



Deutsche  
Sporthochschule Köln  
German Sport University Cologne



University of Colorado  
Boulder



## Biomechanischer Vergleich des Weitsprungs von Athleten mit und ohne Unterschenkelamputation

*Institut für Biomechanik und Orthopädie, Deutsche Sporthochschule Köln, Deutschland*

*Human Informatics Research Institute, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology, Japan*

*Applied Biomechanics Lab, University of Colorado Boulder, USA*

### SCHLUSSFOLGERUNGEN

- Die Studie liefert wertvolle und wichtige Informationen zum Verständnis der Unterschiede der Bewegungsstrategien beim Weitsprung von Athleten mit und ohne Unterschenkelamputation.
- Springer mit Unterschenkelamputation **verlieren weniger Geschwindigkeit** beim Absprung, **generieren aber die gleichen Vertikalimpulse**.
- Weitspringer mit einer Unterschenkelprothese nutzen eine **fundamental andere Bewegungstechnik bzw. Bewegungsstrategie**, als Springer ohne Prothese.
- **Die Nutzung der Unterschenkelprothese bestimmt die Bewegungstechnik** bei Athleten mit Unterschenkelamputation. Die Prothese erlaubt es dem Athleten, Energie in der Karbonprothese zu speichern und während der Absprungphase positive Arbeit durch die Hüftmuskeln zu generieren. **Hierbei muss jedoch beachtet werden, dass die gesamte Energie, die von der Prothese gespeichert und zurückgegeben wird, durch muskuläre Arbeit des Athleten im Anlauf und Absprung erzeugt werden muss.** Die Prothese diktiert jedoch nicht die Bewegungsmuster der Gelenke der unteren Extremität. Sie erlaubt höhere individuelle Variabilität in den Gelenkbewegungen (z.B. Kniegelenk) bei Athleten mit Unterschenkelamputation im Vergleich zu Springern ohne Amputation.
- Da die passiv-elastische Laufprothese die maximale Sprintgeschwindigkeit limitiert [13] und die Anlaufgeschwindigkeit eine wichtige Determinante für die Sprungweite ist, legen die Studienergebnisse nahe, dass die **Nutzung der Laufprothese einen Nachteil beim Weitsprung darstellt**.
- Weitspringer, die von der Prothese abspringen haben eine bessere Absprungtechnik als Springer ohne Prothese. Dies indiziert, dass die **Nutzung der Prothese einen Vorteil für den Weitsprung darstellt**.
- Weitsprung stellt eine komplexe Bewegungsaufgabe dar, die von der Anlaufgeschwindigkeit und der Bewegungstechnik abhängt. In dieser Phase können die unabhängigen Effekte von Geschwindigkeit und Absprungtechnik nicht gegeneinander abgewogen werden, da sie nicht vollständig getrennt werden können.

- Die Studie zeigt, dass Weitspringer mit Unterschenkelprothese, die von der Prothese abspringen, eine **substantiell andere Bewegungstechnik** beim Weitsprung nutzen als Springer ohne Prothese. Ein Vergleich der leistungslimitierenden Faktoren dieser zwei unterschiedlichen Techniken ist zu diesem Zeitpunkt nicht möglich. Ein Faktor, der in einer Technik einen Vorteil bedeuten würde, könnte in der anderen Technik einen Nachteil darstellen und umgekehrt.
- **Zu diesem Zeitpunkt kann nicht eindeutig ausgesagt werden, dass die Prothese von Markus Rehm ihm beim Weitsprung einen oder keinen Gesamtvorteil bietet.**
- Die Forschungsarbeit soll weitergeführt werden um zum besseren Verständnis der Kombinationen der biomechanischen Faktoren beizutragen, welche die Sprungweite beim Springen mit Prothesen beeinflussen.

## HINTERGRUND

### Was bestimmt die Sprungweite im Weitsprung?

- Die Sprungweite ist bestimmt durch die Fähigkeit **hohe Sprintgeschwindigkeiten** während des Anlaufs zu erzielen und in einer **effizienten Absprungtechnik** in Weite umzusetzen. [1-11].
- **Die Anlaufgeschwindigkeit** hat eine starke Korrelation mit der Sprungweite. Höhere Anlaufgeschwindigkeit bei gleichbleibend guter Technik führt zu weiteren Sprüngen.
- Eine optimale **Absprungtechnik** für nicht-amputierte Springer beinhaltet das Absenken des Körperschwerpunkts beim vorletzten Schritt vor dem Absprung, dem eine Hebelbewegung oder ein "Pivotieren" über das fast gestreckte Sprungbein folgt, um eine möglichst hohe vertikale Absprunggeschwindigkeit bei minimalen Geschwindigkeitsverlust in horizontaler Richtung zu erreichen. Eine verbesserte Absprungtechnik würde bei gleicher Anlaufgeschwindigkeit zu höherer Sprungweite führen.
- Änderungen der **Vertikalgeschwindigkeit** haben einen **größeren Einfluss auf die Sprungweite** als äquivalente Änderungen der Horizontalgeschwindigkeit. [11, 12].
- Die Qualität der Hebelbewegung oder des "Pivotierens" über das Sprungbein hängt von der **Anlaufgeschwindigkeit und der Muskelkraft des Sprungbeines** ab, um die aktive **Absprungbewegung zu kontrollieren**.
- Bei submaximalen Weitsprüngen von nicht-amputierten Athleten absorbiert und generiert das **Sprunggelenk die meiste Energie** beim Absprung [10]. Es ist nicht bekannt, in welchem Ausmaß die Prothese, das Knie und das Hüftgelenk bei amputierten Athleten beim Weitsprung aus vollem Anlauf beitragen.
- Es existieren keine publizierten Daten zum Weitsprung von amputierten Athleten, die von der Prothese abspringen und Sprungweiten von über 6,42 m aufweisen.

## Was sind Laufprothesen?

- Laufprothesen, die auch beim leichtathletischen Weitsprung genutzt werden, sind passiv-elastische Hilfsmittel aus Karbonfaser. Sie ermöglichen leichtathletisches Laufen und Sprinten für Athleten mit Amputationen der unteren Extremitäten.
- Laufprothesen sind mit einem festen Schaft verbunden, der den Stumpf des Athleten umfasst und sind deshalb in einer Linie mit dem Stumpf orientiert.
- Laufprothesen ermöglichen die Speicherung und elastische Rückgabe von mechanischer Energie, ähnlich wie es bei Sehnen und Bändern in biologischen Beinen der Fall ist. Sie simulieren nicht die Funktion von Muskelfasern, da Laufprothesen **selbst aktiv keine Arbeit verrichten können**.
- Die Bewegung des Stumpfes im Prothesenschaft kann zu einer Reduktion der Energiespeicher- und Rückgabekapazität führen.
- Laufprothesen bieten kein **sensorisches Feedback, keine direkte Kontrolle, sie können nicht aktiv gebeugt werden und ihre Steifigkeit kann nicht dynamisch angepasst werden**.
- Athleten mit einseitiger Unterschenkelamputation, die Laufprothesen nutzen, weisen eine **asymmetrische Biomechanik** während des Laufens und Sprintens auf. Die vertikale Bodenreaktionskraft ist 9% geringer auf der Prothesenseite und die Beinsteifigkeit ist auf der Prothesenseite um 18% reduziert. [13, 14].
- Der Gebrauch von Laufprothesen limitiert die maximale Sprintgeschwindigkeit aufgrund der beeinträchtigten Fähigkeit Bodenreaktionskraft zu generieren [13, 14] und verschlechtert die Stabilität und Balance im Vergleich zu nicht-amputierten Personen [15, 16].

## **FORSCHUNGSFRAGEN**

**Grundlegende Forschungsfrage: Wie beeinflusst die Verwendung von Laufprothesen die Sprungweite beim Weitsprung bei Athleten mit einseitiger Unterschenkelamputation im Vergleich zu Athleten ohne Amputation?**

### **Spezifische Forschungsfragen:**

#### **Anlaufgeschwindigkeit:**

Wie unterscheiden sich bei erfahrenen Weitspringern mit Unterschenkelamputation und Athleten ohne Unterschenkelamputation (a) die maximale Sprintgeschwindigkeit und (b) die Anlaufgeschwindigkeit?

#### **Bewegungstechnik:**

1. Haben unterschenkelamputierte Weitspringer, die eine Laufprothese nutzen, eine andere Weitsprungtechnik als Weitspringer ohne Amputation?
2. Ist die Weitsprungtechnik durch die Prothese vorbestimmt?

Eine gute Absprungtechnik resultiert aus: (a) Maximierung der horizontalen und vertikalen Absprunggeschwindigkeit, (b) Minimierung des horizontalen Bremsimpulses und Maximierung des vertikalen Absprungimpulses und (c) Minimierung des Energieverlustes und Maximierung der Energie des Gesamtkörpers sowie der Beiträge des Sprunggelenks bzw. der Prothese, des Knies und des Hüftgelenks.

## METHODISCHES VORGEHEN

### Teilnehmer

- Drei der weltbesten Weitspringer mit Unterschenkelamputation (inkl. Markus Rehm) und sieben hochklassige international Weitspringer ohne Amputation nahmen an der Studie teil (Mittelwerte  $\pm$  Standardabweichung: Alter  $26 \pm 2$  &  $25 \pm 3$  Jahre; Körpermasse  $78,7 \pm 9,8$  kg &  $80,1 \pm 6,2$  kg; Körperhöhe  $1,83 \pm 0,04$  m &  $1,82 \pm 0,07$  m).
- Die Springer mit Amputation sprangen beim Weitsprung von der Prothese ab. Drei der Springer ohne Amputation sprangen vom linken, vier vom rechten Bein ab.
- Zum Zeitpunkt der Studie hatten die Weitspringer mit Amputation persönliche Bestleistungen von durchschnittlich  $7,43 \pm 0,99$  m und die Springer ohne Amputation  $7,65 \pm 0,65$  m.
- Ein Ethikvotum der zuständigen Ethikkommission liegt für die Studie vor.
- Die Studien wurden an der Deutschen Sporthochschule Köln und dem japanischen Institut für Sportwissenschaften Tokio durchgeführt.

### Weitsprungversuche und Tests zum Maximalsprint

- Alle Athleten vollzogen ein individuelles Aufwärmprogramm
- Tag 1: die Athleten führten maximale Weitsprungversuche aus. Dabei wurden Anlaufparameter sowie die Biomechanik des Absprungs gemessen.
- Tag 2: Die Athleten führten maximale Sprints über etwa 60 m aus. Dabei wurden Geschwindigkeit und Sprintbiomechanik bestimmt.
- Messprozedur: Die beim Absprung insgesamt auf den Körper des Athleten wirkenden Kräfte wurden mit einer Kraftmessplatte (40x60 cm, Kistler, Winterthur, Schweiz), die am Absprungbalken eingelassen war, erfasst. Beim Sprinten wurden die Kräfte mit vier Kraftmessplatten (90x60 cm, Kistler, Winterthur, Schweiz) erfasst, die im Bode des Sprinttracks montiert waren. Vor den Sprint- und Sprungversuchen wurden reflektierende Marker an anatomischen Referenzpunkten an den Beinen, Armen, Rumpf, Kopf sowie den Prothesen angeklebt. Dies diente zur Erfassung der vollständigen Lauf- bzw. Sprungbewegung mit einem 3D Bewegungsanalysesystem (Vicon, Oxford, UK). Die Laufgeschwindigkeiten wurden mit einem Laser-basierten Geschwindigkeitsmesssystem (LAVEG, Jenoptik, Jena, Germany) ermittelt.
- Zur Quantifizierung der Weitsprungtechnik wurden dreidimensional die Gelenkwinkelbewegungen, die Gelenk-Drehmomente sowie Gelenkenergie und -arbeit berechnet. Hierzu wurde ein detailliertes digitales Modell des menschlichen Körpers zur Bewegungsanalyse genutzt (Alaska, Chemnitz, Germany). Die theoretische Sprungweite jedes Versuchs wurde über die Absprunggeschwindigkeiten und -winkel des Körperschwerpunkts ermittelt, wobei eine parabolische Flugkurve angenommen wurde [17].

## ERGEBNISSE

- Die besten Sprünge jedes Athleten wurden zur Analyse herangezogen. Die Springer mit Unterschenkelamputation sprangen im Mittel  $7,25 \pm 0,77$  m. Markus Rehm (MR) erreichte eine Flugweite von 7,96 m, was 0,4% bzw. 22,2% höher war als der beste bzw. der schlechteste Sprung der Springer ohne Prothese.

Geschwindigkeit: Die Weitspringer mit Unterschenkelprothese zeigten **geringere maximale Anlaufgeschwindigkeiten** im Vergleich zu den Springern ohne Amputation.

- Die Maximalgeschwindigkeit in den Sprintversuchen ohne Absprung bei Springern mit Amputation lag bei  $9,38 \pm 0,55$  m/s und für Springer ohne Amputation bei  $10,15 \pm 0,42$  m/s. **MR's Maximalgeschwindigkeit** war 9,98 m/s, was zwischen dem schnellsten bzw. langsamsten Versuch der nicht-amputierten Springer lag.
- Die horizontale Anlaufgeschwindigkeit beim Fußaufsatz zum Absprung lag bei den Springern mit Unterschenkelprothese im Mittel bei  $8,71 \pm 0,56$  m/s und für nicht-amputierte Athleten bei  $9,39 \pm 0,36$  m/s. **MR's horizontale Geschwindigkeit zu Beginn der Absprunghase lag mit 9,32 m/s** zwischen der höchsten bzw. geringsten Geschwindigkeit der Athleten ohne Amputation.

Technik: Die Athleten mit Unterschenkelamputation hatten eine effizientere Absprungtechnik im Vergleich zu den Weitspringern ohne Prothese.

#### Geschwindigkeitsänderung in der Absprunghase

- **Der horizontale Geschwindigkeitsverlust war bei Springern mit Unterschenkelprothese geringer als bei Springern ohne Prothese.** Der horizontale Geschwindigkeitsverlust während des Absprungs war bei den Springern mit Prothese  $0,60 \pm 0,03$  m/s und für nicht-amputierte Springer  $1,09 \pm 0,23$  m/s, was einem Unterschied von 45,0% entspricht. **MR's horizontaler Geschwindigkeitsverlust** lag bei  $0,64$  m/s, was einem 57,2% bzw. 24,5% geringeren Geschwindigkeitsverlust gegenüber dem höchsten bzw. niedrigsten Wert der Springer ohne Amputation gleichkommt.
- **Die vertikale Geschwindigkeitszunahme war bei Springern mit Unterschenkelprothese nicht unterschiedlich zu den Springern ohne Unterschenkelprothese.** Die vertikale Geschwindigkeitszunahme beim Absprung lag bei Springern mit Unterschenkelprothese bei  $3,39 \pm 0,42$  m/s und für nicht-amputierte Springer bei  $3,37 \pm 0,32$  m/s. **MR's vertikale Geschwindigkeitszunahme lag bei 3,68 m/s**, d.h. sie lag zwischen der höchsten bzw. geringsten Geschwindigkeitszunahme der nicht-amputierten Springer.
- **Die resultierende Abfluggeschwindigkeit war zwischen Springern mit und ohne Unterschenkelprothese nicht unterschiedlich.** Die resultierende Abfluggeschwindigkeit lag bei den Springern mit Unterschenkelprothese bei  $8,60 \pm 0,60$  m/s bei einem mittleren Abflugwinkel von  $18,4 \pm 1,6^\circ$  und für Springer ohne Prothesenbein  $8,73 \pm 0,32$  m/s bei  $18,0 \pm 2,0^\circ$  zur Horizontalen. **MR's resultierende Abfluggeschwindigkeit war 9,24 m/s bei  $18,3^\circ$** , was 1,4% und 11,9% höher war als die größte und geringste Geschwindigkeit der Springer ohne Prothese.

#### Impulsänderung

- **Die Kontaktzeit während des Absprungs war für Springer mit und ohne Unterschenkelprothesen nicht unterschiedlich.** Die Kontaktzeit beim Absprung lag bei Springern mit Amputation bei  $0,131 \pm 0,015$  s und  $0,125 \pm 0,010$  s für Springer ohne Amputation. **MR's Kontaktzeit** war 0,118 s und lag so zwischen den längsten bzw. kürzesten Kontaktzeiten der Athleten ohne Prothese.
- **Der horizontale Bremsimpuls für Springer mit Prothesen war geringer als für Springer ohne Prothesen.** Der Bremsimpuls während des Absprungs lag bei Springern mit Unterschenkelprothese bei  $0,064 \pm 0,009$  BW\*s und für Springer ohne Amputation bei  $0,111 \pm 0,031$  BW\*s. **MR's horizontaler Bremsimpuls war mit 0,071 BW\*s um 57,3% bzw. 14,8% geringer** als der höchste bzw. geringste Bremsimpuls der Springer ohne Amputation.
- **Die vertikalen Absprungimpulse der Springer mit Unterschenkelamputation unterschieden sich nicht von den Impulsen der Springer ohne Prothese.** Der vertikale Impuls während des Absprungs

der Weitspringer mit Prothese lag bei  $0,466 \pm 0,031$  BW\*s und für nicht-amputierte Springer bei  $0,416 \pm 0,077$  BW\*s. **MR's vertikaler Absprungimpuls lag mit  $0,480$  BW\*s zwischen dem höchsten bzw. geringsten Impuls der Springer ohne Amputation.**

- **Das Verhältnis des vertikalen Absprung- zum horizontalen Bremsimpuls war bei Athleten mit Unterschenkelprothese höher als bei Springern ohne Prothese.** Das Verhältnis des vertikalen zum horizontalen Impuls beim Absprung lag bei den Springern mit Prothese bei  $7,37 \pm 0,65$  und bei  $3,82 \pm 0,54$  für Springer ohne Prothese. **MR's Impulsverhältnis war mit  $6,74$  um  $49,5\%$  bzw.  $115,3\%$  höher im Vergleich zu den höchsten bzw. geringsten Werten der Springern ohne Amputation.**

#### Mechanische Energie beim Absprung

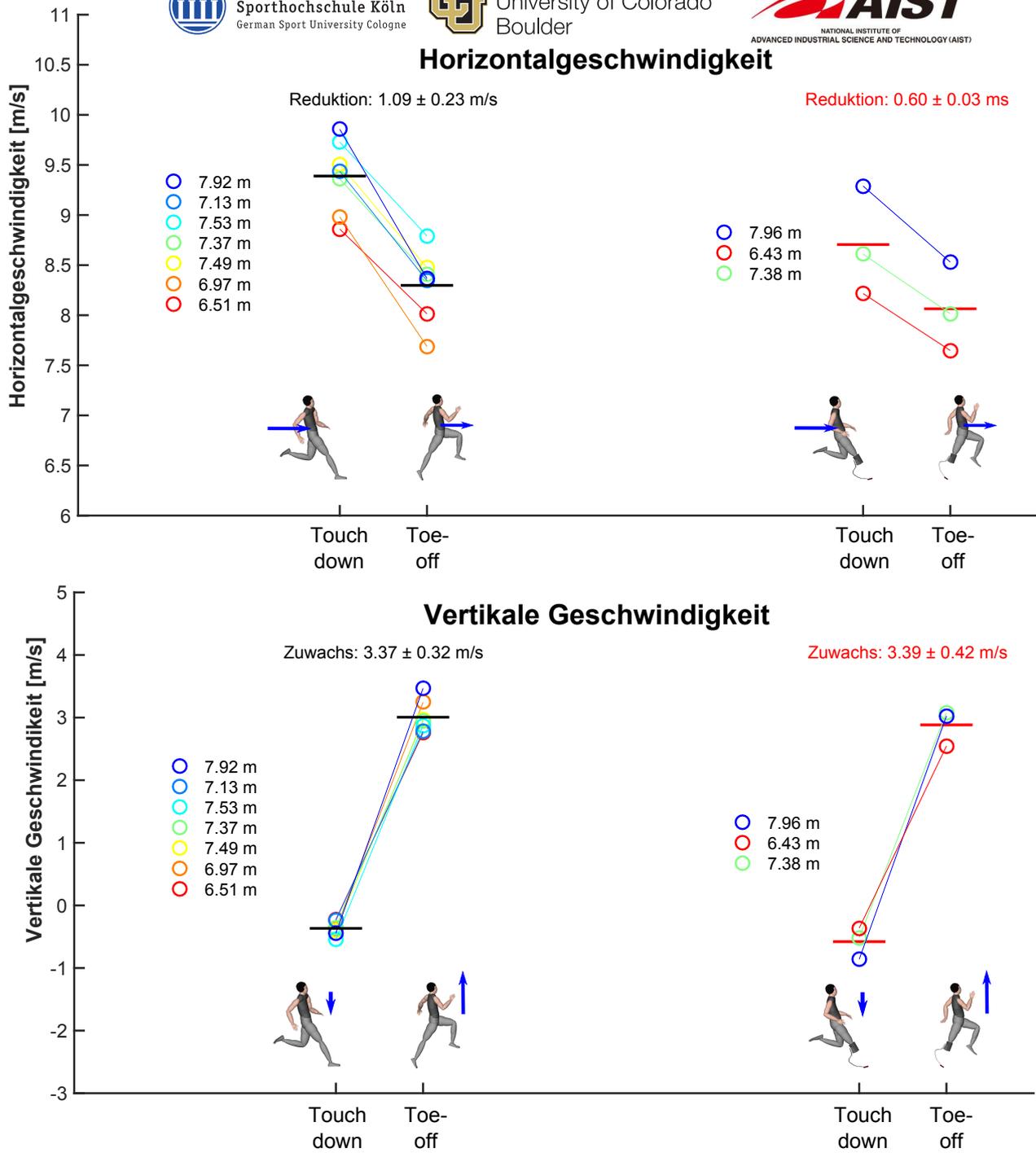
- **Das Verhältnis der positiven Arbeit zur negativen Arbeit am Körperschwerpunkt war für die Prothesenspringer höher als für Springer ohne Amputation.** Bei den Springern mit Unterschenkelamputation lag das durchschnittliche Verhältnis von positiver zu negativer Arbeit am Körperschwerpunkts bei  $113,5 \pm 13,1\%$  und für Springer ohne Amputation bei  $56,7 \pm 15,9\%$ . **Bei MR lag das Verhältnis der positiven zur negativen Arbeit am Körperschwerpunkt bei  $100,1\%$  und so  $30,5\%$  über dem höchsten bzw.  $183,0\%$  über dem geringsten Verhältnis der Springer ohne Amputation.**
- **Die Energiespeicher und Energierückgabemuster an der Laufprothese waren deutlich unterschiedlich zu den Mustern der Energieabsorption und –generierung am biologischen Fuß und Sprunggelenk.** Bei Springern mit Amputation nahm die Prothese  $81\%$  (MR:  $84\%$ ) der Energie auf,  $15\%$  (MR:  $14\%$ ) wurde am Knie absorbiert, während bei Springern ohne Amputation an Hüfte, Knie und Sprunggelenk und Fuß nahezu gleich viel Energie aufgenommen wird. Bei Springern mit Prothese wurden  $73\%$  (MR:  $76\%$ ) der positive Arbeit durch Energierückgabe in der Prothese realisiert,  $22\%$  (MR:  $20\%$ ) durch positive Arbeit an der Hüfte und  $6\%$  (MR:  $4\%$ ) durch positive Arbeit am Knie. Bei den Springern ohne Prothese war die positive Arbeit über alle Gelenke ähnlich verteilt (Hüfte:  $40\%$ , Knie:  $25\%$  und Fuß mit Sprunggelenk:  $34\%$ ).
- **Die Energierückgabe aus der Unterschenkelprothese war höher als die positive Energie an Fuß und Unterschenkel bei Springern ohne Prothese. Bei den Springern mit Amputation lag die Energierückgabe an der Prothese bei  $3,57 \pm 0,97$  J/kg und für Springer ohne Amputation lag die positive Arbeit an Fuß und Sprunggelenk bei  $1,96 \pm 0,28$  J/kg.** Die Energierückgabe von **MR's** Unterschenkelprothese war  $4,41$  J/kg, was  $88,2\%$  bzw.  $192,8\%$  höher war als der höchste bzw. niedrigste Wert bei den Springern ohne Prothese.
- **Am Knie war die Energiegenerierung und –absorption für Springer mit Amputation geringer als bei Springern ohne Amputation.** Die Energieabgabe während des Absprungs betrug bei den Springern mit Unterschenkelprothese  $0,29 \pm 0,03$  J/kg und  $1,45 \pm 0,50$  J/kg für Springer ohne Prothese. **MR's Energieabgabe am Kniegelenk war mit  $0,26$  J/kg um  $87,6\%$  bzw.  $56,1\%$  geringer als der höchste bzw. geringste Wert der Springer ohne Prothese.**
- **Die Energieabgabe am Hüftgelenk war für Springer mit Unterschenkelprothesen geringer als für Springer ohne Prothesen.** Die Energieabgabe am Hüftgelenk beim Absprung lag bei den Springern mit Prothese bei  $1,06 \pm 0,24$  J/kg und betrug  $2,28 \pm 0,76$  J/kg bei Springern ohne Prothese. **Die Energieabgabe am Hüftgelenk lag bei MR mit  $1,17$  J/kg um  $69,1\%$  bzw.  $22,9\%$  unter dem höchsten bzw. geringsten Energieabgabewert der Springer ohne Prothese.**

### Allgemeine Erkenntnisse

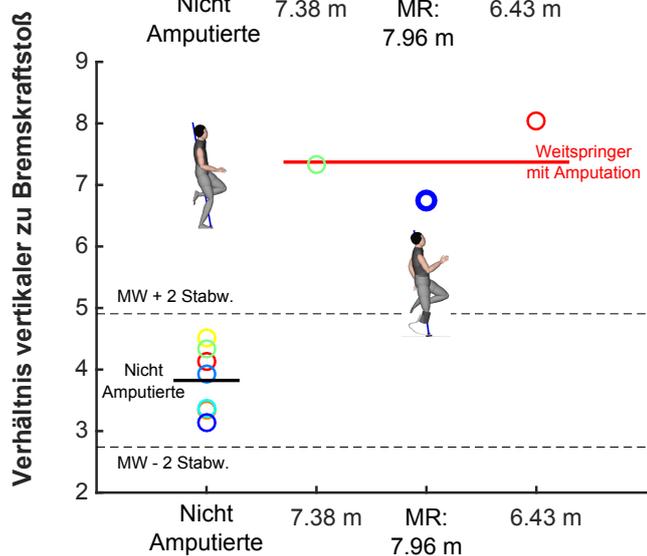
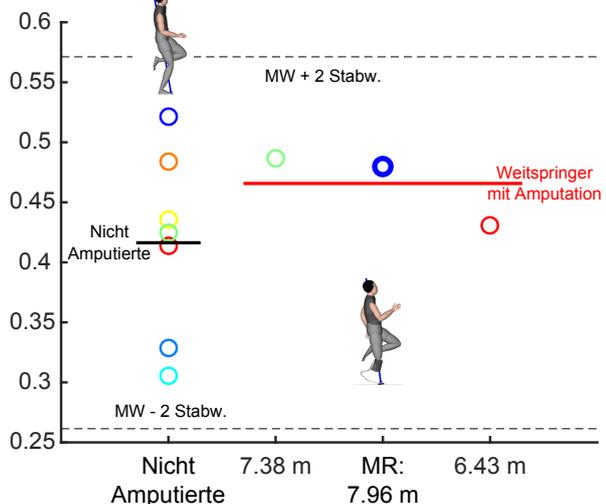
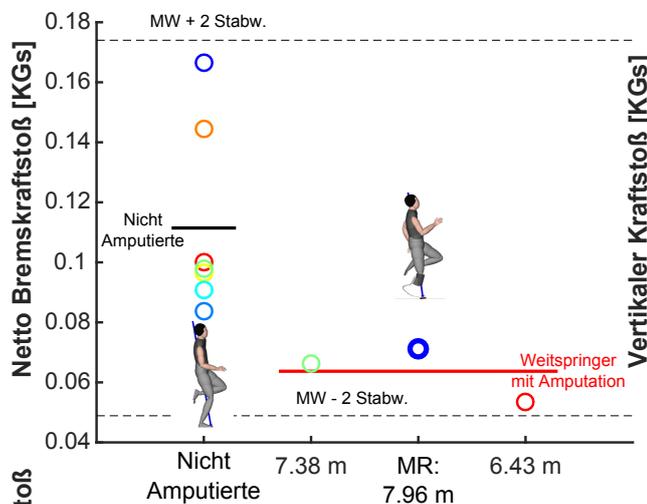
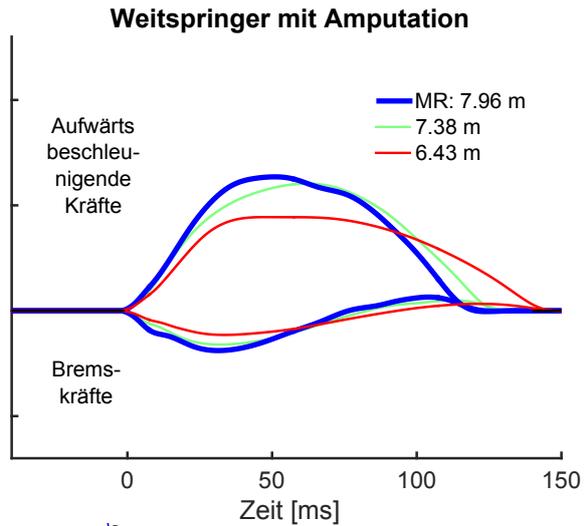
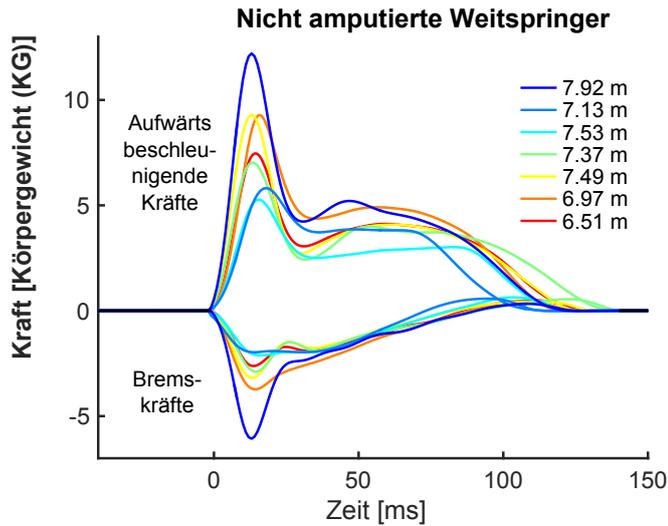
- **Die maximale Kniebeugung für Springer mit Unterschenkelprothese war geringer als für Springer ohne Prothese.** Die maximale Kniebeugung während des Absprungs betrug bei Springern mit Amputation  $27,9 \pm 3,2^\circ$  und für Springer ohne Prothese  $48,2 \pm 5,3^\circ$ . **Die maximale Kniebeugung von MR** lag bei  $24,5^\circ$ . Die Analyse verschiedener Sprünge einzelner Athleten zeigte außerdem, dass die Variabilität des Kniewinkels beim Absprung bei den Athleten mit Amputation höher war als bei Athleten ohne Prothese. Es bleibt jedoch festzuhalten, dass die Anzahl der Sprünge gering war und daher weitere Analysen zu dieser Variabilität nötig sind.
- **Der Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraftkurven während der Stützphase beim Sprinten unterschied sich deutlich zwischen Prothesenspringern und Springern ohne Amputation.** Während die Bodenreaktionskraftkurven der nicht-amputierten Springer einen typischen steilen Kraftanstieg zu Beginn der Stützphase zeigten, stieg die Bodenreaktionskraft bei den Springern mit Amputation langsamer an und zeigte einen runden Verlauf ähnlich einer Glockenkurve. Dies unterstreicht die elastische Funktionsweise der Unterschenkelprothese.

## Literatur

1. Alexander, R.M., *OPTIMUM TAKE-OFF TECHNIQUES FOR HIGH AND LONG JUMPS*. Philosophical Transactions of the Royal Society of London Series B-Biological Sciences, 1990. **329**(1252): p. 3-10.
2. Bridgett, L.A. and N.P. Linthorne, *Changes in long jump take-off technique with increasing run-up speed*. Journal of Sports Sciences, 2006. **24**(8): p. 889-897.
3. Hay, J.G., J.A. Miller, and R.W. Canterna, *THE TECHNIQUES OF ELITE MALE LONG JUMPERS*. Journal of Biomechanics, 1986. **19**(10): p. 855-866.
4. Hay, J.G. and H. Nohara, *TECHNIQUES USED BY ELITE LONG JUMPERS IN PREPARATION FOR TAKEOFF*. Journal of Biomechanics, 1990. **23**(3): p. 229-239.
5. Hay, J.G., E.M. Thorson, and B.C. Kippenhan, *Changes in muscle-tendon length during the take-off of a running long jump*. Journal of Sports Sciences, 1999. **17**(2): p. 159-172.
6. Lees, A., P. Grahamsmith, and N. Fowler, *A BIOMECHANICAL ANALYSIS OF THE LAST STRIDE, TOUCHDOWN, AND TAKEOFF CHARACTERISTICS OF THE MENS LONG JUMP*. Journal of Applied Biomechanics, 1994. **10**(1): p. 61-78.
7. Linthorne, N.P., M.S. Guzman, and L.A. Bridgett, *Optimum take-off angle in the long jump*. Journal of Sports Sciences, 2005. **23**(7): p. 703-712.
8. Nolan, L., B.L. Patritti, and K.J. Simpson, *A biomechanical analysis of the long-jump technique of elite female amputee athletes*. Medicine and Science in Sports and Exercise, 2006. **38**(10): p. 1829-1835.
9. Seyfarth, A., R. Blickhan, and J.L. Van Leeuwen, *Optimum take-off techniques and muscle design for long jump*. Journal of Experimental Biology, 2000. **203**(4): p. 741-750.
10. Stefanyshyn, D.J. and B.M. Nigg, *Contribution of the lower extremity joints to mechanical energy in running vertical jumps and running long jumps*. Journal of Sports Sciences, 1998. **16**(2): p. 177-186.
11. Campos, J., et al., *Three-Dimensional Kinematics During the Take-Off Phase in Competitive Long Jumping*. International Journal of Sports Science & Coaching, 2013. **8**(2): p. 395-406.
12. Graham-Smith, P. and A. Lees, *A three-dimensional kinematic analysis of the long jump take-off*. Journal of Sports Sciences, 2005. **23**(9): p. 891-903.
13. Grabowski, A.M., et al., *Running-specific prostheses limit ground-force during sprinting*. Biology Letters, 2010. **6**(2): p. 201-204.
14. McGowan, C.P., et al., *Leg stiffness of sprinters using running-specific prostheses*. Journal of the Royal Society Interface, 2012. **9**(73): p. 1975-1982.
15. Arellano, C.J., et al., *Effect of Running Speed and Leg Prostheses on Mediolateral Foot Placement and Its Variability*. Plos One, 2015. **10**(1).
16. Look, N., et al., *Dynamic stability of running: The effects of speed and leg amputations on the maximal Lyapunov exponent*. Chaos, 2013. **23**(4).
17. Nixdorf, E., Brüggemann, G.P. *Biomechanical analysis of the long jump* Scientific Report on the II World Championships in Athletics, International Athletic Foundation, London, 1987. Rome 1987.



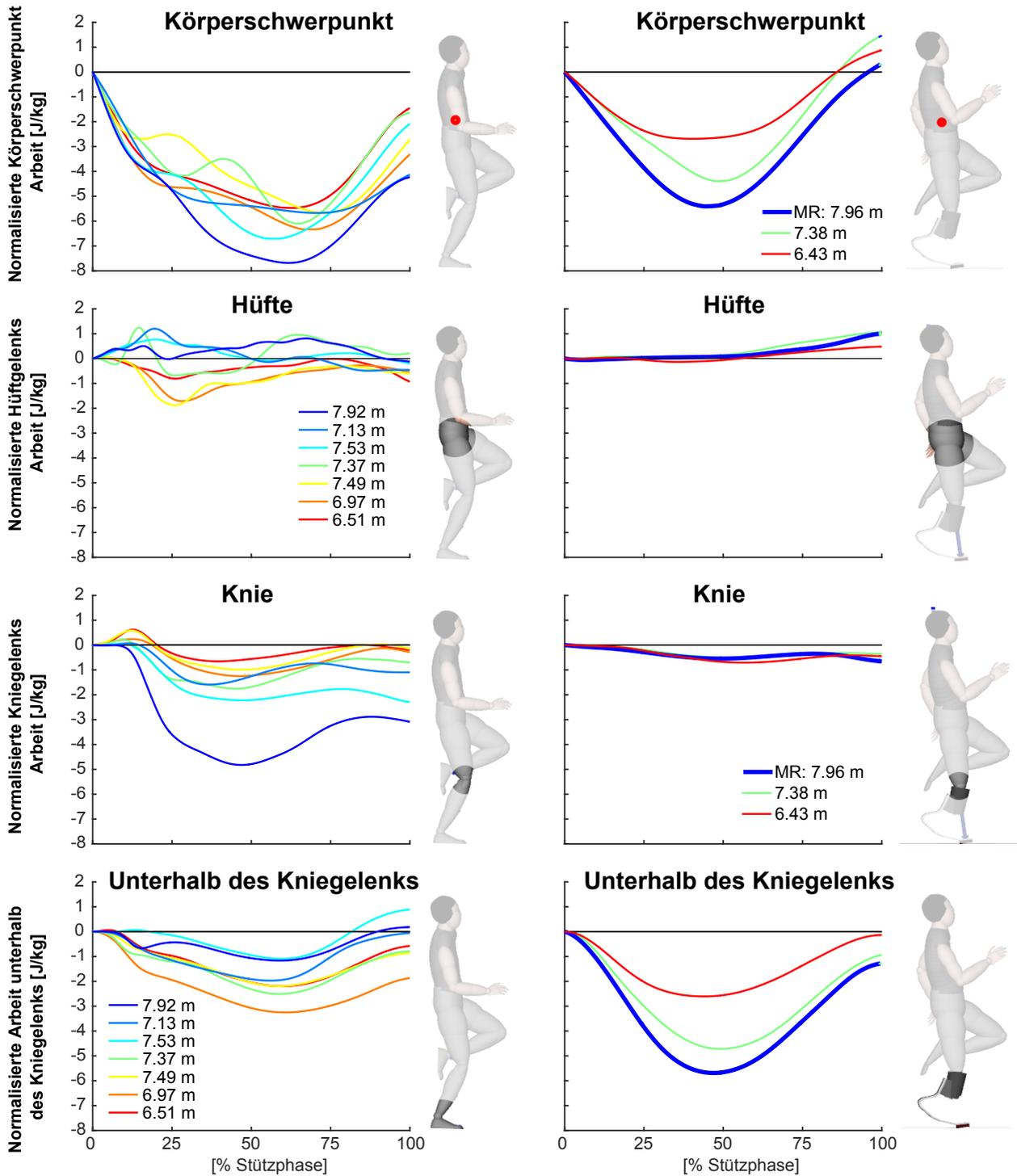
Horizontalgeschwindigkeit (obere Abbildung) und Vertikalgeschwindigkeit (untere Abbildung) und deren Änderungen während des Bodenkontakts in der Absprungphase von nicht amputierten Springern (links) und unterschenkelamputierten Weitspringern (rechts). Jeder Kreis repräsentiert die Geschwindigkeit beim ersten Bodenkontakt (touchdown) und letztem Bodenkontakt (toe-off) des besten Versuchs eines Athleten. Der blaue Kreis markiert den besten Sprung von Markus Rehm. Mittelwerte der beiden Gruppen von Springern sind durch horizontale Linien dargestellt.



Erste Reihe: Bodenreaktionskraft Kurven während des Bodenkontakts der Absprunghase. Jede Kurve stellt den besten Versuch eines Athleten dar. Die dicke blaue Kurve (rechts) visualisiert den Sprung von Markus Rehm (MR). Mittelwerte der jeweiligen Gruppe sind durch horizontale Linien dargestellt.

Zweite Reihe: Horizontaler Bremskraftstoß (links) und vertikaler Kraftstoß (rechts). Der Kraftstoß ist eine Messgröße, die den abbremsenden oder beschleunigenden Effekt einer Kraft über ein bestimmtes Zeitintervall beschreibt. Höhere Kraftstöße beschreiben stärkere Abbrems- oder Beschleunigungseffekte. Jeder Kreis repräsentiert die Kraftstöße des besten Versuchs eines Athleten. Dritte Reihe: Verhältnis von vertikalem zum Bremskraftstoß. Jeder Kreis stellt das Verhältnis des besten Versuchs eines Athleten dar. Der dickere blaue Kreis visualisiert den besten Versuch von Markus Rehm (MR).

Die Daten zeigen, dass die Bewegungstechnik von unterschenkelamputierten Weitspringern deutlich effizienter ist. Amputierte Weitspringer erzeugen den gleichen vertikalen Kraftstoß beim Absprung, das heißt ihr Körper erfährt die gleiche nach oben gerichtete Beschleunigung, aber in der gleichen Zeit wird ihre vorwärtsgerichtete Horizontalgeschwindigkeit weniger abgebremst (zweite und dritte Reihe).



Deutsche Sporthochschule Köln  
German Sport University Cologne



University of Colorado Boulder

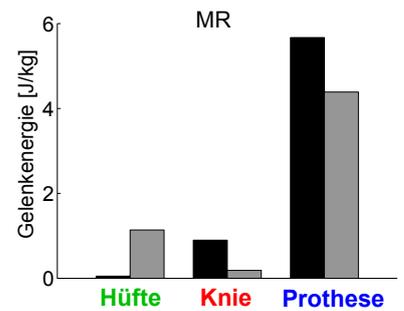
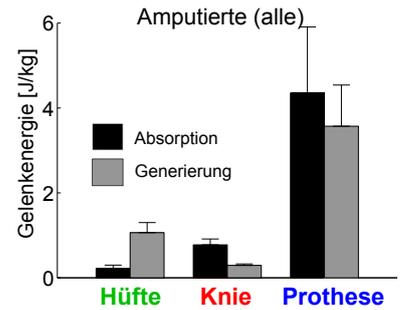
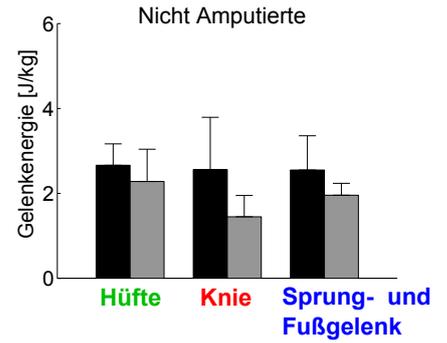
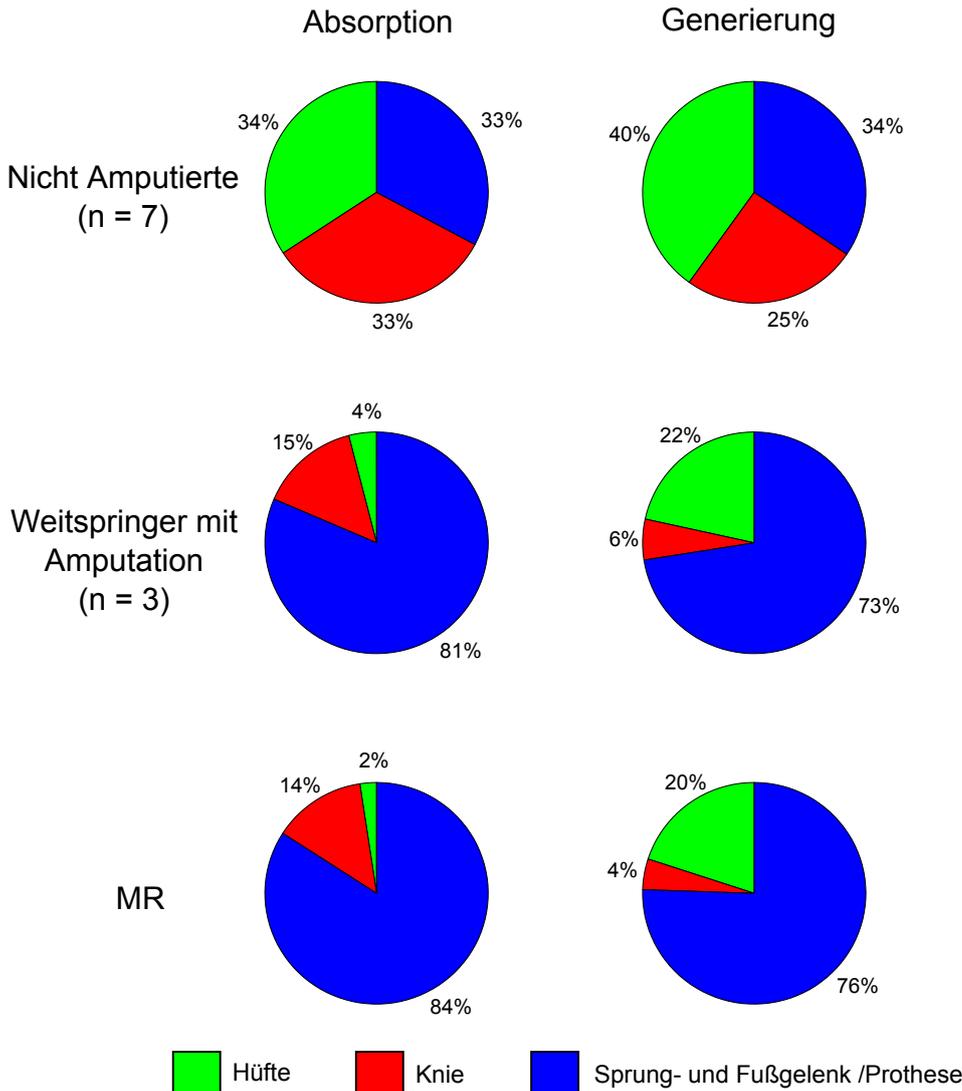


Mechanische Arbeit am Körperschwerpunkt (oberste Reihe), Hüftgelenk (zweite Reihe), Kniegelenk (dritte Reihe) und Sprunggelenk und Fuß bzw. Prothese (unterste Reihe) von nicht amputierten (linke Spalte) und amputierten (rechte Spalte) Weitspringern. Jede Kurve entspricht dem besten Sprung eines Athleten. Die dicke blaue Kurve (rechts) beschreibt den Sprung von Markus Rehmann (MR). Negative mechanische Arbeit beschreibt wie viel Energie ein System aufnimmt (Energieabsorption, absteigender Kurvenverlauf) und positive mechanische Arbeit beschreibt wie viel Energie ein System abgibt (Energieerzeugung, aufsteigende Kurven).

Die berechneten Daten zeigen, wie die Prothese die Bewegungstechnik bei unterschenkelamputierten Sportlern bestimmt und dass die Bewegungstechnik fundamental unterschiedlich zur Bewegungstechnik der nicht amputierten ist. In der ersten Hälfte des Absprungs verringert sich die Energie des Körperschwerpunkts (obere Reihe, rechts) was mit einer Energieabsorption an der Prothese einhergeht (unterste Reihe, rechts). Amputierte Weitspringer speichern eine große Menge an Energie während des Absprungs in ihrer passiv elastischen Prothese, die in der zweiten Hälfte des Absprungs zurückgegeben wird. In der gleichen Zeit verrichtet das Hüftgelenk positive Arbeit. Dies führt zu einer sehr effizienten Absprungtechnik der unterschenkelamputierten Weitspringer im Vergleich zu nicht amputierten Weitspringern (114% vs. 57%).

## Relative Energieverteilung

## Absolute Energieverteilung



Die Abbildung stellt dar, auf welche Weise die verschiedenen Gelenke und die Prothese am Energieaustausch beteiligt sind. Energie ist eine Größe, die die Fähigkeit eines Systems zur Beschleunigung oder zum Anheben eines Objektes beschreibt. Energieabsorption beschreibt wie ein System Energie aufnimmt. Energiegeneration meint, dass das System Energie abgibt. Bei höherer Energieerzeugung kann ein Sportler sich stärker beschleunigen oder anheben. Während bei den nicht amputierten Weitspringern alle Gelenke beinahe gleich zur absoluten Energiegenerierung beitragen (erste Reihe), spielt bei unterschenkelamputierten Sportlern die Prothese die dominierende Rolle (81% Energieabsorption und 73% Energiegenerierung). Hierbei muss jedoch beachtet werden, dass die gesamte Energie, die von der Prothese gespeichert und zurückgegeben wird, durch muskuläre Arbeit des Athleten im Anlauf und Absprung erzeugt werden muss.