

Rodzaje lejów protezowych stosowane po amputacji udowej kończyny dolnej

Types of prosthesis funnels used after lower limb thigh amputation

Małgorzata Paprocka-Borowicz¹, Żanna Fiodorenko-Dumas²

¹Zakład Rehabilitacji w Dysfunkcjach Narządu Ruchu, Wydział Nauk o Zdrowiu UM we Wrocławiu (Physiotherapy Department, Wrocław Medical University, Wrocław, Poland)

²Zakład Fizjoterapii, Wydział Nauk o Zdrowiu UM we Wrocławiu (Physiotherapy Department, Wrocław Medical University, Wrocław, Poland)

Streszczenie

Ze względu na komfort i zdrowie pacjenta po amputacji, najważniejszym elementem każdej protezy udowej jest lej protezowy. Kikut umieszczony w leju narażony jest na obtarcia i rany, a także ból i niedogodności związane z ciągłym obciążaniem jednego miejsca. Kształt leja decyduje o możliwości noszenia protezy, osiągnięcia wydolnego i estetycznego chodu i o dobrostanie użytkownika. W niniejszej pracy opisano zalety i wady obecnie używanych lejów protezowych: czworokątnego, owalnego NML i dwuwarstwowego MAS.

Słowa kluczowe: amputacja udowa, kikut, leje protezowe

Chirurgia Polska 2013, 15, 1, 66–71

Abstract

For person with lower-limb amputation a prosthesis funnel is the most important element of each thigh prosthesis. While using the prosthesis, the stump inserted in the funnel is exposed to sores and wounds, and also to the feeling of pain and discomfort caused by constant pressure on one spot on the stump. The shape of the funnel determines the possibility of wearing the prosthesis, of gaining the efficient and aesthetic gait and the comfort of using it. In the paper the advantages and disadvantages of the prosthesis funnel were described: quadrangular, oval NML and MAS.

Polish Surgery 2013, 15, 1, 66–71

Key words: thigh amputation, stump, prosthesis funnels

Zabieg amputacji to nie tylko odjęcie kończyny, lecz także wytworzenie nowego narządu, który łącznie z protezą, przy pełnej rehabilitacji, ma zastąpić czynność naturalnej kończyny. Najistotniejszym aspektem amputacji są warunki anatomiczne kikuta, czyli tej części, która pozostaje po odjęciu kończyny. Istotna jest w tym względzie:

- pozostała struktura szkieletowa;
- jakość tkanek „pokrywających”, takich jak skóra, mięśnie i tkanka podskórna;
- zakres ruchów;
- siła kończyny.

Amputation procedures involve not only limb amputation but also the formation of a new apparatus which, along with the prosthesis and rehabilitation, may take up natural limb function. The anatomical conditions of the residual limb stump are of key importance. These include:

- the remaining skeletal structure;
- the quality of tissue that covers the amputation stump – skin, muscles, subcutaneous tissue;
- motor ranges;
- limb strength.

These anatomical aspects are key factors in residual limb function, the efficiency of using a prosthesis and

Bardzo ważna jest relacja powyższych aspektów anatomicznych z resztkową funkcją kończyny. Od tego będzie zależało, czy protezowanie lub inne metody fizjoterapeutyczne mogą pomóc pacjentowi w uzyskaniu stanu maksymalnie możliwej sprawności fizycznej [1].

Kikut — jako nowy narząd — jest miejscem kontaktu z lejem protezy, przenosi na nią energię kinetyczną, wprawia protezę w ruch, umożliwiając chodzenie (poruszanie).

Długość kikuta ma znaczenie dla dobrego osadzenia protezy, rozłożenia obciążeń na odpowiednio większej powierzchni oraz dla bardziej efektywnego przenoszenia energii kinetycznej na elementy protezy. Jest rzeczą zrozumiałą, że im dłuższy odcinek kikuta wprowadzimy do dobrze dopasowanego leja protezy, tym kontakt będzie ściślejszy [2]. Wpływa to korzystnie na funkcję lokomotywną i estetykę chodu, poprawia sprawność ruchową i dobrostan osoby po amputacji udowej.

Za miejsce z wyboru uważa się odjęcie uda na wysokości 7–8 cm powyżej szczeliny stawu kolanowego. Im niższy poziom amputacji, tym lepsza równowaga w antagonistycznych zespołach dynamicznych w tej części kończyny. Mioplastyczny kikut udowy osoby dorosłej, o długości około 30 cm, może w pełni kontrolować protezę. Jeśli konieczne jest odjęcie na wyższym poziomie, należy dążyć do zachowania możliwie najdłuższego kikuta, przy wyższych amputacjach obserwuje się bowiem większe zaburzenia równowagi mięśniowej i mniej korzystną dźwignię. Ponieważ dochodzi do zmniejszenia masy amputowanych przywodzicieli oraz prostowników biodra, przy prawie zachowanych odwodzicielach i głównym zginaczu uda — mięśniu biodrowo udowym — występuje tendencja do powstawania przykurczu zgięciowo-odwiedziennego kikuta. Im krótszy kikut, tym gorsza możliwość sterowania protezą, tym większe zużycie tlenu i większy wydatek energetyczny, czyli czynnik ograniczający dystans chodzenia osoby po amputacji udowej [3]. Znacznie upośledzone zostają wszystkie funkcje kończyny dolnej, nawet po zaprotezowaniu nowoczesną protezą.

Stan umięśnienia jest równie ważną cechą zarówno ze względu na wygodne, dobre osadzenie kikuta w leju, jak i na zapewnienie odpowiedniej siły dla ramienia dźwigni działającej na protezę. W czasie amputacji mięśnie są przecinane, tracąc swój obwodowy przyczep wraz z odjętym odcinkiem kości, a tym samym ich funkcja zostaje zniesiona. Dystalny odcinek kości udowej jest niestabilny, porusza się w miękkich tkankach mięśniowych. Kiedy osoba po amputacji udowej napinana mięsień pośladowy średni, kość udowa przesuwają się do boku. Kikut zostaje przyparty do ściany leja protezowego. W czasie amputacji powinno się zwracać uwagę na zabezpieczenie przeciętych mięśni przez stworzenie im nowych przyczepów na końcu kikuta. Poprzez uzyskanie w taki sposób silnego, sprawnego i dobrze uformowanego kikuta zwiększy się wykorzystanie pracy powyższych mięśni w jego funkcji ruchowej i uniknie się przeszkód w protezowaniu.

Kształt kikuta — dobrze uformowany kikut powinien mieć kształt walca lub łagodnie zwężającego się, ściętego stożka. Kikut stożkowe charakterystyczne są dla amputacji dokonanych w dzieciństwie, u dorosłych, w przypadku

other physiotherapeutic methods, as well as the patient's physical efficiency [1].

The stump, as a new functional organ, is the site of contact with the prosthesis socket. It transfers forces upon the prosthesis and puts it into motion, making walking (movement) possible.

The stump length is important for proper fitting of the prosthesis, the distribution of the load over a bigger surface and the effective transfer of kinetic forces on the prosthesis. It is clear that the longer the stump, the better the contact [2]. This will benefit locomotive function and gait aesthetics, improve mobility and the amputee's well-being.

A transfemoral amputation is usually performed at the level of 7–8 cm above the knee joint slit. The lower the amputation level, the better the balance regarding the antagonistic dynamics of this limb part. A myoplastic stump in an adult, measuring about 30 cm can fully control the prosthesis. If a higher amputation is required, efforts should be made to preserve the longest stump possible. With higher level amputations, the loss of muscle balance is more substantial and levator muscle action deteriorates. When the mass of the amputated adductor and extensor muscles of the hip is reduced, and the abductor muscles and main flexor muscle of the thigh (the iliopsoas muscle) are almost preserved, there is a tendency towards contracture in the flexion-abduction of the stump. The shorter the stump, the worse steering control and more limited the distance the amputee can walk while oxygen and energy consumption increases [3]. All lower limb functions become impaired, even when equipped with a modern prosthesis.

Muscular conditions are also important for the prosthesis socket to sit on the stump comfortably, as well as to provide adequate force for the arm of the levator working with the prosthesis. During the amputation, muscles are halved in length, losing their attachment to the amputated bone segment and, thereby, losing their function. The distal segment of the thigh bone becomes unstable and moves in soft muscle tissue. When the amputee tenses the medium gluteal muscle, the thigh bone moves to the side and the stump is pushed towards the wall of the prosthesis socket. When an amputation is performed, halved muscles should be protected with new attachments at the end of the stump. Thereby, a strong, efficient and well-formed stump can be created, whose muscles can be used more effectively, thus enabling the use of a prosthesis.

Regarding the stump shape, a well-formed stump should have a cylinder shape or should be shaped as a slightly narrowing truncated cone. Cone shaped stumps are typical for childhood amputations and in adults when muscle attachments are not reconstructed. They can be also be found in geriatric patients not subjected to rehabilitation who started using a prosthesis at a late stage.

Regarding the surface sensibility of the stump, a well-formed stump should be sensitive to pressure, both on the sides and the top. Muscular tissue and

kiedy nie odtworzono przyczepów mięśniowych oraz u osób w wieku podeszłym, nieusprawnianych, u których późno zastosowano protezę.

Wrażliwość powierzchni kikuta — prawidłowo ukształtowany kikut powinien wykazywać drażliwość na ucisk zarówno na swych powierzchniach bocznych, jak i na szczycie. Tkanka mięśniowa oraz skóra wraz z tkanką podskórną stanowią dostateczne zabezpieczenie przed uciskiem dobrze wymodelowanego lejka protezy. W przypadku odczuwania bólu wymagane jest przeprowadzenie badania lekarskiego w celu wykrycia źródła dolegliwości. Przyczyną bólu mogą być między innymi nerwiak, czyli bliznowate zgrubienie na końcu kikuta, blizna zrosnięta z kością, zmiany zapalne kości lub tkanek miękkich itp.

Zakres ruchów w zachowanych stawach — pełny ruch w zachowanych stawach kończyny jest warunkiem dobrego wykorzystania protezy pod względem statycznym i dynamicznym. Ograniczenie zakresu zginania w stawie biodrowym, przy możliwości pełnego jego wyprostowania, może utrudnić użytkownikowi chodzenie, siadanie czy korzystanie ze środków lokomocji. Ograniczenie wyprostowania w stawach, czyli przykurcz zgięciowo-odwiedzeniowy, pogarsza warunki statyczne i wymaga specjalnych dostosowań w budowie protezy [2].

Najważniejszym elementem każdej protezy jest lej protezowy. Kikut umieszczony w lejku podczas używania protezy narażony jest na obtarcia i rany, a także ból oraz niedogodności związane z ciągłym obciążaniem jednego miejsca na kikucie. Kształt lejka decyduje o możliwości noszenia protezy i o komforcie użytkownika. Nawet najdroższa proteza ze źle dopasowanym lejkiem w praktyce nie jest nic warta.

Z badań statystycznych wynika, że ponad 75% użytkowników protez udowych uważa lej protezowy za najważniejszą część swojej protezy. Duża część pacjentów po amputacji udowej najczęściej niedogodności używania protezy łączy ze źle wykonanym (dopasowanym) lejkiem, uważając, że mniej istotne są takie elementy protezy, jak kolano i stopa [4].

Lej protezowy jest dobry, jeżeli:

- kikut nie ulega urazom — odgnieciom, obtarciom itp. podczas codziennego używania protezy;
- chodzenie w protezie nie sprawia bólu, a co najwyżej dyskomfort;
- osoba poruszająca się z protezą udową kończyny dolnej może nią łatwo sterować (lej nie zsuwa się z kikuta).

Lej w protezie zewnątrzszkieletowej (skorupowej) i wewnątrzszkieletowej (modularnej) może być wykonany z drewna, elastycznych tworzyw sztucznych, laminatów lub silikonu. Biomechanicy, inżynierowie i inni specjaliści, którzy zajęli się udoskonaleniem technicznym protezy, wykazali, że niezbędnym czynnikiem, pozwalającym na zmniejszenie wydatku energetycznego przy chodzeniu w protezie, jest zabezpieczenie pełnego kontaktu kikuta z lejkiem. Lej pełnokontaktowy zabezpiecza przed tworzeniem obrzęku na szczycie kikuta w wyniku zastojów krwi żyłnej, pozwala na równomierne rozłożenie nacisku na kikut i lepsze sterowanie protezą.

W latach 1960–1990 w protezach udowych stosowano lej czworokątny. Był lejkiem z wyboru dla pacjentów po amputacji udowej.

skin with subcutaneous tissue provides enough protection from pressure exerted by well-fitting prosthesis socket. When pain occurs, an examination is required to detect the underlying causes. These may include, among others, neuroma (scar tissue callosity the end of the stump), the scar becoming adherent to the bone, inflammatory process in bones or soft tissue etc.

Regarding motor ranges in preserved joints, full motor range in the preserved joints of the limb is essential for the proper use of a prosthesis, both in static and dynamic conditions. A restricted articular extension range (contracture in flexion-abduction) can affect static conditions and requires special prosthetic adjustments [2].

The prosthesis socket is the most important element of the prosthesis. A stump placed in the socket is at risk of abrasions and wounds. The amputee may experience pain and discomfort as one site on the stump incessantly bears all the load. The prosthesis can be used effectively and comfortably only when the socket fits well. Even the most expensive prosthesis may fail and will be worth nothing if its socket is ill fitted.

Statistical studies demonstrate that for over 75% of transfemoral amputation prosthesis users, the prosthesis socket is the most important part of their prosthesis. A great number of transfemoral amputees pinpointed an ill-fitting socket as the biggest source of discomfort, leaving such prosthetic elements as the knee or feet as less important [4].

The prosthesis socket is good when:

- the stump does not sustain trauma — abrasions, bruises sustained during daily activities;
- walking does not cause pain, only some discomfort at worst;
- the transfemoral amputee can easily control the prosthesis (the socket does not slip from the stump).

The socket of an extraskeletal (shell) prosthesis and intraskeletal (modular) prosthesis can be made of wood, elastic artificial components, laminate and silicon. Biomechanical technicians, engineers and other specialists working on technical improvements of prostheses have demonstrated that the energy consumption during walking in a prosthesis can be reduced when there is total contact between the stump and socket. Moreover, when there is a full contact socket, there is a reduced risk of the development of oedema at the tip of the stump as a result of venous haemostasis. Total contact helps to evenly distribute pressure over the stump and the prosthesis can be controlled more easily.

Between 1960 and 1990 the quadrilateral socket was used and was the socket of choice for transfemoral amputees.

In 1964 Hall described the quadrilateral socket design principles as follows [5]:

- the socket should be well-adjusted to the functioning muscles;
- stabilization forces should be applied to skeletal structures where there are no functioning muscles;
- well distributed pressure is well tolerated by vascular-muscular elements;

W 1964 roku Hall przedstawił zasady budowy leja czworokątnego[5]:

- lej musi być odpowiednio wyprofilowany względem pracy mięśni;
- ciśnienie stabilizujące powinno być przeniesione w jak największym stopniu na struktury szkieletu, omijając miejsca czynnych mięśni;
- właściwie rozłożone ciśnienie jest dobrze tolerowane przez elementy naczyniowo-mięśniowe;
- nacisk na kikut jest dobrze znoszony, gdy jest równomiernie rozłożony na największą możliwą powierzchnię.

W latach 80. XX wieku Myśliborski [5] podkreślił wagę odpowiedniego wymiaru wewnętrznego leja czworokątnego. W płaszczyźnie czołowej należy zawsze wziąć pod uwagę odległość między zewnętrzną powierzchnią kości udowej w okolicy podkłętarzowej i kroczeniem, a w płaszczyźnie strzałkowej odległość od przedniej powierzchni ścięgien przywodzicieli uda a guzem kulszowym. Guz kulszowy powinien spoczywać na wypoziomowanej półeczce w przysrodkowym odcinku tylnej krawędzi leja. W bocznej ścianie leja, na górnej krawędzi, musi być zagłębienie, obejmujące krętarz większy kości udowej. Natomiast w przednio-przysrodkowym narożniku górnej krawędzi należy uwzględnić kanał dla ścięgna mięśnia przywodziciela długiego. Ponieważ mięsień pośladkowy średni i mięsień prosty uda pełnią ważną funkcję w sterowaniu protezą, w ścianie tylnej i przedniej leja powinno znajdować się zagłębienie umożliwiające pracę tych mięśni (swobodne napinanie).

Lej czworokątny jest lejem łatwym do wykonania i stosowany jest obecnie w protezach geriatrycznych. W leju czworokątnym nie ma blokady elementów kostnych w części bliższej, co pozwala na jego boczne przemieszczanie w fazie podparcia i jest przyczyną mniejszej stabilizacji miednicy.

Lej owalny NML (*narrow medio-lateral*) — spłaszczony poprzecznie

Pierwsze leje NML zostały wykonane w latach 70. XX wieku, były mocno spłaszczone, w kolejnych wielu modyfikacjach leje NML przyjmowały bardziej trójkątny, owalny kształt. Cechą charakterystyczną leków tego typu jest opieranie się ich przysrodkowo na kości kulszowej lub guzie kulszowym. Przenoszenie obciążeń następuje tu przez całą powierzchnię leja, z wyeliminowaniem półeczki pod guzem kulszowym. W latach 80. XX wieku nazywano takie leje lejami IRC (*ischial ramal containment*) [4]. Podparcie kości kulszowej od środka i guza kulszowego, umożliwiające stabilizację przysrodkowo boczna sprawia, że nacisk związany z utrzymaniem stabilizacji obciąża kości miednicy, a nie tkanki miękkie kikut. Główny nacisk na kikut uda przebiega wzdłuż kości udowej. Guz kulszowy siedzi na leju. Takie zablokowanie guza kulszowego ma wyeliminować „uciekanie” leja na zewnątrz i sztywne osadzenie na kikut. Umożliwia to estetyczny, symetryczny chód.

Zaletą leja owalnego jest możliwość symetrycznego chodzenia w protezie, dzięki dobrej stabilizacji bocznej na kości kulszowej. Kształt leja owalnego jest bardziej zbliżony do naturalnego ułożenia mięśni niż w leju czworokątnym. Mięśnie mają swobodę napinania. Dobry lej owalny

- pressure over the stump is well tolerated when it is distributed over the largest possible area.

In the 1980s Myśliborski [5] underlined the importance of the internal quadrilateral socket. In the frontal plane, the distance between the outer femoral bone surface in the subtrochanteric area and perineum should be considered. In the sagittal plane, the distance from the anterior surface of the tendons of the adductor muscle of the thigh and ischiadic tuber should be considered. The ischial tuber should rest on a leveled shelf in the medial section of the posterior brim of the socket. In the lateral wall of the socket, there should be an indentation in the upper brim lines to encompass the trochanter major of the femoral bone. Whereas in the anterior medial corner of the upper line, there should be a canal for the tendon of the long adductor muscle. As the middle gluteal muscle and straight muscle of the thigh play an important role in steering the prosthesis, there should be an indentation in the posterior and anterior wall of the socket to allow these muscles to work (to stretch taut freely).

The quadrilateral socket is easy to make and it is nowadays used in the case of geriatric patients. The socket does not provide a bone lock in the proximal section, which means it can shift position laterally when the amputee is leaning forward. This means worse pelvic stability.

Ischial containment NML (*narrow medio-lateral*) transversally flattened

NML sockets that were fabricated in the 1970s were significantly flattened to later become more triangular and/or oval in shape. Their typical feature is their medial ischial bone or ischial tuber support. The force transfer occurs over the whole socket area, except for the shelf under the ischial tuber. In the 1980s these sockets were called IRC (ischial ramal containment) sockets [4].

When the ischial bone and tuber are supported from the inside, mediolateral stabilization is possible and pelvic bones bear the pressure of maintaining stability, not the soft tissue of the stump. The main pressure that the stump bears runs along the femoral bone. As the ischial tuber sits on the socket, this kind of blockage of the tuber prevents shifting of the socket and the socket firmly fits the stump. The advantage of this socket is that owing to good lateral stability an aesthetic and symmetrical gait is possible. The socket's shape is more natural fitting for the limb, reflecting the natural alignment of muscles better than in the case of the quadrilateral socket. This gives the muscles relief to stretch taut freely (a good oval socket is made in such a way that one can detect almost all the major femoral muscles). One disadvantage, however, is that transversal flattening is not comfortable during the sitting position while the longitudinally-flattened quadrilateral socket is more comfortable when sitting. Moreover, the ischial containment socket is more difficult to make than the quadrilateral socket.

A brand-new design is MAS (Marlo anatomical socket) developed by Marlo Ortiza from Mexico. In Poland, it is made by an engineer named Kloszewski and is a two-layered socket:

jest tak uformowany, że niemal widać w nim każdy ważny mięsień uda. Wadą leja owalnego może być dyskomfort siedzenia na krześle. Poprzeczne spłaszczenie leja nie jest korzystne podczas siedzenia. Przy tej czynności wygodniejszy jest spłaszczony podłużnie lej czworokątny. Lej owalny jest trudniejszy do wykonania niż lej czworokątny.

Najnowszym typem zaopatrzenia po amputacji udowej jest lej MAS (*marlo anatomical socket*), opracowany przez Marlo Ortiza z Meksyku. W Polsce lej ten jest wykonywany przez inżyniera Kłoszewskiego; jest lejem dwuwarstwowym:

- lej wewnętrzny zrobiony jest z elastycznego materiału termoplastycznego;
- lej zewnętrzny to sztywny kontener z kompozytu akrylowego.

Jest to pełnokontaktowy lej podciśnieniowy. Wewnętrzny lej wykonany jest z termoplastu, czyli z tworzywa, które można łatwo i wielokrotnie formować. Ponieważ krawędzie leja są elastyczne, nie uwierają podczas chodzenia i siedzenia oraz łatwo dopasowują się do kikuta. W przypadku, kiedy kikut zmniejszy swoją objętość, czyli na przykład pacjent schudnie, możliwe jest dopasowanie od nowa tego samego leja, poprzez umieszczenie dodatkowej wkładki pomiędzy wewnętrznym i zewnętrznym lejem. Jest rzeczą znamionną, że krawędź tylna leja wycięta jest poniżej fałdu pośladka, poprzez co obydwa pośladki są symetryczne.

W innych lejach (czworokątnych i owalnych) pośladek po stronie amputacji jest podparty, co wyraźnie widać przez ubranie i co wpływa niekorzystnie na estetyczny wygląd osoby. Lej MAS nie podpira kości kulszowej, a obciąża całą objętość kikuta. Przednia i tylna krawędź są znacznie obniżone, co sprawia, że kikut ma większy zasięg ruchów, lej jest płytszy, protezę zakłada się łatwiej. Lej MAS stabilizuje bocznie kikut od wewnętrznej strony kości kulszowej, umożliwiając bardziej symetryczne chodzenie w protezie.

Pacjent z bardzo krótkim kikutem bez problemu może nachylić się, niska krawędź przednia leja nie wpija się w powłoki brzuszne i nie uwiera. Ponadto lej nie zsuwa się z kikuta (kikut nie wyskakuje z leja). Lej jest w każdej pozycji ściśle dopasowany, nawet podczas siedzenia przywiera do biodra, dając poczucie komfortu i łatwość sterowania protezą. Zwykle leje MAS wykonuje się w połączeniu z pełnokontaktowym zawieszeniem na wentyl. Lej zakłada się za pomocą specjalnej pończochy — kikutnicy. Po zamknięciu wentyla kikut zostaje zassany w leju i nie spada. Jest to najlepszy rodzaj zawieszenia protezy udowej, umożliwiający dobrą kontrolę ruchów protezy.

Lej MAS można także połączyć z silikonową pończochą zawijaną na kikut i zaczepioną w leju za pomocą trzpienia, linki lub zassania. Dobre rezultaty daje stosowanie zawieszenia typu SEAL-IN [4].

U osób z niestabilną objętością kikuta, również w przypadku dobrze umięśnionych kikutów, które podczas napięcia mięśni znacznie powiększają swoją objętość (sportowców), lej MAS może być wykonany jako lej otwarty — *open fitting*. Elastyczna wkładka z poliuretanu naciągnięta na kikut umieszczona jest w otwartym, powycinanym leju. Objętość takiego leja może być regulowana za pomocą dodatkowej opaski zapinanej na rzepy.

- the inside of the socket is made of elastic thermoplastic material;
- the outer containment is made of acryl composite.

It is a full contact subpressure socket. The inside is made of thermoplastic materials which can be easily molded into any shape. As the brims of the socket are elastic, they do not cause discomfort during walking and sitting and easily adjust to the stump. Moreover, when the stump loses weight, it is possible to fit the socket better by placing an inlay between the inner and outer socket. An important feature of the socket is that the posterior brim of the socket is trimmed beneath the gluteal fold so the buttocks are symmetrical.

In other sockets (quadrilateral and ischial containment), the buttocks on the amputation side is propped up and its outline is clearly and unaesthetically visible under clothing. The MAS socket does not support the ischial bone as the whole stump bears the load. The anterior and posterior brim had been lowered, guaranteeing the stump greater range of motion. The socket is more shallow and easier to put on. In addition, the lateral walls of the MAS socket stabilize the stump, from the inner side of the ischial bone, enabling a more symmetrical gait.

Patients with a very short stump can easily bend forward while the low anterior brim of the socket does not cut into the abdominal folds. Moreover, the socket does not slip down from the stump (the stump does not jump out) and fits the body closely. Even during the sitting position, it fits against the hip in comfortable manner and allows the patient to control the prosthesis easily. MAS sockets usually employ total contact suction suspension with a valve and the socket is put on using special stocking. When the valve is sealed, the stump is sucked in the socket and holds it in a way that prevents slippage. It is the best type of suspension of a transfemoral amputation prosthesis, giving one easy control of the prosthesis.

The MAS socket can also be made with a silicone stocking which is wrapped round the stump and attached to the socket with a pin, cord or suction. The SEAL-IN suspension gives good results [4].

In the case of patients with a stump of changing circumference or bulging muscles (such as sportsmen), the MAS socket can have open fitting. An elastic polyurethane liner is wrapped round the stump and put into an open cut socket. The circumference of the socket can be regulated by a band with a hook and loop fastener.

The benefits of the MAS socket:

- comfortable sitting — the posterior trim lines of the socket are lowered so the patient can sit on their buttocks symmetrically, without feeling the socket under the buttocks;
- it is possible to bend forward — the anterior wall of the socket is significantly lowered so it does not hinder bending forward and does not cut into the abdominal folds;
- very good lateral stability allowing for an aesthetic and symmetrical gait;

Zalety leja MAS:

- duży komfort podczas siedzenia — tylna krawędź leja jest znacznie obniżona, poprzez co osoba w protezie może siedzieć symetrycznie na obu poślądkach, a nie na leju protezowym;
- możliwość schylania się — przednia ściana leja znacznie obniżona nie przeszkadza podczas schylania się, nie wpija się w powłoki brzuszne;
- bardzo dobra boczna stabilizacja, umożliwiająca estetyczny, symetryczny chód;
- większy niż w innych rodzajach leja zasięg ruchów i rotacji protezy;
- bardzo dobra „kosmetyka” [4].

Wadami leja MAS są cena i mała dostępność.

Technika wykonania leja typu MAS jest mało znana.

Produkcja leja opiera się na tradycyjnej technice negatywu-pozytywu gipsowego. Najpierw należy pobrać odlew gipsowy kikutu i kości biodrowych, z którego modeluje się również gipsowy model — pozytyw kikutu. W następnym etapie wykonuje się lej próbny z przezroczystego materiału. Umożliwia to obserwację, jak układają się tkanki kikutu w leju. Przezroczysty materiał termoplastyczny daje się łatwo kształtować, dzięki temu lej próbny można modyfikować tak, aby uzyskać idealne dopasowanie.

Wnioski

Dążenie do najlepszego wyniku funkcjonalnego po amputacji obowiązuje bez względu na pierwotną przyczynę odjęcia kończyny we wszystkich grupach wiekowych. Wspólną cechą dla wszystkich protez kończyn dolnych jest właściwie wykonany lej. Jest to jedyny element każdej protezy wymagający indywidualnego wykonania i dopasowania. Pozostałe jej części — stopa, element goleni, staw kolanowy, aczkolwiek stanowią nie mniej ważne podzespoły, mogą być wykonywane w sposób standardowy.

Lej pełnokontaktowy umożliwia wykorzystanie całej powierzchni kikutu i jego umięśnienia do przenoszenia obciążeń. Lej protezowy to połączenie między ciałem osoby po amputacji kończyny dolnej a obwodowymi elementami budowy protezy. Od dobrego wykonania leja zależy prowadzenie protezy, obraz, wydolność i estetyka chodu oraz komfort używania protezy.

- greater motor and rotation range of the prosthesis;
- very good “cosmesis” [4].

However, the drawback of the socket is its price and poor availability while the technical principles behind the design are poorly known. It is produced relying on the traditional negative-positive plaster technique. A cast is made of the stump and hip bone from which a plaster model 1 of the stump is made — the positive of the stump. Next stage involves forming of a temporary socket of the transparent material to monitor the way the tissue folds under the layers of the socket. Transparent thermoplastic is easy to model so the socket can be modified for ideal fitting.

Conclusions

Optimal function after an amputation is desired regardless of the reasons for the amputation and the patient's age group. The common feature of all lower limb prostheses is the use of a proper socket. It is the only element of a prosthesis which has to be custom made. The other parts, such as the foot, shin and knee joint, are also of importance but can be manufactured using standard methods.

The total contact socket involves the whole stump and its muscles in bearing and transferring the load. Moreover, the prosthesis socket is the connection between the amputee's body and the prosthesis. Thus, the way it is made affects control, image, efficiency and gait aesthetics, as well as comfort.

Piśmiennictwo (References)

1. Paprocka-Borowicz M., Zawadzki M. Fizjoterapia w chorobach układu ruchu. Górnicki Wydawnictwo Medyczne, Wrocław 2007, 63.
2. Marciniak W., Szulc A. Wiktora Degi ortopedia i rehabilitacja. PZWL, Warszawa 2006, 505–509.
3. Myśliborski T. Zaopatrzenie ortopedyczne. PZWL, Warszawa 1985.
4. Kłoszewski L. www.proteza.com/mas.
5. Przeździak B., Nyka W. Zastosowanie kliniczne protez, ortoz i środków pomocniczych. VIA MEDICA, Gdańsk 2008, 64–68.

Adres do korespondencji (Address for correspondence):

Dr n. med. Żanna Fiodorenko-Dumas
Zakład Fizjoterapii, Wydział Nauk o Zdrowiu UM we Wrocławiu
ul. Grunwaldzka 2, 50–355 Wrocław
tel.: (71) 78–40–186
e-mail: z.fiodorenko@poczta.onet.pl

Praca wpłynęła do Redakcji: 02.01.2013 r.