Die viscoelastische Dämpfung nach Hüfttotalprothese

Autor(en): **Dubs, L.**

Objekttyp: **Article**

Zeitschrift: **Physiotherapeut : Zeitschrift des Schweizerischen Physiotherapeutenverbandes = Physiothérapeute : bulletin de la Fédération Suisse des Physiothérapeutes = Fisioterapista : bollettino della Federazione Svizzera dei Fisioterapisti**

Band (Jahr): **- (1983)**

Heft 11

PDF erstellt am: **30.04.2024**

Persistenter Link: https://doi.org/10.5169/seals-930429

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Inhalten der Zeitschriften. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern.
Die auf der Plattform e-periodica veröffentlichten Dokumente stehen für nicht-kommerzielle Zwecke in Lehre und Forschung sowie für die private Nutzung frei zur Verfügung. Einzelne Dateien oder Ausdrucke aus diesem Angebot können zusammen mit diesen Nutzungsbedingungen und den korrekten Herkunftsbezeichnungen weitergegeben werden.
Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. Die systematische Speicherung von Teilen des elektronischen Angebots auf anderen Servern bedarf ebenfalls des schriftlichen Einverständnisses der Rechteinhaber.

Haftungsausschluss

Alle Angaben erfolgen ohne Gewähr für Vollständigkeit oder Richtigkeit. Es wird keine Haftung übernommen für Schäden durch die Verwendung von Informationen aus diesem Online-Angebot oder durch das Fehlen von Informationen. Dies gilt auch für Inhalte Dritter, die über dieses Angebot zugänglich sind.

Ein Dienst der *ETH-Bibliothek*
ETH Zürich, Rämistrasse 101, 8092 Zürich, Schweiz, www.library.ethz.ch

http://www.e-periodica.ch

Die viscoelastische Dämpfung nach Hüfttotalprothese

L. Dubs

Einleitung

Im Zusammenhang mit dem Hüftgelenksersatz dominiert die Meinung, der Kunstgelenkträger müsse sich nach der Operation physisch schonen, um einer Prothesenlockerung vorzubeugen. Untersuchungen aus dem Krankengut der Klinik Wilhelm Schulthess Zürich (1) haben jedoch gezeigt, dass diejenigen Männer, welche nach der Operation (wieder) sportlich aktiv waren, viel weniger reoperiert werden mussten, als diejenigen, welche ihre Aktivität reduzierten (1,6% zu 14,3% nach durchschnittlich sechs Jahren ab Operation, Durchschnittsalter bei Operation zirka 55 Jahre).

Braucht demnach der Knochen ein gewisses Mass an Belastung? Muss er nach der Operation «trainiert» werden?

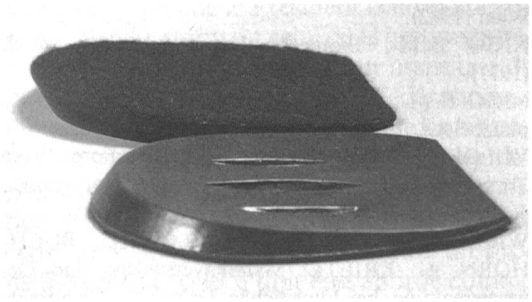
Was wissen wir über Qualität und Quantität der auf die Hüfte einwirkenden Kräfte?

Antworten liegen teilweise bereit, weitere Untersuchungen sind im Gange.

Aktive und passive Belastung

In sportmedizinischen Tests haben *Nigg, Denoth, Segesser* et al. (4,5) gezeigt, dass in der Landungsphase nach einem Sprung oder beim Fersenaufprall während des Laufschrittes zunächst eine kurze, sogenannt passive Kraftspitze auftritt, welche durch die Beinmuskulatur deshalb nicht aufgefangen werden kann, weil die Latenzzeit der Muskulatur zu lang ist. Nach Abklingen der Kraftspitze entspricht der weitere Kurvenverlauf der muskulären, d. h. aktiven Dämpfungsarbeit (Abb. 1). Mit zunehmender Laufgeschwindigkeit steigt die Höhe der passiven Spitze, derweil die aktive Komponente etwa konstant bleibt (Abb. 2).

Neuere Forschungsberichte weisen darauf hin, dass diese Kraftspitzen in der initialen Aufprallphase eine pathologische Bedeutung haben (2,3). Die auch als Schockwellen bezeichnete Energiespitzen pflanzen sich durch das Körperskelett bis in den Schädel unter Abschwächung ihrer Intensität fort. An der Tibia erreicht diese vorübergehende Beschleunigung beim normalen Gehen einen Wert bis zu 5 g, am Schädel sind immerhin noch 0,5 g messbar.



(Abb. 3)

Verschiedene Krankheitsbilder wie Achillodynie, degenerative Gelenksveränderungen an der unteren Extremität und Wirbelsäule, ja sogar Migräne, werden mit den Schockwellen in Zusammenhang gebracht. Durch Einlage eines entsprechenden Dämpfungskeiles in den Schuh erhofft man sich deshalb einen therapeutischen Effekt.

Wie soll dieser Dämpfungskeil beschaffen sein?

Es bestehen zwei Möglichkeiten:
1. elastische Dämpfung
2. plastische bzw. viscoelastische Dämpfung

In der Physiologie des Menschen dominiert gemäss neuerer Untersuchungen (2,6) die sogenannte viscoelastische Dämpfung. Diese Schockwellen in axialer Richtung werden durch das Gewebe (Knorpel, Meniscen, Bandscheiben, Plantarfaszie und Sehnen) in viscoelastischem Sinne gedämpft, d. h. die Kräfte entweichen horizontal ins Weichteilgewebe, die Formrückbildung erfolgt gegenüber elastischen Materialien leicht verzögert. Zudem zeigt die viscoelastische Dämpfung im Gegensatz zu den elastischen Materialien keinen Peitscheneffekt (Rebound). Man nimmt an, dass dem Menschen ein viscoelastisches Dämpfungsverhalten eigen ist, welches mit zunehmender Alterung ermüden und somit degenerative Veränderungen begünstigen kann. Das Ausmass dieser Schockwellen ist individuell verschieden und gut dämpfendes, «aktives» Gehen ist theoretisch lernbar. Es ist jedoch nicht anzunehmen, dass sich ältere Menschen täglich um einen weichen Fersenaufprall bemühen.

Der Schockabsorber

In der Urethantechnologie ist ein viscoelastisch dämpfender Fersenkeil *(Sorbothane®)* entwickelt worden, dessen Absorptionseigenschaften den physiologischen Verhältnissen qualitativ und quantitativ sehr

nahe kommt (Abb. 3). Der beidseits in den Fersenbereich des Schuhes eingelegte Keil hat eine Höhe von maximal 5 mm, womit der Rückfuss im Schuh praktisch keine Stabilität verliert. Auf diese Weise werden beim Gehen zirka 95 % der initialen Aufprallenergie gedämpft.

Ein therapeutischer Effekt durch Einlage eines viscoelastischen Fersenkeils ist in mehreren Studien über chronische Achillessehnenüberlastungen nachgewiesen (3). Es stellt sich nun die Frage, wie weit die Anwendung des Sorbothane-Keiles im Zusammenhang mit Kunstgelenken der unteren Extremität berechtigt ist.

Zur Klärung von Lockerungsursachen liegen verschiedene Theorien vor. Histologische Verlaufsstudien unterstützen die Annahme, dass der Abtransport von Abriebpartikeln mit der Zeit dekompensieren kann und die Lockerung durch Ausbreitung des Abriebgewebes auf Kosten des Knochengewebes die unausweichliche Folge darstellt (7). Häufiger werden jedoch biomechanische Faktoren als Lockerungsursache ins Feld geführt, abhängig von Qualität oder Quantität der Belastungsgrössen.

Unter dem Eindruck, die Bedeutung von passiven Kraftspitzen als Cofaktor bei der Prothesenlockerung zu wenig berücksichtigt zu haben, erscheint die Verwendung der Schockabsorber nach Kunstgelenksersatz sinnvoll, umsomehr, als evtl. eines Tages dem Patienten nach Operation eine vermehrte körperliche Aktivität empfohlen werden darf, was einer Häufung und Steigerung der passiven Kraftspitzen gleichkommen würde. Der Nachweis einer positiven Wirkung von viscoelastisch dämpfenden Fersenkeilen muss jedoch in einer prospektiven Studie zuerst erbracht werden. Dies ist voraussichtlich sehr schwierig, da auch andere Massnahmen (Verbesserung von Materialien, Operations- und Zementiertechnik, Prothesenmodellen usw.) gleichzeitig das Endresultat zu verbessern versuchen. Wer jedoch um den Aufwand einer Prothesenwechseloperation weiss, wird alles daran setzen, das primäre Resultat möglichst optimal zu gestalten. Seit einem Jahr verordnen wir den Patienten mit Knie- und Hüftendoprothesen routinemässig *Sorbothane*-Einlagen und erhoffen uns dadurch eine längere Tragdauer und eine Reduktion der ohnehin immer häufiger werdenen Wechseloperationen.

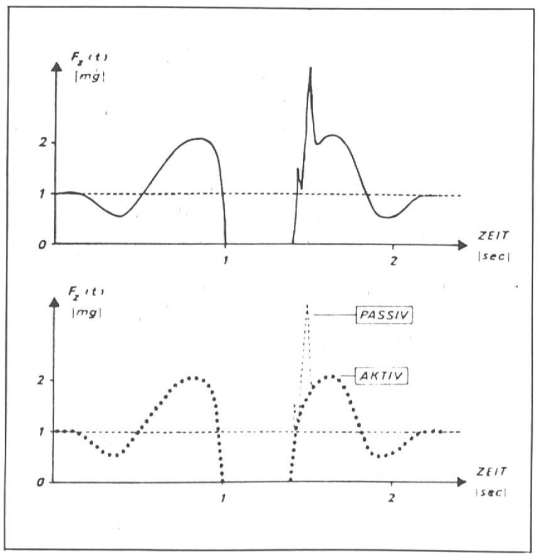


Abb. 1: «Aktive» und «passive» Kraftkomponenten beim beidbeinigen Standsprung mit Ausholen (Nigg 1978).
Die Zeitdauer der passiven Spitze in der initialen Landungsphase ist kürzer als die Latenzzeit der Muskulatur, so dass die auftretende Energie nicht absorbiert werden kann.

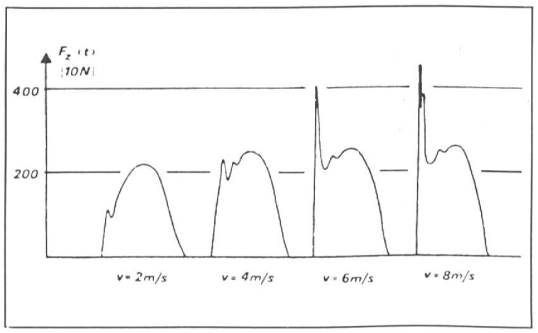


Abb. 2: Kraft-Zeit-Diagramm (Absprung) eines Hoch-Weit-Sprunges (aus Denoth J., B. Nigg: Biomechanik Grundlagen ETH Zürich 1979).
Die passiven Kraftspitzen nehmen mit zunehmender Laufgeschwindigkeit zu, die aktive Kraftkomponente bleibt unverändert.

Verfasser:
Dr. med. L. Dubs, Klinik Wilhelm-Schulthess, Neumünsterallee 3, 8008 Zürich

Literatur

1 DUBS L., N. GSCHWEND, U. MUNZINGER: Sport after total hip arthroplastic, Arch Orthop Traumat Surg 101: 161–169 (1983).
2 LIGHT L.H., MAC LELLAN G.E., L. KELNER-MAN: Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear. J. Biomechanics 13, 477-480 (1980).
3 MAC LELLAN G.E.: Weltkongress Sportmedizin Wien (1982).
4 NIGG B.M., Biomechanik. Juris-Verlag Zürich (1977).
5 NIGG B.M., B. SEGESSER, J. DENOTH: Sportplatzbeläge, Juris-Verlag Zürich (1980).
6 VOLOSHIN A., J. WOSH, M. BRULL: Force Wave Transmission through the human locomotor system. J. Biomechanical Engineering 103/48–50 (1981)
7 WILLERT H.G., M. SEMLITSCH, G. BUCHHORN, U. KRIETE: Materialverschleiss und Gewerbereaktion bei künstlichen Gelenken, Orthopäde 7/62–83 (1978)