen Strukturen erforderlich, um pathologische Bewegungsmuster einzuordnen und entsprechende Behandlungsstrategien zu entwerfen. Die daraus entstehenden mechanischen Anforderungen an ein Knöchelorthesengelenk sind von großer Relevanz, um eine adäquate Patientenversorgung sicherzustellen.

Sogenannte Systemgelenke von unterschiedlichen Herstellern bauen typischerweise auf bekannte mechanische Technologien und Federelementkonzepte auf, die verschiedene Vor- und Nachteile besitzen.

Dies war der Ansatz für die Neuentwicklung des Systemknöchelgelenks „CarbonFlex“ (CF), welches zum Ziel hat, bekannte Schwächen bisheriger Konstruktionen auszu-

gleichen und die Versorgung des Patienten zu verbessern. Hierzu soll ein Überblick über den Entwicklungsprozess und die vorläufigen Ergebnisse gegeben werden.

Schlüsselwörter: Systemgelenk, CarbonFlex, Sprunggelenk, Funktionsausgleich, Abrollverhalten

The treatment of neurologically affected patients with their individual needs presents prosthetics and orthotics with new challenges every day. It is extremely important to take a precise medical history in order to identify the patient's weaknesses and strengths and to draw up a clear plan of action for the technical fitting.

Orthotic treatment in particular requires comprehensive biomechanical knowledge, a technical understanding of mechanics and a sense of form when measuring and designing the contact surfaces close to the body. The gait mechanism is a complex process that is controlled by the interaction of muscles, joints, the nervous system and the sense of balance. Basic knowledge of the anatomical structures is also required in order to classify pathological movement patterns and design appropriate treatment strategies. The resulting mechanical requirements for an ankle orthosis joint are of great relevance to ensure adequate patient treatment.

So-called system joints from different manufacturers are typically based on known mechanical technologies and spring element concepts, which have various advantages and disadvantages.

This was the approach for the new development of the CarbonFlex (CF) system ankle joint, which aims to compensate for known weaknesses of previous designs and improve patient care. An overview of the development process and the preliminary results will be given here.

Key words: System Joint, CarbonFlex, Ankle Joint, Functional Compensation, Rolling Behaviour

Das Sprunggelenk des menschlichen Körpers

Die dreidimensionale Bewegung der Sprunggelenke ermöglicht eine effiziente Abrollbewegung des Fußes während des Gehens und Laufens, indem die Gelenke auf unterschiedliche Belastungen und Untergründe reagieren. Es ist wichtig zu betonen, dass diese Bewegungen nicht isoliert voneinander stattfinden, sondern in einem koordinierten Zusammenspiel.

Die Bewegungen in den drei Hauptebenen – der Sagittalebene, der Frontalebene und der Transversalebene – sind in Abbildung 1 nach [1] beschrieben.

Der Funktionsausgleich orthetischer Knöchelgelenksysteme fokussiert sich in der Regel auf das obere Sprunggelenk (OSG), welches wesentliche Funktionen für eine effektive Fortbewegung ermöglicht. Pathologische Bewegungsmuster führen hier zu einer deutlich reduzierten Mobilität der betroffenen Patienten.

Wie in Abbildung 2 nach [1] zu erkennen, wird zwischen aktiver (Eigenkraft) und passiver (Fremdkraft) Range of Motion unterschieden. Laut der

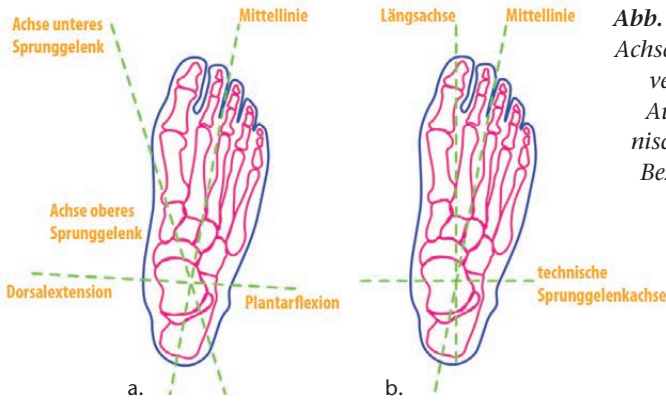


Abb. 1a u. b Technische Achsen: Übersicht transversal OSG/USG (a), Ausrichtung der technischen OSG-Achse im Bezug zur Längsachse des Fußes (b).

Neutral-Null-Methode besteht eine aktive Beweglichkeit von 20-0-40, welche im Gang nicht vollumfänglich genutzt wird. Im normalen Gangzyklus werden ca. 10° Dorsalextension und 15° Plantarflexion benötigt [2].

Das untere Sprunggelenk (USG) hat im Wesentlichen die Funktion der Stoßdämpfung und Adaption an verschiedene Untergründe. Häufig ist die Funktionalität in dieser Gelenkebene durch den Aufbau der orthetischen Versorgung deutlich eingeschränkt. In der Orthetik findet das USG in den meisten Fällen Berücksichtigung in einer entsprechend teilelastisch gefertigten Fußschale mit elastischer Fußbettung [1].

Relevante Kräfte innerhalb anatomischer Strukturen

Im biomechanischen Sinne hat der Fuß viele Aufgaben zu bewältigen und gewährleistet die Lastübernahme des vielfachen Körpergewichtes. Der Fuß überträgt zudem die Kräfte, die neben der Gleichgewichtsregulierung auch der Fortbewegung dienen. Um die vielfältigen Anforderungen zu erfüllen,

hat der Fuß eine komplexe knöchernen, muskuläre und ligamentäre Struktur (Abb. 3). Diese erlaubt es, dass der Fuß je nach Bedarf seine Stellung, seine Form und seine Steifigkeit verändert. Die Anordnung der Fußknochen bildet eine charakteristische längsgewölbte Form. Das Quergewölbe wird durch die Mittelfußknochen gebildet, welches durch muskuläre und fasziale Verspannungen entsteht. Dieses dient primär zur Erzeugung der erforderlichen Steifigkeit des Vorfußes in der Abstoßphase [3].

Das OSG und das USG erlauben Bewegung in zwei unterschiedlichen anatomischen Achsen sowie zusammengesetzte Bewegungen durch die strukturelle Anordnung der Knochen im Mittelfuß. Die Kinematik des Fußes wird wesentlich durch das OSG und das USG bestimmt. Der Talus hat hier eine besondere Position, weil er an beiden Gelenken beteiligt ist und keinen eigenen Muskelansatz aufweist. Die Muskeln überspannen den Talus, weshalb die einwirkenden Kräfte muskulär kompensiert werden müssen. Zudem kreuzen sich beide Achsen im Sinus Tarsi, was die gekoppelte Funktionalität im Sinne eines atypischen Kardan-Gelenkes beschreibt [3].

Pathologische Bewegungsmuster und entsprechende Gegenmaßnahmen

Die Einteilung der Gangtypen nach der N.A.P. Gait Classification beschreibt beispielsweise vier verschiedene Gangtypen. Die vorliegende Talusfehlstellung in Inversion und Eversion erfordert eine kompensatorische

hyperextendierte oder hyperperfizierte Kniestellung des betroffenen Patienten [4]. Auch wenn die pathologischen Muskelfunktionen hier ursächlich verantwortlich sind, wird ersichtlich, dass die korrekte statische Basis des Talus erforderlich ist, um eine effiziente Fortbewegung zu ermöglichen. Physiotherapeutische, aber auch orthetische Interventionen bieten hier gute Möglichkeiten.

Qualifizierte Physiotherapie nutzt die Fersenkipphelfunktion zur Schulung natürlicher Gangmuster. Bei diesem Dehnungsverkürzungszyklus werden korrekte neuronale Verbindungen im Gehirn durch motorische Impulse gestärkt und spezifische Muskelgruppen durch gezieltes Krafttraining gekräftigt.

Kinematisch erzeugt die Bodenreaktionskraft während des „initial contact“ und der „loading response“ ein Drehmoment im OSG, was zu Rotationen im OSG und um den Fersenauftrittspunkt führt und eine passive Plantarflexion des Fußes bewirkt. Kinetisch arbeitet der Musculus tibialis anterior exzentrisch gegen diese Plantarflexion, wodurch ein kontrolliertes Absenken des Fußes ermöglicht wird.

Für die Integration der Fersenkipphelfunktion in eine Ankle-Foot-Orthosis (AFO), welche eine Winkelveränderung im OSG initiiert, sind ein einstellbarer Widerstand in der Plantarflexion und ein physiologischer Drehpunkt erforderlich. Eine solche AFO unterstützt die physiotherapeutischen Ziele im Alltag durch kontrollierte passive Plantarflexion [5].

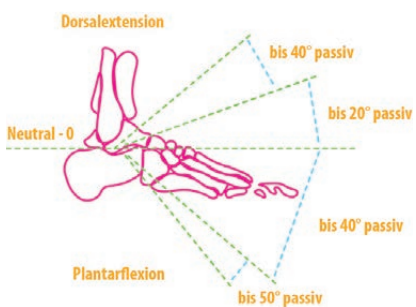


Abb. 2 OSG-Achse sagittal RoM.

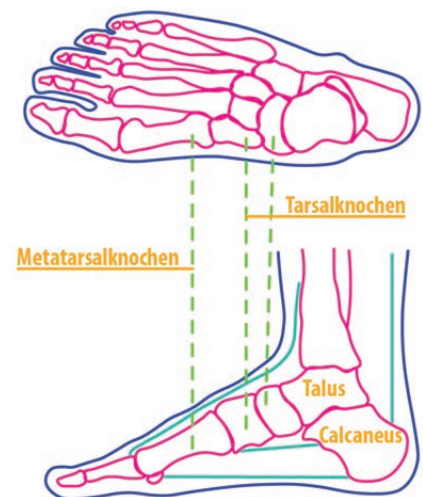


Abb. 3 Ansichten Fußskelett [3].

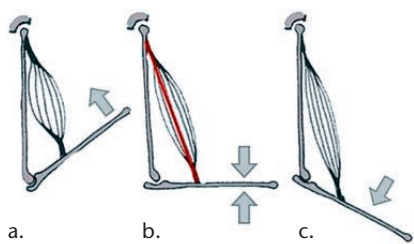


Abb. 4a-c Prinzip der verschiedenen Kontraktionsformen [6]: konzentrisch (a), isometrisch (b) und exzentrisch (c).

Kann ein mechanisches Gelenk die fehlenden Muskelfunktionen ersetzen?

In der alltäglichen Bewegung arbeiten konzentrische und exzentrische Kontraktionen wechselseitig zusammen, um komplexe und präzise Bewegungen zu ermöglichen. Die Begriffe „konzentrisch“, „isometrisch“ und „exzentrisch“ beziehen sich auf verschiedene Phasen der muskulären Kontraktion und Dehnung während der Bewegung (Abb. 4).

Konzentrische Muskelkontraktion: Konzentrische Kontraktion tritt auf, wenn sich der Muskel aktiv verkürzt, um eine Bewegung auszuführen. Im Falle der Unterschenkelmuskulatur, besonders der Wadenmuskulatur, geschieht dies während einer aktiven

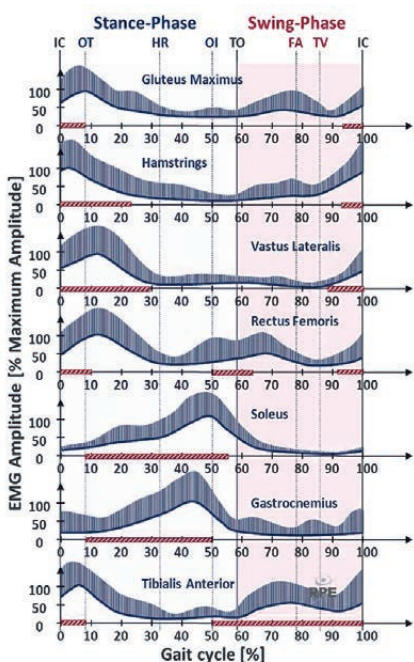


Abb. 5 Übersicht EMG Gait Cycle [7].

Plantarflexion in Terminal Stance/Pre Swing. Während dieser Bewegung ziehen sich die Muskelfasern zusammen, und der Muskel wird kürzer [2].

Isometrische Muskelkontraktion: Isometrische Muskelkontraktion tritt auf, wenn der Muskel statisch kontrahiert und die anliegenden Körperteile keine Winkelveränderung vollziehen. Es wird also Kraft aufgebaut, ohne die Länge des Muskels zu verändern. Diese entsteht beispielsweise während der Kokontraktion der Unterschenkelmuskulatur im stabilen Stand unter Belastung.

Exzentrische Muskelkontraktion: Exzentrische Kontraktion tritt auf, wenn sich der Muskel kontinuierlich verlängert, während er einer Belastung widersteht. Im Falle der prätibialen Muskulatur geschieht dies beim Absenken des Fußes während Initial Contact/Loading Response [2].

Relevante Muskelaktivitäten im menschlichen Gangzyklus

Für die Gesamtbeurteilung der auftretenden konzentrischen und exzentrischen Muskelfunktionen gibt die Übersicht der EMG-Amplituden mit den Spitzenwerten der relevanten Muskelgruppen aus der Abbildung 5 einen guten Überblick. Um eine entsprechende Versorgungsstrategie aufzubauen, definieren die pathologischen Muskeldefizite hier die technische Anforderung an die Patientenversorgung.

Als Beispiel wird die Dorsalextension des OSG in Mid stance/Terminal stance durch äußere Bodenreaktions-

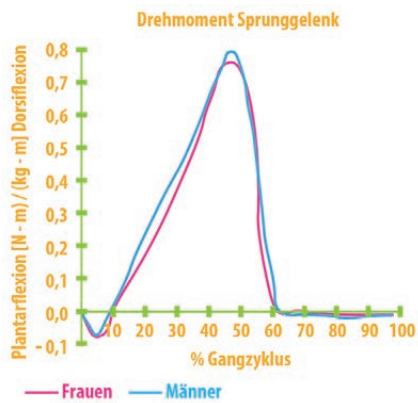


Abb. 6 Berechnetes Drehmoment OSG [8].

kräfte eingeleitet. Die stärksten Momente im OSG entstehen vor dem sogenannten Push-off in der terminalen Standphase (Abb. 6). Dem entgegen stehen die kompensatorischen Kräfte der Unterschenkelmuskulatur (Muskelkontraktion), welche in dem Leistungsdiagramm (Abb. 7) dargestellt werden. Hier wird ersichtlich, dass ein entsprechendes Drehmoment immer eine antagonistische Gegenkraft benötigt, um das nötige Kräftegleichgewicht wiederherzustellen.

Zwischenfazit

Derzeitige mechanische Orthesen-Gelenksysteme können die exzentrische Muskelfunktion gut unterstützen und pathologische Bewegungsausschläge begrenzen. Diese stoßen beim Ausgleich der konzentrischen Aktivität aber an ihre Grenzen. Die dynamische Rückführung geht konstruktiv immer zurück auf den eingestellten Nullpunkt des Gelenkes, was in bestimmten Gangphasen nicht physiologisch ist. Zu nennen ist hier beispielsweise die terminale Standphase. Die konzentrische Funktion der Wade erfordert hier im Normbereich eine Winkelveränderung im OSG von 10° Dorsalextension auf 15° Plantarflexion, um den nötigen Push-off zu generieren.

Entwicklung eines neuartigen Orthesengelenkes

Stand der Technik

Im Rahmen des Verbundforschungsvorhabens „FlexOr“ (ZF 4451701AK7) des Zentralen Innovationsprogramms Mittelstand (ZIM), gefördert durch das Bundesministerium für Wirt-

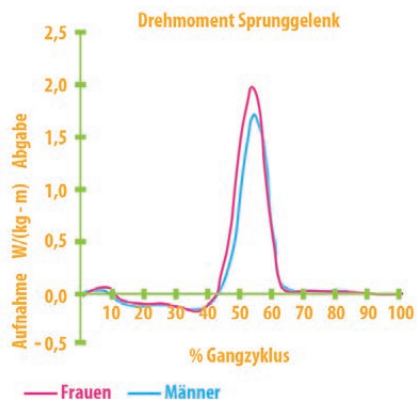


Abb. 7 Berechnete Leistung Muskel [8].

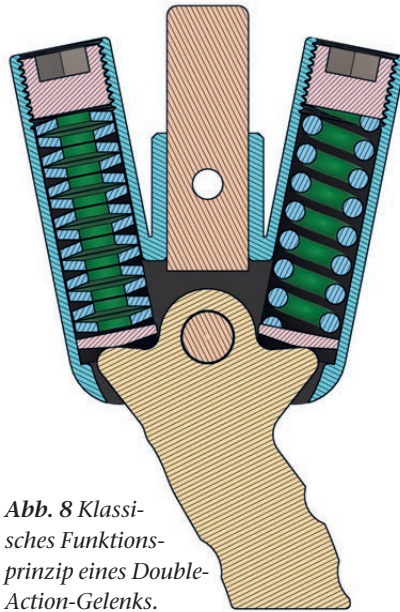


Abb. 8 Klassisches Funktionsprinzip eines Double-Action-Gelenks.

schaft und Klimaschutz (BMWK), wurde die Entwicklung eines neuartigen Orthesengelenks initiiert. Dabei wurde zunächst der Stand der Technik untersucht.

Die gängigen Knöchelgelenkkonstruktionen haben, mit wenigen Ausnahmen, ihren Einsatz im Ausgleich bei Funktionsstörungen im OSG. Hier treten bekannterweise die größten Kräfte und Winkelveränderungen auf, welche für den effektiven Vortrieb im Gangzyklus entscheidend sind. Bei den Konstruktionen handelt es sich um sogenannte Double-Action-Gelenke, bei welchen Bewegungsausschläge und die Belastungswiderstände unabhängig in beide Bewegungsrichtungen voneinander justiert werden können (Abb. 8).

Bei herkömmlichen Gelenksystemen sind die Federpakete jeweils in einem bestimmten Winkel zum Systemfußbügel angeordnet, um die optimale Aufnahme der Kräfte zu gewährleisten. Im Gangzyklus komprimiert der Fußbügel die entsprechenden Feder Elemente in der Standphase und sorgt bei Entlastung für eine Abgabe der gespeicherten Energie.

Folgende Merkmale an bestehenden Gelenksystemen konnten festgestellt werden:

- **Hohe Masse und großer Bauraum:** Aktuelle Orthesengelenke weisen eine hohe Strukturmasse und einen vergleichsweise großen Bauraum auf. Dies resultiert u. a. aus den biomechanischen An-

forderungen, wie dem Erreichen einer hohen Rückstellkraft. Durch den vorrangigen Einsatz von zum Teil massiven Schrauben- bzw. Tellerfedern aus Stahl sind hierfür entsprechend große Bauräume notwendig und resultieren in einer hohen Bauteilmasse.

- **Geräuschintensive Nutzung:** Aktuelle Orthesengelenke besitzen bauweisenbedingt akustisch wahrnehmbare Betriebsgeräusche. Besonders hinsichtlich der Akzeptanz der Patienten (Compliance) stellt dies eine große Einschränkung dar.
- **Komplexe Bauweisen:** Der Einsatz von Teller- und Schraubenfederkonzepten erfordert eine aufwendige konstruktive Umsetzung. Dies wiederum bedingt den Einsatz von Experten für eine teilweise aufwendige und zeitintensive Montage und Justage bestehender Systeme. So können Justagen an vorhandene Systeme teilweise nur durch Verstellung innerhalb der Federeinheit erreicht werden, wodurch eine fehlerhafte Einstellung der Komponenten begünstigt werden kann.

Anforderungen an ein neues Federgelenk

Für die Entwicklung eines neuen Gelenkansatzes wurden hieraus folgende Zielstellungen abgeleitet:

- **Verbesserte Compliance:** Eine verbesserte Akzeptanz bei den Trägern von Beinorthesen soll durch die Minimierung des Bauraums und der Strukturmasse erreicht werden. Gleichzeitig soll ein neues Gelenk möglichst minimale Geräuschemissionen aufweisen.
- **Einfache Bauweise:** Der neue Gelenkmechanismus soll möglichst einfach montierbar, wartungsarm und idealerweise über eine einfache Justage verfügen. Die Anzahl an notwendigen Bauteilen soll auf ein Minimum reduziert werden. Den derzeitigen Standards bzgl. der Vermeidung von Klemmgefahren und der Verwendung etablierter Systembreiten soll darüber hinaus entsprochen werden.
- **Angestrebter Funktionsumfang:** Das neue Gelenk soll möglichst über eine volle Federkraft bei voller Range-of-Motion verfügen. Das heißt, dass unabhängig von

Werkstoffkennwert	Federstahl (1.4310)	Aluminiumlegierung (EN AW 7075-T6 T651)	CFK (HTS40/EP-Harz, 50 % Faservolumengehalt, Angaben in Faserrichtung)	GFK (E-Glas/EP-Harz, 50 % Faservolumengehalt, Angaben in Faserrichtung)
Dichte [g/cm ³]	7,9	2,8	1,5	1,9
Elastizitätsmodul [GPa]	185	72	121	37
Spezifisches Elastizitätsmodul [GPa/(g/cm ³)]	23	26	62	20
Zugfestigkeit [MPa]	bis zu 2500	524	2200	1976
Spezifische Zugfestigkeit [MPa/(g/cm ³)]	316	186	1472	992

Tab. 1 Mechanische Kennwerte von ausgewählten Konstruktionswerkstoffen nach [9, 10].

der Federkraft ein Ausschlag von 20° in jede Bewegungsrichtung (Plantarflexion/Dorsalextension) möglich sein soll. Die Beweglichkeit soll zudem mit justierbaren Anschlägen nachträglich eingeschränkt werden können. Darüber hinaus soll auch der Gelenkwinkel (Range of Motion) bis zur vollständigen Blockierung des Bewegungsausschlags verstellbar sein. Dies ist notwendig, um im Falle einer Statusveränderung oder einer geringfügigen Stellungskorrektur nachbessern zu können, jedoch ohne dabei die Federn unterschiedlich vorzuspannen, sodass stets der maximale Federweg zur Verfügung steht.

Konstruktionsbeschreibung des neuartigen Knöchelgelenks

Zunächst ausgehend von einem Schraubenfederansatz stellte sich im Verlauf der Entwicklung ein Kon-

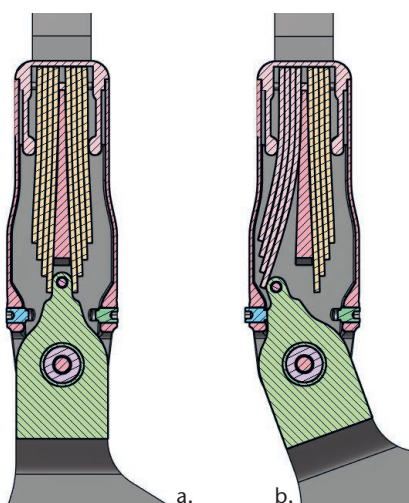


Abb. 9a u. b Blattfederkonstruktion in Neutralstellung (a) und in 20° Auslenkung (b).

struktionsprinzip auf Basis von Blattfedern als vorteilhaft heraus. Blattfedern können sowohl platzsparend als auch unter Einsatz alternativer Werkstoffe realisiert werden, wodurch eine deutliche Senkung von Bauraum und Strukturmasse erzielt werden kann.

Werkstoffauswahl: Metalle und Verbundwerkstoffe

Für hochbelastete Bauteile hat sich Stahl als Werkstoff für ingenieurtechnische Aufgaben etabliert, da er herausragende mechanische Eigenschaften besitzt. Zunehmend werden jedoch Stahl und auch Leichtmetalllegierungen durch Verbundwerkstoffe, bestehend aus einer Verstärkungsfasern und einer Kunststoffmatrix, wie kohlenstofffaserverstärkter Kunststoff (CFK) oder glasfaserverstärkter Kunststoff (GFK), ersetzt. Vor allem bei Leichtbauanwendungen spielen die mechanischen Kennwerte für Steifigkeit und Festigkeit eine entscheidende Rolle. Bezogen auf die Werkstoffdichte übertreffen diese sogenannten spezifischen Kennwerte bei einer Betrachtung des Werkstoffs in Faserrichtung beispielsweise für CFK die Steifigkeit (Elastizitätsmodul) von Federstahl um mehr als das Zweieinhalbfache. Hinsichtlich der Belastbarkeit (Zugfestigkeit) wird dieser Wert sogar über das Viereinhalbfache übertroffen (Tab. 1). Dieses Eigenschaftsprofil kann gezielt genutzt werden, um die Bauteilmasse signifikant zu verringern. Darüber hinaus bieten Verbundwerkstoffe gegenüber Stahl und Aluminiumlegierungen weitere Vorteile, wie etwa deutlich bessere Korrosionsbeständigkeit und in bestimmten Fällen sogar eine Widerstandsfähigkeit gegenüber Materialermüdung.

Jedoch stellt der Einsatz von Verbundwerkstoffen den Anwender auch vor besondere Herausforderungen. Eine vergleichsweise geringe Härte begünstigt die Abrasion. Außerdem sind umfangreiche Kenntnisse zum stark anisotropen (richtungsabhängigen) Werkstoffverhalten, zur Verarbeitung und zur Recyclingfähigkeit des Werkstoffs notwendig.

Aus diesem Grund werden sowohl Blattfederkonzepte auf Basis von Metallen als auch Verbundwerkstoffen untersucht. Bedingt durch das Konstruktionsprinzip ist sogar eine Kombination unterschiedlicher Werkstoffe innerhalb eines Blattfederpakets realisierbar.

Die Innovation: Blattfeder versus Schrauben- und Tellerfeder

Dem neu entwickelten Orthesengelenk wurde die Bezeichnung Carbonflex (CF) gegeben, die auf den möglichen Einsatz von Carbonfedern hinweist. Bei dem neuartigen Federsystem funktioniert der Fußbügel wie ein Pendel, welches die vorgespannten Blattfedern auslenkt. Die Federblattstapel nehmen Bewegungsenergie auf und geben diese bei Entlastung wieder ab.

Durch die Anordnung der Blattfedern im Verlauf der Systemschienen kann das Gelenk deutlich schmaler gestaltet werden. Die Vorspannung der Federstapel sorgt zudem für einen harmonischen Übergang in der Be- und Entlastungsphase des Ganges, was zusätzlich zu einer Reduzierung der Geräuschentwicklung führt. In Abbildung 9 sind Schnittansichten des CF-Gelenks für zwei unterschiedliche Auslenkungen dargestellt.

Die Steifigkeit der Federpakete kann über die Kombination verschied-

dener CFK, GFK und Metallfedern individuell eingestellt werden und ist abhängig von dem jeweiligen Bedarf des Patienten. Über distal angeordneten Schrauben kann der Range of Motion im OSG bis zur Blockierung der jeweiligen Bewegungsrichtung eingeschränkt werden.

Bei vollständiger Entfernung der Einstellschrauben ist eine maximale Auslenkung von 20° in jeder Bewegungsrichtung möglich. Diese wird begrenzt durch die Steifigkeit der eingesetzten Federpakete.

Der eigentliche Korpus des Gelenkes besteht aus einer Titanlegierung und ist lediglich aus zwei Teilen aufgebaut (Abb. 10). Die Masse des Gehäuses konnte mithilfe einer FEM(Finite-Elementen-Methode)-simulationsgestützten Topologieoptimierung und eines additiven Herstellungsverfahrens deutlich reduziert werden. Deckel und Gehäuse wiegen zusammen nur rund 90 g.

Die Fertigung erfolgt additiv quasi abfallfrei im DLMS(Direct-Metal-Laser-Sintering)-Verfahren, einem laserbasierten Pulverbettverfahren. Überschüssiges Material wird aufgefangen und wiederverwendet.

Mechanisch verfügt das Gehäuse über eine Aufnahme des Fußbügels distal und des Systemankers proximal. Die Systemfedern werden mithilfe des Metalldeckels in den Korpus eingeführt und unter Vorspannung fixiert.

Auf der Rückseite der Gelenkkonstruktion befindet sich eine exzentrische Verstellung, welche es erlaubt, nachträglich die Position der Absatzhöhe zu justieren, ohne dabei die Federpakete zu komprimieren. Somit können Aufbaufehler oder Schuhveränderungen mit einer Verstellbarkeit

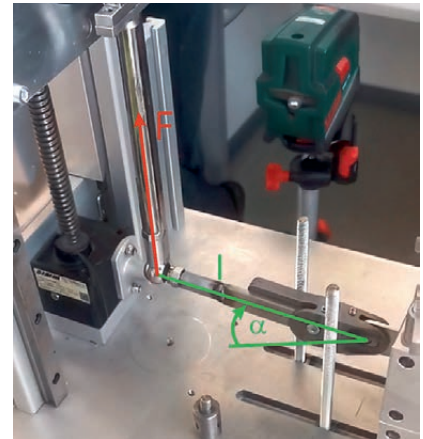


Abb. 11 Kalibrierprüfstand mit eingesetztem CarbonFlex-Gelenk: Prüfkraft F , Hebellänge l und Drehwinkel α .

von maximal 10° in jede Bewegungsrichtung ausgeglichen werden. Der Systemanker wird zusätzlich von zwei Madenschrauben fixiert, nachdem die Winkeleinstellung vorgenommen worden ist.

Untersuchung der Eigenschaftsprofile verschiedener Gelenksysteme

Um das mechanische Verhalten des neu entwickelten Blattfedergelenks zu bewerten und mit den am Markt verfügbaren Konzepten zu vergleichen, wurden translatorische Messungen entlang der sagittalen Bewegungsebene durchgeführt. Hierfür wurde ein speziell für die Kalibrierprüfung von Orthesengelenken entwickelter Prüfstand eingesetzt (Abb. 11).

Neben dem CarbonFlex-Gelenk mit einer mittleren Rückstellkraft wurden noch weitere Double-Action-Gelenke, wie oben beschrieben und

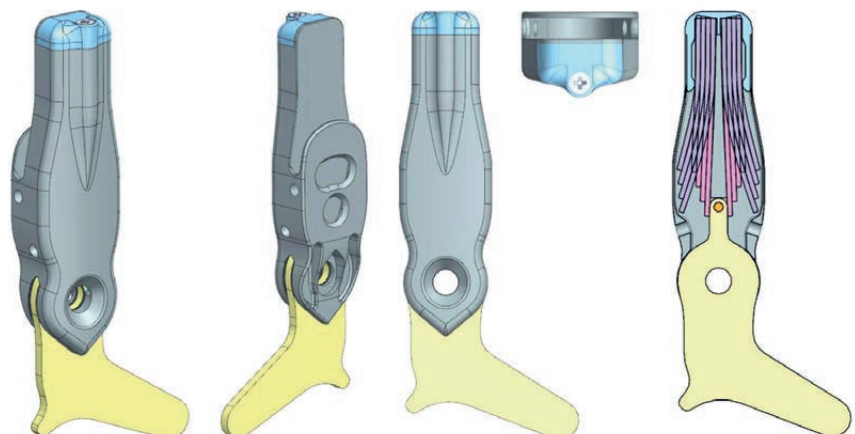


Abb. 10 Prototyp des CarbonFlex-Gelenks.

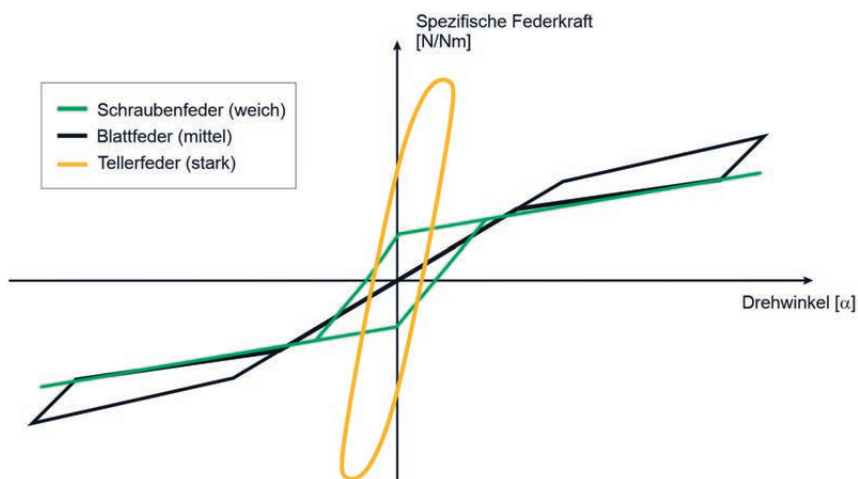


Abb. 12 Exemplarische Kennlinien der spezifischen Federkraft in Abhängigkeit des Drehwinkels verschiedener Gelenksysteme.

in Abbildung 11 schematisch dargestellt, mit Rückstellkräften von „extra stark“ bis „extra weich“ experimentell untersucht. Die Auslenkung erfolgte in positiver und negativer Richtung bis zu einer maximalen spezifischen Kraft von ca. ± 12 N/Nm bzw. einem maximalen Drehwinkel von $\pm 15^\circ$ – je nach Steifigkeit des Gelenksystems.

Das Diagramm in Abbildung 12 zeigt das qualitative Verhalten anhand von Kennkurven der gemessenen spezifischen Kraft und des Drehwinkels für je ein Double-Action-Gelenk mit Schraubenfeder (weich) bzw. mit Tellerfeder (stark) sowie das CarbonFlex-Gelenk mit mittelstarker Rückstellkraft. Alle drei Gelenkvarianten weisen nach einem hier nicht dargestellten Anlaufverhalten deutliche Hystereseeffekte auf. Das heißt, dass ein Teil der in den Federn gespeicherten potenziellen Energie in der Rückstellphase in Wärme umgewandelt wird. Diese Energieumwandlung

resultiert mit hoher Wahrscheinlichkeit aus konstruktionsbedingten Reibungseffekten der eingesetzten Feder-elemente bzw. der Stellglieder.

Ein bemerkenswerter Unterschied der untersuchten Gelenktypen ist jedoch, dass die Varianten mit Blattfedern eine globale Hysterese aufweisen. Eine weniger ausgeprägte, aber dafür um die Nullstellung des Gelenks herum auftretende Hysterese kann bei Gelenktypen mit Spiralfedern beobachtet werden. Dafür verhalten sich diese bei größeren Auslenkungen linear bzw. mit einer nur geringen Hysterese. Im Gegensatz hierzu zeigt das CarbonFlex-Systemgelenk mit Blattfedern gerade beim Nulldurchgang ein vorrangig lineares Verhalten und neigt erst bei größeren Auslenkungen zu einem nichtlinearen Verhalten in Verbindung mit einer Energiedissipation.

Dies resultiert wahrscheinlich aus der Gestaltung des Blattfederpakets,

bei dem mit zunehmender Auslenkung die außenliegenden Federn mit beansprucht und ausgelenkt werden, was eine zunehmende Reibung hervorruft. Der deutlich ausgeprägte lineare Anstieg beim Lastwechsel von einem Blattfederpaket zum anderen kann unter anderem als Ursache für eine geringere Geräusentwicklung beim Einsatz des CarbonFlex-Systemgelenks angenommen werden.

Zusammenfassung

Das vorgestellte neuartige und in Abbildung 13 dargestellte Orthesengelenk CarbonFlex basiert auf einem für Orthesengelenke neuartigen Blattfederprinzip. Durch den Einsatz von Leichtbauverbundwerkstoffen für die Blattfedern und eine numerisch optimierte Gehäusekonstruktion ist eine Masseneinsparung von bis zu 50 % gegenüber bereits am Markt etablierten Produkten erreichbar.

Die Geräusentwicklung konnte deutlich reduziert werden. Begründen lässt sich dieses Verhalten sehr wahrscheinlich mit einem geänderten Verhalten beim Aufladen der Blattfederpakete beim Nulldurchgang gegenüber bekannten Systemen.

Durch die geschlossene und auf ein Minimum an Komponenten reduzierte Bauweise konnte ein Schutz vor Schmutzpartikeln erreicht werden. Der Fußbügel läuft zwischen zwei Teflonscheiben, um den Verschleiß auf ein Minimum zu reduzieren. Die Federpakete, Bolzen und Gleitscheiben müssen aktuell aufgrund der starken Belastung der Funktionsbauteile nach ca. sechs Monaten gewechselt werden.

Die schlanke Bauweise, welche durch die neuartige Federkonstruktion möglich wird, verbessert die Trageigenschaften im konfektionierten Schuhwerk deutlich. Die Konzeption des Gelenks erfolgte analog zu bekannten Systemen, primär auf einer Systembreite von 16 mm. Weitere Systembreiten werden derzeit entwickelt.

Die Montage ist einfach, schnell und reduziert potenzielle Montagefehler. Die Federpakete werden vormontiert geliefert und können je nach Bedarf in das System eingesetzt werden.

Die nachträgliche Justierung über den Exzenter funktioniert einwandfrei, besonders im Verlauf der dynamischen Anprobe. Auch wenn die

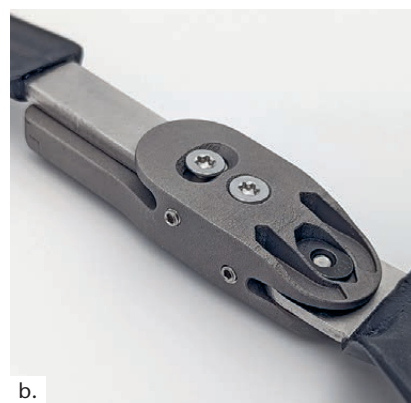


Abb. 13a u. b Ansicht des CarbonFlex-Gelenks: außen seitlich (a) und von innen (b).

Winkelveränderung nicht im Drehpunkt des Knöchelgelenkes stattfindet, entsteht kein Shifting im Bereich der körpernahen Anlageflächen der Orthese. Der Exzenter muss nach erfolgter Justierung wieder fixiert werden und sollte sich in der Definitivversorgung möglichst in Neutralstellung befinden.

Der Korpus ermöglicht eine Auslenkung des Gelenkwinkels von 20° in jede Bewegungsrichtung. Die maximale Winkelveränderung hängt stark von den Steifigkeiten der jeweiligen Federpakete ab. Das Biegeverhalten ist sehr dynamisch und wird von den Patienten positiv wahrgenommen.

Die Entwicklung der Federelemente des Gelenkes stellte insgesamt die größte Herausforderung dar. Aktuell werden unterschiedliche Blattfedervarianten bzgl. ihres maximalen Steifigkeits- und Auslenkungsverhaltens untersucht sowie verschiedene Verschleiß- und Dauerfestigkeitsuntersuchungen durchgeführt.

Fazit und Ausblick

Das neu entwickelte CarbonFlex-Orthesengelenk zeichnet sich durch eine moderate Bauteilgröße, eine geringe Masse, ein einfaches Konstruktionsprinzip und harmonische Eigenschaften der eingesetzten Blattfeder-technologie aus. Es lässt sich problem-

los in den meisten konfektionierten Schuhen tragen. Das Konstruktionsprinzip bietet ein hohes Potenzial zur Entwicklung unterschiedlicher Gelenkgrößen, Varianten mit verschiedenen Rückstellkräften und wasserfester Bauteilgruppen.

Im Mittelpunkt weiterer Entwicklungen stehen das Erreichen hoher Federwiderstände, wie sie bisher von anderen Systemgelenken erzielt werden, sowie die Erhöhung des maximal möglichen Auslenkungswinkels. Hierfür existieren bereits verschiedene Lösungsansätze für die Blattfederkonstruktion, welche aktuell durch statische und dynamische Untersuchungen evaluiert werden.

Danksagungen:

Die Autoren bedanken sich bei Dr. Inke Marie Albertsen, Leitung des Ganglabors der Schön Klinik in Hamburg-Eilbeck, für die Erhebung, Auswertung und Interpretation der ersten Testversuche mit der neuen Gelenk-konstruktion. Des Weiteren danken wir Harald Melchior, Mats Ole Schulz und Lennart Kosel von der Firma Reha-OT Lüneburg für die Aufbereitung kinetischer Daten sowie die Darstellung, Entwicklung und Erfindung der konstruktiven Bauteilgeometrie. Ebenfalls möchten wir uns beim Ingenieurbüro Kremser für die Unterstützung im Bereich Konstruktion

und Produktzulassung bedanken, außerdem Dipl.-Ing. Emanuel Richter und Dipl.-Ing. Jonathan Andrä für die durchgeführten numerischen Berechnungen.

Förderhinweis:

Die hier vorgestellten Ergebnisse stammen aus Forschungs- und Entwicklungsprojekten, die mit Mitteln des Bundesministeriums für Wirtschaft und Energie (BMWi) im Rahmen der ZIM-Forschungsprojekte „FlexOr“ (Förderkennzeichen ZF4028409AK7) unterstützt wurden.

Interessenkonflikt:

Der Autor Norman Fittkau ist für den Hersteller von „CarbonFlex“ tätig.

Die Autoren:

Norman Fittkau, OTM
Calluna Tec GmbH
An der Roten Bleiche 1
21335 Lüneburg
fittkau@callunatec.de

Prof. Dr.-Ing. Axel Spickenheuer
Leibniz-Institut für Polymerforschung
Dresden e. V.
Hohe Str. 6
01069 Dresden

Peer-Review

Zitation: Fittkau M, Spickenheuer A. Entwicklung eines Orthesenknöchelgelenks mit neuartigem Rückstellfederelement. *Orthopädie Technik*, 2025; 76 (2): 32-39

Literatur:

- [1] Hohmann D, Uhlig R. Orthopädische Technik. 9. Auflage. Stuttgart: Thieme, 2005
- [2] Götz-Neumann K. Gehen verstehen. Ganganalyse in der Physiotherapie. 4. Auflage. Stuttgart: Thieme, 2016
- [3] Brinckmann P, Frobin W, Leivseth G, Drerup B. Orthopädische Biomechanik. Wissenschaftliche Schriften der WWU Münster, Reihe V, Band 2. Münster: Westfälische Wilhelms-Universität, 2012
- [4] Horst R (Hrsg.). N.A.P. – Therapien in der Neuroorthopädie. Stuttgart: Thieme, 2011
- [5] Horst R. Motorisches Strategietraining und PNF. Stuttgart: Thieme, 2009
- [6] Bewect. Darstellung verschiedener Kontraktionsformen. <http://bewect.com/2017-04-muskelkater-definition-und-ursache-praevention-und-therapie> (Zugriff am 13.11.2024)
- [7] Wikipedia. Ganganalyse. Stand: 27. April 2024. <https://de.wikipedia.org/wiki/Ganganalyse> (Zugriff am 12.11.2024)
- [8] Kerrigan DC, Todd MK, Della Croce U. Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 1998; 77 (1): 2-7
- [9] Gutekunst + Co. KG. Federstahldrähte und ihre Eigenschaften. Blog Federnshop <https://blog.federnshop.com/federstahldraht/> (Zugriff am 13.11.2024)
- [10] MatWeb. Stainless Steel, Aluminum 7075-T6 T651 / Teijin Tenax® E HTS40 F13 / E-Glass Fiber, Generic. <https://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=0cf4755fe3094810963eaa74fe812895> (Zugriff am 12.11.2024)