

H. Schöbel

## Genu Curve Optima – Zur Konstruktion eines individuellen Knieorthesengelenks

Genu Curve Optima: Constructing a Joint for Individual Knee-Orthoses

Der vorliegende Artikel beschreibt die Konstruktion des individuellen Knieorthesen-Gelenks Genu Curve Optima (GCO), das mit dem Ziel geschaffen wurde, hohen Bewegungskomfort und optimale Stabilität bereitzustellen. Daneben war es bei der Konstruktionsentwicklung wichtig, sinnvolle Verwendungsmöglichkeiten der Orthese festzulegen. Zunächst wurde die persönliche Kniekinematik des zu versorgenden Nutzers anhand der individuellen Polkurve des lateralen und medialen Kondylus ermittelt, woraus sich eine dreidimensionale Bewegung ergab. Die Knierotation konnte somit bei der Entwicklung aktiv berücksichtigt und in die Stabilität der Orthese integriert werden. Um die individuelle Polkurve des Probanden zu erhalten, wurden Messdaten einer Magnetresonanztomografie-Untersuchung (MRT) verwendet. Mithilfe einer speziell dafür entwickelten Testorthese wurde das GCO anschließend in einer Testreihe mit konventionellen Knieorthesengelenken verglichen. Die durchgeführten Tests zeigten, dass das GCO den vergleichsweise höchsten Bewegungskomfort und das beste Stabilitätsgefühl vermittelte. Somit konnte bestätigt werden, dass es generell möglich ist, ein wirklich physiologisches Gelenk zu entwickeln.

The present article describes the construction of the Genu Curve Optima (GCO) joint for individual knee-orthoses, which has been created in order to provide for a high motion comfort and optimum stability. For the design of the construction, it was also important to determine reasonable fields of application for the orthosis. First, the personal knee kinematics of the user to

be fitted were ascertained with the help of the individual pole curve of the lateral and medial condylus, which lead to a three-dimensional movement. The knee rotation could thus be actively taken into consideration and be integrated in the stability of the orthosis during its development. In order to preserve the individual pole curve of the test person, the measuring dates of an MRI (Magnetic Resonance Imaging) were used. With the help of a specially developed test orthosis the GCO was then compared with conventional joints for knee-orthoses in various tests. These tests showed that in comparison with other orthoses, the GCO provided the highest motion comfort and the best feeling of stability to the user. It could thus be confirmed that it is generally possible to develop a genuine physiological joint.

### Einleitung

Die Grundidee bei der Konstruktion des GCO war es, ein „physiologisches“ Knieorthesengelenk zu entwickeln, das den kinematischen Ansprüchen gerecht wird und sogar als individuelles Gelenk bezeichnet werden kann [12]. Das Wort „physiologisch“ setzt der Verfasser hier bewusst in Anführungszeichen, weil diese Bezeichnung bei der Funktionsbeschreibung von Gelenken oft geradezu inflationär verwendet wird. Letztendlich wird fast jedes Gelenk, das kein monozentrisches ist, also jedes polyzentrische, als physiologisches Gelenk bezeichnet.

In dem hier vorgestellten Kontext soll die Bezeichnung „physiologisch“ jedoch eine wesentliche Eigenschaft des Gelenks benennen.

Denn die Knieorthese soll das Kniegelenk – abhängig von der jeweiligen Indikation – hauptsächlich stabilisieren und führen. Der Sinn eines solchen mechanischen Gelenkes ist es, eine optimale Stabilisierung zu gewährleisten. Zudem soll die Bewegung des mechanischen Gelenks der anatomischen Kniegelenksbewegung so weit wie möglich nahekommen, um Zwangskräfte, die von der Orthese auf das Knie einwirken, so gering wie möglich zu halten.

Bau und Funktion moderner Orthesen sollten somit darauf ausgerichtet werden, die Wirkung unzuträglicher, von außen auf das Kniegelenk einwirkender Kräfte zu mindern (zum Beispiel vordere Schublade nach Insuffizienz des vorderen Kreuzbandes). Nicht zuletzt wirken sich all diese Faktoren auch auf den Tragekomfort aus, denn die oben beschriebenen Zwangskräfte verursachen ein zusätzliches Verrutschen und Abhebeln der Orthese, das sich durch Druck- und Scheuerstellen bemerkbar macht und somit einen wesentlichen Einfluss auf die Patienten-Compliance hat.

Somit war es das Ziel, ein Gelenk zu entwickeln, das – in Bezug auf die Kinematik – dem menschlichen Knie so nahekommt, dass ein kinematischer Kompromiss so weit wie möglich ausgeschlossen werden kann. Da das Orthesengelenk Genu Curve Optima (GCO) eine genaue und physiologische Bewegung ermöglicht und die individuelle Kniebewegung des Menschen bei der Konstruktion berücksichtigt wird, kann das Gelenk entsprechend den persönlichen Bewegungsansprüchen des Nutzers entwickelt und genau daran angepasst werden [9, 12].

## Grundlagen der Polkurve

Eine Polkurve ist die kinematische Beschreibung der Bewegung eines Objektes in der Ebene. Sie ist die Verbindung der einzelnen Momentanpole, das heißt, sie zeigt an, wie sich die Drehachse in der Ebene bewegt. Ein Momentanpol ist der Punkt, um den sich das Objekt im momentanen Zustand dreht, um von einer in die nächste Position zu kommen.

Die Momentanpole geben somit die einzelnen Zwischenpunkte an, um die sich das Objekt dreht, wenn es sich von der Startposition bis zur Endposition bewegt. In unserem Beispiel sind dies die Gelenksstellungen vom gestreckten bis zum gebeugten Knie. Eine Polkurve besitzt somit theoretisch unendlich viele Momentanpole.

Um eine Bewegung zu beschreiben, benötigt man jedoch zwei Kurven, da eine Bewegung sowohl vom ruhenden System, der Rastpolkurve, aus, oder vom bewegenden System, der Gangpolkurve, aus betrachtet wird [3].

## Polkurve des Kniegelenks

Aufgrund der kombinierten Roll-Gleitbewegung zwischen Femur und Tibia wandert die Drehachse entlang einer Polkurve. Dass sich die Kniebewegung des Femurkopfes auf der Tibiafläche aus einer kombinierten Roll-Gleit-Bewegung ergibt, lässt sich durch den Verlauf der Momentanpole erklären. Ausgehend von der maximalen Extension ist zu Beginn der Rollanteile am größten, der dann allmählich zu einem Gleiten übergeht.

Am Schluss wird die Beugung mit einem nahezu reinen Gleiten beendet, was wiederum in der Begründung der konzentrierten Momentanpole im hinteren Bereich des Kondylus liegt [5, 11].

Dass sich am Ende der Beugung eine konzentrierte Anhäufung der Momentanpole befindet, lässt sich daraus schließen, dass in der Anfangsbeugung des Knies die größte Translation des Femurs stattfindet, da hier der Drehpunkt den längsten Weg zurücklegt. Diese Beobachtung liefert die Begründung, warum ge-



Abb. 1 Proband kurz vor der Aufnahme am offenen MRT-Gerät.

rade in diesem Bewegungsabschnitt des Kniegelenkes ein physiologisches Orthesengelenk am sinnvollsten erscheint. Dieser Bewegungsbereich wird nämlich am häufigsten verwendet, da sich die Kniegelenksbewegung im menschlichen Gangzyklus je nach Gehgeschwindigkeit hauptsächlich in den ersten 60 bis 70 Grad der Bewegung abspielt.

## Die Knierotation

Verschiedene Untersuchungen haben ergeben, dass der Bewegungsablauf des lateralen und medialen Kondylus unterschiedlich ist und sich dadurch eine dreidimensionale Kinematik ergibt. Experimentell wurde dies mittels MRT, Computertomographie (CT) und der Untersuchung von Leichenknien unter anderem von Iwaki, McPherson und Pinskerova [4, 7, 10] bestätigt. In der letzten Phase der Kniegelenksstreckung findet eine gewisse Außendrehung der Tibia statt, die im Allgemeinen als Schlussrotation bezeichnet wird.



Abb. 2 MRT-Aufnahme in medialer Schichttiefe.

Diese Rotation wird mit einem Winkel von ca. 20 Grad beschrieben. Gründe für die Knierotation sind unter anderem das Zusammenspiel der Sehnen und der Muskeln sowie die Verhältnisse der Seiten- und Kreuzbänder. Ein weiterer Grund liegt in den unterschiedlichen Kondylen- und Flächenformen des Femurs [5].

## Knievermessung

Bei der kinematischen Knievermessung handelt es sich um einen Selbstversuch. Am LKH Stolzalpe wurden an einem offenen MRT sagittale Schnittbilder des linken Kniegelenkes in 14 Gelenksstellungen, von minus drei bis 110 Grad, in unterschiedlichen Schichttiefen angefertigt (Abb. 1).

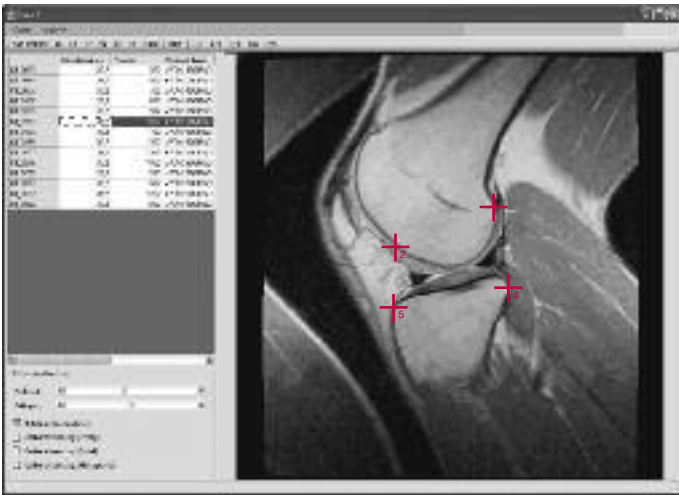
Aus allen Gelenkstellungen wurden jene Bilder entnommen, die die Schichttiefen des lateralen und medialen Kondylus darstellen (Abb. 2



Abb. 3 MRT-Aufnahme in lateraler Schichttiefe.

u. 3). Jeweils medial und lateral wurden zwei bestimmte Punkte an der Tibia gewählt und deren Verlauf aufgrund der Bewegung ermittelt. Mit der vektoriellen Methode nach Reuleaux wurde anschließend die Rastpolkurve konstruiert [3] (Abb. 4).

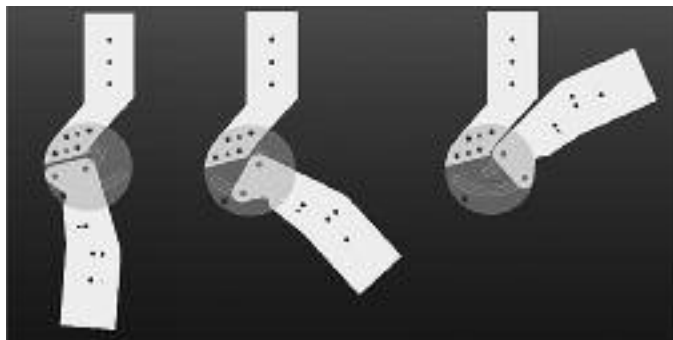
Aufgrund der Tatsache, dass die Abstände der Bewegungspunkte als Referenz immer gleich bleiben, wurde durch ein Übertragungssystem mithilfe des Dreieckverfahrens die zweite Polkurve, die Gangpolkurve, errechnet. Die Polkurven wurden anhand von MRT-Bildern konstruiert (Abb. 5).



**Abb. 4** Versuch einer mathematischen Berechnung der Polkurve durch Auswahl der Referenzpunkte (rote Kreuze) anhand von MRT-dicom-Bildern.

Bei der Polkurvenkonstruktion mit dem MRT-Verfahren ergibt sich eine sogenannte virtuelle Deformation [6]. Durch das MRT-Aufnahmeverfahren stellt sich eine leichte Verzerrung dar, was aber in diesem Projekt durchaus erwünscht sein kann. Das MRT-Gerät stellt kontinuierliche Schnittbilder immer in Richtung der Sagittalebene, in einer Tiefe des medialen und lateralen Kondylus, dar. Da sich aber die Sagittalebene der Tibia während der Bewegung durch die Knierotation verdreht, entsteht die konstruierte Polkurve als eine leicht verzerrte Form. Weil sich die Orthesengelenke – genau wie die Aufnahmeebene des MRT – jedoch ebenfalls in der Hauptsagittalebene befinden und nicht mit der Sagittalebene der Tibia mitklappen, wird durch die Polkurvenverzerrung diese Knierotation bei der Polkurvenkonstruktion bereits mitberücksichtigt.

Genauer betrachtet wird die Kinematik des Femurs beziehungsweise der Tibia ermittelt, die man für die Orthesengelenke, die sich ja nicht im Inneren, sondern außen befinden, noch umrechnen müsste. Da der sich ergebende Fehleranteil in dieser Arbeit aufgrund der Achsprojizierung zusätzlich zum diskreten und momentanen Fehler schwer abschätzbar war, wurde auf eine Umrechnung verzichtet.



**Abb. 6** Bewegungsablauf beim dritten (aktuellen) Prototyp.

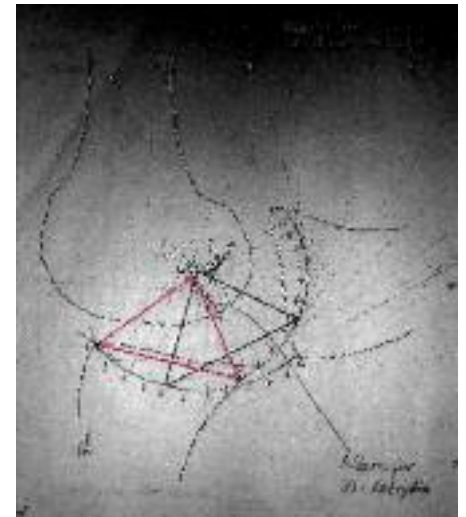
Der Bewegungsvorgang des GCO ist durch die Führungsstifte und deren Langlochkurven exakt vorge-

Grundsätzlich ist es schwer, die Varianz kleinzuhalten, sogar, wenn es sich um Wiederholungsmessungen handelt. Dies gilt sowohl in-vitro als auch in-vivo [8].

## Das GCO

Das Grundprinzip des GCO ist das Entlanggleiten von Führungsstiften in Langlochkurven, die in einer be-

stimmten Art und Weise ausgerichtet und geformt sind. Die kreisrunden Seitenteile, die mit der Unterschiene fixiert sind, ergeben eine symmetrische Schablone, zwischen denen sich die Oberschiene mit ihren befestigten Führungsstiften gemäß den Langlochkurven bewegt (Abb. 6 u. 7).



**Abb. 5** Konstruktion der Polkurven anhand von MRT-Bildern; die zweite, untere Kurve (Gangpolkurve), wird mithilfe der Dreiecke (Rot, Grau) ermittelt.

geben. Die kinematische Individualität ergibt sich aus den Positionsmöglichkeiten der Führungsstifte und aus der Wegrichtung der Langlochkurven. Durch den Unterschied der Führungsstiftspositionen und der daraus folgenden unterschiedlichen Langlochkurvenverläufe des medialen und lateralen Gelenks wird die dreidimensionale Kinematik der Kniebewegung umgesetzt. Um die Reibung zwischen Langloch und Führungsstift herabzusetzen, werden zusätzlich Rollen über die Führungsstifte gesetzt, die als Gleitlager wirken und entlang der Außenkontur der Langlochbahnen rollen.

Der letzte Prototyp ist dahingehend modifiziert, dass die Position der Führungsstifte optimiert wurde und diese somit auf eine Anzahl von zwei reduziert werden konnten (Abb. 7 u. 8). Außerdem ist das individuelle GCO-Gelenk anhand der



Moderne Orthopädie Kunststoffe

BEIL GmbH, Lehmkuhlenweg 9, DE-31224 Peine

Tel. +49 (0) 51 71/70 99-0, Fax 70 99-29

[www.beil-peine.de](http://www.beil-peine.de) · [service@beil-peine.de](mailto:service@beil-peine.de)

BEIL-Produkte sind

# besser

aus den MRT-Daten errechneten individuellen Polkurven entwickelt worden, um es anschließend an dem Probanden zu testen.

## Die Testorthese

Zunächst wurde eine Orthese aus mehrfach laminiertem kohlefaserverstärktem Gießharz nach Gipsabdruck gefertigt. Es wurde bewusst eine Testorthese mit großer Rahmenoberfläche gebaut, da eine solche Orthese einen guten Sitz am besten veranschaulicht und ein Verrutschen wesentlich besser sichtbar macht als eine schmale Rahmenkonstruktion.

Um die Orthese beim Testablauf für die Trageposition in ihrer proximalen Höhe reproduzierbar zu machen, wurde sie gleich zu Beginn mit einer zusätzlichen Fernschiene laminiert, die anschließend abgetrennt und montierbar gemacht wurde. Als eine weitere Maßnahme zur Reproduktion des Orthesensitzes wurde eine Art Achsenlehre mit zusätzlicher Bohrung als Kompromissdrehachse angefertigt. Als Vergleichsgelenke wurden ein monozentrisches Gelenk und ein Zahnsegmentgelenk herangezogen. Um nun das GCO mit diesen Gelenken an derselben Orthese vergleichen zu können, wurden Adapterschienen entwickelt, die statt dem GCO an Distanzplatten befestigt wurden.

## Zum Testablauf

Die Testorthese wurde mit dem GCO, einem Zahnsegmentgelenk und einem monozentrischen Gelenk zum Einsatz gebracht. Während des Beugens und Streckens des Kniegelenkes mit angelegter Orthese sollten die Probanden subjektiv beurteilen, wie leicht und angenehm sich die Orthese bewegen lässt und ob ein Verrutschen oder Abheben von Orthesenbereichen festgestellt werden kann. Diese Relativverschiebungen der Orthese wurden mit Fotoaufnahmen aus unterschiedlichen Perspektiven und Gelenksstellungen festgehalten.

Bei der Testdurchführung mit dem monozentrischen Gelenk wurde

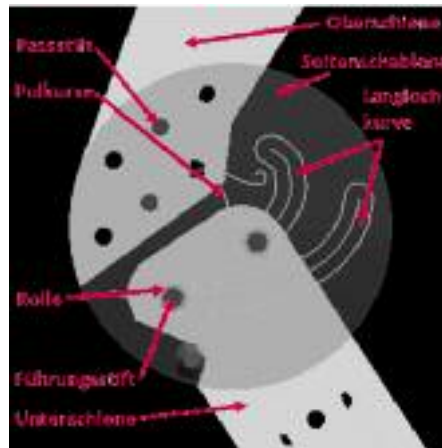


Abb. 7 GCO medial, aktueller Prototyp.

dieses an der Testorthese nach der allgemein gültigen Platzierung anhand der Kompromissdrehachse nach Nietert montiert. Das Zahnsegmentgelenk orientierte sich ebenfalls an der Kompromissdrehachse, wobei als Referenzpunkt zur Platzierung des Gelenkes der Punkt zwischen den Zahnradachsen definiert wurde.

## Ergebnis und Diskussion

Bei der Auswertung des Tests wurde festgestellt, dass das GCO gegenüber den Vergleichsgelenken positiv beurteilt wurde.

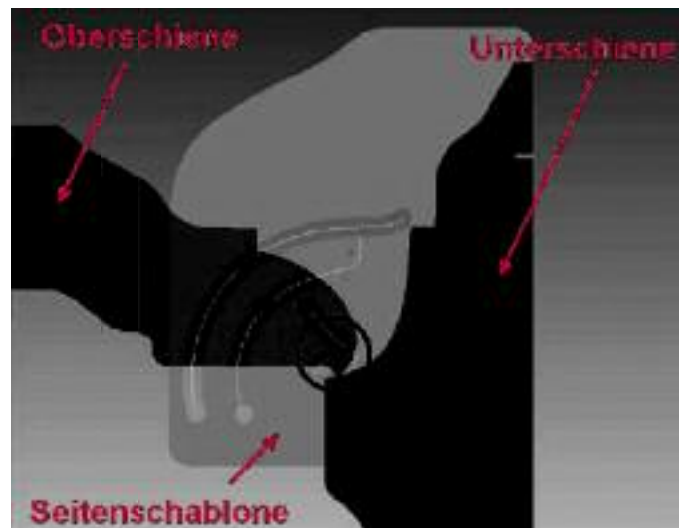


Abb. 8 GCO, alter Prototyp.

Die Probanden empfanden den Sitz der Orthese mit dem GCO am komfortabelsten (Abb. 9). Bei den Vergleichsgelenken hingegen kam es zu Abhebungen beziehungsweise zu einem Verrutschen der Orthese (Abb. 10), wobei diese Effekte beim monozentrischen Gelenk stärker ausgeprägt waren.

So ist es aus technischer Sicht zum größten Teil bewiesen, dass mit dem GCO ein genaueres, physiologisches und individuelles Orthesengelenk hergestellt werden kann. Zudem stellte sich heraus, dass die oben beschriebene Messmethode durchaus einen gangbaren Weg darstellt, um Knieorthesen miteinander zu vergleichen.

Entsprechende Ergebnisse ergab eine Studie an der Universitätsklinik in Bochum, die von einer ähnlichen Problemstellung ausging und bei der der Sitz der Orthese unter anderem mithilfe von Bildaufnahmen dokumentiert wurde. Bei dieser Untersuchung wurde ferner ausführlich auf das Problem der Anpassung der Schienengelenke an das kinematische Verhalten des natürlichen Kniegelenkes sowie auf die daraus resultierenden allgemeinen Nachteile eingegangen [1].

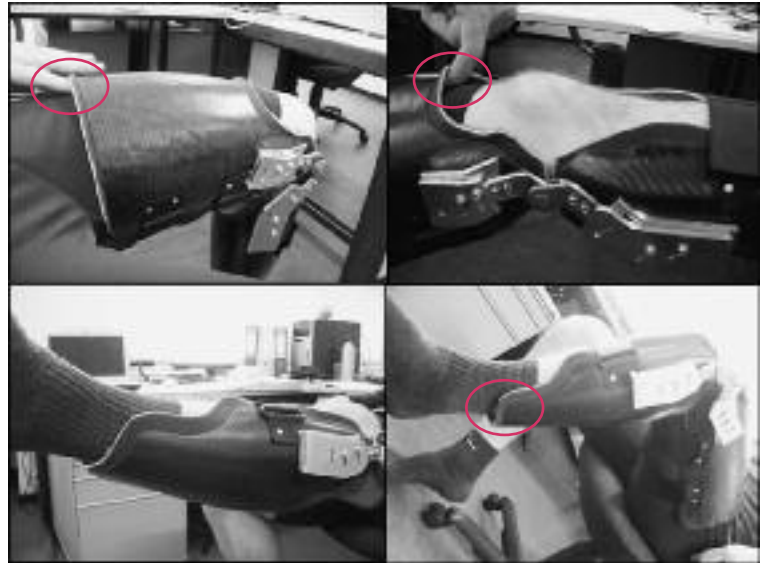
Mehrere Studien kommen zu dem Schluss, dass eine Übereinstimmung der Bewegungen von Knie- und Orthesengelenk notwendig ist, jedoch mit den derzeit am Markt erhältlichen polyzentrischen Gelenkskonstruktionen kaum erreichbar ist [1, 14, 13].

Ein transparenter Vergleich ist zurzeit aufgrund fehlender standardisierender Kriterien nur eingeschränkt möglich. Die herkömmlichen Prüfmethoden sind nur unzureichend validiert und berücksichtigen oft nur bestimmte Aspekte des komplexen Geschehens [2]. Da die bisher entwickelten Orthesengelenke über Kompromissdrehachsen laufen und dadurch entstehende, ungewollte Zwangskräfte auf das Knie durch eine schwammige Anbringung der Orthese einerseits und durch die angekoppelten Weichteile andererseits ausgeglichen werden, wäre es sinnvoll, einem präzisen und individuell funktionierenden Gelenk auch eine entsprechend passende Orthese hinzuzufügen.

Nur so kann gewährleistet werden, dass die durch das Gelenk erreichte Genauigkeit der Konstruktion nicht durch eine unpassende Befestigung, beziehungsweise eine schlecht passende Orthese verloren geht. Studien belegen, dass aufgrund mangelnder Übereinstim-



**Abb. 9** Orthesentest mit GCO. Der Sitz der Orthesen erweist sich als komfortabel, da es während der Bewegung zu keinem Abhebeln und nur zu minimalen Verrutschungen kommt.



**Abb. 10** Orthesentest mit einem monozentrischen Gelenk: Das Abhebeln und Verrutschen der Orthese ist durch die rote Kreismarkierung und die Demonstration des Platzes für den Finger veranschaulicht.

mungen in der Knie- und Orthesenkinematik nur eine unzureichende Schutzwirkung gegeben ist. Ganz im Gegenteil kann eine ungeeignete und nicht-funktionelle Orthesenversorgung sogar schädlich sein, denn durch die verschiebungsbedingt auftretende und nicht kalkulierbare Krafteinwirkung wird oft eine Zwangsführung des Kniegelenks ausgelöst, die sich auf die gesamten Kapsel-Band-Strukturen negativ auswirkt [13]. Wenn man dann versucht, diese Zwangskräfte durch ein konstruktives System mit mehr Freiheitsgraden an der Orthese auszugleichen, geht auf der anderen Seite die Führungsstabilität verloren, was zu neuen Problemen führt. Dabei ist es völlig bedeutungslos, welcher Gelenkmechanismus bei den aufgesetzten Gelenkteilen zum Einsatz kommt [1].

Geht man davon aus, dass die Bewegung des Knies nicht gegen die starren Strukturen der kaum verformbaren Gelenkflächen anarbeiten kann, ist für die Konstruktion einer funktionellen Orthese eine genaue Analyse der durch die Krümmungsmorphologie der Gelenkflächen gegebenen Gelenkführung im Knie eine unabdingbare Voraussetzung.

Bei einer kinematischen Inkongruenz zwischen Orthesen und Knie können Orthesen dennoch benutzt werden, weil eine Relativbewegung in den Befestigungen an den Weichteilen gegenüber den knöchernen Strukturen ermöglicht wird.

Dabei überlagern sich diese aufgrund der unterschiedlichen Knie- und Orthesenkinematik notwendigen Verschiebungen in den Weichteilen mit den Verschiebungen der Befestigungen, die sich aus den Veränderungen der Weichteilformen durch die Muskelaktivitäten ergeben [13].

Der Ansatz, in der Knieorthese generell unterschiedliche Gelenke einzusetzen, wurde schon in der Orthopädischen Universitätsklinik in Zürich erprobt. Dort wählte man eine asymmetrische Kombination aus einem medialen mono- und lateralen polyzentrischen Gelenk, die den spannungsärmsten Drehachsenverlauf verspricht. Dies gibt Anlass, herkömmliche Orthesenkonzepte neu zu überdenken [14]. Die SoftTec Genu der Firma Bauerfeind ist aus

Sicht des Verfassers eine der wenigen Orthesen, die eine bewusste Einstellungsmöglichkeit bietet. Bei dieser Orthese ist die Kompromissdrehachse des monozentrischen Gelenks medial und lateral unabhängig voneinander und individuell einstellbar.

Somit steht fest, dass ein Bedarf an neuen und innovativen Orthesenkonzepten besteht, und man gespannt sein kann, was der Markt in Zukunft an neuen Knieorthesen bringen wird.

**Der Autor:**

Herbert H. Schöbel, MSc  
Bauerfeind Innovationszentrum  
Triebeser Straße 16  
07937 Zeulenroda-Triebes

**Literatur beim Verfasser**



Moderne Orthopädie Kunststoffe

BEIL GmbH, Lehmkuhlenweg 9, DE-31224 Peine

Tel. +49 (0) 51 71/70 99-0, Fax 70 99-29

[www.beil-peine.de](http://www.beil-peine.de) · [service@beil-peine.de](mailto:service@beil-peine.de)

BEIL-Produkte sind

**günstiger**