

PROBLEMY NIEKONWENCJONALNYCH UKŁADÓW ŁOŻYSKOWYCH

Łódź 15-16 maja 1997 r.

Jan Burcan*~ , Elżbieta Łuczak** , Mieczysław Prosnak**

Politechnika Łódzka*, *Wojewódzka Poradnia Zaopatrzenia Ortopedycznego w Łodzi*

MOŻLIWOŚCI RUCHOWE PROTEZ KOŃCZYN GÓRNYCH WARUNKOWANE RODZAJEM WĘZŁÓW PRZEGUBOWYCH

SŁOWA KLUCZOWE

bezpieczeństwo ruchu, rozległość szkody amputacyjnej, protezy bierne, protezy kinetyczne, supinacja, pronacja, możliwości chwytne końcówki, protezy kinetyczne kończyny, minimalizacja oporów ruchu

STRESZCZENIE

Możliwości uzyskania podstawowych czynności ruchowych protezy warunkuje działanie elementów przegubowych zastępujących funkcje utraconych stawów naturalnych a stabilizowanych wobec braku układu mięśniowego w konstrukcji protezy, okresowym blokowaniem ruchów zespołów łożyskowych. W sterowaniu ruchami protezy występują więc naprzemiennie czynności wykonywania i blokowania ruchu, a ich kolejność i rodzaj zależą od poziomu amputacji i typu układu kinetycznego. Czynnościowy podział na protezy kinetyczne, kosmetyczne i robocze determinuje więc głównie rodzaj zastosowanych węzłów przegubowych.

WPROWADZENIE

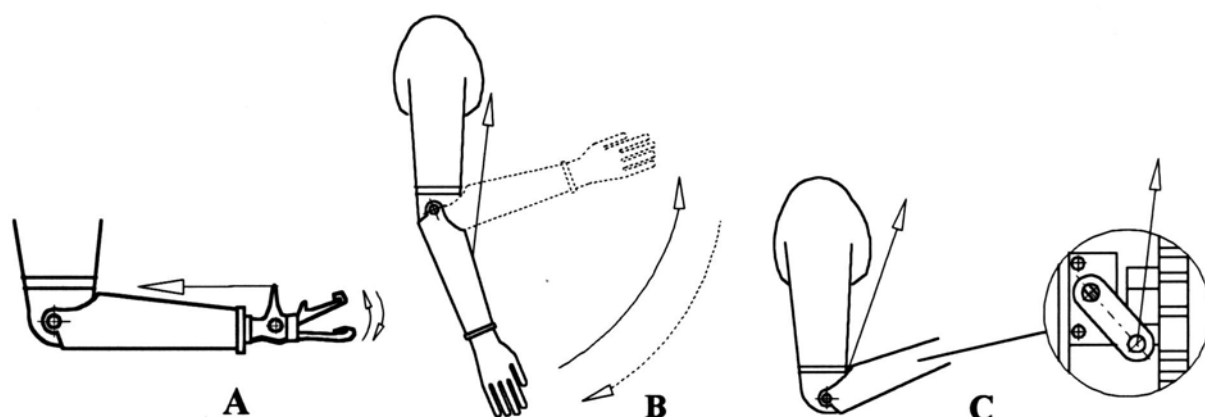
Naturalna kończyna górna stanowi wysoce wyspecjalizowany narząd czucioworuchowy człowieka, łączący zdolność odbierania wszelkiego rodzaju bodźców zewnętrznych, z wykonywaniem najprzeróżniejszych czynności manualnych. O ile jednak dokonanie amputacji pozbawia pacjenta funkcji czuciowej kończyny w sposób nieodwracalny, czynność ruchowa może w pewnym stopniu zostać odtworzona za pomocą odpowiednich konstrukcji protetycznych. Istotą jej jest funkcja chwytnej ręki przy stabilizacji pozostałych segmentów kończyny w pozycji optymalnej do wykonania chwytu, dokonywana w warunkach naturalnych aktywnością układu mięśniowego kończyny.

Brak tego układu w konstrukcjach protetycznych zmusza do stosowania rozwiązań technicznych imitujących czynność naturalną. Złożoność tych rozwiązań zależy od rozległości

szkody amputacyjnej określającej liczbę segmentów i połączeń stawowych do uzupełniania na drodze protetycznej.

MOŻLIWOŚCI RUCHOWE PROTEZ KOŃCZY GÓRNYCH

Zasadnicza czynność mięśnia kończyny górnej sprowadza się w sensie ruchowym do następujących po sobie okresów wykonywania ruchu i stabilizacji w określonym położeniu, dokonywanych w odpowiednich zespołach funkcjonalnych. Ruchy w protezach typu biernego wykonuje się za pomocą ręki zachowanej lub odpowiednich trików wykonawczych (zamach, podparcie itp.), a w protezach kinetycznych ciągiem linki czynnej (ciągną) uruchamianej odpowiednim ruchem ciała, a powrotem do stanu wyjściowego pod wpływem ciężaru protezy lub pracy sprężyny (ryc. 1).



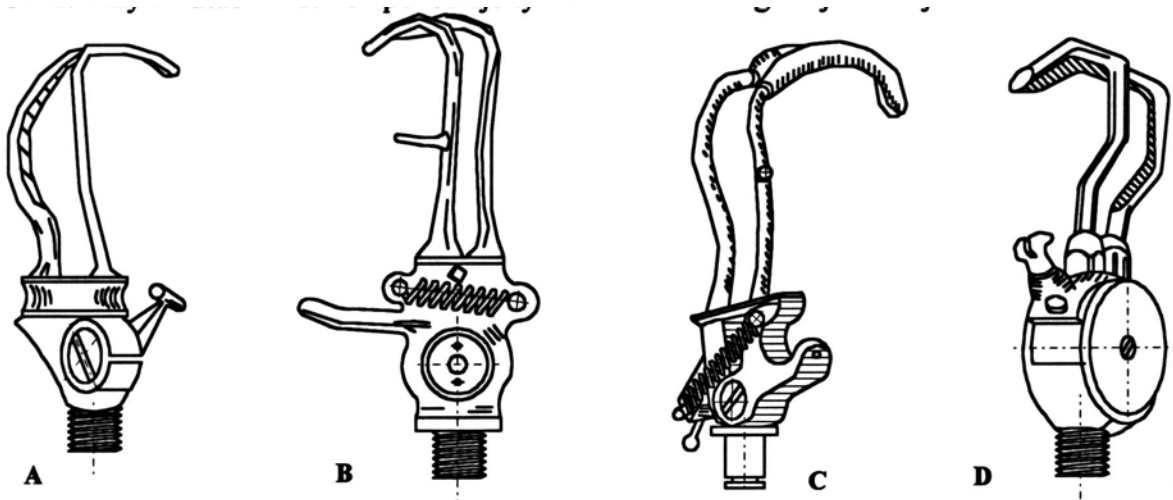
Rys. 1. Główne operacje czynne w protezach kinetycznych ciągnowych:
A - chwyt (rozwarcie końcówki z mechanicznym zamknięciem lub odwrotnie), B - zgięcie łokcia (wyprost bierny pod ciężarem przedramienia),
C - blokada przegubu łokciowego lub zwolnienie blokady (ruchy naprzemienne).

Stabilizację natomiast osiąga się poprzez zablokowanie ruchu w odpowiednich przegubach za pomocą zamków uruchamiających drugą ręką bądź inną ręką czynną, której kolejne ruchy powodują naprzemienne włączanie lub zwalnianie systemu blokującego. Okresowa blokada elementów przegubowych jest więc istotnym czynnikiem biomechanicznym kinetyzacji protez, a zespoły łączące węzeł przegubowy z czynnym zamkiem blokującym stanowią ogromną większość w rozwiązaniach konstrukcyjnych.

Pomijając działanie bierne protez kosmetycznych i roboczych dokonywane za pomocą ręki zachowanej, można w aktywnej czynności ruchowej protez kinetycznych wyróżnić kilka typowych operacji, których złożoność zależy od poziomu amputacji określającego zakres ubytku czynności wymagającej odtworzenia na drodze protetycznej.

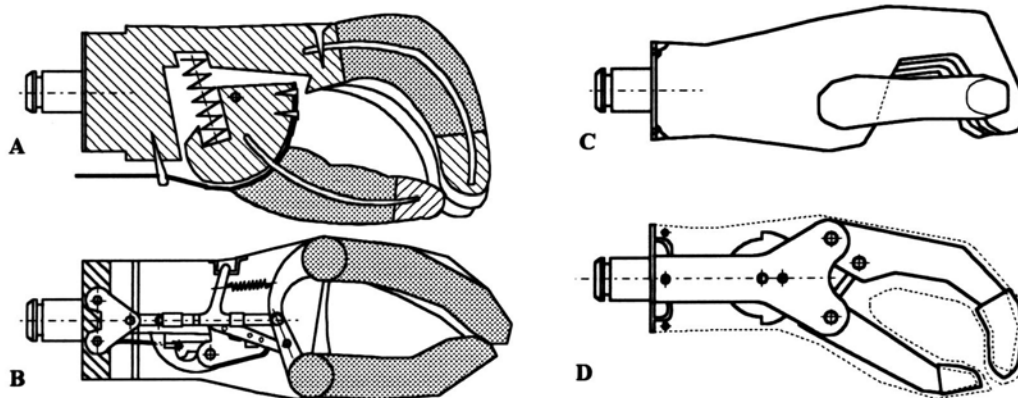
W najprostszych konstrukcyjnie protezach przedramienia odtwarzających jedynie czynność chwytnej ręki, stopień kinetyzacji sprowadza się do powodowanego ciągiem linki czynnej rozwierania bądź zamykania chwytaka w postaci haka czynnego lub ręki protezowej (ryc. 2 i 3), z przeciwnym ruchem zachodzącym pod działaniem gumy lub sprężyny (protezy czynne otwierane bądź czynne zamykane, ryc. 4), często z automatyczną blokadą chwytu aby zapobiec możliwości przypadkowego rozwarcia.

Kikuty długie umożliwiają przy tym zastosowanie czynnych przegubów obrotowych w uchwycie nadgarstkowym, zwiększającym dzięki supinacji i pronacji możliwości chwytne końcówki. Przy kikutach krótkich pozostaje tylko możliwość regulacji biernej.

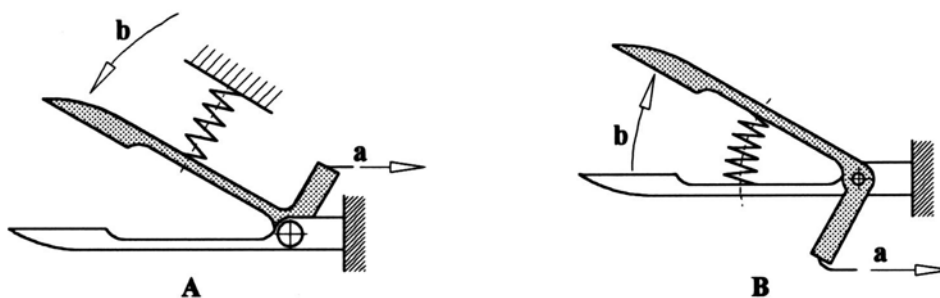


Rys. 2. Rodzaje haków dwudzielnych zależne od elementów uczynniających:

A - hak ciągnowy pierścieniowy (guma lub sprężyna śrubowa), B - hak ciągnowy naciągowy (sprężyna śrubowa lub guma), C - hak ciągnowy z dźwigniową przekładnią naciągu (zmienne napięcie początkowe - siła - naciągu), D - hak ciągnowy ze sprężyną spiralną (zwykle osłoniętą).

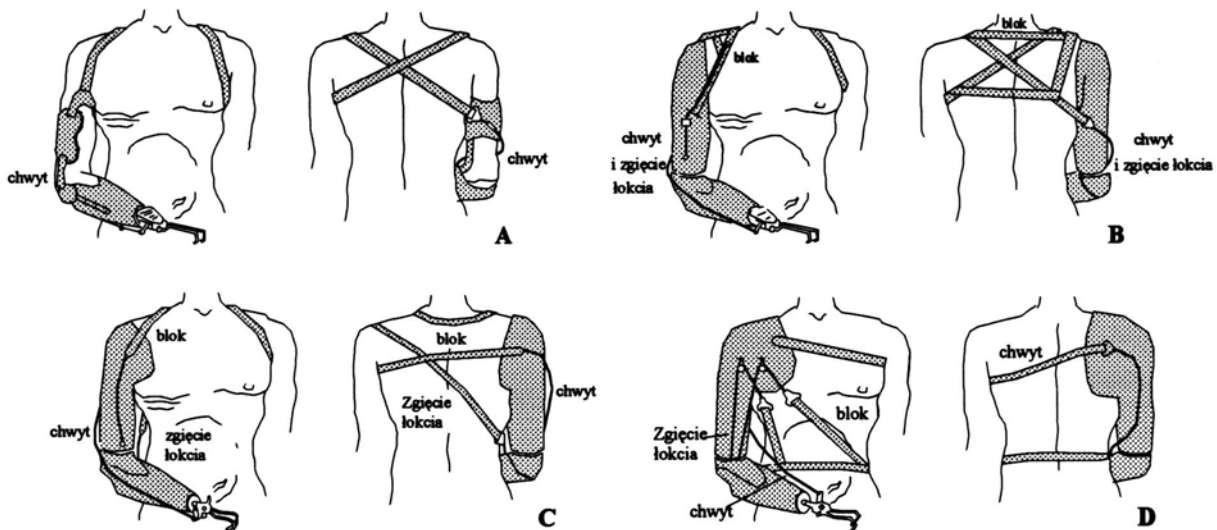


Rys. 3. Główne formy konstrukcyjne rąk protezowych: A - ręka lita (z ruchomym kciukiem), B - ręka skorupowa z litymi palcami (konstrukcja mieszana), C - ręka skorupowa (z ruchomym kciukiem), D - ręka szkieletowa (miękką rękawicą kosmetyczną).



Rys. 4. Zasadnicze rodzaje końcówek kinetycznych (schemat): A - czynnie otwierana, B - czynnie zamykana. a - ciąg linki czynnej, b - przeciwstawne działanie sprężyny (gumy).

Znacznie trudniejsze pod względem konstrukcyjnym kinetyczne protezy ramienia, odtwarzające oprócz zdolności chwytu także możliwości czynnych ruchów w przegubie łokciowym, wymagają dokonywania skomplikowanych operacji ruchowych, jak zgięcie przedramienia blok łokcia - rozwarcie i zamknięcie chwytu, bądź rozwarcie chwytu - zwolnienie blokady łokcia - samoistny wyprost przedramienia (pod wpływem siły ciężkości), przy czym bierne ruchy obrotowe przegubu łokciowego zwiększają przestrzeń techniczną protezowanego. Czynności tych dokonuje się zależnie od stosowanego systemu sterowania, za pomocą dwóch lub trzech linek czynnych (linka chwytu, zgięcia przedramienia i blokady łokcia albo linka o podwójnym działaniu łączącym chwyt i zgięcie przedramienia oraz linka blokady łokcia (ryc. 5), a nawet linki czynnej przy zastosowaniu automatycznego zamka bezwładnościowego.



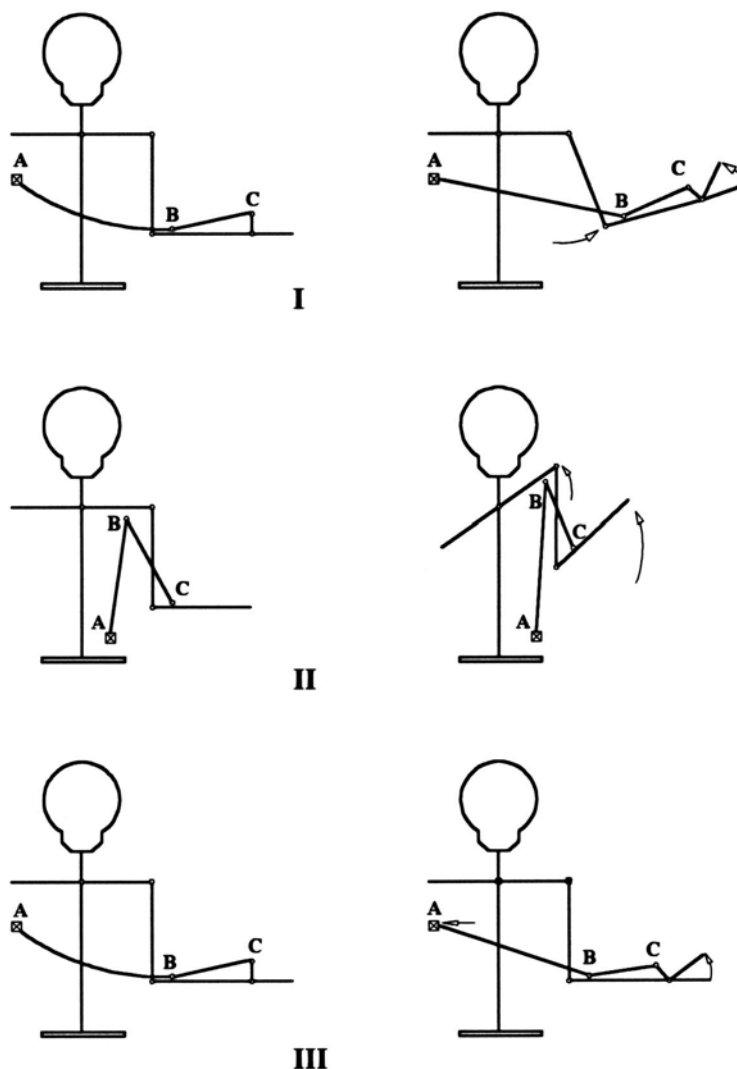
Rys. 5. Główne systemy sterowania cięgnowego A - jednolinkowa proteza przedramienia z jedną parą ruchów, B - dwulinkowa proteza ramienia z trzema parami ruchów (jedno cięgno o podwójnym działaniu), C - trójlinkowa proteza ramienia z trzema parami ruchów, D - trójlinkowa proteza ramienia lub całej kończyny z trzema parami ruchów.

Najtrudniejsze pod względem operatorskim protezy kinetyczne całej kończyny stosowane przy wyluszczeniu w stawie barkowym lub wysokich amputacjach ramienia nie mają dotąd możliwości czynnego uruchamiania zespołu przegubu barkowego, co też ogranicza ich wartość użytkową. Wykonuje się więc je bez przegubu barkowego, przy czym możliwość niewielkich ruchów biernych ramienia protezy zapewniają lury między ciałem i kapą barkową, lub z biernymi przegubami barkowymi różnego typu zwiększającymi możliwości ruchowe protezowanego. Pozostałe elementy czynne nie różnią się od stosowanych w protezach ramienia, podobnie jak sposób kinetyzacji, poza mniejszym stosunkowo stopniem efektywności systemu sterowania.

ZNACZENIE ŁOŻYSKOWANIA W UKŁADZIE RUCHOWYM PROTEZY

Źródłem energii do uruchamiania zespołów czynnościowych związanych węzłami przegubowymi i urządzeń blokujących ruch, jest bądź naturalna praca mięśniowa zachowanych części ciała (obręcz barkowa, tułów) przenoszona systemem cięgien czy linek czynnych na mechanizm protezy (ryc. 6), bądź też obca energia prądu elektrycznego lub sprężonego gazu przetwarzana w serwomotorach czy siłownikach na pracę mechaniczną. Z konieczności

oszczędzania tej energii wynika dążenie do minimalizacji strat, wynikających głównie z oporów ruchu w mechanizmach czynnych protez. W dużym stopniu dotyczy to doskonalenia układów łożyskowych wszystkich niemal elementów ruchowych protezy, od końcówek chwytnych do większości węzłów przegubowych. Są one oparte głównie na łożyskach tocznych, chętnie ostatnio zastępowanych polimerowymi łożyskami ślizgowymi, których jakość determinuje sprawność ruchową układu. Upraszczając sprawę można więc stwierdzić, że tradycyjny podział czynnościowy na protezy kinetyczne, kosmetyczne i robocze, jest w istocie determinowany głównie rodzajem stosowanych węzłów przegubowych.



Rys. 6. Główne układy biomechaniczne (ruchy sterujące) protez kinetycznych: I - ruch zginania ramienia (wysuwania protezy), II -- ruch unoszenia barku (wspomagany lub osłabiany równoczesnymi obrotami tułowia), III - ruch odwodzenia łopatek (wysuwania barku po stronie przeciwnej). A - źródło siły (początek ciągną), B - przełożenie linki (blok), C - przyczep

LITERATURA

1. Bechtol C.O.: Anatomical and Physiological Consideration in the Clinical Application of UpperExtremity Prosthetics, Orthopaedics Appliances Atlas Vol. 2, Artificial Limbs, Ann-Arbor, Michigan 1960, s. 105-128.
2. Canty T.J.: Three Lectures, Prosthetics International, Proceedings of the Second International Prosthetics Course, Copenhagen. Dejunark, July 30 to August 8. 1959, Copenhage 1960, s. 71-94.
3. Dega W., Senger A. (red.): Ortopedia i Rehabilitacja, Warszawa 1996, PZWL.
4. Dega W., Milanowska K. (red.): Rehabilitacja Medyczna, Warszawa 1983, PZWL.
5. Janses K.: Ratural Basis for Preaescription of Upper Extremity Prostheses, Prosthetics Internatinal, Proceedings of the Second International Prosthetics Course, Copenhagen, Denmark, July 30 to August 8, 1959, Copenhagen 1960, s. 131 - 132.
6. Międzybłocki W.: Zawieszania i układy sterujące protez kończyn górnych typu czynnego po amutacji w obrebie kończyn górnych, Warszawa - Poznań 1975, PWN, s. 51-58.
7. Międzybłocki W., Suwalski E.: Ocena techniczna protezy, Protezowanie typu czynnego po amputacji w obrębie kończyn górnych, Warszawa-Poznań 1975, PWN, s. 73-84.
8. Myśluborski T.: Zaopatrzenie ortopedyczne (Protetyka i Ortodyka), Warszawa 1985, PZWL.
9. Prosnak M.: Podstawy Protetyki Ortopedycznej, Warszawa 1988, Centrum Metodyczne Doskonalenia Nauczycieli Średniego Szkolnictwa Medycznego.
10. Prosnak M., Luczak E.: Podstawy Biomechaniki Ortopedycznej, Warszawa 1988, Centrum Metodyczne Doskonalenia Nauczycieli Średniego Szkolnictwa Medycznego.
11. Prosnak M.: Praktyczne zasady oceny poprawności wykonania protez kończyn górnych, Przegląd Techniki Ortopedycznej I Rehabilitacyjnej R. XIV, 1987, Nr 1-2, s. 3-65.
12. Pursley R.J.: Harness Patterns for Upper Extremity Prostheses, Orthopaedic Appliances Atlas Vol. 2, Artificial Limbs, Ann-Arbor, Michigan 1960, s. 105-128.
13. Taylor C.L.: The Biomechanics of the Normal and of the Amputated Upper Extremity, Haman Limbs and their Substitutes, New York, Toronto, London 1954, Mc graty-Hill Book Company Inc. s. 169-221.
14. Tomaszewska J., Jankowiak K., Liszkowska L., Ogórkiewicz A.: Ocena funkcjonalna amputowego z protezą, Protezowanie typu czynnego po amputacji w obrębie kończyn górnych, Warszawa-Poznań 1975, PWN, s. 85-89.
15. Trebes G., Wolff U., Röttgen H.: Die Armschulung, Stuttgart 1970, georg Thime Verlag.
16. Vitali M., Robinson K.P., Andrews B.G., Harris E.E.: Amputacje i protezowanie, Warszawa 1985, PZWL.

MOTORIAL CAPABILITIES OF UPPER LIMBS PROSTHESES CONDITIONED BY THE KIND OF ARTICULATED KINEMATIC PAIRS

Suminaiy: The possibility of obtaining basic motorial fimctions of a prosthesis is conditioned by the fimctioning of articulated units replacing the fimctions of the lost haman joints and stabilized, because of the lack of the muscular system, in the construction of a prosthesis by periodic blocking of the motions of bearing systems. Therefore, in controlling the motion of a prosthesis there occur, alten;~ately, making and blocking of a movement, and the order as well as the kind of them depend on the stale of amputation and the type of the kinetic system.

Therefore, the fimctional distinction between kinetic, cosmetic and working prostheses is maimy determined by the kind of articulated kinematic pairs.

Recenzent: dr n. med. Janusz Cwanek