

Mgr inż. Magda Dziaduszevska

Gdańsk University of Technology, Faculty of Mechanical Engineering, Department of Materials Engineering and Bonding, Narutowicza 11/12, 80-233 Gdańsk, Poland

magda.dziaduszevska@gmail.com, tel. 693244622

SPRAWNOŚĆ ELASTYCZNYCH PROTEZ STÓP W KONTEKŚCIE WSPÓŁCZESNYCH MATERIAŁÓW

Streszczenie

Klasyfikacja protez stóp opiera się głównie na ich zachowaniu w momencie kontaktu z podłożem. Pod tym względem wyróżniamy stopy sztywne oraz sprężyste, charakteryzujące się możliwością tłumienia drgań i magazynowania oraz uwalniania energii. Współczesne elastyczne protezy stóp przeznaczone dla osób wykazujących wysoką i bardzo wysoką aktywność wytwarzane są z materiałów kompozytowych zawierających włókna węglowe. W zależności od modyfikacji kompozytów, stopa może uzyskać różną sprawność – stosunek energii uwolnionej do zmagazynowanej. Im większa aktywność pacjentów tym wyższy stopień mobilności (K) i możliwość zastosowania protezy o wyższej sprawności. Nieujednolicone metody pomiarowe charakterystyki energetycznej protez powodują nieścisłości w określaniu sprawności powodując tym samym trudności w optymalnym doborze stopy do aktywności pacjenta. W niniejszym artykule omówiono pojęcie sprawności w kontekście elastycznych protez stóp. Przedstawiono zagadnienia związane z transferem energii w trakcie chodu, a także dokonano klasyfikacji rodzaju protez stóp dostępnych na rynku z uwzględnieniem ich sprawności.

Słowa klucz: Elastyczne protezy stóp, włókna węglowe, sprawność, charakterystyka energetyczna, cykl chodu

Abstract

Classification of foot prostheses is based mainly on their behavior at the time of contact with the ground. In this respect, rigid and elastic feet are distinguished. Elastic feet characterized by the ability to compress vibrations, store and release energy are made of composite materials containing carbon fibers. Depending on the modification of the composites, the foot can get different efficiency - the ratio of energy released to the stored. The greater the activity of patients, the higher the degree of mobility (K) and the possibility of using a more efficient prosthesis. Non-standard measurement methods for the energy performance of prostheses cause inaccuracies in determining the efficiency, thus causing difficulties in the optimal selection of the foot to the patient's activity. This article discusses the concept of efficiency in the context of flexible foot prostheses. Issues related to energy transfer during the walk have been presented, as well as classification of the type and efficiency of prosthetic feet available on the market.

Key words: Elastic feet prosthesis, carbon fibres, efficiency, energy concepts, gait cycle

Post-print of: Dziaduszevska M.: Sprawność elastycznych protez stóp w kontekście współczesnych materiałów. INŻYNIER I FIZYK MEDYCZNY. Vol. 7, iss. 6 (2018), pp. 407-411. http://inzynier-medyczny.pl/wp-content/uploads/2018/10/IFM_201806-Elektro.pdf

1. Wstęp

Obecny rynek protez kończyn oferuje całą gamę produktów dostosowanych do potrzeb pacjentów. Postępy w dziedzinie protetyki dotyczą głównie zastosowania ulepszonych materiałów i konstrukcji, które zwiększają wydajność stopy i wpływają na poprawę mobilności. Dodatkowo, badania biomechaniki i cyklu chodu pozwalają uzyskać rozwiązania, które symulują mechanikę i reakcje ludzkiej stopy, umożliwiając tym samym lepsze odwzorowanie naturalnego chodu [1]. Istotnym parametrem różnicującym współczesne protezy stóp jest ich sprawność, definiowana jako stosunek energii zmagazynowanej do energii uwolnionej, wyrażona w procentach. Ze względu na tę właściwość wyróżniamy stopy sztywne (statyczne) oraz elastyczne (sprężyste) [2]. Stopy sztywne wykonywane są z elementów drewnianych oraz ze stopów metali, są ciężkie i nie mają zdolności do gromadzenia i uwalniania energii, przez co pełnią głównie funkcję podporową. Wszystkie siły i naprężenia związane z postawieniem stopy zostają przenoszone bezpośrednio na kikut oraz stawy pacjenta. Stopy elastyczne przeznaczone są dla osób wykazujących dobrą i bardzo dobrą aktywność. Najbardziej popularne stopy elastyczne wykonywane są z materiałów kompozytowych wzmocnionych włóknami węglowymi. Liczba warstw i sposób ułożenia włókien decydują o stopniu sprężystości stopy, polegającej na kumulowaniu energii pod wpływem siły obciążenia uzyskanej w momencie stawiania stopy oraz oddaniu tej energii w trakcie wybijania się ze śródstopia [3, 4].

Choć wyższy zwrot energii oznacza możliwość podjęcia większej aktywności, to właśnie odpowiednie dobranie stopnia sprężystości do indywidualnych możliwości pacjenta stanowi kluczową rolę w efektywnym i bezpiecznym korzystaniu z protezy. Niejednoznaczne metody pomiarowe i nieujednolicona nomenklatura związana z transferem energii w protezach prowadzi do niespójności w klasyfikacjach energetycznych różnych produktów i powoduje trudności w doborze odpowiedniej stopy protezowej [3].

Celem artykułu jest wyjaśnienie pojęcia sprawności w kontekście elastycznych protez stóp. Omówienie energii i zagadnień związanych z transferem energii w protezach w trakcie chodu oraz klasyfikacja rodzaju protez stóp dostępnych na rynku ze względu na ich sprawność.

2. Sprawność stopy w kontekście charakterystyki cyklu chodu

Aby lepiej zrozumieć działanie elastycznych protez stóp należy omówić cykl chodu, który definiujemy jako odległość między kolejnymi punktami pierwszego kontaktu stopy

z podłożem po tej samej stronie. Cykl chodu dzielimy na fazę podporu oraz wykroku. W kontekście protez stóp kluczową rolę odgrywa faza podporu, która rozpoczyna się w momencie kontaktu pięty z podłożem i kończy gdy palce opuszczają podłoże, jest podzielona na pięć podfaz (Rys.2.1) [3,5].

Z punktu widzenia mechaniki stopy protezowej faza podporu jest fazą kluczową. Moment zetknięcia pięty z podłożem musi być zamortyzowany a energia zmagazynowana aż do podfazy TST [6]. Ponadto, proteza musi zapewniać stabilność podczas pozycji środkowej i końcowej, kiedy to cały ciężar użytkownika jest przenoszony przez stopę protezową na powierzchnię nośną [7].

W momencie styku pięty z podłożem następuje przyłożenie ciężaru ciała, który indukuje naprężenia ściskające i energia jest magazynowana. Przeniesieniu ciężaru ciała na palce (faza oderwania pięty) powoduje dekompresję – energia jest zwracana wraz z powrotem materiału do pierwotnego kształtu. Odpowiedź dynamiczna układu zależy od wysokości, masy i poziomu aktywności pacjenta [8].

3. Metody pomiaru charakterystyki energetycznej

Metody analizy chodu i pomiaru charakterystyki energetycznej są często niekompletne, co prowadzi do niespójności w klasyfikacjach energetycznych i powoduje trudności w doborze odpowiedniej protezy. Większość metod uwzględnia jedynie część całkowitej charakterystyki energetycznej [3]. Dodatkowo, nomenklatura dotycząca energii nie jest ujednolicona. Pełna charakterystyka energetyczna obejmuje pięć powiązanych ze sobą pojęć: energię magazynowaną, zwrot energii, całkowitą energię, rozproszoną energię i sprawność [9]. W literaturze przedmiotu bardzo często mylone są zagadnienia pracy i energii. Energia to zdolność do pracy, a terminy te są często używane zamiennie [10].

Niejednokrotnie praca protez stóp wykonanych ze sprężystych materiałów modelowana jest jako układ prosty sprężyny. W trakcie chodu wykonywana jest praca powodująca kompresję materiału protezy. Praca kumulowana jest w postaci energii, która następnie jest oddawana. Żadna sprężyna (materiał) nie ma 100% efektywności, zawsze występują straty energii związane z tarciem i oddawaniem ciepła, hałasu. W związku z tym wystąpi różnica w krzywej siła-przemieszczenie pod obciążeniem w porównaniu z rozładowaniem (histereza) (Rys.3.1) [3, 10].

Wysokie wyniki sprawności protez podawane przez producentów stóp najczęściej określają pracę przyłożoną w poszczególnych etapach chodu, nie uwzględniają natomiast strat energii (na wykresie oznaczonych zakreślonym polem) [10].

Drugą powszechnie stosowaną metodą pomiaru charakterystyki energetycznej jest obliczenie właściwości energetycznych z mechaniki stawowej podczas analizy chodu, wykorzystującej do tego celu platformę diagnostyczno-pomiarową, kamery emitujące promieniowanie IR, oraz markery rejestrujące ruch ciała. W przypadku tej metody magazynowanie i zwrot energii obliczane są jako integralna część mocy wyjściowej kostki [3, 9, 11]. Problem stanowi trudność w określeniu położenia stawu skokowego i osi obrotu, gdyż żadna z protez nie posiada stawu skokowego [3]. Wielu autorów zakłada, że staw skokowy jest umieszczony w punkcie maksymalnego zgięcia [12-15]. Uproszczenia optymalizacyjne stanowią kolejne wąskie gardło w precyzyjnym określeniu wartości sprawności protez.

Dodatkowo, jak wynika z rysunku 2.1 (położenie stopy w fazie podporu) możemy zauważyć, że w każdej podfazie inne części stopy (piętowa lub czołowa) magazynują i uwalniają energię. W związku z tym ich funkcje wydajnościowe powinny być rozdzielone, podczas gdy wielu producentów uśrednia wyniki [3, 16].

Nieścisłości wokół charakterystyki energetycznej występującej w elastycznych protezach stóp skutkują niewłaściwą klasyfikacją stopy do danego poziomu aktywności (K) utrudniając tym samym dostęp pacjentów do optymalnych dla nich rozwiązań.

4. Charakterystyka elastycznych protez stóp i materiałów umożliwiających zwrot energii

Najczęściej stosowanymi materiałami wykorzystywanymi we współczesnych elastycznych protezach stóp są kompozyty wzmocnione włóknami węglowymi. Ich zbiór właściwości w wysokim stopniu zaspokaja wymagania stawiane stopom przeznaczonym dla osób aktywnych (Tab.4.1) [17-19].

Sposób ułożenia włókien, ich masowa zawartość, rodzaj zastosowanego spoiwa oraz dobór łączenia warstw pozwalają dopasować właściwości materiału do oczekiwanych wymagań stawianych stopie protezowej. Stopy dynamiczne posiadają różne kategorie sztywności, których dostosowanie uzależnione jest od wagi (im większa waga tym większa sztywność) i aktywności fizycznej osoby protezowanej. Mniejsza aktywność wymaga



zastosowania sztywniejszej stopy. Kombinacja składu protezy przeznaczonej do biegania powinna uwzględniać pracę przy większych obciążeniach i naprężeniach [2].

5. Klasyfikacja współczesnych protez stóp ze względu na ich sprawność

Dzisiejsze udoskonalanie stóp protezowych zmierza w kierunku personalizacji polegającej między innymi na doborze protezy o optymalnym stosunku energii magazynowanej do uwalnianej [20]. Każdemu pacjentowi lekarz przypisuje jeden z pięciu poziomów aktywności: od zerowej do bardzo wysokiej. Na tej podstawie oraz na podstawie stanu kikuta i możliwości finansowych pacjenta dobierana zostaje proteza. Każdemu poziomowi aktywności odpowiada stopień mobilności (K-Level), do którego należą protezy o określonych zakresach sprawności (25% - 70%). Im większa aktywność pacjenta, tym wyższy stopień mobilności i możliwość aplikacji bardziej zaawansowanej protezy, której zwrot energii osiąga wyższą wartość [21].

Tabela 5.1 przedstawia relację poziomów aktywności pacjentów z przypisanymi poziomami mobilności (K-level) i zakresem sprawności protez [21-28].

W tabeli zamieszczono stopy statyczne (K1) oraz dynamiczne (K2-K4). Dla każdego poziomu zaawansowania przedstawiono modele protez stóp siedmiu czołowych światowych producentów komponentów protetycznych (RRF, Ossur, College Park, Freedom, Ohio Willow, Otto Bock, True Life) z deklarowanymi przez firmy wartościami sprawności wyrażonymi w procentach. Można zauważyć, że na danym poziomie istnieją widoczne zakresy tych wartości. Jedynie podstawowa stopa typu SACH jest protezą standardową uzyskującą zwrot energii równy 25%. W pozostałych przypadkach różnica wynosi nawet 20% (K2). Wynika to przede wszystkim z różnych metod pomiarowych stosowanych przez firmy. Kolejnym powodem są odmienne rozwiązania konstrukcyjne: wybrane modele posiadają dodatkowy element w postaci sprężyny (np. Equilibrium), inne dodatkowy element laminatu (np. Roadwalking), jeszcze inne amortyzujący „zderzak” w postaci gumy, znacząco wpływające na wartość zwrotu energii. Każda z firm posiada także własną technologię wytwarzania materiału [22-28].

Protezy z zakresu K3 i K4 najczęściej wytwarzane są z materiałów kompozytowych zawierających włókna węglowe, protezy z zakresu K2 wykonywane są z włókien szklanych lub połączenia włókna szklanego i węglowego [22-28] Poziom aktywności K0 nie jest kwalifikowany do protezowania, w tym przypadku najczęściej stosuje się element imitujący stopę, pełniący jedynie funkcję estetyczną [21]. Występują także stopy, które nie podlegają



klasyfikacji medycznej (K), są to stopy z przeznaczeniem sportowym (np. Sprinter's King – RRF, sprawność=85%) [28].

Należy pamiętać, że zarówno stopy typu SACH, jak i stopy elastyczne zawsze będą stanowiły bierny układ w porównaniu ze zdrowym układem kostno-szkieletowo-mięśniowym z kostką. Jednak zastosowanie materiałów kompozytowych dają ogromne możliwości zwiększenia sprawności [29]. Wymaga to jednak dokładnego zbadania i zrozumienia zasady ich działania, szczególnie zrozumienie zasad przekazywania energii. Dodatkowo, zastosowanie elastycznych materiałów nie jest jedynym warunkiem uzyskania wysoko sprawnościowych protez, zastosowane rozwiązania konstrukcyjne są również istotne.

6. Zakończenie

- Elastyczne stopy poprawiają mobilność dzięki gromadzeniu, magazynowaniu i uwalnianiu energii.
- Najbardziej popularne stopy elastyczne wykonywane są z włókien węglowych.
- Włókna węglowe wykazują właściwości, które bardzo dobrze pokrywają się z wymaganiami stawianymi sprężystym protezom stóp.
- Rodzaj włókna, liczba warstw, sposób ułożenia i metoda łączenia substratów decydują o stopniu sprężystości stopy.
- Efektywne protezowanie wiąże się z odpowiednim dobraniem stopnia sprężystości do indywidualnych możliwości pacjentów.
- Klasyfikacja energetyczna protez obejmuje aktywności pacjentów i predyspozycje do użytkowania stopy o danym stopniu zaawansowania.
- Istnieją znaczne rozbieżności w publikowanych przez producentów wartości sprawności spowodowane przede wszystkim niejednoznacznymi metodami pomiarowymi co przyczynia się do niewłaściwej klasyfikacji stóp.
- Wartość sprawności protezy stóp powinna obejmować stratę energii powstałą na skutek tarcia.
- Stopy protezowe nawet te wykonane są włókien węglowych są układem biernym i nigdy nie będą miały takiej samej charakterystyki jak zdrowa kończyna. Jednak opracowywanie nowych materiałów i konstrukcji pozwala na poprawę mobilności i komfortu pacjentów.



Bibliografia

1. S. Asgeirsson, G. Olafsson, G. Ingimarsson: *Prostetic Foot*, US7503937B2US Grant (2006), <https://patents.google.com/patent/US7503937B2/en>.
2. M. Astriab: Praca dyplomowa inżynierska, *Modelowanie i analiza właściwości mechanicznych protez stóp*, Politechnika Poznańska, Wydział Budowy Maszyn i Zarządzania, Instytut Mechaniki Stosowanej, Poznań 2018.
3. B.J. Hafner, J.E. Sanders, J.M. Czerniecki, J. Fergason: *Trans-tibial energy-storage-and-return prosthetic devices: a review of energy concepts and a proposed nomenclature*, J Rehabil Res Dev, 39(1), 2002, 1-11.
4. L. Nolan, A. Lees: *Touch-down and take-off characteristics of the long jump performance of world level above- and below-knee amputee athletes*, Ergonomics, 43(10), 2000, 1637-1650.
5. D. Tejszerskiej, E. Świtońskiego, M. Gzika: *Biomechanika narządu ruchu człowieka*, Wyd. Katedra Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczno-Technologiczny, Politechnika Śląska, Gliwice 2011, 325-438, 446-458.
6. K.E. Zelik, E. C. Honert: *Ankle and foot power in gait analysis: Implications for science, technology and clinical assessment*, Journal of Biomechanics, 75, 2018, 1-12.
7. K. Postema, H. J.Hermens, J. D. Vries, H. Koopman, W.H. Eisma: *Energy storage and release of prosthetic feet. part 2: Subjective ratings of 2 energy storing and 2 conventional feet, user choice of foot and deciding factor*. Prosthetics and Orthotics International, 21(1), 1997, 28-34.
8. M.-S. Scholz, J.P. Blanchfield, L.D. Bloom, B.H. Coburn, M. Elkington, J.D. Fuller (ed.): *The use of composite materials in modern orthopaedic medicine and prosthetic devices: A review*, Composites Science and Technology, 71(16), 2011.
9. M.D. Geil: *Energy storage and return in dynamic elastic response prosthetic feet Pediatric gait, 2000. A new millennium in clinical care and motion analysis technology*, IEEE, Chicago, IL 2000, 134–142.
10. L. Nolan: *Carbon fibre prostheses and running in amputees: A review*, Foot and Ankle Surgery, 14(3), 2008, 125-129.
11. J.M. Czerniecki, A. Gitter, C. Munro: *Joint moment and muscle power output characteristics of below knee amputees during running: the influence of energy storing prosthetic feet*: Biomech, 24(1), 1991, 63-75.



12. J.G. Buckley: *Biomechanical adaptations of transtibial amputee sprinting in athletes using dedicated prostheses*: Clin Biomech, 15 (5), 2000, 352-358.
13. L. Nolan, A. Lees: *Touch-down and take-off characteristics of the long jump performance of world level above- and below-knee amputee athletes*, Ergonomics, 43(10), 2000, 1637-1650.
14. L. Nolan, B.L. Patritti, K.J. Simpson: *A biomechanical analysis of the long-jump technique of elite female amputee athletes*, Med Sci Sport Exerc, 38(10), 2006, 1829-1835.
15. L. Nolan, A. Lees: *The influence of lower limb amputation level on the approach in the amputee long jump*: Sports Sci, 25(4), 2007, 393-401.
16. M. R. Menard, M. E. McBride, D. J. Sanderson, D. D. Murray: *Comparative biomechanical analysis of energy-storing prosthetic feet*, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 73(5), 1992, 451-458.
17. H. Saechtling, W. Żebrowski: *Tworzywa sztuczne- poradnik*, Wyd. Naukowo-Techniczne, wydanie 4 zmienione i rozszerzone, Warszawa 1978.
18. K. Imielińska: *Materiały pomocnicze do ćwiczeń laboratoryjnych*, Materiałoznastwo III. Materiały kompozytowe.
19. P. Mayer, J.W. Kaczmar: *Właściwości i zastosowanie włókien węglowych i szklanych*, Tworzywa sztuczne i Chemia, 6, 2008, 52-56.
20. N. Fereshtenejad, F. Pol, T. Tahmasebi, A. Ebrahimi: *Energy Storing and - Revealing Prosthetic Feet; A Review Study*, Quarterly of Iranian Journal of War & Public Health, 6(3), 2014, 73-79.
21. R.S. Gailey, K.E. Roach, E.B. Applegate, B.C. Cunniffe, S. Licht (ed): *The Amputee Mobility Predictor: An instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate*, Division of Physical Therapy, Departments of Orthopaedics & Rehabilitation (Gailey, Roach, Applegate, Cho, Cunniffe, Licht, Maguire, Nash) and Neurological Surgery (Nash), University of Miami School of Medicine, Miami, FL, 83(5), 2002, 613-627.
22. <https://www.ossur.com/?select-default-destination=1>.
23. <https://www.college-park.com/>.
24. <https://www.ottobock.com/en/>.
25. <http://www.freedom-innovations.com/>.
26. <https://www.willowwoodco.com/>.
27. <https://trulife.com/>.



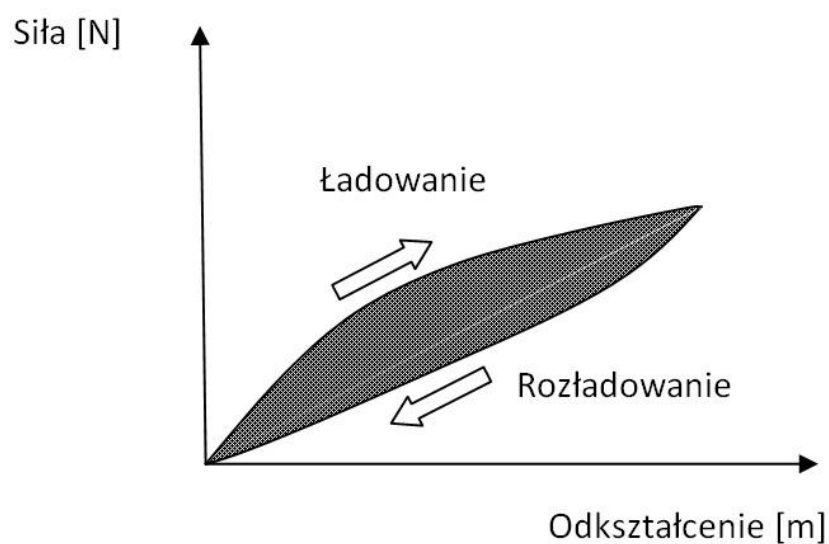
28. <http://www.roadrunnerfoot.com/>.

29. R.L. Waters, S. Mulroy: *The energy expenditure of normal and pathologic gait*, *Gait Posture*, 9, 1999, 207-231.

Załączniki



Rys. 2.1 Położenie stopy w fazie podporu [5].



Rys.3.1. Krzywa przedstawiająca zależność siły od przemieszczenia w momencie obciążenia i odciążenia elastycznej protezy stopy, wraz z zaznaczonym polem straty energii [3,5].

Tab. 4. 1 Zestawienie wymagań stawianych elastycznym protezom stóp i właściwości włókien węglowych [17-19].

Wymagania stawiane elastycznym protezom stóp [17]	Właściwości włókien węglowych [17-19]
<ul style="list-style-type: none">• wydajny zwrot energii,• umiejętność tłumienia drgań (amortyzacja),• duża wytrzymałość na obciążenia przy niewielkiej wadze własnej,• płynne przetaczanie z pięty na palce,• efektywna propulsja• stabilność,• dobry kontakt z podłożem,• łatwość czyszczenia,• estetyka.	<ul style="list-style-type: none">• bardzo wysoka wytrzymałość właściwa tzn. stosunek wytrzymałości do wagi,• mała gęstość,• wysoki moduł Younga,• wysoka wytrzymałość na rozciąganie,• wysoka wytrzymałość zmęczeniowa,• wysoka wytrzymałość na pęczanie,• zdolność do magazynowania i uwalniania energii ,• zdolność do tłumienia drgań,• wysoka odporność na ścieranie,• odporność na nagłe zmiany temperatur ,• odporność na działanie wielu środków chemicznych,• estetyka- czarne, błyszczące włókna.

Tab.5. 1 Zestawienie poziomów aktywności pacjentów ze sprawnością protez wraz z modelami stóp dedykowanymi danemu poziomowi [21-28].

Aktywność	K-Level	Opis aktywności	Modele stóp i producenci	Sprawność [%]
Brak	K0	Osoby nie zakwalifikowane do protezowania.	-	-
Niska	K1	Ograniczone przemieszczanie się w warunkach domowych, poruszanie się jedynie po płaskich powierzchniach, stałe tempo chodu.	SACII foot (RRF, Ossur, College Park, Freedom, Ohio Willow, Otto Bock, True Life)	25
Średnia	K2	Zdolny do pokonywania niskopoziomowych barier środowiskowych (krawężniki, schody, pochylnie, nierówne powierzchnie).	Equilibrium(RRF) Allurion (Ossur) Tribute (College Park) Pacifica (Freedom) Carbon Copy (Ohio Willow) Aktion (Otto Bock) Energy Seattle (True Life)	30-50
Wysoka	K3	Zmienne tempo chodu. Zdolność do pokonywania większości barier środowiskowych.	Roadflexion (RRF) Variflex LP (Ossur) Truestep (College Park) Highlander (Freedom) Trailblazer (Ohio Willow) Trias (Otto Bock) Seattle Energy (True Life)	45-60
Bardzo Wysoka	K4	Przekracza podstawowe zastosowanie. Przeznaczone głównie dla dzieci, aktywnych dorosłych, sportowców.	Roadwalking (RRF) Variflex (Ossur) Soleus (College Park) Redegade (Freedom) Pathfinder (Ohio Willow) C-Walk (Otto Bock) Seattle Catalyst (True Life)	55-70