

Vor- und Nachteile von Sportlern mit Hochleistungsprothesen im Vergleich zu nichtbehinderten Athleten

Advantages and Disadvantages of Athletes with Artificial Limbs Compared to Able-Bodied Competitors

Zusammenfassung

- › **Problemstellung:** Die Leistungen in den leichtathletischen Sprint- und Sprungdisziplinen haben sich vor allem in den Klassen T43/T44 (transtibiale Amputation) aufgrund von Innovationen im Prothesenbau rasant entwickelt. Einige Athleten haben das Spitzenniveau der Nichtbehinderten erreicht. Die Frage, ob die mit Hochleistungsprothesen erzielten Ergebnisse mit denen Nichtbehinderter vergleichbar sind, wird kontrovers diskutiert.
- › **Methode:** Auf der Basis von Literaturdaten, biomechanischen Überlegungen und Simulationsrechnungen werden Vor- und Nachteile von Prothesen im Spitzensport aufgelistet und sofern möglich bewertet.
- › **Ergebnisse:** Eine Karbonprothese hat gegenüber dem Muskel-Skelett-System eine deutlich höhere Energierückführungsrate. Bei optimaler Abstimmung ist das Leistungsvermögen eines Weitspringers mit Prothese potentiell höher einzustufen als bei einem Athleten ohne Handicap. Die Simulation von Absprünge mit einem Feder-Masse-Modell belegt, dass man mit einem Federbein bei einer relativ geringen Anlaufgeschwindigkeit von 9,50m/s bei einem KSP-Angriffswinkel von 60° theoretisch 8,90m weit springen kann. Den Vorteilen des Federbeines stehen aber auch Nachteile gegenüber, die das Leistungsvermögen reduzieren: Defizite in der motorischen Kontrolle aufgrund der eingeschränkten Sensorik im amputierten Bein, Asymmetrie im Bewegungsablauf, Energieverluste (Dämpfung) bei der Kraftübertragung vom verbliebenen Stumpf auf die Prothese.
- › **Diskussion:** Vor- und Nachteile von Hochleistungsprothesen lassen sich quantitativ nicht seriös gegeneinander abwägen. Dennoch muss die Vergleichbarkeit der Leistungen von Athleten mit und ohne Prothese in Frage gestellt werden, weil sich die Mechanismen, die jeweils zum Vortrieb bzw. Absprung genutzt werden, klar unterscheiden. Aufgrund des technischen Potentials von Karbonfedern gibt es aus biomechanischer Sicht kaum plausible Argumente für einen fairen Wettbewerb zwischen Athleten mit Prothesen und Nichtbehinderten.

SCHLÜSSELWÖRTER:

Karbonprothese, Sprint und Weitsprung, Energietransfer, Feder-Masse-Modell, Beinsteifigkeit

Einleitung: Zur historischen Entwicklung von Sportprothesen

Der technische Fortschritt im Bereich der Prothesenentwicklung hat in den letzten 15-20 Jahren zu einem großen Leistungsschub bei den beinamputierten Athleten, vor allem in den leichtathletischen Sprint- und Sprungdisziplinen geführt. Seit der Entwicklung der SACH-Prothese (Solid Ankle and Cushioned Heel) Ende der 1950er Jahre hat es fast 30 Jahre lang kaum Innovationen auf dem

Summary

- › **Problem:** The competitive performance of transtibial amputated (T43/T44) sprint runners and jumpers has developed rapidly due to innovations in artificial limb construction. Some disabled athletes have achieved the top level of able-bodied competitors. This development has triggered controversies regarding the question whether sprinting and jumping with artificial limbs lead to irregular benefits.
- › **Methods:** Advantages and disadvantages of artificial limbs in top-level sports were listed and evaluated based on literature data, biomechanical considerations and findings of computer-aided modelling.
- › **Results:** A carbon prosthesis for below-knee amputees shows considerably higher energy return than a human ankle joint. With an optimal adjustment of the leg stiffness, long-jumpers with artificial limbs have potentially higher capabilities than compared to able-bodied athletes. Simulations of the take-off phase based on a spring-mass-model demonstrated that jumps up to 9m are possible even at the low run-up speed of 9.50 m/s. Beside the mentioned advantages of high-tech artificial limbs, however, there is also a number of disadvantages decreasing the performance: deficits in motor control because of reduced sensory perception in the amputated leg, asymmetry in leg kinematics in consequence of different leg mass and inertia, energy loss during power transmission from the stump to the prosthesis.
- › **Discussion:** Advantages and disadvantages of high-performance artificial limbs can not be compared seriously against each other. Nevertheless, the comparability of the performance of athletes with artificial legs and able-bodied athletes needs to be questioned because the mechanisms for propulsion and jumping are clearly different. Due to the technical potential of modern sprinting prostheses, it is hard to find plausible arguments for fair competition between athletes with artificial limbs and able-bodied athletes.

KEY WORDS:

Carbon Prosthesis, Sprinting and Long Jump, Energy Transfer, Spring-Mass-Model, Leg Stiffness

Gebiet der Beinprothesen gegeben (11). Als Composite-Materialien in viele technische Anwendungsfelder einzogen, haben auch die Prothesenentwickler profitiert. Karbonfaserlaminat zeichnen sich durch hohe Stabilität bei geringem Eigengewicht aus. Die Biegesteifigkeit von Karbonfedern kann durch die Struktur der Kohlefaseranordnung und die Stärke des Laminats dosiert und so an unterschiedliche >

ÜBERSICHT

ACCEPTED: October 2015

PUBLISHED ONLINE: November 2015

DOI: 10.5960/dzsm.2015.204

Wank V, Keppler V. Vor- und Nachteile von Sportlern mit Hochleistungsprothesen im Vergleich zu nichtbehinderten Athleten. Dtsch Z Sportmed. 2015; 66: 287-293.

1. UNIVERSITÄT TÜBINGEN, *Institut für Sportwissenschaft, Tübingen*
2. FA. BIOMOTION SOLUTIONS, *Tübingen*



QR-Code scannen und Artikel online lesen.

KORRESPONDENZADRESSE:

Prof. Dr. Veit Wank
Universität Tübingen, Institut für Sportwissenschaft, Lehrstuhl für Biomechanik, Bewegungs- und Trainingswissenschaft
Wilhelmstraße 124, 72074 Tübingen
✉: veit.wank@uni-tuebingen.de



Abbildung 1

Karbonsprintprothesen unterschiedlicher Bauform von verschiedenen Herstellern: (A) Flex Foot variflex (Flex-Foot Inc., Össur), (B) Flex Sprint I (Össur), (C) Flex Run (Össur), (D) Flex Sprint III Cheetah (Össur), (E) Catapult (Freedom Innovation), (F) 1E90 Sprinter (Otto Bock), (G) C-Sprint 1C2 (Otto Bock).

Bedingungen angepasst werden. Eine der ersten Karbonprothesen war der Flex-Foot® der Firma Flex-Foot Inc. (USA). Diese Prothese besaß noch eine modulare Fersenplatte. Die nachfolgende Generation der Sportprothesen hatte eine schlichte J-Form. Sie war speziell für Sprint- und Sprungdisziplinen konzipiert und ausschließlich zum Vorfußlaufen geeignet. Ihre Weiterentwicklung richtete sich vor allem auf die Modifikation der J-Form, die anfangs einer mit engem Radius gebogenen Karbonleiste mit geradem Unterschenkel und leicht vorgebogenem Fuß entsprach (Abb. 1). Moderne Hochleistungsprothesen haben oft mehrere Biegezonen mit unterschiedlichen Radien und unterschiedlicher Nachgiebigkeit. Mit dieser zum Teil komplexen Geometrie sollte der Energietransfer der Karbonfeder für die Belastungsbedingungen in verschiedenen Phasen des Bodenkontaktes beim Laufen und Springen optimiert werden. Alternativ wurden Karbonprothesen mit C-Form entwickelt, die vor allem von transfemorale amputierten Athleten genutzt werden (3). Abb. 1 zeigt eine Übersicht zur Geometrie verschiedener Sportprothesen.

Die verbesserte Leistungsfähigkeit der Karbonprothesen und das zunehmende Leistungsvermögen der Athleten haben dazu beigetragen, dass der Weltrekord im 100m-Lauf in der Klasse T44 (einseitige transtibiale Amputation) von 1988 bis 1998 um etwa 1,5s verbessert wurde. Die Bedeutung des Prothesenmaterials spiegelt sich auch in der Entwicklung des besten Prothesensprinters der 1990er Jahre, Tony Volpentest, wider. Beidseitig unterschenkelamputiert trieb er mit 16 Jahren mit seinen Alltagsprothesen Sport und lief die 100m im Wettkampf in 14,38s. Ein Jahr später wurde er mit Flex-Foot Sprintprothesen in 13,1s Juniorenweltmeister in der Klasse T43. Es folgten weitere Siege bei den Paralympics 1992 und 1996 jeweils über 100m und 200m. Seine 1996 erzielten 11,38s bedeuteten damals 100m-Weltrekord in der Klasse T44.

Heute steht der Weltrekord von Alan Oliveira (Brasilien) im 100m-Lauf der Klasse T43/44 (bilateral/unilateral transtibial amputiert) bei 10,57s. In einigen Disziplinen erreichen die besten Sportler mit Prothesen das internationale Spitzenniveau der Nichtbehinderten. So konnte sich Oscar Pistorius (Südafrika, Bestleistung 45,07s) als T43-Sprinter im 400m-Lauf für die Wettbewerbe der Nichtbehinderten bei den Olympischen Spielen 2012 in London qualifizieren. Während er noch vier Jahre zuvor in Peking von der IAAF keine Startberechtigung erhielt, konnte er in London starten und erreichte über 400m das Halbfinale. Die Regelung der Teilnahme von Pistorius an Wettbewerben nichtbehinderter Athleten war damals bereits

umstritten. Eine ausführliche Studie von Brüggemann (6) belegte, dass er bei seinem 400m-Lauf mit Prothesen sowohl metabolische als auch biomechanische Vorteile gegenüber seinen nicht behinderten Konkurrenten hatte. Allerdings sind vergleichende Betrachtungen von Leistungen unter anaeroben Bedingungen auf der Basis von O_2 -Messungen umstritten. Pistorius durfte trotz der gegen ihn sprechenden Befunde starten, weil Weyand im Auftrag der IAAF in einer zweiten Studie zwar erhebliche biomechanische Unterschiede zwischen dem Laufen mit und ohne Prothese fand, aber als Fazit aus seiner Untersuchung keine Vorteile für Prothesenläufer ausmachen konnte (21).

Ein Schlüsselargument der Gruppe um Weyand war, dass sie die geringeren Bodenreaktionskräfte beim Laufen mit Prothesen als Nachteil der Prothesenläufer betrachtete, weil sie bei gleicher Geschwindigkeit weniger Vortriebskräfte erzeugen können. Im Gegensatz dazu betrachtet Brüggemann die reduzierten Horizontalkräfte als Beleg für eine höhere Bewegungseffizienz, was mit Blick auf den reduzierten mechanischen Gesamtenergieumsatz von Pistorius plausibler erscheint. Durch das weiche Nachgeben der Prothese zu Beginn des Bodenkontaktes sind die Bremswirkungen gegenüber dem Laufen ohne Prothesen geringer. Das reduziert die notwendige Beschleunigungsleistung zum Aufrechterhalten der Laufgeschwindigkeit.

Einen weiteren spektakulären Fall gab es im Weitsprung. Markus Rehm (T44) sprang bei den Deutschen Leichtathletikmeisterschaften 2014 in Ulm 8,24m und gewann den Wettbewerb vor seinen nichtbehinderten Konkurrenten. Trotz Normerfüllung wurde er vom Deutschen Leichtathletikverband (DLV) nicht für die Leichtathletik-Europameisterschaft in Zürich nominiert. Die Leistung Rehms belegt zum einen, auf welch hohem sportlichen Niveau der Behindertenleistungssport angekommen ist, andererseits zeigt sie aber auch, wie leistungsdominant der Einfluss technischer Unterstützung in einigen Disziplinen des Behindertensports sein kann.

Bislang haben nur sehr wenige beinamputierte Athleten äquivalente Resultate zu Spitzenleistungen Nichtbehinderter erbracht. Das dokumentiert die Ausnahmestellung dieser Sportler, die im Wettbewerb gegen andere Athleten mit Handicap aufgrund ihrer sportlichen Qualität erfolgreich sind. Ihre Fähigkeiten erlauben ihnen, das Potential technischer Hilfsmittel so gut zu nutzen, dass sie mit nichtbehinderten Athleten konkurrieren können. Diese Entwicklung hat dazu geführt, dass unter Sportwissenschaftlern und den

betroffenen Sportlern aber auch in der breiten Öffentlichkeit eine kontroverse Diskussion entfacht wurde. Dabei geht es um die Frage, ob die mit Hightech-Prothesen erzielten Ergebnisse mit den Leistungen von Sportlern ohne Prothese vergleichbar sind und ob behinderte und nichtbehinderte Sportler unter dem Aspekt der Chancengleichheit und der sportlichen Fairness im gemeinsamen Wettbewerb starten dürfen.

Im vorliegenden Beitrag sollen Vor- und Nachteile von Hochleistungsprothesen gegenüber dem Muskel-Skelett-System des menschlichen Beines dargelegt werden. Auf der Basis von Daten aus der Literatur und von eigenen biomechanischen Analysen werden speziell beim Sprintlauf und beim Weitsprung Möglichkeiten und Grenzen von Athleten mit und ohne Prothese verglichen und, sofern möglich, auch bewertet. Die Interaktion zwischen Sportler und Prothese ist individuell sehr unterschiedlich und im Detail nur bedingt vergleichbar. Mit Blick auf die aktuellen Möglichkeiten der Biomechanik muss man heute immer noch davon ausgehen, dass sich zu viele Parameter, die für eine seriöse Abwägung von Für und Wider der Prothesenunterstützung notwendig sind, nicht hinreichend genau bestimmen lassen. Allerdings ist gut abschätzbar, welches Leistungspotential die Prothesen bei optimaler Konfiguration besitzen. Dies soll am Beispiel des Weitsprungs demonstriert werden.

Im Sinne der Übersichtlichkeit beziehen sich die im Folgenden beschriebenen Prozeduren und Vergleiche vor allem auf bilateral und unilateral transtibial amputierte Athleten. Bei transfemorale Amputationen gibt es verschiedene Möglichkeiten der prothetischen Versorgung. In Abhängigkeit von der Konstruktion der Prothese, die in diesem Fall das Knie- und das Sprunggelenk ersetzt, werden entsprechend unterschiedliche Strategien bei der Bewegungskoordination verfolgt. Darauf soll hier nicht näher eingegangen werden.

Auswahl und Anpassung der Prothesen

Prothesen für die Sprint- und Sprungdisziplinen sind vom Konstruktionsprinzip Blattfedern aus Karbon mit spezieller Geometrie. Sie werden von den Herstellern in verschiedenen Härtegraden angeboten. Die Auswahl der Federsteifigkeit richtet sich nach dem Körpergewicht, der Disziplin/Sportart und den individuellen Kraftfähigkeiten des Athleten. Für Sprungdisziplinen werden steifere Prothesen verwendet als für kurze Sprintstrecken (100m). Im Langsprint (200m/400m) sind die Prothesen wiederum etwas nachgiebiger als im Kurzspurt. Die Prothesenhärte beeinflusst die Resonanzfrequenz des Systems Athlet-Prothese. Eine zu weiche Prothese wird bei gleicher Belastung stärker komprimiert und gibt die gespeicherte Federenergie langsamer wieder ab als eine härtere. Eine zu harte Prothese wird nur wenig komprimiert und entspannt sich zu schnell. In beiden Fällen korrespondiert der Moment der Energierückgewinnung (Federstreckung) nicht mit der Stützzeit beim Bodenkontakt. Das führt dazu, dass die Kräfte bei der Expansion der Feder nicht optimal in Richtung des Körperschwerpunktes (KSP) des Läufers oder Springers wirken und dieser vom Schub der Feder nicht maximal beschleunigt wird.

Nach der Auswahl der Prothesenhärte erfolgt das Justieren des Federbeines am Stumpf der Gliedmaße. Dabei werden Prothesenneigung und Beinlänge eingestellt. Beides hat einen erheblichen Einfluss auf die Antriebswirkung der Prothese in der Stützphase (18). Um den im Stand oder in der initialen Belastungsphase auftretenden Kompressionshub auszu-

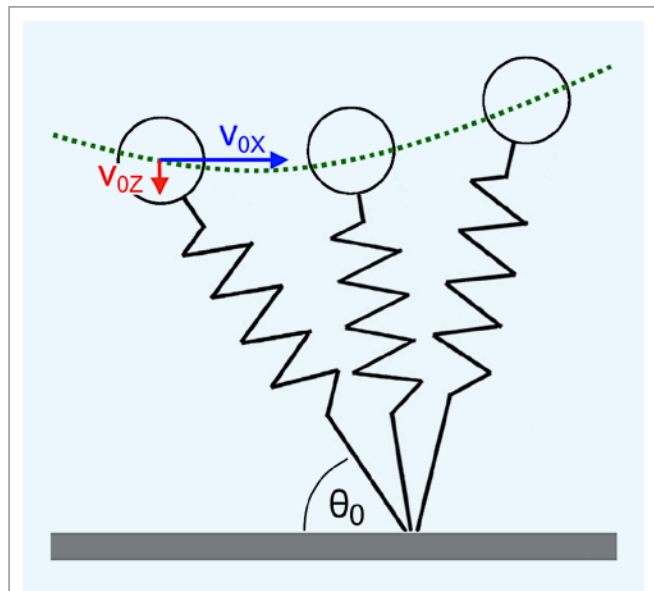


Abbildung 2

Feder-Masse-Modell mit den Komponenten der Einstiegsgeschwindigkeit (v_{0x} , v_{0z}) und dem KSP-Angriffswinkel (θ_0) für die Simulation der KSP-Bewegung in der Absprunghase beim Weitsprung.

gleichen, wird die Prothese so angepasst, dass das Bein mit Prothese gegenüber der anatomischen Beinlänge um ca. 5cm verlängert ist (14). Für Sprints über 200m und 400m wird die Prothese des äußeren Beines für den Kurvenlauf in der Regel um 0,5-1,0cm länger eingestellt, um die auftretenden Zentripetalkräfte besser kompensieren zu können und um die Entwicklung von Rotationskräften für die Richtungsänderung zu unterstützen.

Die Fixierung der Prothese am Stumpf der Gliedmaße hat entscheidenden Einfluss auf die Effizienz der Kraftübertragung zwischen Prothese und Sportler. Aufgrund von Weichteildeformationen ist es prinzipiell nicht möglich, eine Prothese ohne Spiel am Stumpf zu fixieren. Im Leistungssport wird das Spiel auf Kosten des Komforts minimiert, was dazu führt, dass Sprintprothesen nicht über längere Zeiträume getragen werden können. Die individuell an den Stumpf angepasste Form des Prothesenschaftes ist die Basis für den perfekten Sitz der Prothese. Durch die Verwendung von Silicon-Linern wird die Kontaktfläche zwischen Prothese und Stumpf maximiert, so dass die auf den Stumpf wirkenden Kräfte auf eine möglichst große Fläche verteilt werden. Der Silicon-Liner soll auch die Reibung zwischen Schaft und Haut reduzieren, um die Gefahr von Hautabschürfungen und Schwellungen zu senken. Durch Unterdruck wird die Kontaktfläche zwischen Schaft und Stumpf maximiert und der Bewegungsspielraum zwischen Tibia und Schaft auf ein Minimum reduziert.

Muskel-Skelett-System versus Karbonprothese

Infolge der eingeschränkten Sensorik und Motorik, haben transtibial amputierte Springer und Sprinter mit Sprintprothesen etliche Nachteile gegenüber Nichtbehinderten. Die Prothese hat aufgrund ihrer mechanischen Eigenschaften eine Eigendynamik, die in Abhängigkeit von den Belastungsbedingungen (Größe und Richtung der wirkenden Reaktionskraft) determiniert ist. Diese Dynamik kann durch den Sportler nur indirekt über die Änderung der Reaktionskräfte aufgrund der Bewegung anderer Körperteile beeinflusst werden. >

Tabelle 1

Einfluss der Federsteifigkeit auf Stützzeit, maximale Stützkraft, Abflugwinkel und Flugweite. Die Daten ergeben sich aus Simulationsrechnungen auf der Basis eines Feder-Masse-Modells mit den Anfangswerten $v_{0x} = 9,50$ m/s, $v_{0z} = -0,82$ m/s und $\Theta_0 = 61,0^\circ$.

STEIFIGKEIT [N/m]	STÜTZZEIT [s]	MAX. STÜTZKRAFT [N]	ABFLUG-WINKEL [°]	WEITE [m]
43000	0,086	5538	15,9	7,30
52000	0,081	6511	19,1	7,83
64300	0,077	7399	21,7	8,23
75000	0,073	8218	23,9	8,52
86000	0,070	8980	25,7	8,75

Karbonprothesen haben einen hohen Wirkungsgrad. Die im Spitzensport verbreitete Unterschenkelprothese Cheetah® (Össur) gibt etwa 95% der eingebrachten Energie bei der Expansion zurück (6, 11, 14). Das menschliche Bein hat auf den ersten Blick bezüglich der Energiebilanz gegenüber einer Karbonfeder deutliche Nachteile. Der Skelettmuskel hat einen Wirkungsgrad von 20-30% (5, 9). Sehnen geben in Abhängigkeit von der Dehnungsgeschwindigkeit nur 80-90% der Dehnungsenergie zurück (1, 15). Das Muskel-Skelett-System kann aber trotz seiner geringen Effizienz-Werte bei reaktiven Bewegungen sehr hohe mechanische Leistungen realisieren, wenn in der Stützphase hohe Muskelkräfte generiert werden. Dadurch können die limitierten passiven Eigenschaften des Systems kompensiert werden. So lässt sich erklären, warum der Mensch bei Drop-Jumps bis zu einer bestimmten Fallhöhe höher springen kann als bis zur Ausgangshöhe, von der er sich fallen ließ. Die zugefügte Muskelarbeit sorgt für eine positive Energiebilanz. Ist die Stützbelastung bei den Sprüngen jedoch zu hoch, reicht die maximal generierte Muskelkraft trotz Exzentrik und Reflexunterstützung nicht aus, um die erforderliche Spannung im Muskel-Sehnen-Komplex zu halten. Bei zu großen Fallhöhen gibt der Muskel auf Kosten der mechanischen Energie nach. Es treten hohen Dämpfungswerte innerhalb der aktiven Komponente des Muskel-Sehnen-Komplexes auf.

Unter diesen Bedingungen hat eine gut dimensionierte Karbonprothese anstelle eines muskelgetriebenen Sprunggelenks erhebliche Vorteile. Hohe Stützkraft, wie sie bei reaktiven Sprüngen aus größeren Fallhöhen auftreten, können vom Muskel-Skelett-System bei fast gestrecktem Bein im Knie- und Hüftgelenk sehr gut „gehalten“ werden, weil unter diesen Bedingungen große Teile der Kraft nicht muskulär sondern passiv durch Impacts der Knochen (Kompression des Knie- und Hüftgelenks) getragen werden. In dem Fall wird die Sprungleistung durch das Sprunggelenk limitiert. Um ein Durchschlagen der Ferse zu vermeiden, müssen die Stützkraft aktiv von den Plantarflexoren gehalten werden. Die maximalen Drehmomente werden in der Literatur für das Knie- und das Hüftgelenk mit über 400Nm angegeben (8, 20), im oberen Sprunggelenk betragen sie etwa 330Nm (19). Bei zu hohen Stützkraften kollabiert das Sprunggelenk, die Ferse setzt auf und es gibt so gut wie keinen Energierückfluss aus dem Muskel-Skelett-System. Dies ist beim Weitsprung der Fall und erklärt, warum während des Absprungs ohne Prothese mehr kinetische Energie verloren geht als beim Absprung mit einer Karbonprothese.

Das Beispiel macht deutlich, dass Weitsprünge mit einem Federbein als Ersatz für das Sprunggelenk energetisch effizienter sind als Weitsprünge ohne Prothese. Der Unterschied lässt sich jedoch nicht genau beziffern, weil auch beim Absprung mit einer Karbonprothese Energieverluste auftreten,

die in erster Linie durch Dämpfung am Übergang vom Schaft zum Stumpf hervorgerufen werden. An Alltagsprothesen wurden in der Stützphase beim Gehen Schaftverschiebungen von bis zu 1,0cm gemessen (13, 14). Vergleichbare Daten zum Laufen oder Springen mit Hochleistungsprothesen in Kombination mit speziellen Sport-Linern gibt es leider nicht.

Die Relativbewegung zwischen Prothese und Stumpf hat auch Folgen für die Koordination der Schwungphase. Athleten mit Prothese profitieren von kleineren Unterschenkel- und Fußmassen und von geringen Massenträgheitsmomenten (6). Im Gegenzug wird aber die Koordination der Unterschenkelbewegung in der Schwungphase durch das Spiel zwischen Stumpf und Schaft erschwert.

Bei der Auswahl der Prothesenhärte müssen insbesondere im Weitsprung Kompromisse in Kauf genommen werden, weil die optimale Steifigkeit für Anlauf und Absprung unterschiedlich ist. Die Prothesenhärte orientiert sich hier vor allem am Absprung. Optimale Einstellungen für den Absprung sind für den Anlauf in der Regel zu hart.

Bei transtibial amputierten Sprintern und Springern haben beide Beine oft unterschiedliche biomechanische Eigenschaften. Bei unilateral Amputierten wird die maximal mögliche Laufgeschwindigkeit aufgrund der Asymmetrie der Beinkinematik deutlich limitiert (7). Wegen der hohen Energieeffizienz moderner Prothesen wird die Laufgeschwindigkeit zumeist durch die Fähigkeiten des nichtbehinderten Beins begrenzt. Das Bein mit Prothese muss in dem Fall beim Geradeauslaufen den Antrieb reduzieren. Aufgrund von anatomischen Gegebenheiten und infolge von oft nur kleinen Unterschieden in der Stumpfkopplung treten auch bei bilateral amputierten Athleten häufig Asymmetrien in der Bewegungskinematik auf.

Welche Leistungsperspektiven haben Karbonprothesen?

Eine Studie mit unilateral amputierten Weitspringern (16) belegt, dass Athleten, die mit dem Prothesenbein abspringen in Relation zur Anlaufgeschwindigkeit weiter springen als jene, bei denen der Absprung vom unversehrten Bein erfolgt. Obwohl der Absprung vom Prothesenbein energetisch effizienter ist, springen nicht alle unilateral amputierten Weitspringer mit dem amputierten Bein ab, weil im Fall, dass das Bein mit Prothese nicht das natürliche Sprungbein ist, der Absprung mitunter nicht optimal kontrolliert und koordiniert werden kann.

Seit der Markteinführung des Flex-Foot® sind die Leistungen von bilateral transtibial amputierten Sprintern in allen Disziplinen besser als die von Sprintern mit unilateraler Amputation. Diese Entwicklung suggeriert, dass Hochleistungsprothesen im Sprint und im Weitsprung ein Leistungsvermögen haben, das größer ist, als das eines gut

trainierten Muskel-Skelett-Systems. Nachfolgend soll mit einer Simulationsrechnung demonstriert werden, welches Potential passive Federbeine im Weitsprung besitzen.

Für die Simulation wurde ein Feder-Masse-Modell verwendet (Abb. 2). Blickhan (4) hat solche Modelle genutzt, um Phänomene und Bewegungsstrategien beim Laufen und Springen zu untersuchen. Er ersetzte das Muskel-Skelett-System des Beines durch eine von der Stützstelle auf den Körperschwerpunkt (KSP) wirkende Feder. Stellvertretend für den KSP wurde die Masse des Springers als Punktmasse mit der Feder verknüpft. Bei Verwendung geeigneter Federsteifigkeiten lassen sich die Bodenreaktionskräfte und die Kinematik des KSP beim Laufen und Springen mit Vorfußkontakt mit diesen Modellen realitätsnah simulieren. Die Steifigkeit des menschlichen Beines wird primär von der Aktivität der Beinstrecker beeinflusst und ist im Gegensatz zu einer technischen Feder nicht konstant (10). Um in einem großen Geschwindigkeitsbereich effizient laufen zu können, passt der Mensch seine Beinsteifigkeit der Laufgeschwindigkeit an (2). Zur biomechanischen Beschreibung von Weit- und Hochsprüngen sind einfache Feder-Masse-Modelle wegen des initialen Aufpralls über die Ferse nicht geeignet (17). Da es beim Absprung von einem Prothesenbein keinen Fersenimpact gibt, liefert das Modell sehr realistische Ergebnisse zur Dynamik in der Absprunghase.

Die Eingangsparameter für die Bewegungssimulation mit dem Feder-Masse-Modell waren Federlänge l_0 , Federsteifigkeit k , Springermasse m sowie die Anfangswerte zu Beginn der Stützphase (horizontale und vertikale KSP-Geschwindigkeit v_{ox} , v_{oz} , Angriffswinkel des KSP θ_0). Die Integration der Bewegungsgleichungen erfolgte mit der Simulationssoftware SIMPACK® (München). Die der Analyse zugrunde liegenden Daten stammen vom 8,24m-Sprung (Netto Sprungweite 8,33m) von Markus Rehm 2015 in Ulm. Sie wurden im Rahmen der DLV-Wettkampfdiagnostik von Biomechanikern des OSP Hessen erfasst: Anlaufgeschwindigkeit ($v_{ox}=9,77\text{m/s}$), Abflugparameter ($v_{Ab-x}=8,84\text{m/s}$, $v_{Ab-z}=3,65\text{m/s}$, $\alpha_{Ab-0}=22,4^\circ$). Die Abschätzung der Beinsteifigkeit unter diesen Bedingungen erfolgte mit Parametern von einem Weitspringer mit anthropometrischen Merkmalen (1,83m groß, 72,2kg schwer) die mit denen von Markus Rehm vergleichbar sind. Dazu wurden Daten von einem Trainingssprung mit einer Weite von 7,45m verwendet. Der Sprung wurde mit 3D-Highspeed-Videoanalyse und mit einer 3D-Kraftmessplatte am Absprung kinematisch und dynamisch vermessen. Er hatte folgende Parameter zu Beginn des Absprungs: $v_{ox}=9,50\text{m/s}$, $v_{oz}=-0,82\text{m/s}$, $\theta_0=68,0^\circ$. Der Abstand des KSP zum oberen Sprunggelenk zu Stützbeginn wurde als Ausgangsfederlänge (l_0 , unbelastet) definiert. Die Federsteifigkeit $k=64\,300\text{N/m}$ ergab sich aus der resultierenden Stützkraft (F_R in KSP-Richtung) und der Federlänge im Moment der maximalen Kompression (minimaler Abstand des KSP vom Stützpunkt l_{\min}) unter der Annahme einer linearen Federkennlinie mit $k=F_R/(l_0-l_{\min})$. Um Federschwingungen höherer Ordnung infolge numerischer Effekte bei der Integration zu vermeiden, wurde die Feder im Modell leicht gedämpft ($k_d=0,0005\text{Ns/m}$). Die Simulation des Absprungs erfolgte mit oben genannten Anfangswerten für unterschiedliche KSP-Angriffswinkel (Variation in 1° -Schritten: $\theta_0=30-80^\circ$, Abb. 3).

Eigene kinematische Analysen von ca. 200 Trainingssprüngen am OSP Stuttgart belegen, dass die KSP-Angriffswinkel θ_0 zwischen 58° und 77° variieren. Innerhalb dieses θ_0 -Intervalls folgen aus der Simulation mit dem Feder-Masse-Modell unter den genannten Anfangsbedin-

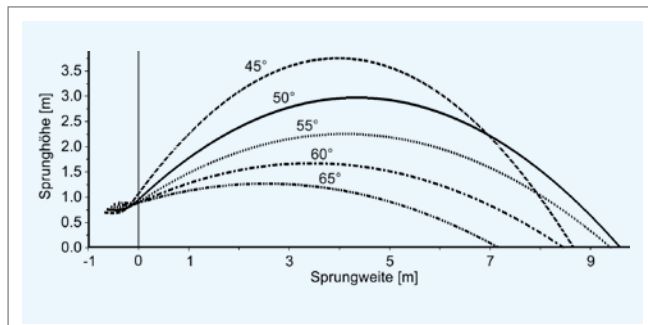


Abbildung 3

Schar von KSP-Trajektorien aus der Absprungsimulation beim Weitsprung mit einem elastischen Federbein (Feder-Masse-Modell, Steifigkeit: $64\,300\text{N/m}$). Die Berechnung startete jeweils mit einer KSP-Anlaufgeschwindigkeit von $9,50\text{m/s}$ in horizontaler und $-0,82\text{m/s}$ in vertikaler Richtung bei KSP-Angriffswinkeln von 65° bis 45° .

gungen in der Theorie Sprungweiten bis zu $8,90\text{m}$. Bei einem optimalen Angriffswinkel von 50° würde die maximal mögliche Sprungweite $9,60\text{m}$ betragen. Allerdings muss man berücksichtigen, dass dieser Angriffswinkel im Weitsprung bei maximaler Anlaufgeschwindigkeit kaum zu realisieren ist. KSP-Angriffswinkel unter 50° erfordern eine extreme Oberkörperrücklage zu Beginn des Absprungs. Diese Strategie wurde beispielsweise bei Hochsprüngen im Straddle-Stil praktiziert, bei denen die Anlaufgeschwindigkeit deutlich niedriger war als im Weitsprung.

Neben dem Angriffswinkel hat die Steifigkeit des Federbeines großen Einfluss auf die Flugweite. In Tabelle 1 sind die simulierten Weiten bei Variation der Federhärte für die oben genannten Anfangswerte mit einem fixen KSP-Angriffswinkel von $\theta_0=61^\circ$ dargestellt. Höhere Beinsteifigkeiten begünstigen die Flugweite. Wegen der steigenden Reaktionskräfte und wegen Timingproblemen beim Einsatz der Schwungelemente in Anlauf und Absprung ist die Härte der Prothese allerdings limitiert.

Während nichtbehinderte Springer erfahrungsgemäß für Leistungen über 8m eine Anlaufgeschwindigkeit von mindestens $10,3\text{m/s}$ benötigen, kam Markus Rehm in Ulm mit einer Anlaufgeschwindigkeit von etwa $9,77\text{m/s}$ auf eine Flugweite von $8,33\text{m}$. Dies war möglich, weil er infolge der geringen Bremswirkung in der Stützphase beim Absprung weniger als 1m/s seiner horizontalen Anlaufgeschwindigkeit verlor. Im Durchschnitt liegen die v_x -Verluste für 8m -Springer um $1,5\text{m/s}$ (unveröffentlichte Daten des OSP Hessen). Die von Markus Rehm in der Stützphase erzeugte Vertikalgeschwindigkeit von $3,65\text{m/s}$ war ebenfalls überdurchschnittlich hoch.

Diskussion

Die oben beschriebenen Vor- und Nachteile beim Sprinten und Springen mit und ohne Prothesen lassen sich quantitativ nicht seriös gegeneinander abwägen. Selbst mit modernsten biomechanischen Untersuchungsmethoden kann der Benefit eines Beines mit Prothese gegenüber einem Bein ohne Handicap nicht exakt beziffert werden. Zu viele vage Annahmen stecken in den Modellen zur Abschätzung der Energiebilanzen. Man kann nur spekulieren, welche Leistungen zum Beispiel Markus Rehm ohne Handicap erreichen würde. Niemand kann mit Zahlen ausdrücken, welchen Einfluss das sensorische Defizit bei einem amputierten Athleten auf die sportliche Leistung hat. Dennoch muss sich der Mensch damit abfinden, dass sein Muskel-Skelett-System in Bezug auf die

Energierückgewinnung einfachen passiven technischen Systemen unterlegen ist. Bis zu einem gewissen Grad können die energetischen Verluste infolge der natürlichen Dämpfung des Muskel-Skelett-Systems durch den Input mechanischer Arbeit (Muskelaktivität) kompensiert werden. Bei extremen Belastungen, wie sie in der Stützphase des Weitsprungs (Absprung) auftreten, reichen die verfügbaren Muskelkräfte am Sprunggelenk nicht aus, und das System kollabiert. Das ist der Hauptgrund, weshalb Weitspringer ihren Absprung über die Ferse bzw. den ganzen Fuß realisieren und nicht federnd über den Ballen.

Die Simulation von Absprüngen mit realen Anfangsbedingungen hat gezeigt, dass Hightech-Prothesen dem menschlichen Bein überlegen sind, vorausgesetzt sie sind gut eingestellt und der Bewegungsablauf vor und während der Stützphase wird sinnvoll gestaltet. Natürlich hinkt auch dieser Vergleich, denn die Modellannahme, dass es keine nennenswerten Energieverluste gibt, ist nicht realistisch. Reale Dämpfungswerte lassen sich für diese Situation mit vertretbarem Aufwand nicht beziffern. Sie können nur grob abgeschätzt werden. Andererseits ist in dem passiven Modell nicht berücksichtigt, dass der Springer durch die Streckung im Hüftgelenk und die zusätzliche Belastung der Prothese beim Absprung (Schwungbewegungen) dem System nicht unbeträchtlich Energie zuführt. Auf die Frage, ob sich Energieverlust (Dämpfung) und Energiezufuhr an dieser Stelle ausgleichen, gibt es im Moment keine verlässliche Antwort. Es ist jedoch offensichtlich, dass die Strategien zur Optimierung der Absprungtechnik bei Springern mit Karbonprothese und bei Springern ohne Handicap wegen der unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften ihrer Beine weit auseinander gehen.

Im Sprintlauf wachsen die Bodenreaktionskräfte mit zunehmender Laufgeschwindigkeit (18). Dabei sind sie stets kleiner als bei einem Absprung. Die Vorteile eines Federbeines sind daher in den Sprintdisziplinen weniger ausgeprägt als bei Sprüngen. Sprinter mit Prothesen haben in der Start- und Beschleunigungsphase erhebliche Nachteile. Hier hat der Läufer noch keine große kinetische Energie, die die Prothese belastet, um ihr ein entsprechendes Potential für die Kraftentfaltung in der Abdruckphase zu geben. Zudem benötigt die Karbonfeder zu lange, bis sie sich wieder streckt. So hohe Schrittfrequenzen, wie sie bei nichtbehinderten Sprintern in der Beschleunigungsphase beobachtet werden, sind mit Prothesen, die für das Laufen mit maximaler Geschwindigkeit optimiert sind, am Start nicht möglich.

Trotz der rasanten Entwicklung sind die Leistungen im 100m-Lauf der bilateral Amputierten noch weit von der Weltpitze der Nichtbehinderten entfernt. Hobara hat auf der Basis einer linearen Regression anhand der bisherigen Weltrekord-

entwicklung vorausgesagt, dass im Jahr 2068 die schnellste 100m-Zeit von einem Sprinter mit Prothesen gelaufen wird (12). Das ist zu bezweifeln, weil die Autoren nicht berücksichtigt haben, dass sich die technischen Eigenschaften von Sportprothesen in den kommenden Jahrzehnten sicher nicht mit dem Tempo weiterentwickeln werden, wie das in den letzten 25 Jahren geschah.

Bislang gab es in der Leichtathletik nur sehr wenige Sportler mit Handicap, die in die Leistungsspitze der Nichtbehinderten vorgestoßen sind. Athleten wie Oscar Pistorius oder Markus Rehm haben die Sportwelt trotz der kontroversen Diskussionen um die Vergleichbarkeit ihrer Leistungen begeistert und eindrucksvoll demonstriert, welche Leistungen mit Handicap möglich sind. Die Popularität des Leistungssports der Behinderten wächst anhaltend. Mit der gestiegenen Präsenz in den Medien nimmt auch die öffentliche Wahrnehmung zu. Das haben viele Länder erkannt. In den vergangenen Jahren wurden die Investitionen zur Förderung des Behindertensports weltweit erhöht. Es wird in Zukunft immer wieder Athleten mit Handicap geben, die mit ihren Leistungen Ansprüche auf die Startberechtigung bei internationalen Meisterschaften der Nichtbehinderten geltend machen. Die Entscheidung über deren Teilnahmeberechtigung obliegt den Verbänden. Es ist kaum vorstellbar, dass man hier schnell eine pauschale Lösung findet, mit der dem Sport in Zukunft weitere schwierige und strittige Einzelfallentscheidungen erspart bleiben. Ob diese Entscheidungen unter den Kontrahenten und in der Öffentlichkeit eine breite Akzeptanz finden, wird davon abhängen, wie plausibel die vorgebrachten Argumente sind. Eine vordergründig politische Motivation für die Inklusion von Athleten mit Prothesen kann nicht dazu beitragen, das positive Image des Behindertensports zu stärken.

Das Ergebnis des hier dargelegten biomechanischen Leistungsvergleichs von Sprintern und Springern mit und ohne Prothese deutet darauf hin, dass ein Prothesenbein bei Stützphasen im Sprint und Sprung potentiell leistungsfähiger ist als ein menschliches Bein ohne Handicap. Die Bewegungsstrategien während hochbelasteter Stützphasen sind mit und ohne Prothese kaum vergleichbar. Auch unter Berücksichtigung der Nachteile, die Athleten mit Prothese infolge ihres Handicaps haben, lassen sich vom Standpunkt der Biomechanik kaum Argumente finden, die für einen fairen gleichberechtigten Wettbewerb von Sprintern und Springern mit und ohne Prothese sprechen. ■

Angaben zu finanziellen Interessen und Beziehungen, wie Patente Honorare oder Unterstützung durch Firmen:

Keine

Literatur

- (1) **ALEXANDER RM.** Tendon elasticity and muscle function. *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol.* 2002; 133: 1001-1011. doi:10.1016/S1095-6433(02)00143-5
- (2) **ARAMPATZIS A, BRÜGGEMANN GP, METZLER V.** The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *J Biomech.* 1999; 32: 1349-1353. doi:10.1016/S0021-9290(99)00133-5
- (3) **BAUM BS, SCHULTZ MP, TIAN A, SHEFTER B, WOLF EJ, KWON HJ, SHIM JK.** Amputee locomotion: determining the inertial properties of running-specific prostheses. *Arch Phys Med Rehabil.* 2013; 94: 1776-1783. doi:10.1016/j.apmr.2013.03.010
- (4) **BLICKHAN R.** The spring-mass model for running and hopping. *J Biomech.* 1989; 22: 1217-1227. doi:10.1016/0021-9290(89)90224-8
- (5) **BOSCO C, MONTANARI G, RIBACCHI R, GIOVENALI P, LATTERI F, IACHELLI G, FAINA M, COLLI R, DAL MONTE A, LA ROSA M, CORTILI G, SAIBENE F.** Relationship between the efficiency of muscular work during jumping and the energetics of running. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1987; 56: 138-143. doi:10.1007/BF00640636
- (6) **BRÜGGEMAN GP, ARAMPATZIS A, EMRICH F, POTTHAST W.** Biomechanics of double transtibial amputee sprinting using dedicated sprint prostheses. *Sports Technol.* 2008; 1: 220-227. doi:10.1002/jst.63
- (7) **BURKETT B, SMEATHERS J, BARKER T.** Walking and running inter-limb asymmetry for Paralympic trans-femoral amputees, a biomechanical analysis. *Prosthet Orthot Int.* 2003; 27: 36-47. doi:10.3109/03093640309167975
- (8) **CALMELS PM, NELLEN M, VAN DER BORNE I, JOURDIN P, MINAIRE P.** Concentric and eccentric isokinetic assessment of flexor-extensor torque ratios at the hip, knee, and ankle in a sample population of healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997; 78: 1224-1230. doi:10.1016/S0003-9993(97)90336-1
- (9) **COYLE EF.** Understanding efficiency of human muscular movement exemplifies integrative and translational physiology. *J Physiol.* 2006; 571: 501. doi:10.1113/jphysiol.2006.106591
- (10) **FARLEY CT, GONZÁLEZ O.** Leg stiffness and stride frequency in human running. *J Biomech.* 1996; 29: 181-186. doi:10.1016/0021-9290(95)00029-1
- (11) **HOBARA H, BAUM BS, KWON HJ, SHIM JK.** Running mechanics in amputee runners using running-specific prostheses. *Jpn J Biomech Sports Exerc.* 2013; 17: 53-61.
- (12) **HOBARA H, KOBAYASHI Y, HELDOORN TA, MOCHIMARU M.** The fastest sprinter in 2068 has an artificial limb? *Prosthet Orthot Int.* 2015; 0309364614564026. doi:10.1177/0309364614564026
- (13) **KARLSSON J, LUCAS C.** Movement in trans-tibial prostheses during a simulated gait cycle with three different suspension techniques. *Proceedings of the 12th World Congress of the International Society for Prosthetics and Orthotics; 29 July-3 August 2007, Vancouver, Canada.* 103.
- (14) **LECHLER K, LILJA M.** Lower extremity leg amputation: an advantage in running? *Sports Technol.* 2008; 1: 229-234. doi:10.1002/jst.57
- (15) **NACHTIGALL W.** *Biomechanik: Grundlagen, Beispiele, Übungen.* Braunschweig: Vieweg+Teubner Verlag; 2000. doi:10.1007/978-3-322-96850-0
- (16) **NOLAN L, PATRITTI BL, SIMPSON KJ.** Effect of take-off from prosthetic versus intact limb on transtibial amputee long jump technique. *Prosthet Orthot Int.* 2012; 36: 297-305. doi:10.1177/0309364612448877
- (17) **SEYFARTH A, FRIEDRICHS A, WANK V, BLICKHAN R.** Dynamics of the long jump. *J Biomech.* 1999; 32: 1259-1267. doi:10.1016/S0021-9290(99)00137-2
- (18) **TOMINAGA S, SAKURABA K, USUI F.** The effects of changes in the sagittal plane alignment of running-specific transtibial prostheses on ground reaction forces. *J Phys Ther Sci.* 2015; 27: 1347-1351. doi:10.1589/jpts.27.1347
- (19) **VAN SOEST AJ, BOBBERT MF.** The contribution of muscle properties in the control of explosive movements. *Biol Cybern.* 1993; 69: 195-204. doi:10.1007/BF00198959
- (20) **WANK V, WAGNER H, BLICKHAN R.** Muskelkraft und Gelenkmoment – ein Vergleich ausgewählter Modelle zur Berechnung der Muskelmomenthebel für Kniestrecker. *Sportwissenschaft.* 2000; 30: 82-95.
- (21) **WEYAND PG, BUNDLE MW, MCGOWAN CP, GRABOWSKI A, BROWN MB, KRAM R, HERR H.** The fastest runner on artificial legs: different limbs, similar function? *J Appl Physiol.* 2009; 107: 903-911. doi:10.1152/jappphysiol.00174.2009