

WYBRANE ZAGADNIENIA ENDOPROTEZOPLASTYKI STAWU KOLANOWEGO

JANUSZ KUBACKI*, MONIKA GIERZYŃSKA-DOLNA**

*ODDZIAŁ ORTOPEDII I CHIRURGII URAZOWEJ WOJEWÓDZKIEGO
SZPITALA SPECJALISTYCZNEGO IM. NMP W CZĘSTOCHOWIE

** INSTYTUT OBRÓBKI PLASTYCZNEJ METALI I TWORZYW
SZTUCZNYCH POLITECHNIKI CZĘSTOCHOWSKIEJ

Streszczenie

W pracy przedstawiono zbiorczy podział endoprotez stawu kolanowego na trzy typy, których implantacja zależna jest od wskazań, przeciwwskazań i warunków w ich zakładaniu. Zwrócono szczególną uwagę na parametry materiałowe stopów, połączeń metalowo-polietylenowo-ceramicznych i sposoby zamocowania obydwu komponent protezy. W ujęciu ortopedyczno-konstrukcyjno-materiałowym, omówiono różne możliwości powlekania substancjami bioaktywnymi powierzchni styku z kością. Opierając się na dostępnej literaturze, stwierdzono, iż przyczyną obluźnienia się protezy, jest cement kostny. W związku z tym prześledzono możliwości zamocowania komponent w zależności od elementów konstrukcyjnych, zastosowania kompozytów wpływających na wgajanie się w resekowaną powierzchnię stawową. Zgodnie z nurtem badań naukowych i doświadczeniami własnymi, autorzy przedstawiają zarówno nowe jak i dotychczas stosowane kierunki w uzyskaniu cech kompozytów i ich wpływie na stabilność protezy.

Słowa kluczowe: typy endoprotez stawu kolanowego, problemy zamocowania obydwu komponent protezy.

Wstęp

Leczenie operacyjne zniekształceń stawu kolanowego z powodu zmian zwyrodnieniowych, reumatoidalnych, pourazowych, pozostaje stałym, ciągle aktualnym problemem chirurgii ortopedycznej.

Począwszy od lat 50-tych naszego stulecia, kiedy Merle d'Aubigne, Walldius, Shiers przedstawili swoje wyniki po implantacji protez nazwanych od ich nazwisk, alloplastyka kolana odgrywa coraz większą rolę w leczeniu tych trudnych, przewlekłych schorzeń, zniekształceń, które w sposób istotny upośledzają czynność stawu i funkcję całej kończyny.

Ścisła współpraca pomiędzy lekarzami ortopedami a inżynierami technologami, konstruktorami, zaowocowała w ostatnim 20-leciu prawdziwą eksplozją nowych typów i modeli endoprotez. Szczególne zasługi w uzyskiwaniu nowych materiałów i technologii dla medycyny, należy przypisać osiągnięciom inżynierii materiałowej. Lepsze parametry materiałowe stopów metalowych, połączenia części metalowych pomiędzy sobą, z polietylenem, z komponentą ceramiczną, nakładanie na metal substancji bioaktywnej, rodzaj powierzchni styku kompozytu z resekowaną kością, wpływają w sposób istotny na wiele cech w tym przede wszystkim na elastyczność, substancji bioaktywnej, rodzaj powierzchni styku kompozytu z resekowaną kością, wpływają w sposób istotny na wiele cech w tym przede wszystkim na elastyczność, wytrzymałość i tolerancję sztucznego stawu.

SELECTED PROBLEMS OF ENDOPROSTHESES PLASTY OF THE KNEE JOINT

...?...

JANUSZ KUBACKI*, MONIKA GIERZYŃSKA-DOLNA**

*DEPARTMENT OF ORTHOPAEDICS AND TRAUMATIC SURGERY, ST
MARY'S HOSPITAL DEPARTMENT IN CZĘSTOCHOWA

**INSTITUTE OF PLASTIC WORKING OF METALS AND PLASTICS,
TECHNOLOGICAL UNIVERSITY OF CZĘSTOCHOWA

Abstract

The paper presents classification of the knee joint prostheses into three types according to implantation indications, contraindications and fixing requirements. Special attention is drawn to the parameters of alloys, metal-polyethylene-ceramic connections and fixing methods of both components of the prosthesis. In the orthopaedic-structural-material system different possibilities of coating the implant-bone contact surface with bioactive substances are discussed. On the basis of the available literature it is stated that the reason of premature loosening of the prosthesis is weakness of bone cement connection. Accordingly, various possibilities of fixing are discussed, depending on structural elements, as well as application of composite materials that improve healing-in of the implant. Following the world investigation trends and own experience the authors present previous and new results concerning the properties of composite materials and their influence on the prosthesis stability.

Key words: knee joint endoprostheses, fixing of two components of endoprosthesis

Introduction

Operative treatment of the knee joint deformations caused by degenerative, rheumatoid or post-traumatic changes is a current problem for the orthopaedic surgery.

Starting from 1950-ties, when Merle d'Aubigne, Walldius and Shiers presented first results of implantation of the prosthesis called after their names, alloplasty of the knee joint has been playing an increasingly important role in the treatment of chronic diseases and deformations which significantly handicap knee joint activity and functioning of the overall limb. Close co-operation between orthopaedists, technologists and designers during the last 20 years brought about a real explosion of new types and models of endoprostheses. The development of new materials and technologies for medicine is beyond any doubt a result of considerable progress in materials engineering. Better properties of alloys, connections between the metallic parts, as well as with polyethylene and ceramics, deposition of bioactive layers, type of contact between the composite and the resected bone, altogether have an important influence on such parameters as elasticity, strength and tolerance of the artificial joint. Similarly, the design of prosthesis parts, especially their size, shape and fixture in the femoral and tibial bone, influences "physiology" of the implanted model [6, 9, 13].

Podobnie cechy konstrukcyjne elementów protezy jakimi są wielkość, kształt, sposób wiązania poszczególnych części zarówno w kości udowej jak i piszczelowej, rzutuje na "fizjologię" implantowanego modelu protezy [6, 9, 13].

Wskazania operacyjne, podział protez i sposoby ich zamocowania

Podstawowym celem postępowania ortopedycznego jest przestrzeganie zasad implantacji, tzn. wskazań, przeciwwskazań i warunków, które są konieczne dla uzyskania optymalnego wyniku.

Za pierwszy, niezbędny warunek wszczęcia protezy, uważa się stopień uwapnienia i odporność anatomicznej struktury kostnej na której opiera się proteza, szczególnie warstwa podchrzęstna kłykci kości piszczelowej. Do innych niemniej ważnych czynników, należy zaliczyć wydolność więzadłową stawu, wielkość resekcji kostnych, zmiany okołostawowe od których zależy wybór typu i modelu implantu, jego zamocowania, w konsekwencji wynik pooperacyjny. Oczekuje się, że wszczęcia proteza powinna zastąpić choremu zniszczony staw i w stopniu istotnym wpłynąć na funkcję całej kończyny dolnej. Nie zawsze jest to możliwe. Zniesienie bólu, lub jego wyraźne zmniejszenie, poprawa ruchomości i wydolności chodu nawet w ograniczonym stopniu, są czasem jedynym, ale jakże ważnym dla chorego, możliwym osiągnięciem. Mając na uwadze podane wyżej zasady implantacji, tak ważną rzeczą jest wybór typu i modelu protezy odpowiadającej stopniowi i rozległości uszkodzeń [15, 18, 23].

W TABELI 1 podano typy protez niezwiązanych, które na przestrzeni lat przechodziły różnego rodzaju modyfikacją materiałową, konstrukcyjną i sposobom ich zamocowania w podłożu kostnym.

Protezy jednoprzędialowe, saneczkowe, można implantować również w obydwu przedziałach stawu, a zasadą podstawową jest brak uszkodzeń więzadłowych. Pomijamy w tym opracowaniu opis pierwszych protez typu Mc Keevera, Mc Intosha, czy już ulepszonych modeli Policentric, Geomedic, Kodama, Freemana-Swansona, Marmora i innych w których komponenta piszczelowa składała się tylko z polietylenu, jednak już z płozami metalowymi na kłykcie kości udowej. Po wieloletnich badaniach nad protezą Policentric, Gunston, Engelbrecht, Bucholtz w latach 70-tych wprowadzili model St. Georg Link, który do 1983 roku przechodził liczne modyfikacje. W tych latach powstały inne protezy saneczkowe jak Lotus, RMC, Sevastano i inne. Część udowa w kształcie płóz nie przechodziła większych przeobrażeń, chociaż jej zamocowanie poprzez kołki wewnętrzne było różne: zwykle dwa mniejsze, lub jeden solidniejszy. Na powierzchnię wewnętrzną dla jej lepszego zakotwiczenia, stosowano liczne nacięcia, lub drobne wypustki metalowe [10, 16, 17].

Na przykładzie modelu St. Georg, można prześledzić sposób zamocowania komponenty piszczelowej protezy. Ta jednocześnie komponenta była zbudowana z polietylenu i zafiksowana dość solidnym kołnierzem w warstwie podchrzęstnej klejem kostnym. W II generacji, część polietylenowa była wtopiona w łożo metalowe z bocznym kołkiem pogrążonym od strony przysrodkowej. Typ III generacji, charakteryzował się ziarnistą powierzchnią styku z resekowaną powierzchnią stawową, która lepiej ustalała i wzrastała w podłożu kostne (RYS. 1).

W latach 90-tych wprowadzono nowe protezy, modele Howmedica, CSR, PCA, MGH, Performance, Omnifit, Ortholoc i inne. Niektóre z nich mają swoje odpowiedniki nazw w grupie typów kłykciowych i zawiasowych. W większości z nich, wkładki polietylenowe są wtapiane w łożo metalowe, tytanowe, lub też są zaklipsowywane na zatrzask.

Natomiast w protezach modeli Oxford, LCS, wymienna, wyprofilowana wkładka polietylenowa nazwana została

Surgical indications, classification of prostheses and fixing techniques

The fundamental principle of orthopaedic procedures is to obey the implantation rules, i.e. indications, contraindications and conditions which are necessary to obtain the optimum results.

First and essential condition for the implantation of a prosthesis is calcification degree and strength of the anatomic bone structure which is to support the prosthesis, especially those of subcartilaginous layer of the tibial condyle. Among other not less important parameters are efficiency of knee ligaments, size of bone resection and periarticular changes which altogether must be taken into account in selecting the implant type and model, its fixing technique and consequently the overall result of the operative treatment. It is expected that the implanted prosthesis should replace the natural joint and significantly improve functioning of the limb. Unfortunately this is not always possible. Total or partial suppression of pain, improvement of joint mobility and efficiency of gait, even to a limited degree, are often the only, although very important, effect of treatment. In view of the above given implantation rules, a crucial problem is to properly select the type and model of the prosthesis, depending on the degree and extent of deformation [15, 18, 23].

In TABLE 1 listed are different types of non-constrained prosthesis which gradually over the years underwent various modifications in terms of materials, design and methods of fixing in bones.

The unicompartamental, schlittenprostheses can be implanted also in two compartments of the joint but the basic condition is lack of ligament defects. We purposely neglect here description of first prostheses developed by Mc Keever, Mc Intosh or the improved versions such as Policentric, Geomedic, Kodam, Freeman-Swanson, Marmora etc. in which the tibial component, made of polyethylene was already provided with metallic guides for the femoral condyles. After a long-lasting investigation on the Policentric prosthesis, in 1970-ties Gunston, Engelbrecht and Bucholtz developed the St. Georg Link model which until 1983 underwent many modifications. At the same time other schlittenprosthesis appeared, such as Lotus, RMC, Sevastano etc. The femoral component in the form of runners remained almost unchanged, although its fixture by means of an internal pin could be different, usually two small pins were used or one bigger pin. For better anchoring, incisions or small metallic protrusions were made on the inner surface [10, 16, 17]. Taking the St. Georg model as an example we can follow the method of fixing the tibial component of the prosthesis. At first this monolithic component made of polyethylene was fixed in the subcartilaginous layer by means of bone cement. In the second generation the polyethylene component was moulded in a metallic bed and fixed by means of a lateral pin introduced on the medial side. In the third generation the surface of implant being in contact with the resected joint was purposely roughened in order to improve its fixture and growth into the bone (FIG. 1).

In 1990-ties new prostheses have been developed, such as Howmedica, CSR, PCA, MGH, Performance, Omnifit, Ortholoc etc. Some of these names are also encountered among the available types of condylar and hinge prostheses. Most of them have polyethylene inserts either moulded into the metallic titanium bed or attached by means of press-stud fastener. On the other hand in the Oxford and LCS model, the exchangeable polyethylene insert was cal-

łękotką, a protezy łąkotkowymi. Trzy komponenty protezy jednoprzeciałowej, wykazują według niektórych autorów, dużą stabilność i lepiej korygują oś nachylenia powierzchni stawowych [2, 7, 22, 25].

Komponenta udowa protezy jednoprzeciałowej jest zwykle mocowana klejem kostnym, komponenta piszczelowa również śrubami, lub śrubami i klejem. Ilość kleju powinna jedynie pokrywać cienką warstwą krzywizny zagłębiającej się części protezy, być niezbędna do jej fiksacji. Tak jak w protezie jednoprzeciałowej, zamocowanie na kleju kostnym jest jednak konieczne, tak we wskazaniach do wszczepienia w obydwu przedziałach stawu należy rozważyć, czy nie preferować typ kłykciowy, który daje możliwość zamocowania na kleju tylko jednej z komponent protezy.

TABELA 2 przedstawia typ protez częściowo-związanych, kłyk-ciowych, kondylarnych. Większość z nich

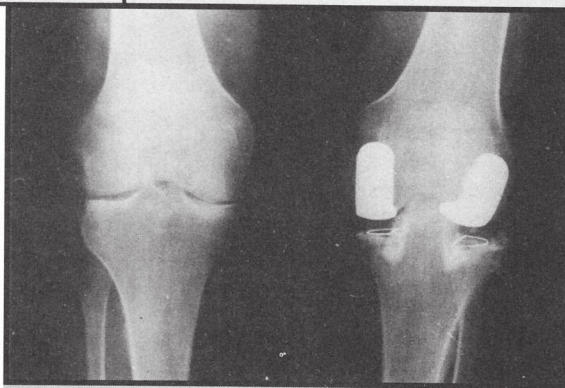
led a meniscus and the prostheses are referred to as meniscus ones. Three components of the unicompartmental prosthesis, according to some authors, ensure good stability and better correction of joint surface positioning. [2, 7, 22, 25]. The femoral component of the unicompartmental prosthesis is usually fixed by means of bone cement, while the tibial component is often fixed with screws or screws and cement. The cement should be used in the amount sufficient to cover the curvatures of parts to be inserted with a thin layer. Similarly as in the unicompartmental prosthesis where fixation by means of bone cement is necessary, in the case of prosthesis to be implanted in two compartments it should be considered whether or not a condyle type prosthesis is better, as it gives the possibility of fixing with cement one component of the prosthesis only.

TABLE 2 presents the semi constrained condylar prostheses. The majority of these were introduced in late 1970-

TABELA 1 / TABLE 1	TABELA 2 / TABLE 2	TABELA 3 / TABLE 3
Endoprotezy niezwiązane, jednoprzeciałowe, saneczkowe Non-constrained unicompartmental prostheses, schliitenprostheses	Endoprotezy częściowo-związane, kłykciowe, kondylarne Semi constrained condylar prostheses	Endoprotezy związane, zawiasowe Semi constrained condylar prostheses
Typy protez / Prosthesis type	Typy protez / Prosthesis type	Typy protez / Prosthesis type
Mc Keever (1950), Mc Intosh (1958), Robert B. Brigham Hospital in Boston, Policentric, Marmor, Gunston, Engelbrecht, Bucholtz, Geomedic, Tübingen, Insall, Kodama, Freeman-Swanson, Townley, Coventry, RMC, Sevastano, Lotus, St. Georg Link I (1969), II, III (1983) generacji, Attenborough (1978), Sheehan (1978), CSR, (Condylar Surface Replacement) PCA (Porous Coated Anatomic), MGH, Performance, Omnifit, Ortholoc, LCS /New Jersey low contact stress (1989) Oxford i inne / other.	Noiles firmy Howmedica – kinematyczne / kinematic (1980-1983), Genesis, PCA, LCS (New Jersey), IBPS (Insall-Burnstein), PFC (Johnson and Johnson), AMK (de Puy), Kinemax- Modular Total Knee System, MC- Motta Calea, New Gen System, Searche (1980-1990) i inne / other.	Walldius, Shiers (1953-1956), Young, Blauth, Guepar (1970), Trillat (1973), Link, GSB, Rotating-hinge Noilesa (1980), Butterfly- anatomic i inne / other.

została wprowadzona do leczenia z końcem lat 70-tych i początkiem 80-tych. Zasady implantacji opierają się na wydolności więzadłowej. Protezy kłykciowe stosuje się przy większych destrukcjach powierzchni stawowych, w zachowanych, lub uszkodzonych więzadłach krzyżowych. W uszkodzeniach więzadła krzyżowego przedniego (ACL), stosujemy specjalny model, podobnie jak i w uszkodzeniach więzadła krzyżowego tylnego (PCL), inny model tej samej protezy. Zachowanie więzadła krzyżowego tylnego, jest korzystne dla "fizjologii" ruchomości stawu, aniżeli jego resekcja. Protezy częściowo-związane podobnie jak niezwiązane, zbudowane są ze stopów metali, tytanu i charakteryzują się krótkim trzpieniem piszczelowym. Natomiast komponenta udowa mocowana jest na dwóch bolcach wewnętrznych. Powierzchnie styku z kością mogą być drobnoziarniste, powlekane substancją bioaktywną.

W komponentie piszczelowej różnej średnicy i wysokości, wkładki polietylenowe, wtopione są w łożo metalowe jak w protezach AGC, lub zaklipsowane jak w protezie Searche'a. Te dwie możliwości fiksacji wkładki dotyczą wszystkich protez tego typu (RYS. 2).



RYS. 1. Endoproteza typu saneczkowego - model St. Georg II w leczeniu zmian reumatoidalnych obydwu przedziałów stawu.

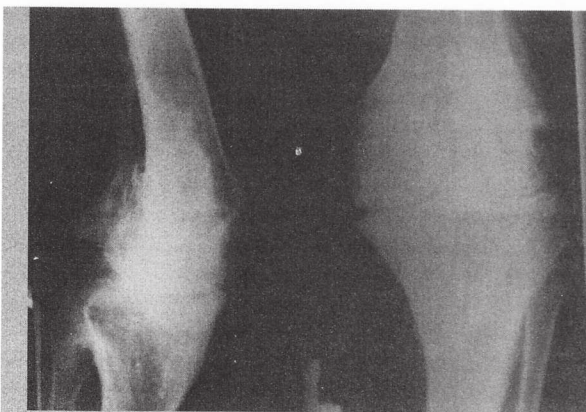
FIG. 1. Schliitenprosthesis - model St. Georg II used in the treatment of rheumatoid changes in both compartments of the joint.

ties and early 1980-ties. Implantation is conditioned by the efficiency of ligaments. The condylar prostheses are used in cases when joint surfaces are significantly damaged and crucial ligaments are preserved or damaged. When the anterior crucial ligament (ACL) of the knee is damaged we use a special model of the same prosthesis, similarly as it is practised with the defected posterior crucial ligament (PCL). Preservation of the posterior crucial ligament is more advantageous than its resection for the "physiology" of joint mobility.

The semi constrained prostheses, similarly as the non-constrained ones made of alloys, titanium are characterised by a short tibial stem. On the other hand the femoral component is fixed with two

internal pins. The bone contacting surfaces can be fine-grained and coated with a bioactive substance.

In the tibial component having different diameters and lengths, polyethylene inserts are moulded in the metallic bed, as in the AGC prostheses, or are pressed-in as in the Searche prostheses. These two fixing methods are used in all prostheses of this type (FIG. 2).



RYS. 2. Zmiany zwyrodnieniowe pochodzenia urazowego do leczenia endoprotezoplastyką.
FIG. 2. Post traumatic degenerative changes to be treated by endoprothesoplasty.

W postępowaniu operacyjnym wszczepienia obydwu komponent protezy, należy wziąć pod uwagę przyczyny zniekształceń powierzchni stawowych, precyzję wykonywanych resekcji kostnych, tryb życia chorego i doświadczenie chirurga.

Zamocowanie protezy nie wymaga dużej ilości kleju. Podobnie jak w typie protez niezwiązanych, są trzy możliwości jej zamocowania: bez kleju - proteza bezcementowa, częściowo cementowana i cementowana. Przez częściowo cementowaną, rozumiemy protezę w której jedna z komponent wymaga zamocowania cementem kostnym. Takie rozwiązanie w postępowaniu ortopedycznym nazywamy hybrydowym, a protezy hybrydowymi.

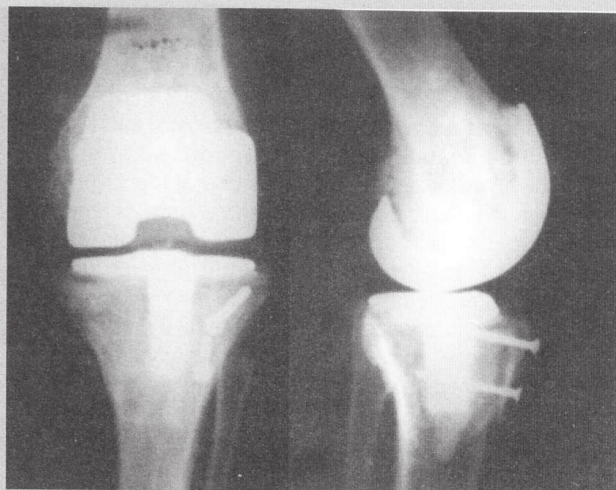
W uszkodzeniu ACL, proteza nie wymaga cementowania, stabilność stawu jest zachowana. Natomiast w przypadkach uszkodzenia PCL, komponenta piszczelowa jest zwykle cementowana. W niektórych przypadkach, szczególnie u chorych współpracujących, bez cech osteoporozy, w zdrowym podłożu podchrzęstnym, w modelach powlekanych substancjami bioaktywnymi, można odstąpić od klejenia protezy cementem kostnym.

Dodatkowa fiksacja na śruby - dotyczy to tylko komponenty piszczelowej, jest możliwa w ubytkach kostnych, kiedy wyrównanie powierzchni stawowych jest niezbędne. W takich przypadkach niskiej resekcji z wypełnieniem ubytku, należy rozważyć czy nie cementować całej protezy [5, 8, 14, 19].

W TABELI 3 przedstawiono typy protez związanych, zawiasowych.

W połowie lat 50-tych w oddzielnych publikacjach, podano pierwsze, zbiorcze wyniki po implantacji protezami Walldiusa i Shiersa. Późniejsze modele tego typu to udana proteza Guepar, proteza Blautha Trillata, Linka i modele zawiasowo-rotacyjne jak GSB, Noilesa, Butterfly i inne [11, 17, 23].

Komponenta udowa z piszczelową charakteryzują się długimi trzpieniami i są zwykle połączone ze sobą klipsowanymi belkami. Od połowy lat 70-tych, trzpień komponenty udowej uwzględniał fizjologiczną koślawość uda, większą u kobiet. Z końcem lat 70-tych, oprócz zabezpieczenia ruchów zgięcia i wyprostu, wprowadzono dodatkową możliwość ruchu rotacyjnego. Protezy te przyjęły nazwę zawiasowo-rotacyjnych, jednak podobnie jak typy zawiasowe, ich długie trzpienie są mocowane w kanałach szpikowych, cementem kostnym. Protezy tego typu stosuje się w przypadkach wymagających niskich resekcji kostnych, w uszkodzeniach więzadeł krzyżowych i pobocznych, także po niepowodzeniach implantacyjnych w innych typach protez.



RYS. 2a. Endoproteza typu kłykciowego - model AGC, projekcje: a-p i boczna.
FIG. 2a. Condylar endoprosthesis - model AGC, AP and side views.

In planning of implantation of both components of the prosthesis it is necessary to take into consideration the reasons of joint surface deformation, precision of bone resection, lifestyle of the patient and experience of the surgeon.

Fixation of the prosthesis does not require much quantities of cement. Similarly as in the case of non-constrained prostheses, there are three methods of fixation: without any cement - cementless prosthesis, partly cemented and cemented ones. The partly cemented prosthesis is understood as a prosthesis which requires fixation of one component with bone cement. Such solution in the orthopaedic surgery is referred to as a hybrid one and the prostheses are called hybrid ones.

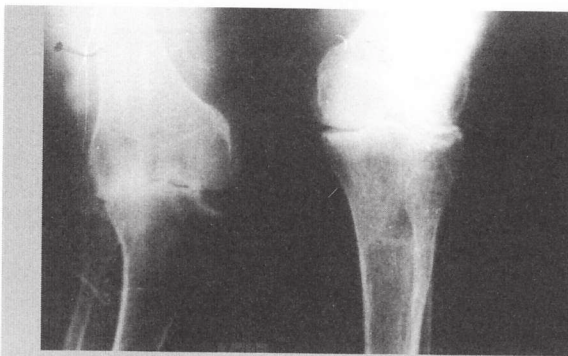
In damaged ACL the prosthesis does not need to be cemented and the joint stability is preserved. On the other hand in damaged PCL the tibial component is usually cemented. In some cases, especially with the patients willing to co-operate, when no evidence of osteoporosis is stated and the subcartilagineous layer is in good condition, as well as when the models coated with bioactive substances are used, it is possible to give up fixation with bone cement.

The additional fixation with screws, which concerns exclusively the tibial component, is possible in bone defects when joint surfaces must be levelled. In the cases of small resection and filling of the defect, it should be considered whether it would not be advantageous to fix the whole prosthesis with cement [5, 8, 14, 19].

TABLE 3 presents different types of the constrained hinge prosthesis. In mid 1950-ties reported were first collective results of implanting the Walldius and Shiers prostheses. Among the later models of this type the following can be quoted Guepar, Blauth, Trillat, Link and the rotating-hinge ones, such as GSB, Noiles, Butterfly etc. [11, 17, 23].

The femoral and tibial component are characterised by long stems and are generally connected by means of clipped beams. Starting from the mid 1970-ties the stem of femoral component was designed to accommodate physiological valgity of the thigh, more pronounced in women patients. In late 1970-ties, in addition to bending and straightening movements, the rotating one was introduced. Such prostheses were called rotating-hinge ones. Similarly as in the hinge-type ones their long stems are fixed in bone marrow canals by means of bone cement. These prostheses are used in cases when small bone resections are made, when crucial and lateral ligaments are damaged or when the results of implantation of other prostheses are not satisfactory.

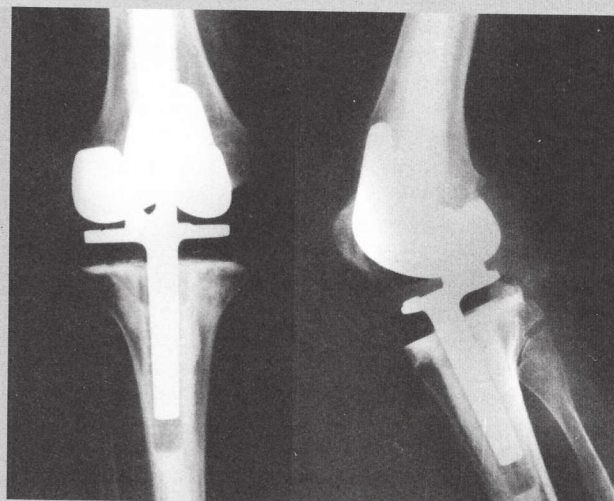
Protezy zawiasowo-rotacyjne są końcowym etapem endoprotezoplastyki stawu, przed jego usztywnieniem (RYS. 3).



RYS. 3. Zmiany reumatoidalne - niestabilność stawu.

FIG. 3. Rheumatoid changes - joint instability.

The rotating-hinge prostheses are the ultimate stage of endoprosthesis before permanent immobilisation of the joint (FIG. 3).



RYS. 3a. Endoproteza typu zawiasowo-rotacyjnego, model Noilesa, projekcje: a-p i boczna.

FIG. 3a. Rotating-hinge endoprosthesis, Noiles type - AP and side views.

Względy materiałowe i kierunki badań

Z przedstawionych powyżej typów stale ośrodków o renomie światowej. Wynika kilka już na wstępie zasygnalizowanych problemów, które w zależności od postępu wiedzy technicznej i medycznej, są tematem dyskusji i dociekań naukowych. Do nich należą przede wszystkim: kształt i typ profilowanych komponent protezy, stopy metali z których są zbudowane, połączenia metalowo-polietylenowo-ceramiczne, kompozyty styku powierzchni połączenia pomiędzy kością a protezą, oraz sposoby zamocowania implantów.

Problemy konstrukcyjne są domeną badań dużych ośrodków o renomie światowej. W kraju prace badawcze opierają się raczej na pewnych modyfikacjach już wprowadzonych typów, natomiast główny nurt poszukiwań ukierunkowany jest na uzyskanie lepszych parametrów materiałowych stopów i kompozytów. Biorąc pod uwagę cechy materiałowe, biogodność i biofunkcjonalność, najczęściej stosowanym stopem metali jest chrom-kobalt, chrom-kobalt-molibden, oraz stopy tytanu.

Na przykładzie protez kłykciowych obserwuje się, iż połączenia pomiędzy komponentą udową a piszczelową, są najczęściej metalowo-polietylenowe. Ścieranie tych powierzchni zarówno w biodrze jak i w kolanie uważa się za klasyczne tzn. najmniejsze. Podobnie jednak jak w niektórych protezach biodrowych, rozpatruje się możliwości połączeń metalowo-ceramicznych, ceramiczno-polietylenowych, czy ceramiczno-ceramicznych. W kolanie jak dotąd, ten problem jest ciągle w sferze badań. Grupę ortopedów i inżynierów nurtują dwa pytania: jak zamocować komponenty protezy? i co ułatwia wgajanie się protezy w kość?

Od 10 lat tendencje światowe wskazują, by obydwu komponent protezy nie cementować, a najlepiej zakładać modele bezcementowe.

W postaci bezcementowej, powierzchnia metalowa wewnętrzna komponenty udowej jest zwykle pokryta ziarnistą powłoką, kompozytem ułatwiającym wrastanie kości. Dodatkowo, jej powierzchnie pokrywa się papką wior

Materials and further investigation trends

From the above description of the continually modified prostheses, a number of problems appear, which, depending on the progress in technical knowledge and medicine, become a subject of discussions and scientific investigations. Among these the following may be quoted: shape and type of the profiled components, alloys as structural materials, connections between the metallic, polyethylene and ceramic parts, composites at the bone-implant contact surfaces and methods of fixing the implants.

Designing works are mainly a domain of research in big renowned centres. In Poland the investigations concentrate on modifying the currently available prosthesis types and the main efforts are directed toward the improvement of useful properties of alloys and composites. The properties of materials such as biocompatibility and biofunctionality justify frequent use of chromium-cobalt alloys, chromium-cobalt-molybdenum alloys and titanium alloys.

Taking the condylar prostheses as an example we can say that the most often used connections between the femoral and tibial component are metal-polyethylene ones. Abrasive wear of these surfaces both in the hip and in the knee joints is determined as very low. However, similarly as in some hip prostheses, considered are other connections, i.e. metal-ceramics, ceramics-polyethylene or ceramics-ceramics. As regards the knee joint prosthesis the problem is always under investigation.

The community of orthopaedists and materials engineers is bothered by two questions: how to fix the components of the prosthesis and what facilitates healing-in of the prosthesis. During the last ten years it has been accepted in the scientific world that the components of prosthesis should not be cemented and that the cementless models are the best. In the cementless model the metallic inner part of the

kostnych, a dwa bolce fiksujące dopełniają stabilnego zamocowania komponenty. Podobnie zamocowuje się część piszczelową, włóknami kostnymi i precyzyjnie dociętą łożą dla trzpienia.

W protezie częściowo cementowej, hybrydowej, komponentą piszczelową zamocowuje się klejem kostnym o wiele częściej, aniżeli komponentę udową. W protezach cementowych, obydwie komponenty pokrywa się cienką warstwą kleju kostnego.

W kierunkach badań nad wgajaniem się i fiksacją komponent protezy, wykorzystuje się już od dłuższego czasu powlekanie powierzchni styku z kością kompozytami bioaktywnymi jak hydroksyapatytem, włóknami węglowymi, bioszklęm, warstwą ceramiki korundowej.

Włókna ceramiczne odgrywają co raz większą rolę w wytwarzaniu kompozytów o dużej odporności na pękanie. Kompozyty zawierające włókna, lub warstwy ceramiki ziarnistej, wykazują znaczny wzrost trwałości na zginanie i mają wielokrotnie zwiększoną energię pękania.

Kompozyty wytworzone z płytek porowatego korundu w badaniach na naprężenia i odkształcenie, wykazują większą odporność na pękanie od materiału tylko porowatego. Równolegle ze wzrostem odporności na pękanie w budowie kompozytów porowatych, może się znajdować warstwa substancji aktywnej, która ułatwia wgajanie się do kości. Uważa się, że kompozyty bioaktywne spełniają rolę lepszego wgajania się i zamocowania komponent protezy w podłożu kostnym [1, 3, 4, 20, 21, 24].

Uwagi końcowe

Badania nad stabilnością protezy wykazały, iż o wiele częściej obluźowuje się komponenta piszczelowa i że przyczyną jej odklejania się, jest cement kostny.

W wybranych przypadkach jak już wcześniej sygnalizowano, stosuje się dodatkowe unieruchomienie śrubami. Jednak w układzie metal-cement-kość, najsłabszym ogniwem jest cement kostny; w układzie metal-polietylen-cement-kość, najsłabszym elementem jest również cement.

Przeprowadzone symulacje i badania porównawcze laboratoryjne dotyczące zamocowania protezy stawu biodrowego wykazują, iż wprowadzenie pomiędzy protezę i kość, nie grubej i nie za cienkiej warstwy cementu, zmniejsza tłumienie drgań wibracji. Jest niezwykle trudno w konkretnych przypadkach alloplastyki, dozować w polu operacyjnym wypełnienie łoża niewielką ilością kleju. W stawie kolanowym, komponenty protezy w porównaniu z biodrem, nie wymagają takiej ilości kleju, a standardowe pokrycie powierzchni stawowej i kanału szpikowego jest również znikome. Mimo to obserwacje potwierdzają, iż przyczyną obluźowania w kolanie, jest cement kostny [9, 16, 19].

Czynnikami anatomicznymi, które rzutują na stabilność protezy, są przede wszystkim wydolność aparatu wyprostnego i odtworzenie osi mechanicznej kolana. Wśród czynników klinicznych, do głównych przeciwwskazań oprócz zmian naczyniowych tętniczo-żylnych, zalicza się otyłość, wiek i aktywność ruchową. Wymienione czynniki anatomiczne i kliniczne znajdują się w grupie warunków, podobnie jak odporność struktury kostnej nasady, których przestrzeganie jest konieczne dla uzyskania powodzenia implantacji.

Opierając się na dostępnych danych europejskich i amerykańskich, można ocenić proporcjonalnie procent założonych rocznie protez kolana. Wielkości te kształtują się następująco: około 80% wszystkich protez to typy kłykciowe, 5-15% - typy jednoprzeciałowe i 5-10% - typy zawiasowe. W kraju, trudno określić liczbę założonych rocznie protez (np. we Francji 15000), zależne jest to od wielu czynników. Niemniej, co raz to większy dostęp do

femoral component is usually coated with a granular layer of composite that facilitates penetration of the natural bone tissue. Additionally, pulp of bone chips deposited on its surfaces together with two pins ensure perfect fixation of the component. The tibial component is fixed in a similar way, using bone chips and precisely prepared site for the stem.

In the partly cemented, hybrid prosthesis, the tibial component is more often, compared to the femoral component, fixed with bone cement. In the cemented prostheses both components are coated with a thin layer of bone cement.

In the investigations directed on healing-in and fixation of prosthesis components, attempts are made to cover the implant-bone contact surfaces with bioactive composites based on hydroxyapatite, carbon fibres, bioglass or corundum. The ceramic fibres play an increasingly important role in manufacturing composites with high fracture toughness. The composites reinforced with fibres or granular ceramic layers show significantly higher bending strength and many times higher fracture toughness.

The fracture toughness of composites made of porous corundum plates is higher than that of porous corundum itself. Along with the increased fracture toughness better healing-in can be achieved when porous composites are provided with a suitable bioactive substance. It is believed that the bioactive composites improve healing-in and fixing of the prosthesis component in the bone [1, 3, 4, 20, 21, 24].

Concluding remarks

Investigations on the stability of prosthesis revealed that the tibial component is more susceptible to loosening because of its fixing with bone cement. In certain cases additional fixing with screws is used. However, in the metal-cement-bone system the weakest element is bone cement. The same is observed in the metal-polyethylene-cement-bone system.

Computer simulations and comparative laboratory studies concerning fixing of the hip joint prosthesis indicate that cement layer of adequate thickness (not too thick and not too thin) between the prosthesis and the bone damps vibrations. It is extremely difficult in alloplasty to cover the contact site with a small amount of cement. In the knee joint, the prosthesis components do not require such quantities of cement as are used in the hip joint prosthesis and the standard coating of the joint surface as well as of the marrow canal is very thin. In spite of this bone cement is regarded as the reason of the knee prosthesis loosening [9, 16, 19].

Anatomic factors that influence prosthesis stability are above all the efficiency of straightening movement and reconstruction of mechanical axis of the knee. Among the clinical factors, main contraindications, beside the arteriovenous changes, are obesity, age and activity. The mentioned anatomic and clinical factors are as important for the successful implantation as the condition of bone structure is.

On the basis of data reported in Europe and in America it is possible to estimate the number of implanted knee prosthesis per year and the percentage of different prosthesis types. Thus, about 80% of the implanted prosthesis are the condylar type ones, 5-15% - unicompartamental ones, 5-10% - hinge ones. In Poland it is difficult to determine the number of prostheses implanted annually (e.g. in France this number is 15 000) but their availability gradually increases and so does the number of medical centres specialising in the implantation technique. In view of this fact the adequate choice of endoprosthesis type and of the fixing method become very important problems.

protez i co raz to większa liczba ośrodków wyspecjalizowanych w ich zakładaniu, stawia przed nami wymóg zabezpieczenia przede wszystkim wyboru typu endoprotezy i sposobu jej zamocowania.

Pomimo różnic anatomicznych, konstrukcyjnych, wyniki endoprotezoplastyki biodra i kolana są porównywalne, a liczba wykonywanych operacji będzie stale wzrastała. Do tych wyzwań, muszą być przygotowani lekarze ortopedzi i inżynierowie.

Despite anatomic and structural differences the results of endoprosthesoplasty of the knee and hip joints are comparable and the number of operations will continually increase. This challenge must be faced by both orthopaedists and engineers.

Piśmiennictwo

- [1] Badura R. i wsp.: Kompozyty ceramiczno-ceramiczne do zastosowania w chirurgii ortopedycznej. Chir. Narz. Ruchu Ortop. Pol., 59, (1994), 3, 178-180.
- [2] Bert J.M., Koeneman J.D.: A comparison of the mechanical stability of Various Unicompartmental Tibial. Orthopaedics, 17, (1994), 6, 559-564.
- [3] Bieniek J. i wsp.: Potencjalne możliwości zastosowania nowych biomateriałów ceramicznych i kompozytowych w ortopedii i traumatologii. Chir. Narz. Ruchu Ortop. Pol., 59, (1994), 1, 69-73.
- [4] Buczek A. i wsp.: Badania zgodności biologicznej włókien szklanych. Chir. Narz. Ruchu Ortop. Pol., 59, (1994), 3, 176-177.
- [5] Buechel F.F. and coll.: Low contact stress meniscal bearing Unicompartmental Knee replacement : Long-term evaluation of cemented and cementless results. J. Orthop. Rheumatology, 7, (1994), 31-41.
- [6] Coombs R., Gristina A., Hungerford D.: Joint Replacement. C.V.Mosby.St. Louis...1990.
- [7] Ganson G.: Resultats des protheses unicompartmental PCA du genou. A propos de 115 cas avec un recul minimal de deux ans. Orthop. Traumatol., 2, (1992), 61-70.
- [8] Goodfellow J.W. and coll.: The Oxford Knee for unicompartmental osteoarthritis. The first 103 cases. J. Bone Jt Surgery, 70-B, (1988), 692-701.
- [9] Grosman F. i wsp.: Mechaniczne i materiałowe uwarunkowania rozwoju endoprotezoplastyki. Inżynieria materiałowa, 3-4, (1994), 73-76.
- [10] Gschwend N.: Surgical Treatment of Rheumatoid Arthritis. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York. 1980.
- [11] Gschwend N., Loehr J.: Der Gschwend- Scheier-Bühler /GSB/-Ersatz de rheumatischen Kniegelenks. Reconst. Surg. Traumat., 18, (1981), 174-194.
- [12] Gunston F.H.: Policentric Knee Arthroplasty. Prosthetic simulation of normal movement. J. Bone Jt Surgery, 53-B, (1971), 272-7.
- [13] Kim K.J., Chiba J., Rubash H.E.: In Vivo in Vitro analysis of Membranes from Hip Prosthese inserted without cement. J. Bone Jt Surgery, 76-A, (1994), 172-180.

References

- [14] Kubacki J. i wsp.: Endoprotezoplastyka stawu kolanowego. Chir. Narz. Ruchu Ortop. Pol., 54, (1969), 2, 134-138.
- [15] Kubacki J. i wsp.: Endoprotezoplastyka zawiasowa w leczeniu zmian reumatoidalnych i zwyrodnieniowych stawu kolanowego. Chir. Narz. Ruchu Ortop. Pol., 55, (1990), 401-409.
- [16] Kubacki J.: Endoprotezoplastyka saneczkowa przykładem częściowej alloplastyki stawu kolanowego. Mat. I Symp. Inżynieria Ortopedyczna i Protetyczna-IOP'97. Białystok
- [17] Le Nobel J., Paterson F.P.: Guepar Total Knee Prosthesis. Experiences at the Vancouver General Hospital. J. Bone Jt Surgery, 63-B, (1981), 257-260.
- [18] Marmor L.: Marmor modular knee unicompartmental disease. Minimum four year follow-up. J. Bone Jt Surgery, 294, (1993), 247-253.
- [19] Mittelmeier H., Heisel J., Siebel Th.: 10 years of experiences with metal-granular coating of cementless Autophor-hip-prosthesis and Titanium-Polyethylene Screw Cup CST. Chir. Narz. Ruchu Ortop. Pol., 59, (1994), 3, 223-225.
- [20] Polesiński Z. i wsp.: Badania nad syntezą cementów apatytowych dla ortopedii. Mat. I Symp. Inżynieria Ortopedyczna i Protetyczna-IOP'97. Białystok.
- [21] Rosiek G. i wsp.: Właściwości i badania zgodności biologicznej bioszklą fosforanowego. Chir. Narz. Ruchu Ortop. Pol., 59, (1994), 3, 174-175.
- [22] Scott R.D. and coll.: Mc Keever methalic hemiarthroplasty of the Knee in unicompartmental degenerative Arthritis. J. Bone Jt Surgery, 67-A, (1985), 203-207.
- [23] Shiers G.P.: Total replacement of the Knee. Acta orthop.belg., 39, (1973), 252-257.
- [24] Święcki Z.: Bioceramika dla ortopedii. IPPT, Warszawa, 1992.
- [25] Townley C.O.: Articular- Plate replacement Arthroplasty for the Knee Joint. Clin. Orthop., 36, (1990), 77-83.

KOMPOZYTOWE TWORZYWA: HYDROKSYAPATYT- WŁÓKNA WĘGLOWE

ANNA ŚLÓSARCZYK, ALICJA RAPACZ-KMITA
WYDZIAŁ INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ I CERAMIKI AKADEMII
GÓRNICZO-HUTNICZEJ W KRAKOWIE

Wstęp

Niekorzystne zmiany w biosystemie, jak również zły styl życia współczesnego człowieka, powodują rozwój różnorodnych schorzeń cywilizacyjnych, do których zaliczyć można nasilenie chorób układu kostnego, urazów kości oraz

COMPOSITE MATERIALS: HYDROXYAPATITE- CARBON FIBRES

ANNA ŚLÓSARCZYK, ALICJA RAPACZ-KMITA

FACULTY OF MATERIALS SCIENCE AND CERAMICS, UNIVERSITY OF
MINING AND METALLURGY IN CRACOW

Introduction

Unfavourable changes taking place in the biosystem as a whole, together with the unhealthy life style imply increased incidence of various pathological states in people, such as diseases of the osseous system, bone injuries or ligament