

PROBLEMY NIEKONWENCJONALNYCH UKŁADÓW ŁOŻYSKOWYCH
Łódź, 12 – 14 maja 1999 r.

Jan Burcan
Elżbieta Łuczak
Mieczysław Prosnak

**BIOMECHANICZNE ZASADY DZIAŁANIA
PROTEZY KANADYJSKIEJ**

SŁOWA KLUCZOWE:

protezy stawu biodrowego, kinetyka ruchu,

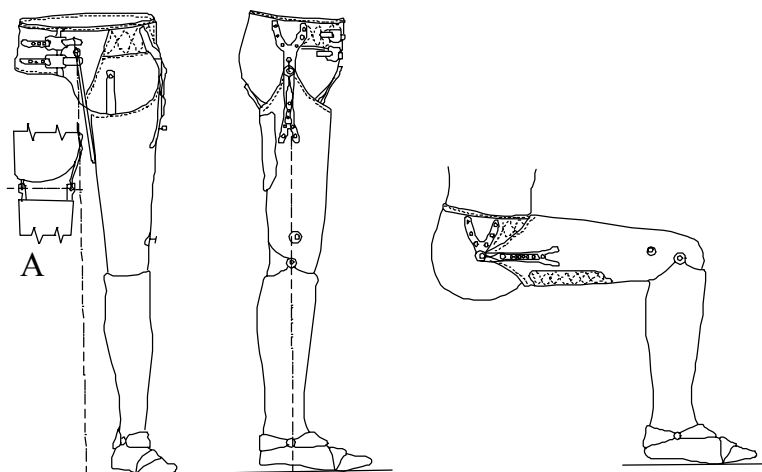
STRESZCZENIE

Referat poświęcono opisowi zasad biomechanicznego działania protezy kanadyjskiej. Podano opis konstrukcyjny protezy kanadyjskiej, biomechaniczne zasady działania protez stawu biodrowego oraz opis problemów napotykanych przy protezowaniu stawu biodrowego.

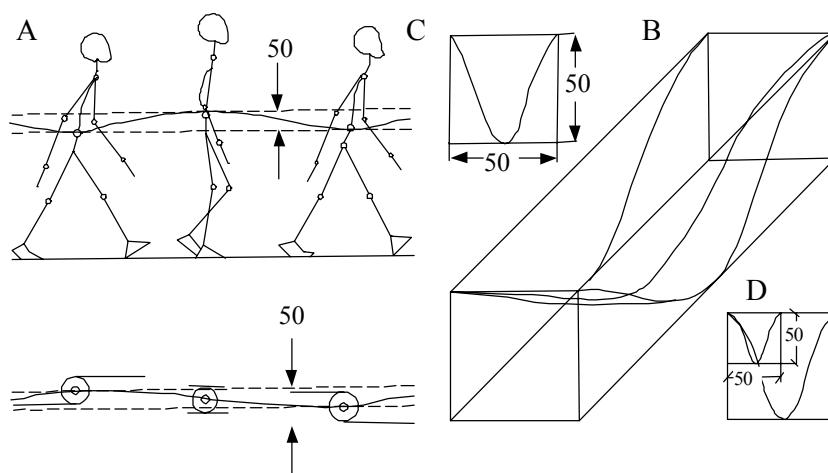
Jest rzeczą znaną, że wysokie amputacje kończyn dolnych w formie wyluszczenia w stawie biodrowym lub połowicznego odjęcia obręczy biodrowej stanowią jeden z najpoważniejszych problemów protetyki. Wynika to z rozległości szkody amputacyjnej nie pozostawiającej ani kikuta, ani żadnych grup mięśniowych, mogących służyć do uczynienia protezy mającej zastąpić funkcje podpórczą i lokomocyjną utraconej czy brakującej kończyny. Długotrwała tradycja i empiria wykształciła dawny sposób zaopatrzenia, w którym bierna blokada ruchów w przegubie biodrowym i kolanowym protezy zapewniała jej stabilność w warunkach obciążenia, a zwolnienie tej blokady pozwalało amputowanemu na przyjęcie pozycji siedzącej (rys. 1). Było to jednak rozwiązanie mało funkcjonalne, łączące niewielką efektywność chodu z dużym stosunkowo wydatkiem energetycznym (rys. 2 i 3) i wątpliwą kosmetyką chodu, co też skłoniło do poszukiwań lepszego środka zaopatrzenia.

Okazał się nim przedstawiony w 1956 - 1957 roku przez C.W. Radcliffe'a nowy typ protezy tzw. typu kanadyjskiego, o konstrukcji zapewniającej dynamiczne działanie przegubu biodrowego i kolanowego, bez żadnych urządzeń blokujących, ze stabilnością w warunkach obciążenia wynikającą z charakterystycznego systemu pionowania protezy (rys. 4).

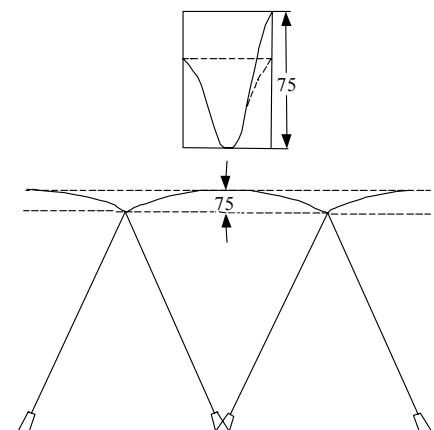
Warunkiem jej funkcjonalności jest konstrukcja i rozmieszczenie węzłów przegubowych, pozwalające na trikowe odtworzenia naturalnych mechanizmów biomechanicznych kończyny. Jest to więc dynamiczna proteza czynnościowa, samostabilna, działająca na zasadzie częściowego odzyskiwania energii kinetycznej ciała, potrzebnej do uruchamiania i stabilizacji układu.



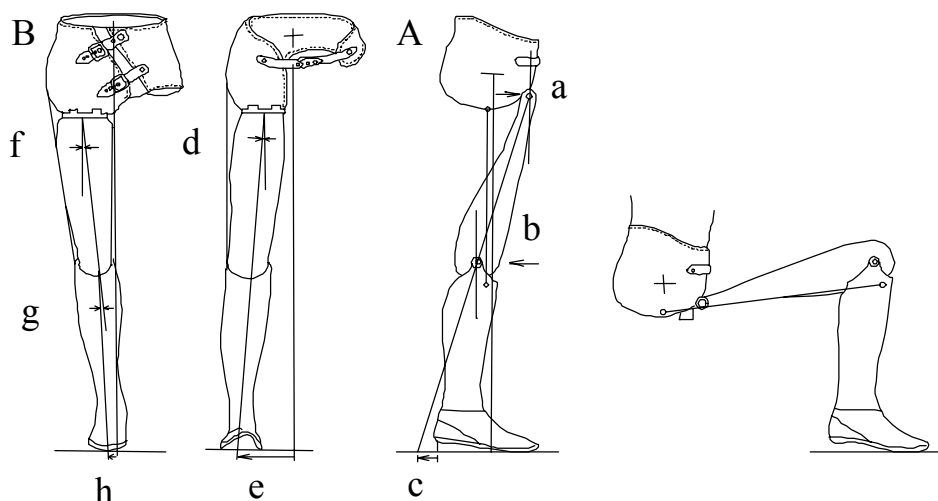
Rys. 1. Tradycyjjna proteza przy wyluszczeniu w stawie biodrowym. Przegub boczny z zamkiem suwakowym i łukiem poślizgowym dla rolkowego wodzika, przegub kolanowy z zamkiem iglicowym, oba w linii obciążenia. A - wadliwy biomechaniczne przegub biodrowy poniżej kosza



Rys. 2. Ruch środka ciężkości ciała w chodzie prawidłowym z najmniejszym wydatkiem energetycznym.
 A - sinusoida pionowa (u góry) i pozioma (u dołu) wyznaczająca tor ruchu ciężkości.
 B - układ przestrzenny sinusoidy wypadkowej.
 C - wykres graficzny energii chodu prawidłowego.
 D - wykres graficzny energii chodu z blokadą ruchu w stawach kończyny

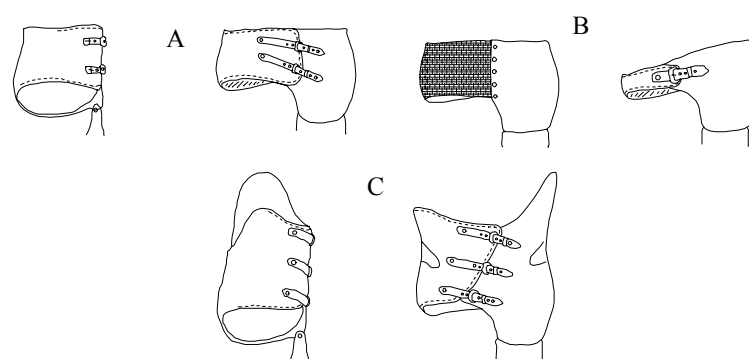


Rys. 3. Ruch środka ciężkości ciała w chodzie na protezie bez przegubów (szczudło). Większa amplituda i ostre załamanie krzywej toru wywołują dużą ilość energii zwiększając wydatek energetyczny pacjenta



Rys. 4. Proteza kanadyjska przy wyluszczeniu w stawie biodrowym (A) i połowicznym odjęciu obręczy biodrowej (B). a - wysunięcie biodra 60 mm, b - cofnięcie kolana 30 mm, c - rzut przedłużenia osi uda 30 mm za piętą, d - odwiedzenie protezy $5 - 7^{\circ}$, e - przesunięcie boczne stopy 50 - 70 mm, f - przywiedzenie protezy $5 - 7^{\circ}$, g - koślawość kolana $3 - 5^{\circ}$, h - minimalne przesunięcie boczne stopy

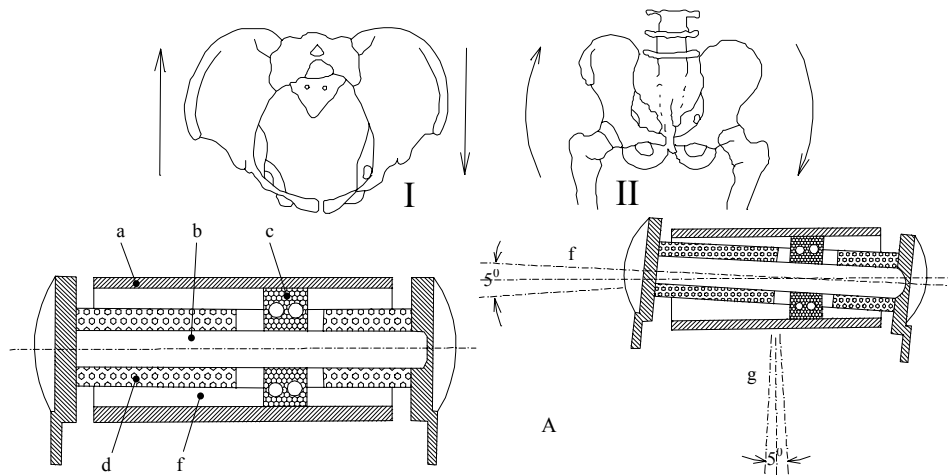
Do połączenia protezy z ciałem służy kosz, w którym główne obciążenia pionowe podpierające ciężar ciała przypadają na guz kulszowy i mięśnie pośladkowe, stwarzając moment obrotowy miednicy ku przodowi niwelowany oporem ściany przedniej podpierającej spojenie łonowe i podbrzuszne oraz nad okolice nadgrzebieniowe mające znaczenie dla stabilności osiowej kosza. Kształt kosza biodrowego zależy od poziomu amputacji (ryc. 5).



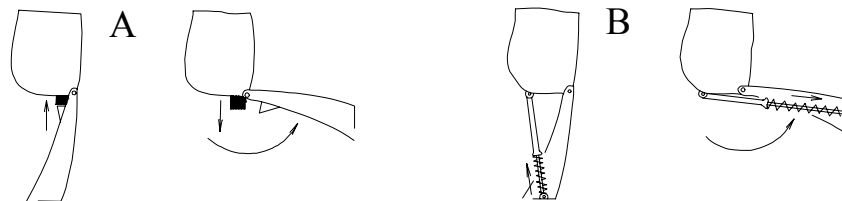
5. Kształt kosza biodrowego zależnie od poziomu amputacji. A - kosz przy wyluszczeniu w stawie biodrowym, B - odmiany koszów tego typu, C - wysoki kosz przy połowicznym odjęciu obręczy biodrowej

Elementem łączącym kosz z układem nośnym protezy jest biodrowy zespół przegubowy umożliwiających ruch zgięcia i wyprosty segmentu udowego, obroty i boczne pochylenia miednicy oraz wyrzucanie goleni ku przodowi w fazie wykroku protezy. W klasycznej formie konstrukcyjnej należy do niego poziomy przegub zawiasowy o osi długości rzędu 100 - 120 mm, z zakresem ruchu zginania na około 105° i przeprostu 15° , amortyzator kątowy umożliwiający obroty poziome i boczne pochylenia kosza o ok. $5 - 7^{\circ}$ (rys. 6) oraz rekuperator energii w postaci bloków kauczukowych lub sprężyn ściskanych pod obciążeniem, a rozprężających się w fazie wykroku po odciążeniu protezy (rys. 7).

Zakres tego ruchu do 15° zgięcia limituje napięcie elastycznej taśmy bocznej rozpoczynającej się około 50 mm za osią przegubu biodrowego, a kończącej się 75 mm poniżej i 12-25 mm przed osią kolana, wyhamowującej ruch kątowy uda protezy, przy czym nie opóźniany ruch goleni powoduje wyprost kolana przed następną fazą podporu.



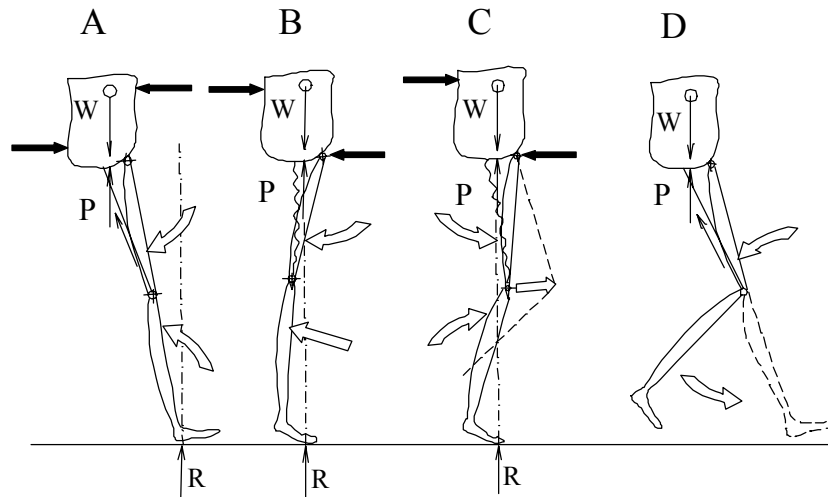
Rys. 6. Przegub biodrowy z amortyzatorem kątowym(duński). A - schemat działania przyrządu (u góry determinanty chodu prawidłowego odtwarzane działaniem amortyzatora). a - korpus metalowy, b - sworzeń, c - łożysko kulkowe, d - elastyczna tuleja gumowa, e - twarda tuleja nylonowa, f - zakres ruchu osi przegubu, g - zakres ruchu długiej osi protezy



7. Rekuperatory energii w przegubach biodrowych protez kanadyjskich. A - typowy zderzak rewersyjny, B - zderzak rewersyjny na wydłużalnym wsporniku. Ściśnięcie elastycznego bloku (sprężyny) magazynujące energię w fazie podporu, z odprężeniem uwalniającą tę energię, wyrzucającą protezę po jej odciążeniu w fazie wykroku protezy.

Konstrukcja węzła kolanowego opiera się na poziomym przegubie zawiasowym ze zwiększonym zakresem ruchu przeprostnego dochodzącego $15-20^{\circ}$ i często z niewielkim odchyleniem długiej osi układu ku zewnątrz, także rzędu $15-20^{\circ}$, polepszającym pionowe protezy i estetykę chodu. W konstrukcjach rurowych mają one często zmniejszone gabaryty, przyjmując formy zminiaturyzowane. Końcówkę protezy stanowi stopa SACH w jednym ze swych licznych rozwiązań konstrukcyjnych, stanowiąca także rekuperator energii istotny dla biomechanizmu chodu.

Taka konstrukcja protezy określa jej działanie biomechaniczne w poszczególnych fazach chodu protezowanego (ryc. 8). W chwili uderzenia pięty wypadkowa reakcji podłoża przypada przed rzutami osi ustabilizowanych taśmą boczną: przegubu biodrowego i przegubu kolanowego, co powoduje powstanie dwóch momentów prostujących kolano: udowego i goleniowego. Towarzyszy temu nacisk ścian kosza na górną część podbrzusza i na okolicę pośladkową, szczególnie silny przy wyproście kolana. W okresie pełnego obciążenia wypadkowa reakcji podłoża przesuwa się między rzuty osi przegubu biodrowego i kolanowego, stwarzając dodatkowy moment prostujący przegub biodrowy, przy czym występuje przyparcie okolicy lędźwiowej do tylnej ściany kosza i silny nacisk przedni w dolnej części kosza. Zachodzi przy tym ściśnięcie umieszczonego ku tyłowi od przegubu biodrowego rekuperatora magazynującego energię utrzymywaną ciężarem ciała podczas obciążenia protezy. W początkowym okresie odbicia stopy uniesienie pięty protezy powoduje zgięcie grzbietowe przodostopia magazynujące swoją energię utrzymywaną także ciężarem ciała przenoszonym przez wyprostowaną protezę, czemu towarzyszy maksymalne ściśnięcie zderzaka biodrowego.



Rys. 8. Działanie biomechaniczne protezy kanadyjskiej w fazie podparcia, w płaszczyźnie strzałkowej. A - uderzenie pięty, B - pełne obciążenie, C - odbicie stopy i zgięcie kolana, D - przeniesieniu protezy w fazie wyroku. Strzały białe ukazują momenty prostujące lub zginające biodro i kolano, strzały czarne ilustrują nacisk kosza na poszczególne części ciała. W - siła ciężkości, R - siła reakcji podłoża, P - siła podparcia ciała.

Wychylenie rzutu osi kolana przed punkt podparcia stopy stwarzające moment zginający kolano i przeniesienie obciążenia na drugą kończynę uwalniające protezę od ciężaru ciała, wyzwala energię rekuperatora biodrowego i stopy, w postaci energicznego zgięcia w przegubie biodrowym i wyrzucenia goleni z kolanem ku przodowi, rozpoczynającego fazę wyroku protezy bez pomocy jakichkolwiek sił mięśniowych. Napięcie elastycznej taśmy bocznej pod koniec okresu przeniesienia wyhamowuje ruch kątowy uda protezy, przy czym nie opóźniany ruch goleni powoduje wyprost kolana przed następną fazą podparcia.

Główne obciążenia boczne stabilizujące ciało w płaszczyźnie czołowej przypadają w tym typie na boczną powierzchnię tułowia po przeciwnej stronie protezy. Wynika to z konieczności zrównoważenia momentu przechylającego ciało innym momentem stworzonym przez różnicę wysokości między wektorami sił działających w punkcie podparcia i na górnym brzegu przeciwnej ściany kosza. Nadzwyczaj ważne jest więc wysokie, silne podparcie tułowia od strony przeciwnej do brakującej kończyny, mogącej niekiedy nawet obejmować łuk żebrowy.

W przypadkach odjęć obustronnych proces chodu inicjuje się bocznym balansem ciała zmniejszającym na przemian obciążenie protez, trzeba jednak zapewnić odpowiednią równowagę ciała poprzez zwiększenie płaszczyzny podparcia, choćby za pomocą kul.

Wprowadzenie i rozpowszechnienie protezy kanadyjskiej u chorych po wyluszczeniu w stawie biodrowym lub połowicznym odjęciu obręczy biodrowej otworzyło nowy okres w praktyce protetycznej. Okazały się one prostsze konstrukcyjnie, bardziej funkcjonalne, lżejsze i łatwiejsze w eksploatacji, stwarzając inwalidom zupełnie nowe możliwości. Znalazły też one wielu naśladowców i równie wiele modyfikacji konstrukcyjnych.

LITERARYRA

1. Burcan J., Łuczak E., Prosnak M.: Biomechaniczne aspekty działania przegubowych węzłów protez kończyn dolnych, Problemy Niekonwencjonalnych Układów Łożyskowych, Zbiór prac konferencyjnych, Łódź, 9 - 10 maja 1995 roku, Zakład Geometrii Wykreślnej i Rysunku Technicznego IKM Politechniki Łódzkiej, s. 135-142.

2. Dega W., Senger A. (red.): Ortopedia i Rehabilitacja, Warszawa 1996, PZWL.
3. Dega W., Milanowska K.(red.): Rehabiliacja Maszyn, Warszawa 1983, PZWL.
4. Lyquist E.: Fitting the Plastic Socket for a Hemipelvectomy, Prosthetics Course, Copenhagen, Denmark, July 30 to August 8 1959, Copenhagen 1960, Committee on Prostheses, Braces and Technical Aids International Society for the Welfare of Cripples, s. 99-101.
5. Łuczak E., Prosnak M.: Wpływ konstrukcji protezy na wydatek energetyczny w procesie chodu, Ergonomia Niepełnosprawnym, I Międzynarodowa Konferencja Naukowo - Techniczna „MKEN'95”, Łódź 1-2 czerwca 1995 r., s. 68-76.
6. Mital M.A, Pierce D.S.: Amputees and Their Prostheses, Boston 1971, Little, Brown and Company.
7. Myśliwski T.: Zaopatrzenie Ortopedyczne (Protetyka i Ortotyka), Warszawa 1985, PZWL.
8. Prosnak M., Łuczak E.: Podstawy biomechaniki ortopedycznej, Warszawa 1988, Centrum Metodyczne Doskonalenia Nauczycieli Średniego Szkolnictwa Medycznego.
9. Prosnak M.: Podstawy protetyki ortopedycznej, Warszawa 1988, Centrum Metodyczne Doskonalenia Nauczycieli Średniego Szkolnictwa Medycznego.
10. Protezy uniwersalne kończyn dolnych i ich główne formy konstrukcyjne, Przegląd Techniki Ortopedycznej i Rehabilitacyjnej R. II, 1975, Nr 3, s. 121-161.
11. Radcliffe C.W.: The Biomechanics of the Canadian-Type Hip-Disarticulation Prostheses, Selected Articles from Artificial Limbs January 1954 - Spring 1966, Huntington N.Y. 1970, Robert E. Krieger Publishing Co Inc., s. 223-232.
12. Tosberg W.A.: Upper and lower extremity prostheses, Springfield. Illinois. USA, 1962, Charles C. Thomas Publisher.
13. Vitali M., Robinson K.P., Andrews B.G., Harris E.E.: Amputacje i protezowanie, Warszawa 1985, PZWL.
14. Zbiorowe: Orthopaedic Appliances Atlas, Volume 2, Artificial Limbs, Ann Arbor. Michigan 1960, J.W. Edwards.
15. Zbiorowe: Technika ortopedyczna z. 7, Warszawa 1963, PZWL.
16. Zbiorowe: Katalog Protez Kończyn Dolnych T II, Warszawa 1971, Zjednoczenie Przemysłu Ortopedycznego.

BIMECHANICAL PRINCIPLES OF THE FUNCTIONING OF A CANADIAN PROSTHESIS

ABSTRACT:

The authors present the biomechanical work of the Canadian prosthesis. The paper describes the construction of the Canadian prosthesis, the biomechanical work of the prosthesis of a hip joint, as well as the problems occurring during the process of constructing the prosthesis of a hip joint.

Recenzent: Janusz Cwanek