

PROBLEMY NIEKONWENCJONALNYCH UKŁADÓW ŁOŻYSKOWYCH

Łódź 09-10 maja 1995 roku

Jan Burcan*, Elżbieta Łuczak**, Mieczysław Prosnak*
(*Politechnika Łódzka, **Wojewódzka Poradnia Ortopedyczna w Łodzi),

BIOMECHANICZNE ASPEKTY DZIAŁANIA PRZEGUBOWYCH WĘZŁÓW PROTEZ KOŃCZYN DOLNYCH

SŁOWA KLUCZOWE

stabilność w fazie podporu, bezpieczeństwo chodu, stopa protezowa, przeguby kolanowe, amortyzatory kolanowe, zamki kolanowe

STRESZCZENIE

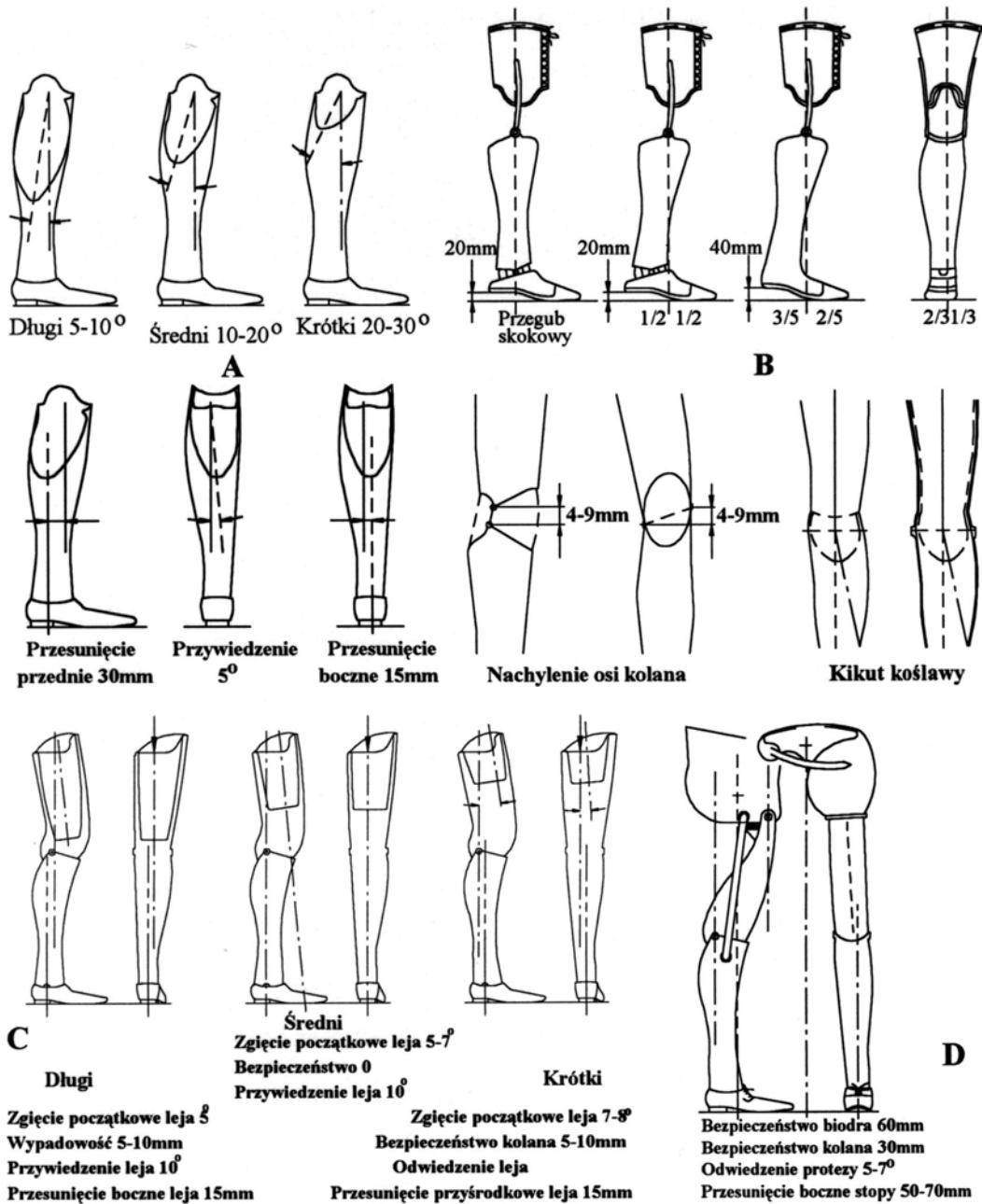
Protezy kończyn dolnych powinny zapewnić odtwarzanie utraconych czynności, w wyniku amputacji węzłów przegubowych oraz biomechanizmów podpórczych i lokomocyjnych. Brak układu mięśniowego w protezie zmusza do stosowania specjalnych rozwiązań mających na celu uzyskanie biernej stabilności przegubów protezowych w fazie podporu, dynamicznego wyrzutu kończyny przy dokonywaniu wykroku oraz absorbowania wstrząsów lokomocyjnych i blokowania ruchu w przegubach w razie nie zamierzonego obciążenia w zgięciu, zagrażającego upadkiem pacjenta. Stabilność bierną kolana i biodra zapewnia odpowiednie pionowanie. Do uzyskania wyrzutu protezy wykorzystuje się rekuperację energii magazynowanej w sprężynach lub kauczukowych blokach ściskanych pod obciążeniem, zwracanej po odciążeniu protezy. Pracę przegubu kolanowego łagodzą amortyzatory, głównie typu ciernego lub adhezyjnego. Blokadę ruchu pod obciążeniem zapewniają odpowiednie mechanizmy ciernie kolana bezpiecznego. Wszystkie te urządzenia pozwalają, na pewną, imitację naturalnego działania kończyny, stanowią jednak układy odmienne, rządzone innymi prawami, naśladującymi a nie odwzorowującymi ich odpowiedniki występujące w biomechanice naturalnego ustroju.

WPROWDZENIE

Naturalne węzły przegubowe człowieka realizują bardzo złożone ruchy, a szczególnie przestrzenny ruch obrotowy, odbywający się jednocześnie wokół kilku osi. Wielkość i kierunek przemieszczeń zależy od uwarunkowań zewnętrznych, głównie od obciążeń oraz od wewnętrznych ograniczeń i wymuszeń, będących wynikiem pracy układu mięśniowego.

Naturalna kończyna dolna stanowi swoisty biomechanizm podpórczo-lokomocyjny złożony z elementów statycznych i dynamicznych tworzących układ kosmo-mięśniowy zapewniający możliwości podpórcze i ruchowe oraz należyta zborność i koordynację ruchów. Zależy to głównie od działania układu mięśniowego, którego brak w konstrukcjach protetycznych zmusza do stosowania specjalnych rozwiązań. Złożoność tych rozwiązań jest wprost proporcjonalna do rozległości szkody amputacyjnej i stopnia zdolności odtwarzania utraconych ruchów.

Zasadniczą właściwością poprawnego pionowania protezy jest ustawienie jej segmentów i osi w sposób zapewniający funkcjonalność układu, a w odniesieniu do jej czynności podporczej stabilność w fazie podporu, warunkującą bezpieczeństwo chodu (rys. 1).



Rys. 1. Przykłady pionowania protez kończyn dolnych: A - proteza podrzepkowa goleni, zgięcie początkowe leja według wymiaru funkcjonalnego i zasady ustawienia leja, B - protezy tulejowe goleni, zasady pionowania zależne od rodzaju przegubu skokowego i osiowanie przegubów kolanowych, C - protezy uda, zgięcie początkowe leja według wymiaru funkcjonalnego i zasady ustawienia leja, D - proteza kanadyjska całej kończyny

W odcięciach poniżej kolana dokonywanych w obrębie goleni racjonalne zaopatrzenie protetyczne sprowadza się do odtworzenia czynności podporczej kończyny oraz możliwości ruchowych stopy dotyczących zarówno zakresu ruchu, jak i dynamicznego wyrzutu kończyny w procesie chodu. Przy amputacjach w obrębie stopy problem jest zwykle najprostszy. W amputacjach powyżej kolana (utrata stawu kolanowego) odtworzenie czynności podporczej kończyny wymaga nadto zapewnienia biernej stabilności kolana

protezewego w formie podporu, a jego możliwości ruchowe muszą obejmować także proces wytracania szybkości kątowej goleni w okresie hamowania ruchu protezy pod koniec fazy wyroku. Po odcięciu w obrębie obręczy biodrowej z utratą stawu biodrowego lub połowy miednicy zadanie protezy rozszerza się o zapewnienie stabilności biodra w fazie podporu i czynnego wyrzutu protezy w okresie przyspieszania jej ruchu i przenoszenia ku przodowi podczas fazy wyroku.

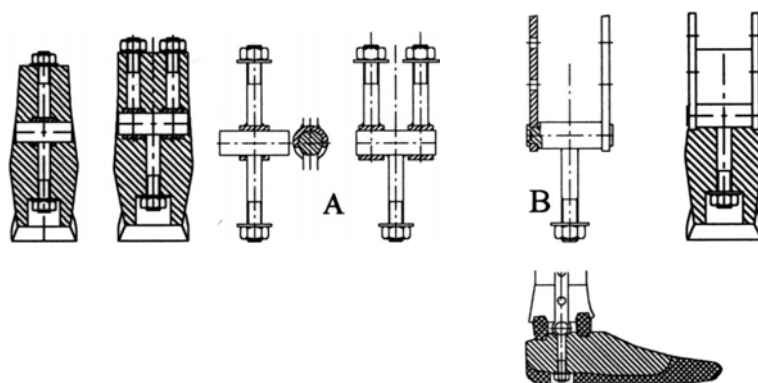
W protezach klasycznych, poza protezami wspomaganymi hydraulicznie, pneumatycznie i elektrycznie, spełnienie powyższych wymogów osiąga się właściwym ukształtowaniem leja i pionowaniem protez, jak też rozwiązaniami konstrukcyjnymi węzłów przegubowych stanowiących jeden z najtrudniejszych problemów protetyki.

W protezach uda kluczowe znaczenie ma lokalizacja przegubu kolanowego względem linii ciężkości ciała, (rys. 2) z osią obrotu umieszczoną około 5-10 mm ku tyłowi (pozycja bezpieczna z pełną stabilnością bierną) lub ku przodowi (pozycja wypadowa wymagająca czynnej stabilizacji mięśniowej), lub też w samej linii ciężkości (pozycja pośrednia wymagająca pewnej współpracy mięśniowej dla zachowania stabilności biernej). W protezach całej kończyny oś protezewego przegubu biodrowego umieszcza się około 60 mm przed linią ciężkości ciała, a oś przegubu kolanowego około 30 mm poza tą linią (pozycja bezpieczna), przy czym przedłużenie dłuższej osi uda pada co najmniej 50 mm za piętą stopy protezewej. Zapewnia to dobrą stabilność bierną protezy nie mającej żadnych zamków blokujących.

Rys. 2. Umieszczenie osi przegubu kolanowego w protezie uda określające stabilność ustawienia: I A - pozycja bezpieczna z osią przegubu kolanowego poza linią obciążenia (stabilizacja bierna), B - pozycja pośrednia, C - pozycja wypadowa z osią przegubu kolanowego przed linią obciążenia (czynna stabilizacja mięśniowa), D - schemat pozycji padania osi uda za osią pięty

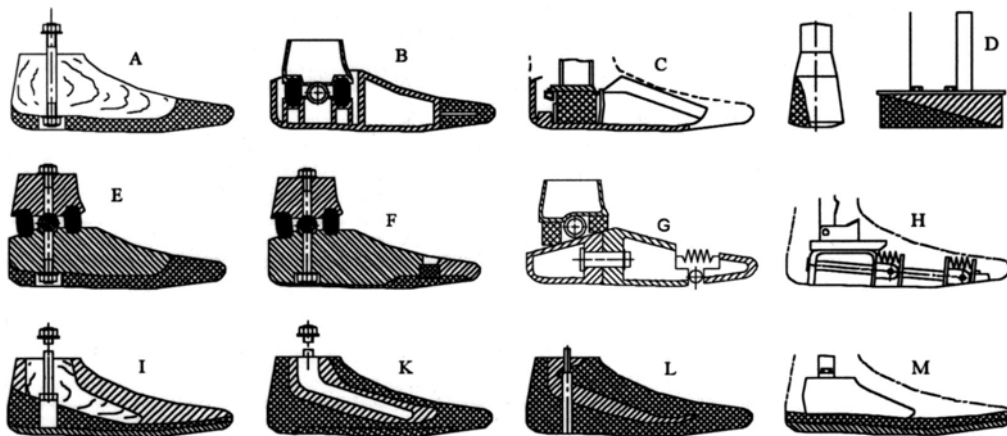
W protezach podkolanowych, odtwarzających czynność obwodowego zespołu funkcjonalnego kończyny ze stopą i stawem skokowym, przeguby pochłaniają wstrząsy przy uderzeniach pięty w początku fazy podporu, umożliwiając płynny ruch stopy protezewej w okresie jej obciążenia i wspomagając dynamiczną pracę mięśniową uda wyrzuceniem protezy w okresie odbicia stopy kończącego fazę podporu.

W tradycyjnych rozwiązaniach konstrukcyjnych (rys. 3 i 4 B-H) czynności te realizują dwa poprzeczne przeguby jednoosiowe, zastępujące staw skokowy i śródstopnopaliczkowy, kontrolowane stożkowatymi lub blokowymi zderzakami kauczukowymi, które magazynują energię w chwili ściśnięcia, a zwracają przy odprężaniu elementu.



Rys. 3. Główne formy konstrukcyjne przegubów skokowych.
A - przegub wiszący dla kostek litych, B - przegub berliński dla szyn bocznych

W stosowanej obecnie powszechnie stopie SACH (rys. 4 I-M) zastąpiono czynność nieobecnych przegubów różnicą sprężystości materiałów, z miękkim klinem piętowym absorbującym uderzenia pięty, a stosunkowo twardym przedstopiem, które zginając się grzbietowo pod obciążeniem magazynuje energię, zwracaną po zgięciu kolana, w formie odbicia stopy. Jak dotąd jest to najlepsze rozwiązanie konstrukcyjne stopy protezowej.



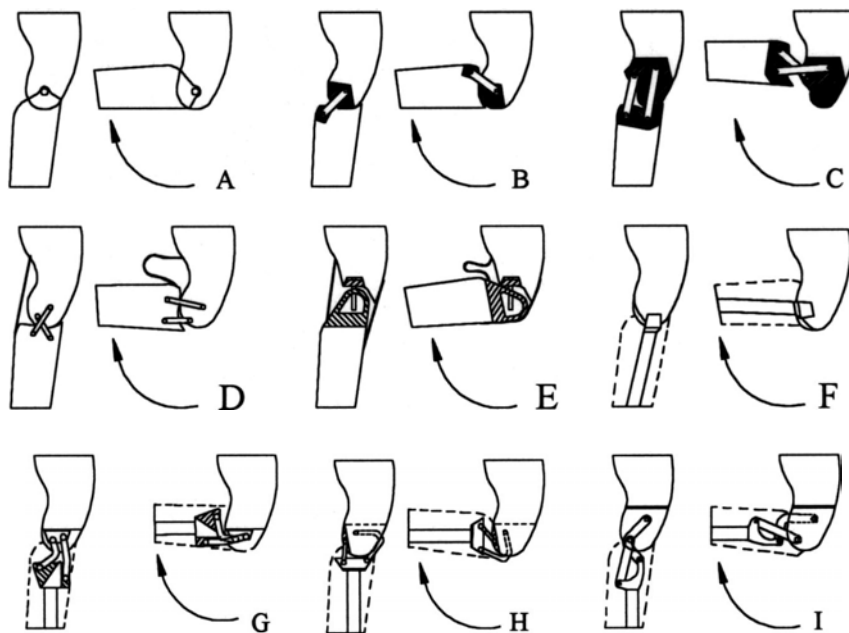
Rys. 4. Główne formy konstrukcyjne stóp protezowych: A - stopa lita (półfilcowa, półstyrogumowa), B - stopa skorupowa z litym przodem stopy (konstrukcja mieszana), C - stopa szkieletowa (bezprzegubowa z blokiem kauczukowym), D - bloki oporowe (*szczudła niedźwiedziej dopy*), E - stopa szkieletowa (półstyrogumowa), F - stopa dwuosiowa (drewniana), G - stopa trójosiowa (z jedną osią wzdłużną), H - stopa czterosioowa (z jedną osią wzdłużną), I - stopa SACH i jej modyfikacje, K - stopa Navy ASSY, L - stopa Seattle, M - stopa Nancy (Fajala)

W protezach nadkolanowych odtwarzających czynność zespołów funkcjonalnych goleni i stopy, a częściowo nawet uda ze stawem kolanowym, najważniejsza rola przypada kolanom protezowym. Muszą one zapewniać swobodne ruchy w przegubie protezowym, stabilność bierną kolana w fazie podporu i dokonywanie wyprostu kończyny w okresie przeniesienia i wyhamowania prędkości kątowej goleni w końcu fazy wykroku. Mają też chronić przed nagłymi upadkami wskutek niezamierzonego obciążenia protezy będącej w fazie wykroku, w zgiętej pozycji kolana.

Wśród rozwiązań konstrukcyjnych protezowych przegubów kolanowych można wyróżnić kolana monocentryczne, jednoosiowe, o stałej osi obrotu, proste i niezawodne, najczęściej stosowane oraz kolana policentryczne (rys. 5). Ich działanie oparte jest na układzie 2-4 osi z ruchomymi łącznikami, przekładni zębatej lub na ruchu wodzika po łuku poślizgowym, o zmiennej osi obrotu, przemieszczającej się stosownie do ruchów kątowych goleni. Imitują one czynności naturalnego stawu z korzyścią dla biomechaniki chodu (rys. 6). Wyprostu kolana w okresie przeniesienia dokonuje sprężynowa lub gumowa wyrzutnia umieszczona wewnątrz lub zewnątrz protezy.

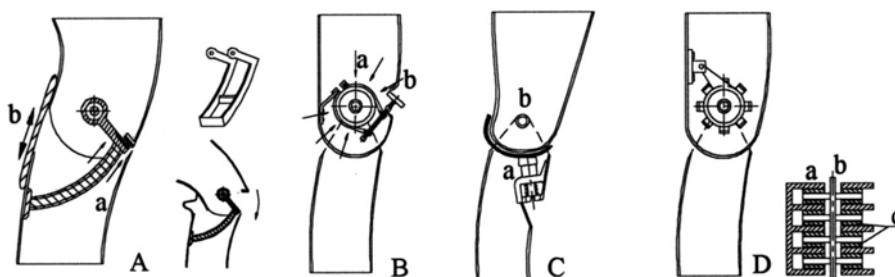
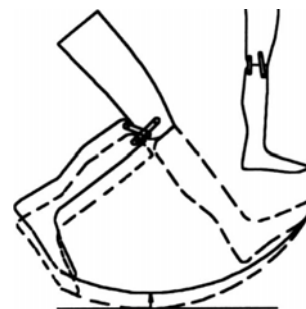
Kolano protezowe nie mające możliwości czynnej kontroli mięśniowej podlega gwałtownym obciążeniom dynamicznym zwiększającym wydatek energetyczny, zużycie zespołów i naruszającym estetykę chodu. Zastosowanie amortyzatorów (rys. 7), głównie ciernych, działających na zasadzie docisku bloku hamulcowego lub taśmy okrężnej do łuku poślizgowego, lub adhezyjnych, z układem lepkościowych tarcz hamulcowych, regulujących szybkości kątowe goleni w fazie wykroku protezy, na wzór kończyny naturalnej, poprawia to działanie. Niekiedy stosuje się działające automatycznie, zwykle ciernie kolana bezpieczne (rys. 8) z łukiem oporowym lub bębniem hamulcowym ze szczękami lub taśmą okrężną, blokujące ruch w każdym położeniu w razie obciążenia protezy, a zwalnijące blokadę po jej odciążeniu. Do ręcznego blokowania ruchu

przegubie kolanowym służą, stosowane raczej rzadko, zamki ręczne lub półautomatyczne, zwykle o działaniu zapadkowym (rys. 9).

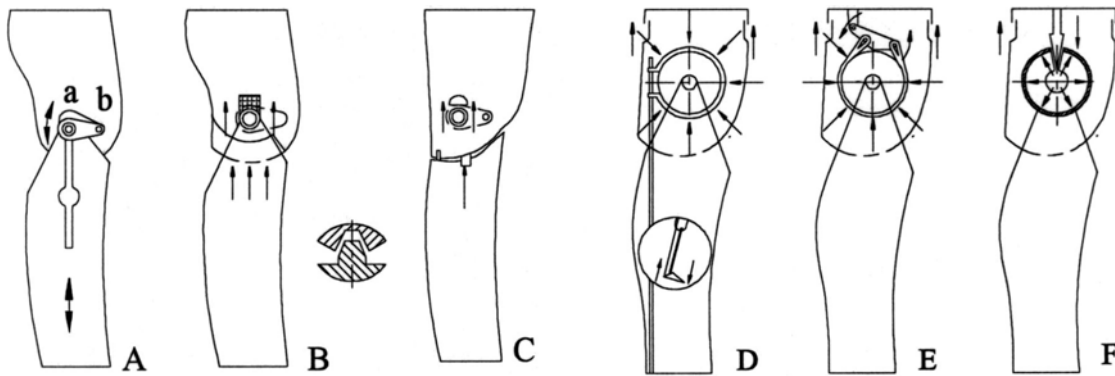


Rys. 5. Główne formy konstrukcyjne policentrycznych przegubów kolanowych: A - kolano monocentryczne, kolano dwułącznikowe Langa, C - kolano czterołącznikowe Lammersa, D - kolano anatomiczne Striede'a, E - kolano zębatkowe Habermanna, F - kolano Muiderpoort z łukiem poslizgowym, G - kolano konstancińskie do elementów rurowych, H - kolano kijowskie trójłącznikowe z przednim łącznikiem kątowym, I - kolano duńskie, trójłącznikowe z jednym łącznikiem kątowym

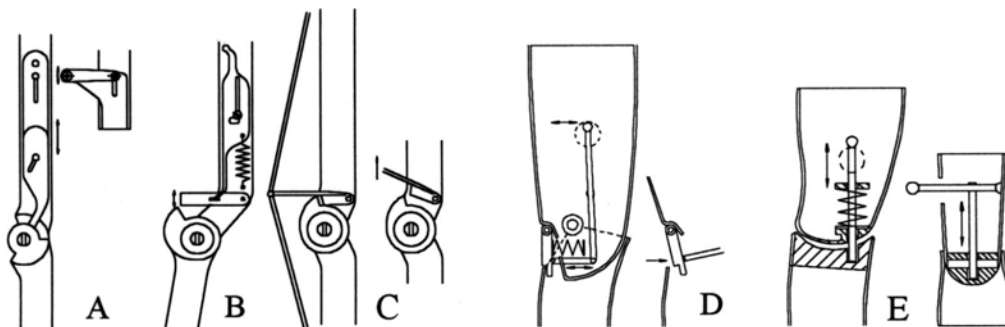
Rys. 6. Działanie policentrycznego przegubu kolanowego w stosunku do kolana monocentrycznego (u góry schemat ruchu osi obrotu kolana) - ilustracja graficzna czynnościowego skrócenia protezy w fazie wykroku



Rys. 7. Podstawowe rozwiązania konstrukcyjne amortyzatorów kolanowych: A - hamulce wyprostów: a - rama kolanowa, b - ściągacz podkolanowy, B - amortyzator ze stałą siłą tarcia: a - taśma hamulcowa, b - pokrętło regulatora, C - amortyzator ze zmienną siłą tarcia wzrastającą z wyprostem kolana: a - blok cierny z regulatorem docisku, b - łuk poslizgowy, D - amortyzator adhezyjny: a - zespół elementu udowego, b - zespół elementu goleniowego, c - lepkościowe tarcze hamulcowe



Rys. 8. Rozwiązania konstrukcyjne kolan bezpiecznych: A - zasada działania osi ruchomej: a - oś ruchoma, b - oś prowadząca, B - kolano z łukiem oporowym Juppa, C - kolano z blokiem oporowym (Secura), D - kolano bębnowe z taśmą zaciskana ruchem stopy, E - kolano bębnowe z ruchomą osią i taśmą hamulcową, F - kolano bębnowe z ruchomą osią i taśmą i szczękami hamulcowymi



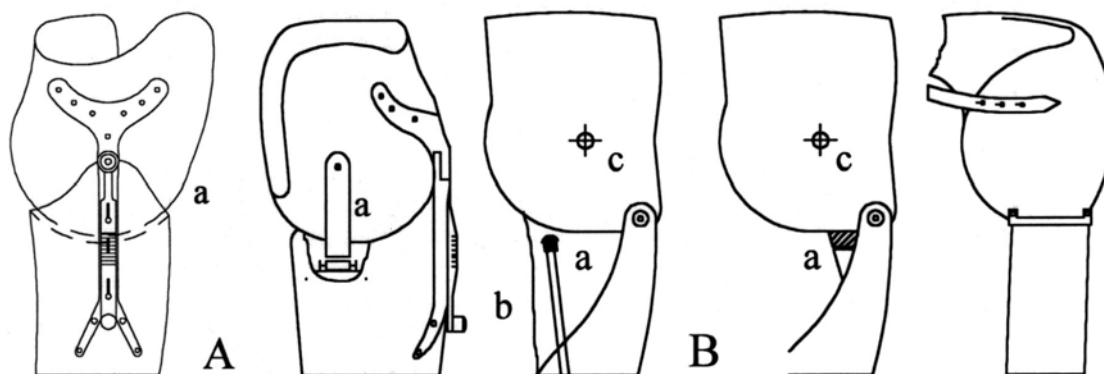
Rys. 9. Najważniejsze postacie konstrukcyjne zamków kolanowych: A - suwakowy zamek iglicowy, B - suwakowy zamek zapadkowy (Saarbriicken), C - zapadkowy zamek szwajcarski (obok pozycja odblokowania), D - zatraskowy zamek zapadkowy, E - zatraskowy zamek iglicowy

W protezach całej kończyny odtwarzających czynność wszystkich zespołów funkcjonalnych, w warunkach braku jakichkolwiek mięśni władających kończyną, a zwłaszcza udem, szczególnego znaczenia nabiera przegub biodrowy z urządzeniem wyrzucającym czynnie protezę ku przodowi, co inicjuje fazę wykroku umożliwiając działanie kolana i stopy protezowej.

Pod względem konstrukcyjnym jest to dynamiczna proteza czynnościowa z koszem biodrowym, samostabilna dzięki wysunięciu ku przodowi osi przegubu biodrowego, a cofnięciu ku tyłowi osi obrotu kolana, z ruchem wolnym bez żadnych zamków blokujących (rys. 10). Wyrzut protezy zachodzi pod wpływem ściskanego w czasie obciążenia protezy zderzaka gumowego lub sprężynowego, umieszczonego ku tyłowi od osi przegubu biodrowego, magazynującego wraz ze zginającym się grzbietowe przodem stopy, energię zwracaną po zgięciu kolana protezowego, gdy napięcie elastycznej taśmy bocznej wyhamowuje ruch protezy pod koniec fazy wykroku. Długa oś przegubu z gumowym amortyzatorem tulejkowym pozwala na ruchy przywodzenia o około 5° w fazie obciążenia, zwiększając fizjologię chodu.

Oprócz omówionych podstawowych rozwiązań konstrukcyjnych stosuje się w protetyce szereg drobnych urządzeń pomocniczych, jak regulator ustawienia stopy zależnie od wysokości obcasa, teleskopowy kompensator wydłużeń czynnościowych z amortyzatorem sprężynowym absorbującym energię i niwelującym pozorne wydłużenia pod wpływem odbicia stopy, amortyzator skrętny w postaci pionowego rotatora tulejkowego absorbującego dzięki wkładowi kauczukowemu ruchy skrętne wynikające z biomechaniki chodu,

a kompensowane zwykle kosztem stabilności obrotowej w leju i stopy na podłożu. Kolejnym zespołem tego typu jest łącznik ruchowy goleni ze stopą protezową umożliwiający niewielkie ruchy pronacji i supinacji na nierównościach gruntu. Są to także sui generis węzły przegubowe, mające swój udział w ogólnym procesie chodu protezowego.



Rys. 10. Główne formy konstrukcyjne przegubów biodrowych: A - Przegub boczny z zamkiem suwakowym i łukiem poślizgowym dla rolkowego wodzika (a), B - przedni przegub kanadyjski: a - zderzak rewersyjny, b - miękkie pokrycie kosmetyczne, c - oś naturalnego stawu biodrowego

Należy zauważyć, że wymienione i omówione układy muszą odznaczać się dużą wytrzymałością, wynikającą z potrzeby uzyskiwania jak najmniejszych mas, których przemieszczanie w odmiennych od normalnych warunkach stanowi duże utrudnienie podczas poruszania się. Podobnie, niewielkie opory ruchu występujące w węzłach powinny ułatwiać osiąganie zamierzonych przemieszczeń. Nie bez znaczenia jest także potrzeba uzyskiwania dużej precyzji pozycjonowania, możliwej do osiągnięcia dzięki starannemu wykonaniu i montażowi węzłów tarcia, z prawidłowo dobranymi materiałami, współpracującymi w parach ciernych o ściśle dobranych właściwościach.

Porównując działanie opisanych mechanizmów protetycznych z czynnością naturalnych biomechanizmów ustroju należy zauważyć, że pomimo podobieństw, a niekiedy nawet i dużej zbieżności funkcjonalnej, stanowią one w istocie całkowicie odmienne układy czynnościowe oparte na różnych zasadach i podlegające zupełnie innym prawom mechaniki. Tłumaczy to znane fakty niepowodzeń przy próbach ślepego naśladowania natury w technice protetycznej.

LITERATURA

1. J. Burcan: Bio-ergonomiczne uwarunkowania pracy węzłów tarcia aparatury i sprzętu rehabilitacyjnego, Problemy niekonwencjonalnych układów łożyskowych, Zakład Geometrii Wykreślnej i Rysunku Technicznego Instytutu Konstrukcji Maszyn Politechniki Łódzkiej, Łódź 1993, s 74-80.
2. W. Dega (red.): Ortopedia i Rehabilitacja, T. II, Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa 1984.
3. W. I. Filatow, (red.), Sprawocznik po protezowaniu, Medicina, Moskwa 1978.
4. N. I. Kondraszyn (red.): Rukowodstvo po protezowaniu, Medicina, Moskwa 1988.
5. T. Myśluborski: Zaopatrzenie Ortopedyczne (protetyka i ortotyka), Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa 1985.
6. M. Prosnak: Protezy uniwersalne kończyn dolnych i ich główne formy konstrukcyjne, Przegląd Techniki Ortopetycznej i Rehabilitacyjnej R. II, 1975, Nr 3, s. 121-161.

7. M. Prosnak: Podstawy protetyki ortopedycznej, Centrum Metodyczne Doskonalenia Nauczycieli Średniego Szkolnictwa Medycznego, Warszawa 1988.
8. W. A. Tosberg: Upper and Lower Extremity Prostheses, Charles C. Thomas Publisher, Springfield, Illinois USA 1962.
9. A. B. Wilson: Recent Advances in Above-Knee Prosthetics, Artificial Limbs Vol. 12, 1968, Nr 2, s. 1-27.
10. A. B. Wilson: Limb Prosthetics - 1972. Robert E. Krieger Publishing Company, Huntington N. Y. 1972.

BIOMECHANICAL ASPECTS OF THE FUNCTIONS OF LOWER LIMBS' JOINTS

SUMMARY

Description of kinds of lower limbs' prostheses as well as their functions in relation to biomechanics of limbs lost during amputation. In order to obtain the ejection of a prosthesis, recuperation of the energy that is stored in springs or rubber blocks compressed under the load and regained on discharging the prosthesis. The work of the knee joint is attenuated by adhesion or friction dampers.

Recenzja: dr nauk med. Janusz Cwanek