

J. M. Carlson

Wie kann die Biomechanik für die Konstruktion von orthopädischen Apparaten eingesetzt werden?

How Biomechanics Can be Useful in Orthotic Design

La biomécanique – comment peut-elle être appliquée dans la construction des appareils orthopédiques?

Einleitend wird der Begriff Biomechanik definiert. Anschließend werden die Newtonschen Gesetze erläutert. Am Beispiel von Wirbelsäulen- und Kniegelenkorthesen wird gezeigt, wie die Gesetze der Statik und der Kinematik bei der Konstruktion orthopädischer Hilfsmittel eingesetzt werden können. Abschließend werden am Beispiel einer Skoliosen-Orthese die Möglichkeiten der Vektoranalyse zur Bewertung ihrer Vor- und Nachteile dargestellt.

In this article the term Biomechanics is defined. This is followed by an explanation of Newton's laws. With the examples of spinal and knee orthoses, it is shown in which way the principles of statics and dynamics can be employed for the design of orthopedic appliances. Finally the benefits of vector analysis for the evaluation of trunk orthoses for scoliosis are shown.

Comme introduction on définit la notion de biomécanique. Ensuite on explique les lois de Newton. A l'exemple des orthèses de la colonne vertébrale et de l'articulation du genou on démontre comment on peut appliquer les lois de la statique et de la cinématique lors de la construction des appareils orthopédiques. Finalement on démontre à l'exemple d'une orthèse-scoliose les possibilités de l'analyse-vecteur pour l'évaluation des leurs avantages et désavantages.

Unter Biomechanik versteht man die praktische Anwendung mechanischer Grundsätze zum Verständnis der Funktion lebender Organismen; im vorliegenden Fall des menschlichen Muskel-Skelett-Systems. Die Mechanik unterteilt sich in die drei Bereiche:

- Statik.
- Kinematik.
- Dynamik.

Die Statik beschäftigt sich mit den Kräften im Zustand des Kräftegleichgewichtes. In der Statik werden Konzepte und Bedingungen des Kräftegleichgewichtes untersucht. In der Kinematik werden die Bewegungsabläufe in bezug auf Geometrie und Zeit analysiert. Die Kinematik beschäftigt sich hingegen nicht mit den mit diesen Bewegungsabläufen im Zusammenhang stehenden Kräften. Die Dynamik analysiert die Ursachen der Bewegung sowie die Art der Bewegung, die aus spezifischen Ursachen resultiert.

In den Ausbildungsplänen „Orthopädie/Prothetik-Meister“ in Dortmund und Strathclyde und zweifellos auch in anderen Ländern Europas sind die Grundlagen der Mechanik fester Bestandteil der Lehre. Diese Abhandlung soll an früher Erlerntes anknüpfen und einige Beispiele dafür geben, wie sich orthopädische Problemstellungen durch die Statik und Kinematik lösen lassen. Das soll nicht heißen, daß die Dynamik für die Konstruktion von Prothesen und Orthesen unwichtig ist. Es gibt sicherlich auch Problemstellungen, bei denen Grundsätze der Dynamik (d.h. die Rolle der Trägheitskräfte und das Beharrungsvermögen) unbedingt berücksichtigt werden müssen, z.B. darf beim Laufen mit einer Beinprothese die Dynamik sicherlich nicht außer Acht gelassen werden. Ansonsten können dynamische Aspekte der Mechanik bei den meisten orthopädischen Problemstellungen vernachlässigt werden. Dies gilt z.B. für praktisch sämt-

liche Wirbelsäulenorthesen sowie für die meisten Orthesen der oberen und unteren Gliedmaßen.

Die Anwendung der Prinzipien der Statik ergibt sich geradewegs aus dem Newtonschen Grundgesetz, das folgendes sagt: Erfährt ein Objekt oder ein Gebilde keine signifikante Erhöhung bzw. Verringerung der Geschwindigkeit (d.h., daß es nicht beschleunigt bzw. verzögert wird), so ist die Summe der Kräfte und Momente, die auf das Objekt oder Gebilde einwirken, gleich Null.

Zu Analyse Zwecken wird angenommen, daß sich das Objekt bzw. Gebilde in einem Gleichgewichtszustand befindet. Es gibt sechs Gleichgewichtsbedingungen für jedes Objekt. Drei Beziehungen gehören zu den drei translatorischen und drei Rotations-Freiheitsgraden.

Nach dem dritten Newtonschen Gesetz gibt es für jede Kraft eine gleich große Gegenkraft. In anderen Worten: Für jede Kraft, die eine Orthese auf den Körper ausübt, übt der Körper eine gleich große Gegenkraft auf die Orthese aus. Dies ist ein wichtiger und grundsätzlicher Aspekt, der bei jeder analytischen Bewertung einer Orthese, speziell bei der Bewertung der Stabilität der Orthese, berücksichtigt werden muß.

Wirbelsäulenorthesen

Eine Orthese ist so auszuführen, daß sie eine ausreichende Festigkeit und Stabilität bietet. Insbesondere bei der Ausführung von Spinalorthesen ist zu berücksichtigen, daß die Orthese recht große therapeutische Stützkraft ausüben muß, in manchen Fällen wirken diese Stützkraft nur einseitig. Die Kräfte, die der Rumpf auf die Orthese ausübt, führen häufig zu einer Fehlstellung. Es stellt schon eine besondere Herausforderung dar, eine Orthese so zu gestalten, daß die entsprechenden stabilisierenden Kräfte von anderen Teilen des Körpers kommen, um einer Fehlstellung aufgrund der therapeutischen Kräfte vorzubeugen.

Die Thorax-Lumbal-Sakral-Orthese (TLSO) übt z.B. eine medial bzw. nach rechts gerichtete Kraft zur Korrektur einer Skoliose (konvex – links) aus. Die Gegenkraft F_L , die der Körper des Patienten auf die Orthese ausübt, will die Orthese nach links verdrehen. Andererseits gibt es hier eine nach links unten gegen die Orthese wirkende Kraft F_T , die die am oberen Ende der Orthese nach links gerichtete Kraft ausgleicht. Den beiden vorgeschriebenen Kräften steht eine nach rechts gerichtete Kraft gegen die Orthese gegenüber, und zwar in dem Bereich zwischen den beiden nach links gerichteten Kräften. Die Orthese muß nun so ausgebildet werden, daß die Kraft gegen die rechte Seite der Orthese in einem Bereich ausgeübt wird, in dem der Körper des Patienten dies tun kann, ohne daß Schmerzen oder Verletzungen auftreten. Die Biomechanik weist darauf hin, daß die Kraft ungefähr mittig zwischen dem oberen und unteren Bereich, an dem die auf die Orthese wirkenden Kräfte wirken, angesetzt werden muß.

Als Orthesenbauer wird man auf diese biomechanischen Umstände wie folgt reagieren: Man ändert das Gipsmodell so, daß Material im Bereich zwischen Crista iliaca und Trochanter major weggenommen wird, weil hier die rechte Sei-

te des Beckens die Fulcrum-Kraft aufnehmen kann. Die Kraft muß ungefähr mittig zwischen den Angriffspunkten von F_L und F_T ansetzen; es muß verhindert werden, daß die Kraft auf die harte Crista ilica wirkt.

Wichtig ist, daß das Modell nicht auch auf der linken Seite des Beckens abgeändert wird, weil diese Kraft sich ja zu F_L und F_T (links auf die Orthese gerichteten Kräfte) hinzuaddiert, die durch eine nach rechts auf die Orthese gerichtete Kraft im Lateralbereich des Beckens ausgeglichen werden muß. Aus der Biomechanik ist bekannt, daß je größer die Kraftdifferenz zwischen den beiden linken Lateralkräften ist, desto kleiner müssen die beiden stabilisierenden Kräfte sein, um eine bestimmte therapeutische Kraft F_L aufrechtzuerhalten.

Kniegelenk-Orthesen

Bei bestimmten Problemstellungen ist es unerlässlich, von der Kinematik her an die Gestaltung der Orthesen heranzugehen. Ein hervorragendes Beispiel hierfür ist das Problem des Schutzes des medialen Collateral-Bandes. Die medizinische Literatur enthält Informationen über den Kniegelenkspalt bei Riß dieses Bandes. Aus der Trigonometrie ist ersichtlich,

welche Vergrößerung des Knie-Valguswinkels einem bestimmten medialen Gelenkspalt-Wert entspricht. Bei lateraler Stoßeinwirkung auf das Kniegelenk wird der Kniegelenkspalt in eine Valgusstellung gezwungen. Eine Orthese, die das Kniegelenk schützen soll, muß medial am Knie und lateral am Bein fest anliegen, um wirkungsvoll eine Varuskraft auszuüben. Da die Lateralbereiche der Wade und des Oberschenkels kräftig ausgeprägtes Muskelgewebe aufweisen, würde die Orthese am oberen und unteren Rand zwangsläufig in das Muskelgewebe drücken bzw. temporär einschneiden, um so eine Varuskraft zu erzeugen. Durch ein einfaches Experiment läßt sich die Tiefe dieses Eindruckes mit ziemlicher Genauigkeit ermitteln. Diese Angaben – zusammen mit den vorgenannten Medialgelenkspalt-, Geometrie- und Trigonometriedaten – ermöglichen die Entwicklung einer einfachen Gleichung, mit der sich die Länge der Orthese, die für einen wirkungsvollen Schutz gegen eine sich nachteilig auf das mediale Collateral-Band auswirkende Valgusstellung des Kniegelenkes erforderlich ist, leicht bestimmen läßt. Diese Berechnung gilt unter der Annahme, daß die Knie-Orthese absolut starr ist. Sollte dies hingegen nicht der Fall sein, so ist eine

Acht gute Gründe für STOMOCUR

- optimaler Hautschutz, sicher haftende und leicht zu entfernende Klebefläche;
- atmungsaktives, weiches Vlies an der Körperseite, dermatologisch nach OECD-Norm 410 getestet;
- Geruchsschutz durch gerauschlose 3fach-Verbundfolie mit integriertem EntlüftungsfILTER;
- beeinträchtigt nicht die Bewegungsfreiheit;
- lösungsmittelfrei;
- für alle Stomaöffnungen, in verschiedenen Größen vorgestanzt, transparent, hautfarben;
- grundwasserneutral und somit umweltfreundlich.
- Made in Germany.

SICHER - SCHONEND - SCHÜTZEND



FOR LIFE

Produktions- und Vertriebsgesellschaft für Heil- und Hilfsmittel mbH
Seelenbinderstraße 80, 12555 Berlin
Telefon (030) 657 26 92, Telefax (030) 657 22 64

entsprechend längere Orthese vorzusehen. In diesem Zusammenhang ist vielleicht auch noch interessant, daß diese einfache Berechnungsmethode bisher noch von keinem Konstrukteur von Knie-Orthesen eingesetzt worden ist. Eine Überprüfung handelsüblicher Knie-Orthesen, die angeblich das mediale Collateral-Band schützen, hat ergeben, daß nur wenige ausreichend lang ausgebildet sind. Physikalische Prüfungen haben diese Aussage bestätigt.

Analyse der Vor- und Nachteile der angewandten Kräfte

Die Vektoranalyse ist bei der Bewertung der Vor- und Nachteile von Orthesen sehr hilfreich. Dies soll am Beispiel der Thorax-Pelotte einer Spinalorthese zur Behandlung einer idiopathischen Skoliose gezeigt werden. Die Kraft einer typischen Thorax-Pelotte wirkt in antero-medialer Richtung. Wie viele der Kräfte, die bei orthopädischen Stützapparaten eingesetzt werden, hat auch diese einige Vor- und Nachteile. Bei der Trennung in Vor- und Nachteile ist zu berücksichtigen, daß diese Kraft sowohl aus einer medial gerichteten Komponente als auch aus einer anterior gerichteten besteht. Die medial gerichtete Komponente dieses Thorax-Pelotten-Kraftvektors schiebt den lateral versetzten Wirbelkörper zurück in Richtung Mittelachse. Dies ist ja auch beabsichtigt. Die nach anterior gerichtete Komponente der Thorax-Pelotten-Kraft hat sowohl einen positiven als auch einen negativen Effekt. Der positive Effekt ist, daß der Kraftvektor den Wirbelkörper derotiert. Dies ist sicherlich vorteilhaft. Die nach anterior gerichtete Komponente reduziert allerdings auch die Thoraxkyphose. Bei vielen Patienten wird dies aber nicht gewünscht. Aus diesem Grunde sollte diese Komponente der Thorax-Pelotten-Kraft minimiert werden – unter Beibehaltung der medial gerichteten Komponente. Durch eine entsprechende Ausbildung der Orthese kann dies erreicht werden.

Die ersten Ausführungen der Milwaukee-Orthese setzen eine Thorax-Pelotte ein, die eine hauptsächlich nach vorn gerichtete Kraft ausübt. Das Ergebnis war – neben der soweit ausreichend guten Behandlung der Skoliose – die vorbeschriebene Nebenwirkung, auf die man erst nach Jahren aufmerksam wurde. Die nach anterior gerichtete Teilkraft des Thorax-Pelotten-Kraftvektors kann durch folgende Maßnahmen minimiert werden:

- Kein Teil der Orthese drückt anterior gegen die Pelotte und
- die Pelotten-Bänder-Befestigungspunkte sind so zu lokalisieren, daß die Bänder Zug möglichst in medialer Richtung ausüben.

Aus den genannten Gründen bevorzugt der Autor die Milwaukee-Ausführung zur Korrektur idiopathischer Skoliose gegenüber den verschiedenen „Jacket“-Ausführungen. Wenn die Thorax-Korrekturkraft durch eine im „Jacket“ eingebaute Einrichtung ausgeübt wird, ist es äußerst schwierig, die einzelnen Vektorkomponenten der Haltekräfte klar auseinanderzuhalten. Allen, die „Jacket“-Spinalorthesen zur Behandlung idiopathischer Skoliose einsetzen, sei nachdrücklich empfohlen, sich doch einmal genauer anzuschauen, wie auf die Sagittalkurvatur der Wirbelsäule der Patienten eingewirkt wird und wie – wenn zweckdienlich – die anterior gerichtete Komponente der Thorax-Haltekräftevektoren minimiert werden kann.

Anschrift des Verfassers:

J. M. Carlson, MS (Eng.), CPO
Tamarack Habilitation Technologies Inc.
1471 Energy Park Drive
USA – St. Paul / Minnesota 55108 – 5204

COMPRESSANA NOVA

Bewegungsfreudig • Luftig und leicht • Modisch transparent

„Das soll ein Kompressionsstrumpf sein?..“

... werden Ihre Kunden fragen und aufs Angenehmste überrascht sein – denn COMPRESSANA NOVA hat den luftig leichten Tragekomfort mit dem besseren Gefühl für Beine. NOVA – das ist die neue Masche für aktive Menschen – modisch attraktiv durch eine unübertroffene Transparenz.

Erhältlich als Strumpfprogramm von A-d bis A-t/U in modischen Farben, mit oder ohne Spitzenhaftband.

Bringen Sie Schwung in Ihr Kompressionsgeschäft und fragen Sie nach unserem Aktionspaket!

Informationen und Muster:
Telefon (09401) 9 22 60

COMPRESSANA

COMPRESSANA GmbH • Gutenbergstraße 14 • Postfach 11 51
93092 Barbing Tel. 0 94 01 / 9 22 60 Fax. 0 94 01 / 92 26 20