



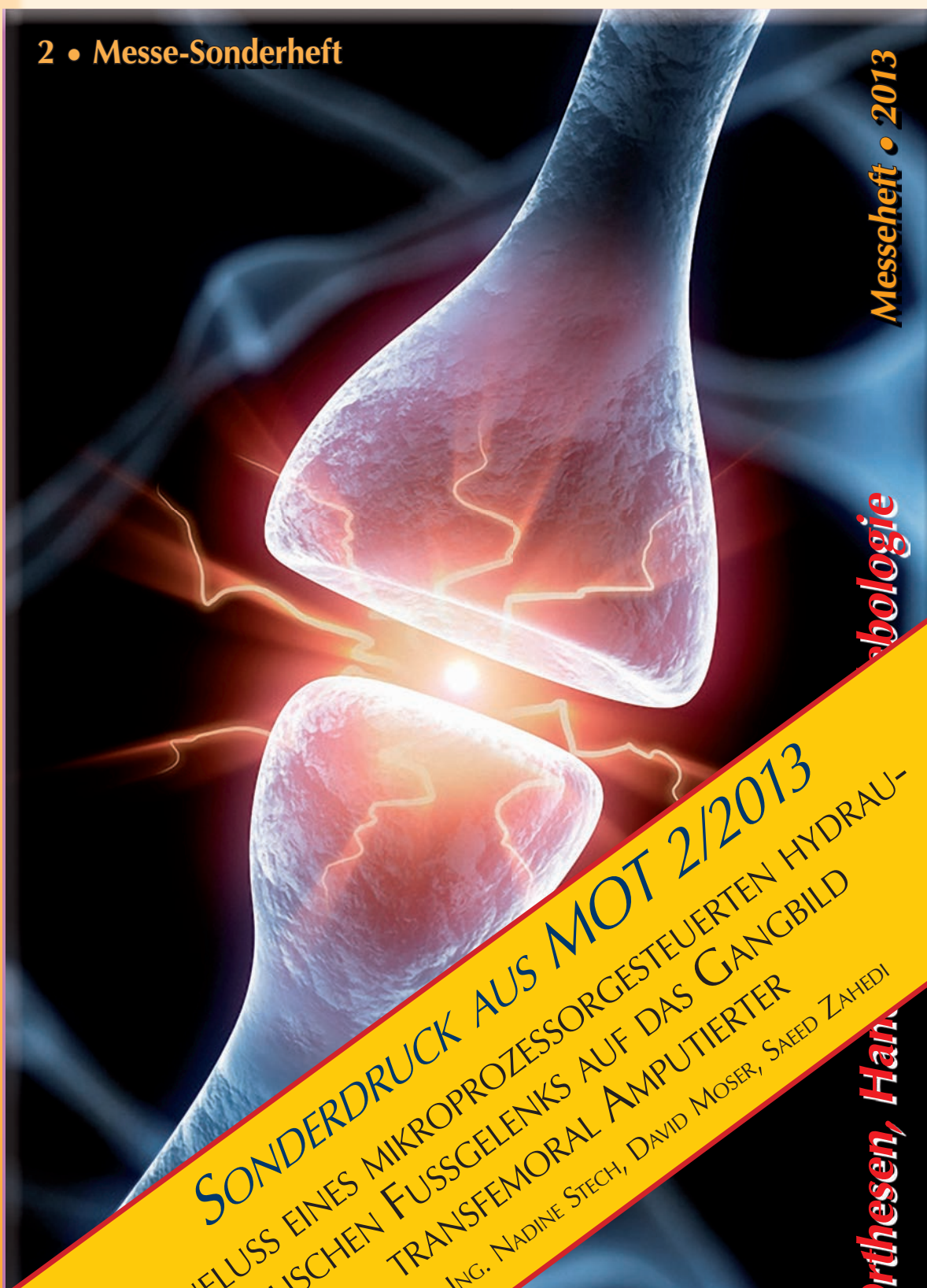
Medizinisch Orthopädische Technik - 2013 - 2

Verlagsgesellschaft Tischler, Postfach 301770, D-10747 Berlin • Das Fachmagazin für zahlreiche Verbände
DPAG, Postvertriebsstück, Entgelt bezahlt, 61489 • Die MOT im 133. Jahrgang • ISSN 0340-5508

Sonderheft:
Amputation, Ganganalysen, Fuss- und Sprunggelenk (Prothesen)

Autoren: Dipl.-Ing. N. Stech, Dr. B. Sommer, Prof. Dr. W. Petersen, Dr. G.-P. Brüggemann, Prof. Dr. H.-J. Dobner

2 • Messe-Sonderheft



SONDERDRUCK AUS MOT 2/2013
EINFLUSS EINES MIKROPROZESSORGESTEUERTEN HYDRAU-
LISCHEN FUSSGELENKS AUF DAS GANGBILD
DIPL.-ING. NADINE STECH, DAVID MOSER, SAEED ZAHEDI

Messeheft • 2013

Orthopedie

Orthesen, Hand

EINFLUSS EINES MIKROPROZESSORGESTEUERTEN HYDRAULISCHEN FUSSGELENKS AUF DAS GANGBILD TRANSFEMORAL AMPUTIERTER

Impact of a microprocessor controlled hydraulic ankle on gait function in transfemoral amputees

**Dipl.-Ing. Nadine Stech,
David Moser, Saeed Zahedi**

Endolite Technology Centre

Schlüsselwörter

Hydraulisches Fußgelenk, Mikroprozessor, Dämpfung, Biegemoment

Zusammenfassung

Der Einfluss verschiedener Prothesenfüße auf das Gangverhalten transfemoral Amputierter mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten und auf unterschiedlichen Untergründen wurde betrachtet. Dabei wurden ein energiespeichernder und -abgebender Fuß, ein hydraulischer Fuß und ein mikroprozessorgesteuerter hydraulischer Fuß eingesetzt. Die Ergebnisse zeigten ein früheres neutrales Biegemoment für die hydraulischen Füße, was mit vollem Bodenkontakt einhergeht. Auch zeigte der mikroprozessorgesteuerte Fuß das Potential, je nach Situation mehr oder weniger zu dämpfen und damit das Ladeverhalten der Federn beeinflussen zu können, was einem virtuellen adaptiven Federverhalten entspricht. Bergauf konnte ein assistierender Effekt erreicht werden, da mehr Energie an die Federn abgegeben wurde; wohingegen bergab das Gegenteil der Fall war und zusätzliche Stabilität bereitgestellt werden konnte. Exemplarisch wurden der Einfluss und die Wichtigkeit der Fußwahl auf die Stabilität und das Ladeverhalten in der Standphase gezeigt.

Einleitung

Transfemoral Amputierte besitzen ein pathologischeres Gangbild⁹

als transtibial Amputierte. Auch scheinen sie meist individuellere Kompensationsmechanismen zu benutzen, da die Knieprothese normalerweise eine natürliche Beugung während der Standphase nicht erlaubt. Aus diesem Grund sind die Charakteristiken der Fußprothese entscheidend, da dies das einzige Gelenk ist, das die Belastungseffekte, welche direkt auf den Stumpf wirken, während der Standphase beeinflussen kann.

Aktuelle Studien über Fußmechanismen und deren Dynamiken haben sich überwiegend auf transtibial Amputierte konzentriert^{1, 2, 4, 7, 8, 12}. Dabei kann fortschrittliches Design die Spitzenbelastungen auf den Stumpf reduzieren⁷, ein natürlicheres Gangbild auf Schrägen und Treppen^{4, 12} und eine weniger unterbrochene und schnellere Progression des Centre of Pressure (CoP)^{1, 2} begünstigen. Außerdem können energiespeichernde und energieabgebende (ESAR) Füße die Gehgeschwindigkeit erhöhen und die Gangsymmetrie verbessern.⁵

Eine kürzlich durchgeführte Studie³ mit Oberschenkelamputierten zeigte, dass sie von einem fortschrittlichen Fußdesign mit hydraulischem Fußgelenk analog zu Unterschenkelamputierten profitieren und unter anderem eine Vergrößerung der Schrittlänge und eine schnellere Progression des CoP erreichten. Die meisten Studien mit Oberschenkelamputierten, die prothetische Bauteile evaluieren, konzentrieren sich auf Kniegelenke. Das Kniegelenk spielt eine

wichtige Rolle für die Progression während der Schwungphase, doch während der Standphase ist es meist gesperrt. Dies bedeutet, dass der Prothesenfuß dann die Kinetik und Kinematik des Ganges dominiert.

Um ein besseres Verständnis für die kinetischen Eigenschaften des Fußgelenks, die aufgrund eines spezifischen Designs bei Oberschenkelamputierten auftreten, zu erlangen, wurde eine Fallstudie durchgeführt. Eine Fallstudie bietet die Möglichkeit, dass relevante Effekte in den Daten nicht durch Generalisierung maskiert werden, was durch die Kombination individueller Gangvariationen in einer Studie mit mehreren Amputierten der Fall sein kann. Das Ziel der Studie bestand darin, festzustellen, wie sich kinetische Parameter durch unterschiedliches Fußdesign ändern können. Dabei wurden ein ESAR Fuß, ein ESAR Fuß mit hydraulischer Einheit und ein mikroprozessorgesteuerter ESAR Fuß mit hydraulischer Einheit auf verschiedenen Untergründen untersucht.

Methodik Studienteilnehmer

Ein unilateral kniedisartikulierter Amputierter des Mobilitätsgrades 3 nahm an der Studie teil (siehe Tabelle 1). Der Teilnehmer war eine etablierter und erfahrener Geher. Das Prüfprotokoll wurde entwickelt, um Effekte der unterschied-

Alter in Jahren	Gewicht in kg	Größe in m	Zeit seit Amputation	Mobilitätsgrad
26	78	1.78	10 Jahre	3

Tabelle 1: Studienteilnehmer der Fallstudie.

lichen Prothesenfüße auf verschiedene Geschwindigkeiten und Untergründe (Ebene und moderate Neigung von 5°) zu untersuchen. Ein hybrides mikroprozessorgesteuertes Kniegelenk mit hydraulischer Stand- und pneumatischer Schwungphasensteuerung (Orion von Endolite) wurde während der Studie verwendet. Der Teilnehmer unterschrieb eine Einverständniserklärung vor der Studiendurchführung.

Untersuchte Prothesenfüße

Drei unterschiedliche Prothesenfüße wurden untersucht (Details in Tabelle 2 und Schematik in Abbildung 1). Die Füße wurden aufgrund ihrer unterschiedlichen Technologielevel gewählt: Esprit (ESP) be-

sitzt eine unabhängige Fersen- und Vorfußfeder (ESAR) aus Karbon, der instrumentierte Echelon (IECH) die zwei Karbonfedern und eine hydraulische Einheit, die 9° Bewegung im Knöchelgelenk erlaubt. Elan (MPC) ist eine mikroprozessorgesteuerte Version von Echelon, die auf den Untergrund reagiert. Dabei reagiert MPC in folgender Weise: Während des Gehens auf ebenem Untergrund besitzt MPC einen Grundwiderstand für Plantarflexion (PF) und Dorsalflexion (DF) und funktioniert dabei wie Echelon (IECH). Beim Bergaufgehen wird PF erhöht und DF verringert und ermöglicht damit einen unterstützenden Effekt (ASS). Beim Bergabgehen nimmt PF ab und DF wird erhöht, um zusätzliche Stabili-

tät und Bremswirkung (BRAKE) zu ermöglichen.

Messungen

Der kinetische Einfluss der verschiedenen Fußdesigns wurde gemessen, indem das interne Biegemoment am Rahmen des Kniegelenks genutzt wurde, da wegen einer geringen Bauhöhe eine externe Kraftmessdose nicht für alle Füße untergebracht werden konnte. Der gleiche erfahrene Orthopädiemeister führte den Prothesenaufbau nach Herstellerempfehlungen durch. Die Daten wurden mit 100 Hz erfasst. Daten wurden erhoben für das Gehen auf ebenem Untergrund mit langsamer selbstgewählter Geschwindigkeit (slow self-selected speed SSS), normaler selbstgewählter Geschwindigkeit (normal self-selected speed NSS) und schneller selbstgewählter Geschwindigkeit (fast self-selected speed FSS) über eine längere Wegstrecke. Des Weiteren wurden Messungen für Bergauf- und Bergabgehen mit NSS durchgeführt.

Messauswertung

Die Daten wurden mit Matlab ausgewertet (Butterworth-Tiefpassfilter 5. Ordnung mit Grenzfrequenz 12 Hz, Mittelwert und Standardabweichung). Mindestens 12 Schritte wurden für die ebenen Strecken aufgezeichnet, von denen die 8 mittleren Schritte ausgewertet wurden, um untypische Messsignale bedingt durch Starten und Stoppen zu vermeiden. Bei den Steigungen von 5° mit NSS wurden jeweils 7 typische Schritte verwendet.

Der Variationskoeffizient wurde für alle Untergründe berechnet und ist in Tabelle 3 zu finden. Die Bewegung des Knöchels zeigt dabei nur die Bewegung der hydraulischen Einheit des IECH und MPC an und ist damit nicht anwendbar auf ESP. Des Weiteren wurde ein zweiseitiger t-Test für spezifische Mess-

Untersuchte Prothesenfüße	Eigenschaften
Esprit von Endolite (ESP)	Niedriges Profil mit Karbonfedern, Mob. 2, 3
Instrumentierter Echelon von Endolite (IECH)	Fuß mit Karbonfedern und hydraulischer Einheit, die die Fußposition an den Untergrund anpasst; konstanter Widerstand für Plantarflexion und Dorsalflexion, Mob. 2, 3, (4)
Elan von Endolite (MPC)	Fuß mit Karbonfedern und hydraulischer Einheit, die die Fußposition an den Untergrund anpasst; mikroprozessorgesteuerte Adaption der Widerstände an Untergrund und Geschwindigkeit, Mob. (2), 3, (4)

Tabelle 2: Untersuchte Prothesenfüße und deren Eigenschaften.

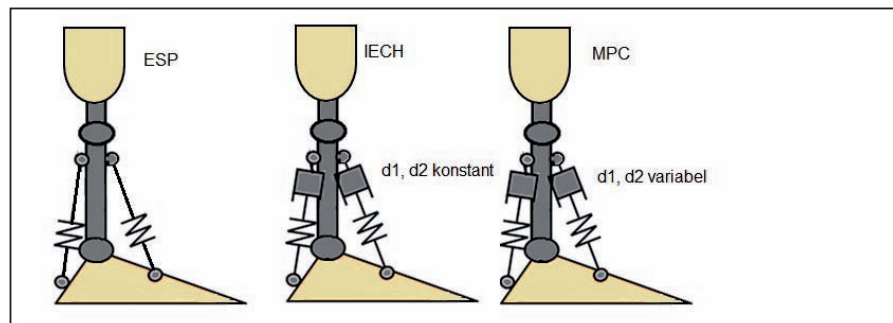


Abbildung 1: Schematik aller drei Prothesenfüße. Esprit (ESP) mit unabhängigen Karbonfedern für Ferse und Vorfuß; instrumentierter Echelon (IECH) mit zusätzlicher hydraulischer Einheit, die 9° Bewegung im Knöchelgelenk erlaubt und deren zwei Widerstände d1 und d2 für das Gehen in der Ebene optimiert werden und dann konstant bleiben; während Elan (MPC) die Widerstände d1 und d2 in Echtzeit an den Untergrund anpasst.

LEITTHEMEN: FUSSORTHOPÄDIE, REHABILITATION, ORTHOPÄDIE, ORTHOPÄDIE-TECHNIK

Variationskoeffizient	ESP	IECH	MPC BRAKE	MPC ASS
Gehen in der Ebene				
Biegemoment	0.0470	0.0477	0.0327	0.0617
Knöchelbewegung	NA	0.0146	0.0152	0.0128
Bergaufgehen				
Biegemoment	0.0744	0.0525	NA	0.0538
Knöchelbewegung	NA	0.0191	NA	0.0130
Bergabgehen				
Biegemoment	0.0760	0.0606	0.0483	NA
Knöchelbewegung	NA	0.0233	0.0159	NA

Tabelle 3: Variationskoeffizient des Biegemoments und der Knöchelbewegung für das Gehen in der Ebene, bergauf und bergab.

punkte innerhalb des Gangzyklus durchgeführt.

Ergebnisse und Diskussion

In Abbildung 2 sind das Biegemoment und die Knöchelbewegung für das Gehen auf ebenem Untergrund für ESP, IECH, BRAKE und ASS zu sehen. Der Vergleich zwischen IECH, ASS und BRAKE zeigt den Effekt, den die Variation der DF

und PF auf die Knöchelbewegung hat. IECH stellt dabei die Einstellung dar, die normalerweise von MPC auf ebenem Untergrund eingesetzt werden würde. Der Umfang der Knöchelbewegung kann als ein Indikator dafür genutzt werden, wie viel Energie während der Dämpfung absorbiert und wie viel Energie auf die Karbonfedern übertragen wird. Deshalb kann der gesamte

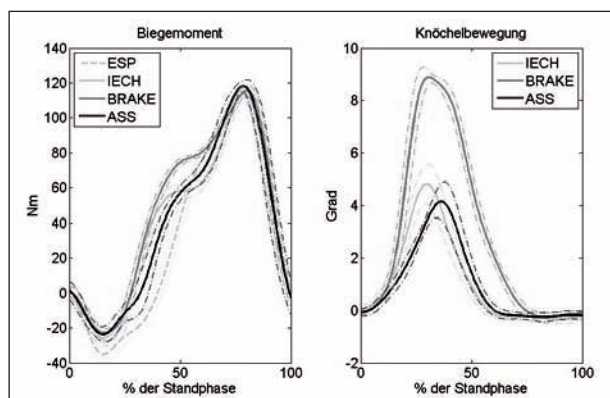


Abbildung 2: Auswertung der vier Fußmechanismen für das Gehen auf ebenem Untergrund mit NSS. Mittelwert und Standardabweichung von Biegemoment und Knöchelbewegung werden gezeigt. Die Knöchelbewegung zeigt nur die Bewegung der hydraulischen Einheit, die ESP nicht besitzt. Das Nullbiegemoment in der frühen Standphase tritt früher für IECH, BRAKE und ASS auf, was eine frühere Stabilität mit vollem Bodenkontakt anzeigt. Die Knöchelbewegung hängt von dem PF- und DF-Widerstand des Fußes ab. Eine größere Bewegung im Knöchel entspricht einer höheren Dämpfungswirkung, die wiederum das Biegemoment beeinflusst. Besonders die Einstellung BRAKE hat eine hohe Dämpfungswirkung.

Knöchel-Fuß-Mechanismus als virtuelle adaptive Feder betrachtet werden. Ein neutrales Biegemoment tritt früher mit den Füßen mit Hydraulikeinheit (IECH 28%, BRAKE 28% und ASS 32%) während des Gangzyklus als mit ESP (40%) auf, was mit Ergebnissen von DE ASHA et al.¹ eines früheren Übergangs von PF zu DF während des ebenen Gehens übereinstimmt (vgl. Abbildung 2). Dieser Wechsel tritt auf, wenn ein voller Bodenkontakt des Fußes erreicht wurde, weshalb ein frü-

herer Zeitpunkt während der Standphase vorteilhaft für Stabilität ist. Der Zeitpunkt des neutralen Biegemoments von IECH, BRAKE und ASS nähert sich damit dem Zeitpunkt des Biegemomentverlaufs für Nichtamputierte an¹.

Vergleicht man die Knöchelbewegung von IECH, BRAKE und ASS, so sind der Maximalwert und dessen Zeitpunkt unterschiedlich. Die PF- und DF-Einstellungen von BRAKE scheinen fast die volle 9°-Bewegung zu ermöglichen (8,88°), während die Einstellungen von IECH und ASS die Bewegung zu einem gewissen Grad beschränken (mit 4,8° IECH und 4,14° ASS). Der Maximalwert der Knöchelbewegung von BRAKE im Vergleich zu IECH ist statistisch signifikant ($p > 0,0001$). BRAKE scheint mehr Energie als IECH und ASS zu absorbieren und den Aufbau des Biegemoments früher zu ermöglichen (vgl. zwischen 30% und 60% der Standphase).

Auch der Nullwinkel der Knöchelbewegung während der mittleren Standphase zeigt unterschiedliches Verhalten für die Füße: Er tritt bei BRAKE bei 74,5% der Standphase auf, während er bei IECH (58%) und ASS (61%) früher auftritt. Unter Berücksichtigung, dass das maximale Biegemoment fast zur gleichen Zeit erreicht wird (IECH 79%, BRAKE 80%, ASS 78,5%) bedeutet dies, dass das Überrollverhalten durch die verschiedenen Einstellungen zu einem hohen Grad beeinflusst werden kann. So kann beispielsweise eine Knöchelbewegung von BRAKE bis fast zum maximalen Biegemoment gesehen werden, während IECH und ASS die Bewegung einschränken und damit den Dämpfungseffekt, der das Federverhalten moduliert, früher in der Standphase beenden. Eine detailliertere Analyse kann in Tabelle 4 gefunden werden.

Abbildung 3 zeigt ESP, IECH und ASS während des Bergaufgehens

	ESP			IECH			MPC BRAKE			MPC ASS		
	Biegemoment in Nm	Knöchelbewegung in °	% der Standphase	Biegemoment in Nm	Knöchelbewegung in °	% der Standphase	Biegemoment in Nm	Knöchelbewegung in °	% der Standphase	Biegemoment in Nm	Knöchelbewegung in °	% der Standphase
Minimales Biegemoment	-35.31 (4.49)	NA	15.5	-27.44 (2.92)	1.88 (0.5)	17	-22.79 (2.51)	2.24 (0.87)	16	-23.61 (4.24)	0.95 (0.23)	15
Nullbiegemoment	0 (7.29)	NA	40	0 (9.81)	4.72 (0.71)	28	0 (6.74)	8.68 (0.58)	28	0 (11.28)	3.78 (0.35)	32
Maximaler Winkel	NA	NA	NA	8.19 (10.32)	4.80 (0.75)	29.5	3.45 (16.3)	8.88 (0.27)	30.5	16.16 (11.96)	4.14 (0.72)	36.5
Nullwinkel	NA	NA	NA	60.97 (4.48)	0 (0.23)	58	107.6 (6.00)	0 (0.20)	74.5	71.3 (7.22)	0 (0.24)	61
Maximales Biegemoment	114.9 (5.4)	NA	76.5	114.2 (4.7)	NA	79	115.6 (3.1)	NA	80	118.2 (3.3)	NA	78.5

Tab. 4: Evaluation der vier Fußmechanismen auf ebenem Untergrund mit NSS. Für spezifische Punkte wurden der Mittelwert und die Standardabweichung des Biegemoments und der Knöchelbewegung und deren Zeitpunkt als % der Standphase berechnet. Die Knöchelbewegung zeigt dabei nur die Bewegung der hydraulischen Einheit, die ESP nicht besitzt.

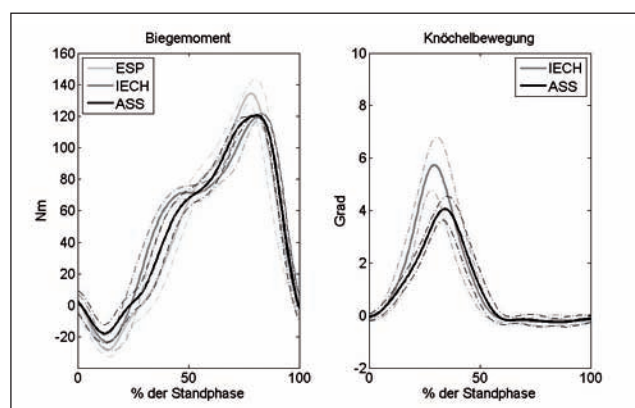


Abb. 3: Auswertung von drei Fußmechanismen beim Bergaufgehen mit NSS. Mittelwert und Standardabweichung von Biegemoment und Knöchelbewegung werden gezeigt. Die Knöchelbewegung zeigt nur die Bewegung der hydraulischen Einheit, die ESP nicht besitzt. Das Nullbiegemoment in der frühen Standphase tritt früher für IECH und ASS auf, was eine frühere Stabilität mit vollem Bodenkontakt anzeigt. Die Knöchelbewegung hängt von dem PF- und DF-Widerstand des Fußes ab. Eine größere Bewegung im Knöchel entspricht einer höheren Dämpfungswirkung, was wiederum das Biegemoment beeinflusst. Der Maximalwert von IECH ist um 0,92° höher als für den ebenen Untergrund (Abb. 2) verglichen mit ASS, bei dem sich dieser geringfügig ändert (0,1°). Dieser Unterschied ist statistisch signifikant ($p = 0,0014$). Dadurch kann ein propulsiver Effekt auf einer Schrägen besser mit ASS erreicht werden, da mehr Energie auf die Federn übergeht und die Dämpfung weniger stark ist.

mit einer Steigung von 5°. Ein Nichtamputierter würde in dieser Situation mehr Energie erzeugen als

kann (4,04° statt 4,14°). Sie tritt früher für IECH (29,5%) als bei ASS (34,5%) auf. Dieser Unterschied ist

aufnehmen¹⁰, daher wurde BRAKE ausgeschlossen. Vergleicht man den Zeitpunkt des Nullbiegemoments, so kommt ESP mit 29% näher an den Zeitpunkt von IECH und ASS (24%) als bei ebenem Untergrund heran. Im Allgemeinen ist dieser etwas frühere Zeitpunkt nicht erstaunlich, da der Abstand für die PF-Aktion bedingt durch die Neigung kleiner ist.

Die maximale Knöchelbewegung ist leicht erhöht für IECH (5,72° statt 4,8° auf ebenem Untergrund), während ein leichter Rückgang für ASS festgestellt werden

statistisch signifikant ($p = 0,0014$). Die geringere Knöchelbewegung für ASS bedeutet, dass weniger Dämpfung während der Standphase auftritt. Ein Effekt dieses unterschiedlichen Verhaltens auf das Biegemoment ist zu erkennen, da die maximale Auslenkung des Knöchelgelenks bei ASS eine schnellere und einfachere Beladung in Richtung der mittleren Standphase zu erlauben scheint, was im späteren Anstieg des Biegemomentverlaufs zu sehen ist. Weitere Details sind in Tabelle 5 zu finden.

In Abbildung 4 werden ESP, IECH und BRAKE bei Bergabgehen mit einer Neigung von 5° verglichen. ASS wurde in der Betrachtung ausgeschlossen, da Nichtamputierte mehr Energie absorbieren als generieren, sodass der assistierende Effekt nicht sinnvoll wäre.¹⁰ Stabilität ist kritisch, da der Propulsion entgegengewirkt werden muss.

Das Nullbiegemoment von ESP ist mehr als 10% später als IECH und BRAKE (ESP 45,5%, IECH 34%, BRAKE 35%). Da dies mit vollem Bodenkontakt einhergeht, ist ein früheres Nullbiegemoment für die Stabilität wünschenswert.

Der maximale Winkel wird frü-

	ESP			IECH			MPC ASS		
	Biegemoment in Nm	Knöchelbewegung in °	% der Standphase	Biegemoment in Nm	Knöchelbewegung in °	% der Standphase	Biegemoment in Nm	Knöchelbewegung in °	% der Standphase
Minimales Biegemoment	-28.73 (4.18)	NA	13.5	-23.76 (4.47)	1.34 (0.7)	13.5	-18.23 (5.69)	0.83 (0.29)	12
Nullbiegemoment	0 (7.51)	NA	29	0 (14.93)	4.70 (0.67)	24	0 (5.92)	2.55 (0.36)	24
Maximaler Winkel	NA	NA	NA	25.01 (12.56)	5.72 (0.97)	29.5	24.54 (12.88)	4.04 (0.47)	34.5
Nullwinkel	NA	NA	NA	72.07 (5.48)	0 (0.19)	56.5	76.01 (6.54)	0 (0.30)	58
Maximales Biegemoment	134.1 (7.1)	NA	78	119 (2.2)	NA	81	120.3 (0.5)	NA	80.5

Tabelle 5: Auswertung der drei Fußmechanismen fürs Bergaufgehen mit NSS. Für spezifische Punkte wurde der Mittelwert und die Standardabweichung des Biegemoments und der Knöchelbewegung und deren Zeitpunkt als % der Standphase berechnet. Die Knöchelbewegung zeigt dabei nur die Bewegung der hydraulischen Einheit, die ESP nicht besitzt.

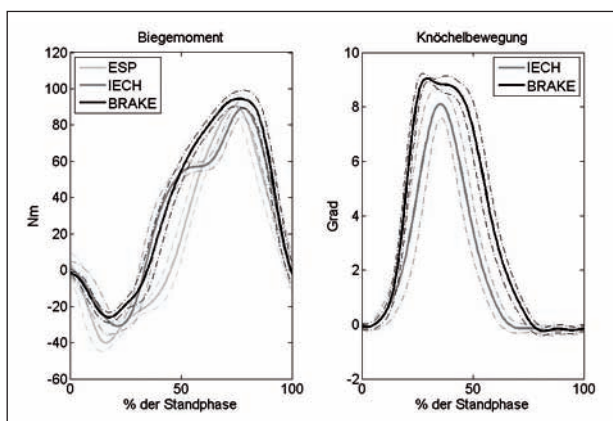


Abb. 4: Auswertung von drei Fußmechanismen beim Bergabgehen mit NSS. Mittelwert und Standardabweichung von Biegemoment und Knöchelbewegung werden gezeigt. Die Knöchelbewegung zeigt nur die Bewegung der hydraulischen Einheit, die ESP nicht besitzt. Das Nullbiegemoment in der frühen Standphase tritt früher für IECH und BRAKE auf, was eine frühere Stabilität mit vollem Bodenkontakt anzeigt. Die Knöchelbewegung hängt von dem PF- und DF-Widerstand des Fußes ab. Eine größere Bewegung im Knöchel entspricht einer höheren Dämpfungswirkung, die wiederum den Gewichtstransfer aufgezeigt durch das Biegemoment beeinflusst. BRAKE erlaubt eine Dämpfungswirkung bis 77% der Standphase; damit werden die Federn nicht in dem Ausmaß geladen, was dem suboptimalen propulsiven Effekt beim Bergabgehen entgegenwirkt.

her mit BRAKE erreicht und ist höher als IECH (BRAKE 9,04° 29%, IECH 8,1° 35,5%, statistisch signifikant $p=0,0005$) und der minimale Winkel in der mittleren Stand-

während der Standphase bis zum Beginn des Abstoßens stattfindet. Für weitere Details siehe Tabelle 6. Tabelle 7 zeigt das Flächenintegral der Knöchelbewegung. Dieses steht

phase wird später für BRAKE erreicht (BRAKE 77%, IECH 66,5%). Dies bedeutet, dass die Dämpfungswirkung von BRAKE intensiver ist und länger andauert – dafür wird Energie verwendet, was eine Bremswirkung hervorruft, da der Widerstand überwunden werden muss. Besonders während 50-70% der Standphase zeigt das Biegemomentprofil diesen Widerstand für BRAKE. Es ist anzumerken, dass das maximale Biegemoment bei 76,5% erreicht ist, während der Nullwinkel bei 77% erreicht wird, d.h. dass damit eine Dämpfungswirkung

in Zusammenhang mit dem Dämpfungseffekt des Fußes. Der Unterschied des Integrals von IECH und BRAKE ist statistisch signifikant für das Gehen auf der Ebene und für das Bergabgehen ($p<0.0001$). Zusammenfassend scheint die hydraulische Einheit den Übergang von PF zu DF des Biegemoments zu beeinflussen. Für alle drei Untergründe geschah der Übergang mit dem hydraulischen Fuß (IECH, BRAKE, ASS) früher als mit dem nicht-hydraulischen Fuß (ESP). Dabei kann der Einfluss einer unterschiedlichen Federkonstellation ausgeschlossen werden, da der gleiche Federmechanismus von ESP in den anderen Füßen verwendet wurde. Ein gleicher Effekt wurde von BROWN et al. und DE ASHA et al. berichtet, welche auf eine glattere und schnellere Progression des Centre of Pressure (CoP) hinweisen.^{1 2 3} Die Tendenz eines früheren PF-DF-Übergangs für IECH, BRAKE und ASS nähert sich des Weiteren an das Biegemoment Nichtamputierter an.^{6, 11} Da der PF-DF-Übergang mit einem vollen Fußkontakt auf dem Untergrund einhergeht, kann dies als Indiz für frühere Stabilität während der Standphase gesehen

	ESP			IECH			MPC BRAKE		
	Biegemoment in Nm	Knöchelbewegung in °	% der Standphase	Biegemoment in Nm	Knöchelbewegung in °	% der Standphase	Biegemoment in Nm	Knöchelbewegung in °	% der Standphase
Minimales Biegemoment	-40.11 (4.24)	NA	16	-30.95 (3.22)	3.22 (1.47)	21.5	-26.14 (2.86)	3.03 (0.88)	17.5
Nullbiegemoment	0 (10.17)	NA	45.5	0 (11.91)	8.03 (0.63)	34	0 (11.73)	8.84 (0.24)	35
Maximaler Winkel	NA	NA	NA	2.07 (12.37)	8.1 (0.51)	35.5	14.23 (5.25)	9.04 (0.14)	29
Nullwinkel	NA	NA	NA	65.04 (5.86)	0 (0.27)	66.5	94.39 (4.65)	0 (0.29)	77
Maximales Biegemoment	90.39 (6.40)	NA	74.5	89.31 (5.19)	NA	78	94.42 (4.52)	NA	76.5

Tab. 6: Auswertung der drei Fußmechanismen fürs Bergabgehen mit NSS. Für spezifische Punkte wurden der Mittelwert und die Standardabweichung des Biegemoments und der Knöchelbewegung und deren Zeitpunkt als % der Standphase berechnet. Die Knöchelbewegung zeigt dabei nur die Bewegung der hydraulischen Einheit, die ESP nicht besitzt.

	Ebene	Bergauf	Bergab
IECH	1.20 (0.29)	1.35 (0.41)	2.17 (0.54)
BRAKE	2.94* (0.35)	NA	3.45* (0.39)
ASS	1.08 (0.25)	1.05 (0.24)	NA

Tab. 7: Flächenintegral der Knöchelbewegung für IECH, BRAKE und ASS (Mittelwert und Standardabweichung) für alle drei Untergründe; dabei dient IECH als Referenz für den zweiseitigen t-Test; * für statistisch signifikant ($p < 0.0001$).

werden. Des Weiteren konnte der Trend der Änderung von maximalen Spitzenwerten für unterschiedliche Oberflächen⁶ festgestellt werden. Die Auswirkungen der verschiedenen hydraulischen Widerstandswerte PF und DF wurden untersucht. Diese Widerstandswerte können mit der Knöchelbewegung in Zusammenhang gebracht werden, welche beeinflusst, wie viel Energie für die Dämpfung eingesetzt und wie viel Energie auf die Federn übertragen wird.

Für das Bergaufgehen gab es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen dem Maximalwert der Knöchelbewegung von IECH und ASS ($p = 0,0014$). ASS zeigte einen niedrigeren Maximalwert und eine geringere Knöchelbewegung. Daraus kann gefolgert werden, dass po-

tentiell mehr Energie auf die Federn übertragen wird und damit ein höherer Grad der Propulsion bereitgestellt werden kann, was vorteilhaft für das Aufwärtsgehen ist.

Für das Bergabgehen war der Unterschied zwischen dem Maximalwert der Knöchelbewegung IECH und BRAKE statistisch signifikant ($p = 0,0005$), auch die berechnete Fläche unterhalb der Knöchelbewegung erreichte statistische Signifikanz ($p < 0,0001$). BRAKE zeigte ein höheres Maß an Dämpfungswirkung und das Ende dieser Dämpfungswirkung (77%) war etwas später als das maximale Biegemoment (76.5%) im Vergleich zu IECH (Ende der Dämpfung 66,5%, maximales Biegemoment 78%). BRAKE zeigt damit eine dämpfende Wirkung während 77% der Standphase, d.h.

es wird Energie absorbiert, was teilweise der Propulsion beim Abwärtsgehen entgegenwirken kann. Insgesamt ist dies ein Indikator, dass BRAKE beim Abwärtsgehen zusätzliche Stabilität bereitstellen kann.

Schlussfolgerungen

Diese Fallstudie zeigt, dass das Fußdesign einen großen Einfluss auf die Kinetik, wie etwa das Biegemoment, hat. Die Einführung einer hydraulischen Einheit in Kombination mit Karbonfedern scheint den Übergang des PF-DF-Moments in Richtung eines natürlicheren Zeitverhaltens innerhalb des Gangzyklus zu verändern. Ferner scheint die Einführung eines mikroprozessor-gesteuerten hydraulischen Widerstands für verschiedene Untergründe sowohl Einfluss auf das Ausmaß der Knöchelbewegung als auch auf Biegemoment – deren Zeitpunkt und Profil – zu haben.

Insgesamt ist die Tatsache entscheidend, dass die Lasten, die im Biegemoment zu erkennen sind, direkt oder indirekt auf den Stumpf übertragen werden. Speziell für Oberschenkelamputierte, die häufig ein Knie mit Standphasensper-

Abbildungen: Die untersuchten Fußmechanismen:



Esprit (ESP)



Echelon (IECH)



elan (MPC BRAKE/MPC ASS)

ung besitzen, welches keine Standphasenbeugung erlaubt, sind die Fußseigenschaften umso wichtiger. Es wäre vorteilhaft, fortgeschrittene Fußdesigns nicht nur für Unterschenkelamputierte, sondern auch für Oberschenkelamputierte zu evaluieren, um ein tieferes Verständnis für die Biomechanik und ihre kinetischen und kinematischen Auswirkungen für diese Gruppe zu gewinnen.

Literaturhinweise

- 1) Brown S.J., De Asha A., Johnson L., Buckley J.G., Kulkani J., Munjal R. (2011): Roll-over characteristics and ankle joint kinetics using low-profile dynamic-response foot with fixed versus hydraulic ankles in transtibial amputees. In: Compendium of Annual Scientific Meeting and Exhibition ISPO 2011, London.
- 2) De Asha A., Johnstone L., Kulkani J., Buckley J.G. (2012): Prosthetic-limb ankle kinetics and energy storage and return when using a hydraulic ankle device in unilateral trans-tibial amputees. In: Joint World Congress of ISPGR and Gait and Mental Function 2012, Trondheim.
- 3) De Asha A., Johnson L., Buckley J.G.,

Kulkani J., Bose R., Bavikatte G., McKendrick A. (2011): Effects of a hydraulic ankle on gait function and symmetry in unilateral lower limb amputees. In: Compendium of Annual Scientific Meeting and Exhibition ISPO 2011, London.

- 4) Fradet L., Alimusaj M., Braatz F., Wolf S.I. (2010): Biomechanical analysis of ramp ambulation of transtibial amputees with an adaptive ankle foot system. In: Gait & Posture, 32(2): 191-198.
- 5) Hafner B.J. (2005): Clinical Prescription and Use of Prosthetic Foot and Ankle Mechanisms: A Review of Literature. In: JPO, 17 (45): 5-11.
- 6) Lay A.N., Hass C.J., Gregor R.J. (2006): The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. In: Journal of Biomechanics, 39 (9): 1621-1628
- 7) Portnoy S., Kristal A., Gefen A., Siev-Ner I. (2012): Outdoor dynamic subject-specific evaluation of internal stresses in the residual limb: Hydraulic energy-stored prosthetic foot compared to conventional energy-stored prosthetic feet. In: Gait & Posture, 35 (1): 121-125.
- 8) Schmalz T., Blumentritt S., Jarasch R. (2002): Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of

prosthetic alignment and different prosthetic components. In: Gait & Posture, 16: 255-263.

- 9) Seroussi R.E., Gitter A., Czerniecki J.M., Weaver K. (1996): Mechanical Work Adaptions of Above-Knee Amputee Ambulation. In: Arch Phys Med Rehabil, 77: 1209-1214.
- 10) Schwameder H., Roithner R., Mueller E. (2001): Energieverteilung auf die Gelenke der unteren Extremitäten beim Gehen auf verschiedenen geneigten Flächen - Lower extremity joint energy during walking on differently graded slopes. In: SPECTRUM Suppl., 98-105
- 11) Winter D. A. (1991): The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological. 2nd Edition: Waterloo Biomechanics.
- 12) Wolf S.I., Alimusaj M., Fradet L., Siegel J., Braatz F. (2009): Pressure characteristics at the stump/socket interface in transtibial amputees using an adaptive prosthetic foot. In: Clinical Biomechanics, 24 (10): 860-865.

Anschrift für die Verfasser

Dipl.-Ing. Nadine Stech, Unit D Antura, Kingsland Business Park, Basingstoke, RG24 8PZ, United Kingdom, Tel: +44 (0) 1256 316600, E-Mail: nadine.stech@blatchford.co.uk