

---

# Speicherung und Nutzung elastischer Energie in Sehnen und Bändern der unteren Extremität bei hochdynamischen Absprüngen im Sport

G.-P. Brüggemann

Deutsche Sporthochschule Köln  
Institut für Biomechanik

## 1 Problem

Absprünge im Sport mit hoher mechanischer Anfangsenergie sind durch extrem kurze Bodenkontaktzeiten von  $< 200$  ms gekennzeichnet. Mit solchen kurzen Kontaktzeiten sind hohe interne und externe Kräfte verbunden. Überlegungen, dass bei Absprüngen im allgemeinen mechanische Energie verloren geht (BRÜGGEMANN und NIXDORF 1985; LEES et al. 1993), lassen sich logisch mit solchen verbinden, welche die Speicherung elastischer Energie während der exzentrischen Arbeitsphase der Beinmuskulatur als Indikator für einen technisch guten Absprung ausführen (BOSCO, LUTHANEN und KOMI 1975). Da der Energieverlust messtechnisch nicht identifiziert werden kann, wird auf die zumindest teilweise Speicherung dieser Energie in den elastischen Komponenten des Sehnen-Muskel-Komplexes geschlossen. Die Frage von Energiespeicherung und -rückgabe scheint bei Absprüngen auf elastischen Widerlagern von besonderer Bedeutung.

ALEXANDER und BENNET-CLARKE (1977) berechnen die Energiespeicherkapazität der Querbrücken des Skelettmuskels mit 2,4 – 4,7 Joule/kg Muskelmasse. Im Gegensatz dazu kann die Energiespeicherfähigkeit des Sehnenkollagens mit 2.000 – 9.000 Joule/kg Material angegeben werden (SHORTEN 1987). Infolgedessen wird die Energiespeicherkapazität am günstigsten in Muskel-Sehnen-Komplexen mit langen Sehnen und großen Kollagenanteilen sein. Dieses ist insbesondere bei Achillessehne und M.trizeps surae sowie den Knieextensoren gegeben. Unter Umständen kann den elastischen Eigenschaften der kraftübertragenden Strukturen insbesondere bei schnellen und kurzen Absprüngen ein größerer Einfluss als die Bildung neuer Querbrücken in der Streckmuskulatur zugeschrieben werden. Daraus ergibt sich als Forschungsproblem:

- a) eine generelle Erweiterung der verfügbaren Kenntnisse zu elastischen und energiespeicherfähigen Strukturen des Sehnen-Muskel-Komplexes;
- b) die Mechanismen der Kraftübertragung von Muskel und Muskelgruppen auf die knöchernen Strukturen besser zu verstehen;
- c) eine Abschätzung und Bewertung des Einflusses von Energiespeicherkapazität kollagener Strukturen des Muskel-Sehnen-Komplexes auf die Absprungleistung;
- d) eine Entwicklung von Ansteuerungskonzepten für die Trainingspraxis in Bezug auf solche Sprungformen.

## 2 Methodik

Zur Bearbeitung der angeführten Problematik wurden vier Arbeitsebenen realisiert:

1. Untersuchung zur Morphologie und Biomechanik des Sehnen-Muskel-Komplexes unter besonderer Berücksichtigung des Achillessehne und des M.trizps surae.
2. Biomechanische Untersuchung von komplexen Absprüngen von elastischen Widerlagern.
3. Biomechanische Untersuchung von standardisierten Absprüngen von elastischen Widerlagern.
4. Biomechanische Untersuchung der Achillessehnenkraft und der Achillessehnenlängenänderung bei beidbeinigen Sprüngen mit kurzen Bodenkontaktzeiten.

*Zu 1:* Die Untersuchung zur Morphologie und Biomechanik des Sehnen-Muskel-Komplexes wurde in vitro an 21 menschlichen Sehnen und unter Verwendung einer Materialprüfmaschine an fünf menschlichen Unterschenkeln realisiert.

*Zu 2:* Die biomechanische Untersuchung komplexer Absprünge von elastischen Widerlagern konnte an zehn hochqualifizierten Turnerinnen unter Verwendung von zwei Mehrkomponentenmessplattformen unter den elastischen Böden sowie eines in den Kunstturnschuh integrierten Druckverteilungsmesssystems (Novel, Pedar) durchgeführt werden. Dabei wurden Bodenreaktionskräfte, die Druck-Zeit-Verläufe sowie die Lage des Kraftangriffspunkts bei hochdynamischen Sprüngen (u.a. Flick-Flack, Salto) registriert. Zusätzlich wurden die elektrischen Aktivitäten des M.trizeps surae (des M.tibialis anterior, des M.rectus femoris, des M.vasus lateralis, der ischiochuralen Muskelgruppe sowie des M.gluteus maximus) erfasst. Zur Beschreibung der Kinematik wurden zwei Video-Hochfrequenzkameras (250 Hz) eingesetzt.

*Zu 3:* Als standardisierte Sprünge wurden sogenannte Drop-Jumps aus Fallhöhen von 20 und 40 cm gewählt. Zehn qualifizierte Athletinnen realisierten die Sprünge auf elastischen Widerlagern mit ihrer bevorzugten Kontaktzeit und mit längeren und kürzeren Kontaktzeiten. Die Deformationen des Widerlagers wie auch die Ganzkörperkinematik konnte videographisch (500 Hz) erfasst werden. Oberflächen-EMG und Bodenreaktionskräfte wurden zusätzlich erhoben.

*Zu 4:* Die Untersuchung der Achillessehnenkraft und Achillessehnenlängenänderung erfolgte bei standardisierten Sprüngen mit kurzen Kontaktzeiten. Die Quantifizierung der in der Sehne auftretenden Spannung wurden in vivo mittels einer optischen Faser vorgenommen. Mittels eines zweiten in die Sehne eingeführten Sensors wurde die Sehnenlängenänderung optisch unter Verwendung eines hochauflösenden und hochfrequenten Videosystems (Motionscope 250 Hz) erfasst. Gleichzeitig gestattete die Oberflächen-

myographie eine Erfassung von acht Muskelgruppen von Knie und Unterschenkel. Zusätzlich wurden die Bodenreaktionskräfte sowie die Druckverteilung unter der Fußsohle quantifiziert. Drei Probanden standen für diese invasive Untersuchung zur Verfügung.

### **3 Ergebnisse**

#### **3.1 Morphologie und Biomechanik der Achillessehne**

21 männliche Achillessehnen konnten präpariert und anatomisch beschrieben werden (vgl. ARNDT, NOTERMANS, KOEBKE und BRÜGGEMANN 1997). Im dünnsten Bereich (20-60 mm oberhalb der Insertion am Os calcaneum) bildet die Sehne ein festes Band, das weiter proximal in den Sehnenpiegel ausfächert und auch distal breiter wird, bevor es in den fibrösen Knorpel des Sehnenansatzes übergeht. Die distale Position der Muskelansätze zeigt zwischen allen drei Muskeln signifikante Unterschiede. Während der M.gastrocnemius die Kraft noch über eine relativ große kollagene Fläche (Sehnenpiegel) übertragen kann, ist dies beim M.soleus nur über einen geringen Teil der distalen Sehne möglich. Die Verwringung der Sehne am rechten Bein erfolgt von oben nach unten entgegen dem Uhrzeigersinn (links umgekehrt). Die Sehnenfasern des M.soleus-Sehnenpiegels verlaufen prinzipiell in Richtung Ansatz medial, weisen aber auch in sich selbst eine Verwringung auf, während durch den Einstrahlwinkel des medialen M.gastrocnemius die Fasern der medial-dorsalen Schicht nach lateral ziehen. Die lateralen Fasern dieser Schicht bleiben lateral orientiert und ziehen innerhalb der Sehne von einer dorsalen Lage nach ventral. Die mechanischen Verbindungen zwischen den muskulären Strukturen, den Sehnenbündeln und der Insertion am Os calcaneum sowie zwischen den einzelnen Sehnteilen wurden differenziert untersucht.

Zur Quantifizierung der Achillessehnenfunktion als kraftübertragendes System bei asymmetrischer Krafteinleitung durch die Muskulatur wurden Zugkräfte an zwei Präparaten isoliert über die verschiedenen Muskelanteile experimentell eingeleitet (ARNDT, BRÜGGEMANN, KOEBKE, SEGESSER 1999). Es konnte eindeutig asymmetrisches Verhalten der Achillessehne bei ungleich verteilt eingeleiteter Kraft identifiziert werden. Die Mechanismen der Kraftübertragung der Sehne und auch der Möglichkeiten der Energieaufnahme sind infolgedessen in hohem Maße von der Verteilung der über die verschiedenen Muskeln eingeleiteten Kraft abhängig. Bezogen auf die in der Diskussion stehenden schnellen Abstoßvorgänge wird damit der Voraktivierung bzw. ihrer Symmetrie zur optimalen Spannungs- und Steifigkeitseinstellung der Sehnenkollagene eine entscheidende Rolle zuzuschreiben sein (ARNDT, BRÜGGEMANN, KOEBKE, SEGESSER 1999a).

### **3.2 Komplexe Absprünge von elastischen Widerlagern**

Nur bei hochaktivierter Muskulatur ist die zur Nutzung elastischer Eigenschaften des Sehnenkollagens wesentliche schnelle Verformung des Sehnenmaterials möglich. Dass diese Aktivität bereits vor dem Bodenkontakt bei Sprungbewegungen notwendig ist, haben verschiedene Autoren belegt. Unsere Untersuchung zur Muskelaktivierung bei beidbeinigen hochdynamischen Absprüngen von elastischen Widerlagern stützt dieses Ergebnis nachhaltig. Die Aktivitäten der *Mm.gastrocnemius medialis* und *lateralis* und des *M.soleus* bei akrobatischen Sprüngen im Bodenturnen verdeutlichen die extreme Voraktivierung bei nur unwesentlich veränderter Signalintensität während des Kontaktes. Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass der Muskel-Sehnen-Komplex eine Steifigkeitseinstellung vor der Kollision mit der elastischen Unterlage erfährt und möglicherweise die Speicherung von elastischer Energie im Kollagenkomplex für die infrage stehenden Absprungsformen von zentraler Bedeutung ist. Es ist abzuleiten, dass bei schneller Absprung- oder Abstoßbewegung von starren und insbesondere elastischen Widerlagern der Muskulatur vorrangig die Rolle der optimalen Steifigkeitseinstellung des Sehnen-Muskel-Komplexes zur Nutzung der Speicherkapazität der Sehnenkollagene und des Widerlagers im Falle nicht starrer Untergründe zuzuschreiben ist. Die Ergebnisse zeigen, dass bis zu 20% in das elastische Widerlager fließen und während der Dekompressionsphase dem biologischen System wieder zugeführt werden können. Eine Abschätzung des Verlustes mechanischer Energie im Widerlager Boden ergibt einen Energieverlust von ca. 15%.

### **3.3 Sprünge unter standardisierten Bedingungen**

Die Bodenkontaktzeit zeigt eine enge Korrelation mit der Beinsteifigkeit sowie mit der Gelenksteifigkeit um Knie und Sprunggelenk. Eine Veränderung der Beinsteifigkeit kann nicht auf die Dauer der Voraktivierung der Muskulatur zurückgeführt werden. Es findet sich jedoch ein Zusammenhang mit der Aktivierungsamplitude vor Stützaufnahme. Eine Zunahme der Beinsteifigkeit verursacht eine Zunahme der im elastischen Widerlager gespeicherten und zurückgegebenen Energie und eine Abnahme der während des Absprungs durch den Athleten erzeugten mechanischen Energie. Es kann geschlossen werden, dass über eine Veränderung der Kontaktzeit eine kontrollierte Veränderung der Beinsteifigkeit möglich ist. Die maximale Abfluggeschwindigkeit und die maximale Abflugenergie werden durch eine optimale Steifigkeitseinstellung erzeugt. Die Beinsteifigkeit, die zu einem maximalen Ergebnis führt, liegt nah an der Steifigkeit des elastischen Widerlagers. Die Maximierung der mechanischen Leistung ist in hohem Maße durch die optimale Beinsteifigkeit und diese wiederum durch das Voraktivierungslevel determiniert.

### 3.4 Achillessehnenspannung und –dehnung

Als Kennaktivität wurde der Drop-Jump aus 20 und 40 cm Fallhöhe gewählt. Die Voraktivierung des M.triceps-surae bedingt bereits vor Bodenkontakt eine Spannungszunahme in der Achillessehne. Eine schnelle Veränderung der Sehnenkraft, verursacht durch die hohen Gelenkmomente in der frühen Kontaktphase, führen zu einer schnellen Sehnendeformation und damit zur Speicherung elastischer Energie. Die maximale Achillessehnenspannung konnte bemerkenswerterweise vor der maximalen Verformung des elastischen Bodens identifiziert werden. Eine Verformung der Achillessehne von über 8% zeigt, dass die in vitro gemessenen Verformungsdaten von gesunden Sehnen in vivo überschritten werden. Damit kann nachgewiesen werden, dass bei Berücksichtigung der morphologischen Besonderheiten der langen Sehnen der Mm.gastrocnemii erhebliche Speicherkapazität vorliegt und diese bei den genannten Absprüngen eine zentrale Bedeutung einnehmen. Eine Veränderung des Aktivierungspotentials während des Stützkontaktes konnte nicht beobachtet werden.

## 4 Diskussion und Schlussfolgerungen

Die Verbindung von in vitro und in vivo Studien am Sehnenmaterial sowie die Integration konkreter Experimente bei sportlichen Bewegungsabläufen hat zu einer wesentlichen Verbesserung des Kenntnisstandes zum Sehnen-Muskel-Komplex und zu den Energiespeichermöglichkeiten ergeben. Aus den Ergebnissen können direkte Ableitungen für die praktische Nutzung und die Entwicklung von Trainingsprogrammen abgeleitet werden. Von zentraler Bedeutung hat sich die Steifigkeitseinstellung des Sehnen-Muskel-Komplexes zu Beginn der Kollision des Athleten mit dem elastischen (auch starren) Widerlager ergeben. Es konnte gezeigt werden, dass die Steifigkeitseinstellung nicht auf eine Veränderung der Einschaltzeit, sondern im wesentlichen auf eine Veränderung der Amplitude und damit auf die Rekrutierung zusätzlicher Muskelareale zurückgeführt werden kann.

## 5 Literatur

- ALEXANDER, R.; BENNET-CLARD, H.C.: Storage of Elastic Strain Energy in Muscle and other Tissues. *Nature* (1977) 265; 114-117
- BARTELS, T.; FLACHSBARTH, M.F.; MEYER, W.: Zu den speziellen Möglichkeiten von Biozym SE in der Mazerations- und Korrosionstechnik. *Der Präparator* 38 (1992) 3; 89-96
- KOMI, P.V.; FUKASHIRO, S.; JÄRVINEN, M.: Biomechanical Loading of Achilles Tendon during Normal Locomotion. *Clinics in Sport Medicine* 11 (1992) 3; 521-531

KOMI, P.V.; BELLI, A.; HUTTUNEN, V.; BONNEFOY, R.; GEYSSANT, A.; LACOUR, J.R.: Optic Fibre as a Transducer of Tendon Muscular Forces. *European Journal of Applied Physiology* (1996) 72, 278-280

Eigene Arbeiten:

ARAMPATZIS, A.; SCHADE, F.; WALSH, M.; BRÜGGEMANN, G.-P.: The effect of leg stiffness on mechanical power during jumping exercise. In: HERZOG, W.; JINHA, A. (Eds.): XVIIth Congress of the International Society of Biomechanics. Calgary 1999, 809

ARNDT, A.N.; BRÜGGEMANN, G.-P.; KOEBKE, J.; SEGESSER, B.: Asymmetrical loading of the human triceps surae. I: Medial-lateral force differences in the achilles tendon. *Foot & Ankle International* 20 (1999) 7, 444-449

ARNDT, A.N.; BRÜGGEMANN, G.-P.; KOEBKE, J.; SEGESSER, B.: Asymmetrical loading of the human triceps surae. II: Difference in calcaneal moments. *Foot & Ankle International* 20 (1999) 7, 450-455

ARNDT, A.N.; NOTERMANS, H.-P.; KOEBKE, J.; BRÜGGEMANN, G.-P.: Mazeration der menschlichen Achillessehne zur Betrachtung der kollagenen Fasern. *Der Präparator* 43 (1997) 3/4, 63-70

ARNDT, A.N.; KOMI, P.V.; BRÜGGEMANN, G.-P.; LUKKARINIEMI, J.: Individual muscle contribution to the in vivo achilles tendon force. *Clinical Biomechanics* 13 (1998) 7, 532-541

BRÜGGEMANN, G.-P.; ARAMPATZIS, A.: Energy and performance in sport: Jumping on elastic surfaces. In: HERZOG, W.; JINHA, A. (Eds.): XVIIth Congress of the International Society of Biomechanics. Calgary 1999, 28

BRÜGGEMANN, G.-P.; ARNDT, A.; ARAMPATZIS, A.: Energy, forces and force distribution at the ankle during jumping. In: KYRÖLÄINEN, H.; AVELA, J.; TAKALA, T. (Eds.): Limiting Factors of Human Neuromuscular Performance. European Master of Science in Biology of Physical Activity. Jyväskylä 1990, 41-42

ARAMPATZIS, A.; BRÜGGEMANN, G.-P.; MOREY KLAPSING, G.: Control of leg stiffness and its effect on mechanical energetic processes during jumping on a sprung surface. In: JONG, Y., JOHNS, D. P. (Eds.): Proceedings of XVIIIth International Symposium on Biomechanics in Sports, Vol. I, 2000, 23-27

BRÜGGEMANN, G.-P.; ARAMPATZIS, A.; KOMI, P.V.; FINNI, T.: Optimal stiffness and its influence on energy storage and return on elastic surfaces. In: AVELA, J.; KOMI, P.V.; KOMULAINEN, J. (Eds.): Proceedings of the 5th Annual Congress of the European College of Sport Science 2000, 33