

ZGODNOŚĆ STRUKTURALNO-ADAPTACYJNA POŁĄCZEŃ KOŚCI Z POROWATYMI IMPLANTAMI NA PODSTAWIE TRADYCYJNEGO JEDNOFAZOWEGO I WSPÓŁCZESNEGO DWUFAZOWEGO POROSPĘŻYSTEGO MODELU BIOMECHANICZNEGO TKANKI KOSTNEJ

RYSZARD UKLEJEWSKI*, MARIUSZ WINIECKI**, PIOTR ROGALA***

*ZAKŁAD PODSTAW BIOINŻYNIERII MEDYCZNEJ I ELEKTROTECHNIKI, INSTYTUT TECHNIKI,

AKADEMIA BYDGOSKA IM. KAZIMIERZA WIELKIEGO W BYDGOSZCZY

**KATEDRA PODSTAW KONSTRUKCJI MASZYN,

POLITECHNIKA POZNAŃSKA

***KLINIKA ORTOPEDII AKADEMII MEDYCZNEJ IM. KAROLA MARCINKOWSKIEGO W POZNANIU, ORTOPEDYCZNO-REHABILITACYJNY SZPITAL KLINICZNY W POZNANIU IM. W. DEGI W POZNANIU

Streszczenie

Biomechaniczną konstrukcję układu kość-implant, np.: konstrukcję sztucznego stawu biodrowego charakteryzuje zespół cech materiałowych, geometrycznych i dynamicznych, dobranych ze względu na zamierzony rekonstrukcyjny cel endoprotezoplastyki. Zagadnienie zgodności strukturalno-biomechanicznej pomiędzy porowatym implantem a kością należy do kluczowych ze względu na spełnianą w szkielecie rolę. W tym zagadnieniu należy w pierwszym rzędzie wyodrębnić problem zgodności strukturalno-adaptacyjnej implantów ortopedycznych pokrytych porowatą warstwą wierzchnią (porous coated implants) z porowatą tkanką kostną. Właściwości strukturalno-osteoindukcyjne porowatych biomateriałów współpracujących z tkanką kostną warunkują adaptacyjne wstanie tej tkanki do przestrzeni porowej warstw wierzchnich implantów, co z kolei determinuje właściwe i trwałe umocowanie implantu w kości. Praca zawiera krytyczny przegląd opublikowanych dotąd ważniejszych prac badawczych dotyczących istotnego z punktu widzenia inżynierii biomateriałów stosowanych w układzie kostno-stawowym człowieka zagadnienia zgodności strukturalno-adaptacyjnej połączenia kość-implant. Wykazano, że zagadnienie to nie może być w sposób należyty rozwiązane na podstawie tradycyjnego jednofazowego modelu biomechanicznego tkanki kostnej, a w literaturze przedmiotu brak jest jednoznacznych wytycznych dotyczących identyfikacji istotnych parametrów mikrostruktury porowatych pokryć implantów ortopedycznych. Zdaniem autorów, współczesny dwufazowy porospężysty model biomechaniczny tkanki kostnej stwarza w tym względzie nowe możliwości, które pozwolą na zidentyfikowanie istotnych parametrów porostuktury, warunkujących strukturalno-osteoindukcyjne właściwości porowatych warstw wierzchnich implantów ortopedycznych.

[*Inżynieria Biomateriałów*, 54-55,(2006),1-13]

Wprowadzenie

Chirurgia ortopedyczna uzależniona jest od implantowania ciał obcych zwanych implantami (lub poprawnie implan-

ON THE STRUCTURAL-ADAPTIVE COMPATIBILITY OF BONE WITH POROUS COATED IMPLANTS ON THE BASE OF THE TRADITIONAL ONE-PHASE AND THE MODERN TWO-PHASE POROELASTIC BIOMECHANICAL MODEL OF BONE TISSUE

RYSZARD UKLEJEWSKI*, MARIUSZ WINIECKI**, PIOTR ROGALA***

*DIVISION OF FUNDAMENTALS OF MEDICAL BIOENGINEERING AND ELECTROENGINEERING, INSTITUTE OF TECHNOLOGY, KAZIMIERZ WIELKI UNIVERSITY, BYDGOSZCZ, POLAND

**DEPARTMENT OF MACHINE DESIGN FUNDAMENTALS, POZNAŃ UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, POZNAŃ, POLAND

***DEPARTMENT OF ORTHOPAEDIC SURGERY

KAROL MARCINKIEWICZ UNIVERSITY OF MEDICAL SCIENCE, WIKTOR DEGA UNIVERSITY HOSPITAL IN POZNAŃ, POLAND

Abstract

The biomechanical construction of an orthopaedic implant, e.g. construction of artificial hip joint, is characterized by a set of material, geometrical and dynamic properties, designed to fulfill the joint reconstruction arthroplasty requirements. The problem of structural-biomechanical compatibility between porous implant and bone is a key-question in respect to the role performed in skeleton. At the first, in this matter, the problem of structural-adaptive compatibility of orthopaedic implants porous coatings with porous bone tissue should be stated. The structural-osteoinductive properties of biomaterial influence the adaptive ingrowth of bone tissue into the pore space of a porous coating, which in turn determines the proper and permanent fixation of the implant in its bony surroundings. This paper presents a critical review of the published most significant research works dealing with the problem of the structural-adaptive compatibility of bone-implant fixation, important from the biomaterials engineering view point. There is shown that the problem cannot be appropriately analysed and solved on the base of the traditional one-phase biomechanical model of bone tissue and that it is still lack of clearly defined parameters of microstructure for porous coatings on the bone implants. In the authors opinion, the modern two-phase poroelastic biomechanical model of bone tissue gives new possibilities for the identification of the significant parameters influencing the structural-osteoinductive properties of porous coatings of orthopaedic implants.

[*Engineering of Biomaterials*, 54-55,(2006),1-13]

Introduction

The orthopaedic surgery depends on the insertion of the implants into the human body. Implants are the medical devices made of one or more biomaterials that is intentionally placed within the body, either partially or totally buried beneath an epithelial surface [112]. They are made from the metals and alloys, porous bioceramics, hardened plastics, synthetic fibers, soaked sponges with fluids, etc. Implants replace pathologically changed or damaged tissues of motion organs. The artificial parts of organs or entire ar-

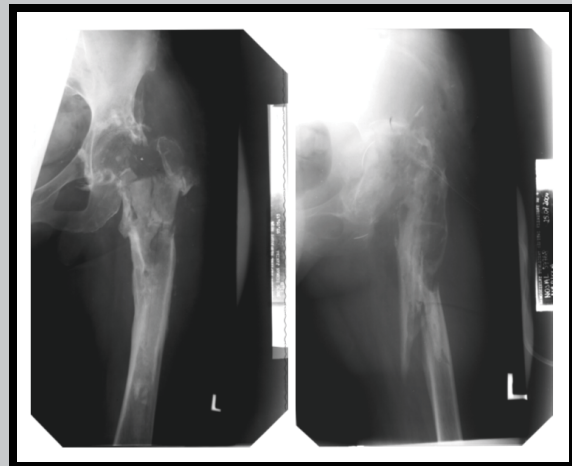
1

tatami) do organizmu człowieka. Implantami nazywamy wszelkie przyrządy medyczne wykonywane z jednego lub więcej biomateriałów, które mogą być umieszczone wewnątrz organizmu, jak również częściowo lub całkowicie pod powierzchnią nabłonka, oraz które mogą pozostać przez dłuższy czas w organizmie [112]. Są to różnego rodzaju metale oraz ich stopy, bioceramika porowata, utwardzone tworzywa sztuczne, syntetyczne włókna, gąbki nasączone płynami, itp. Implanty zastępują zmienione chorobowo lub uszkodzone tkanki narządu ruchu. Wszczepia się sztuczne części narządów oraz całe narządy (np.: częściowe lub całkowite endoprotezy stawów). Wśród wszczepianych implantów można wyróżnić: 1) implanty tymczasowe i resorbowalne oraz 2) stałe - np.: przeznaczone dla częściowej lub całkowitej alloplastyki różnych stawów. Współczesna chirurgia ortopedyczna leczy przy pomocy częściowej lub całkowitej alloplastyki stawy biodrowe [19], kolanowe [91], ramienne [9], łokciowe [61], skokowe [49], nadgarstek [66] oraz dłonie i palce [94]. Stosuje się także implanty dentystryczne [67], implanty kosteczek ucha środkowego [41], kości czaszki [83] oraz kręgosłupa [42]. Najczęściej stosowanym zabiegiem chirurgicznym wiążącym się z wprowadzeniem do środowiska wewnętrznego człowieka ciał obcych z założeniem, że spełniając długotrwale wyznaczoną im biomechaniczną funkcję będą biologicznie obojętne, polegającym na zastąpieniu chorego stawu przez sztuczny staw, jest endoprotezoplastyka stawu biodrowego. Najczęściej alloplastyki tego stawu dokonuje się w przypadku mechanicznych uszkodzeń stawu (np.: złamania szyjki kości udowej), zmian zwyrodnieniowych, nadmiernej niestabilności, wrodzonej wady stawu biodrowego (np.: dysplazja stawu biodrowego), jałowej martwicy głowy kości udowej oraz osteoporozy [19, 70]. Właściwy dobór endoprotezy stawu biodrowego jest kompromisem między warunkami klinicznymi (np.: warunki anatomopatologiczne pacjenta) a biomechanicznymi (np.: wzajemne relacje sztywności trzpień-kość) [6, 7, 60, 70]. Alloplastyka stawu biodrowego, mimo że jest najczęściej stosowanym na świecie zabiegiem wszczepiania implantów, nadal stwarza wiele trudności w ocenie prawidłowego doboru implantu i jego osadzenia w miejscu chorego stawu. Z biomechanicznego punktu widzenia zasadniczym problemem w całkowitej endoprotezoplastyce stawu biodrowego jest zagadnienie zgodności strukturalno-biomechanicznej implantu z kością, które polega na wytworzeniu właściwych relacji pól naprężeń w bezpośrednim otoczeniu kości wokół implantu oraz wyborze niezawodnej metody utwierdzenia implantu w kości.

Brak zgodności strukturalno-biomechanicznej implantów z tkanką kostną prowadzi do niepożądanych zjawisk biomechanicznych, tj. patologiczna przebudowa tkanki kostnej w rejonie przeciążenia, tzw. stress bypass czy resorpcja (zanik) tkanki kostnej (osteoliza) w wyniku powstawania zerowych stref odkształceń w kości, tzw. stress shielding. Rozprzestrzenianie się tych zjawisk w otoczeniu implantu prowadzi do osłabienia rozważanego połączenia i powstania mikroruchów generujących bóle, co w następstwie powoduje obłuzowanie komponentów endoprotezoplastyki oraz jej znaczną destrukcję po usunięciu implantu (RYS. 1). Wymusza to nieustanną ewolucję kolejnych generacji implantów kostnych, tj. poszukiwanie coraz to nowszych rozwiązań konstrukcyjnych implantów, które mają na celu ograniczenie powikłań lokalnych i ogólnoustrojowych alloplastyki stawów. Wszczepienie pacjentom ze zmianami zwyrodnieniowymi stawu biodrowego endoprotezy pozwala w 90% przypadków na powrót do normalnego życia pozbawionego bólu związanego z dolegliwością chorego stawu, pozwala na wznowienie pracy, a czasem nawet na powrót do aktywnego uprawiania sportu, na okres od 10 do 20 lat, kiedy to w wyniku obłuzowania komponentów alloplastyki stawu

tificial organs can be implanted (e.g. partial or total joint endoprostheses). Among implants we can distinguish: 1) temporary and resorbable implants and 2) permanent implants - designed for partial or total arthroplasty of various joints. Modern orthopaedic surgery uses total or partial arthroplasty in treatment of hips [19], knees [91], shoulders [9], elbows [61], ankles [49], wrists [66] hands and fingers [94]. Dental implants [67], middle-ear implants [41] skull [83] and vertebral [42] implants are also used. The most often performed orthopaedic surgery involving the insertion of the implants into human organisms, which have to fulfil their long-term function and remain biologically compatible, is THA (Total Hip Arthroplasty). THA treats the pathologically changed joints. THA is performed for mechanical damages of joint (e.g. fracture of neck of the femur), degenerative changes, excessive joint instability, congenital joint defect (e.g. dysplasia of hip joint), aseptic necrosis and osteoporosis [19, 70]. THA is compromised between clinical condition of a patient and biomechanical compatibility of bone-implant (stress-strain relations in bone-implant interfacing region) [6, 7, 60, 70]. THA is the most often performed orthopaedic surgery, though still generates many problems in bone-implant interface. From the biomechanical point of view the fundamental problem in THA is the problem of structural-biomechanical compatibility of bone-implant interface, which consists in striving for appropriate stress-strain characteristics in bone-implant interface and in the selection of a reliable fixation method.

The lack of the structural-biomechanical compatibility of bone-implant fixation leads to undesirable biomechanical effects (e.g. stress bypass or stress shielding) producing non-physiological remodelling of bone or bone osteolysis following further insufficiency, e.g. loosening of artificial joint components, sometimes leaving bone in extensive destruction (FIG.1). This necessitates research on newer implant solutions, i.e. permanent evolution of more advanced generations of bone implants due to minimize the complications in THA. The implantation of endoprostheses in 90% of cases allow patients to return to normal life activity for 10-20 years without suffering pain, come back to work and sometimes even to sport activity. Further a revision surgery



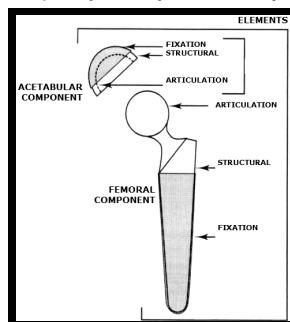
RYS. 1. Obraz radiologiczny zniszczeń w obrębie bliższej połowy kości udowej po usunięciu endoprotez trzpieniowych z powodu ich obłuzowania i resorpcji kostnej na skutek zjawiska stress shielding (materiał własny).

FIG. 1. Roentgenogram of destruction in femoral bone with bone resorption caused by stress shielding leading to loosening of components of the endoprosthesis (own material).

zachodzi konieczność operacji rewizyjnej [70].

Połączenie kości z implantem

Największym i nieodłącznym problemem całkowitych alloplastyk różnych stawów jest doprowadzenie do powsta-



RYS. 2. Komponenty i elementy całkowitej endoprotezy stawu biodrowego [19].

FIG. 2. Generic total hip arthroplasty device, showing components and elements [19].

nia niezawodnego i trwałego połączenia implantu z kością oraz utrzymanie optymalnej współpracy w strefie kontaktu pomiędzy nimi, zarówno na poziomie tkankowo-biomateriałowym, w postaci biointegracji tkanki z biomateriałem, jak i na poziomie narządu, w postaci przywrócenia funkcji układu kostno-stawowego [79]. W przypadku całkowitej alloplastyki stawów dążenie do uzyskania trwałego połączenia implantu z kością było i jest czynnikiem wymuszającym nieustanną ewolucję kolejnych rozwiązań konstrukcyjnych endoprotezoplastyk.

Endoproteza przeznaczona do całkowitej alloplastyki stawu biodrowego składa się z dwóch podstawowych komponentów (udowego i panewkowego) wyposażonych w trzy elementy funkcyjne każdy (RYS. 2).

Zarówno panewkowy jak i udowy komponent zawierają następujące 3 elementy:

- element odwzorowujący, który odwzorowuje właściwości i geometrię gniazda panewki w przypadku komponentu panewkowego oraz element odwzorowujący właściwości i geometrię główki kości udowej w przypadku komponentu udowego;
- element kotwiczący, który zamocowuje odtworzoną powierzchnię stawową w okolicy okołopanewkowej w przypadku komponentu panewkowego oraz element mocujący powierzchnię trzpienia endoprotezy do bliższej części kości udowej w przypadku komponentu udowego;
- element strukturalny, który ma za zadanie łączyć element odwzorowujący z elementem kotwiczącym oraz utrzymać w przewidzianej relacji pomiędzy nimi.

Podczas gdy każdy z wyszczególnionych komponentów może mieć więcej niż jedną fizyczną część, każda z tych części może być przypisana do jednego albo więcej z wyszczególnionych elementów funkcyjnych. Dlatego też zamocowany polimetakrylometylowym cementem, metalowy, jednoczęściowy ("monoblock") komponent udowy zawiera te same trzy funkcyjne elementy, co złożona wieloczęściowa proteza z metalowym trzpieniem, posiadająca kotwiczące podkładki, wypełniające kołnierze lub kliny, hydroksyapatytową warstwę pokrywającą trzpień oraz ceramiczną główkę [19]. Podstawowymi elementami składowymi endoprotezy są zazwyczaj: trzpień, główka i panewka.

Właściwe założenie i funkcjonowanie endoprotezy stawu biodrowego obejmuje trzy niezależne zagadnienia: (1) mocowanie panewki w kości miednicy, (2) niezawodną pracę przegubu główka-panewka, (3) mocowanie trzpienia endoprotezy w kości udowej. Według Parka [78] wyróżnia się trzy główne metody mocowania poszczególnych elementów sztucznego stawu: (1) mechaniczne - uzyskane przez połączenie wciskane z dopasowaniem (tzw. press-fitting)

is often required, as a result of loosening of THA components [70].

Bone-implant fixation

The most inherent problems of dealing with TJA (Total Joint Arthroplasty) are reliable and durable fixation of an implant in a bone and the maintenance of optimal interaction (structural-biomechanical compatibility) of bone-implant interface. There is required an optimal interaction on the tissue-biomaterial level in form of the biointegration of bone tissue with biomaterial, as well as on the organ level, in form of the restitution of skeletal system functions [79]. Achieving a durable bone and implant attachment in TJA was and still is a factor necessitating the evolution of improved solutions of endoprostheses.

The endoprosthesis for total hip arthroplasty consists of two primary components: femoral and acetabular assembled of three elements (FIG. 2).

On both, the femoral and acetabular side, the components consists of:

- the articulation element - an element to restore the articulating surface property and geometry of the femoral head (on the femoral side) and the articulating surface property and geometry of the acetabular socket (on the acetabular side);
- the fixation element - an element to anchor (fix) the restored surface to the proximal femur (on the femoral side), to the periacetabular pelvis (on the acetabular side);
- the structural element - an element to couple the articulation element and the fixation element, and to maintain an appropriate structural relationship between them.

While each of these two components (femoral and acetabular) may have more than one physical part, each of those parts may be assigned to one or more of these functional elements. Thus a PMMA cemented all-metal one-piece ("monoblock") femoral component contains the same three functional elements as a complex multipart modular implant with metal stem, fixation pads, space filling collars or wedges, hydroxyapatite coating and ceramic femoral head [19]. THA endoprosthesis usually consists of femoral stem, femoral head and one or two acetabular components.

The problem of reliability of total hip arthroplasty comprises three independent questions: (1) the fixation of the acetabular element to the periacetabular pelvis, (2) unailing work of articulation elements (femoral head and acetabular socket), and (3) the fixation of femoral stem. The fixation of particular endoprosthesis elements is generally divided into two categories, i.e. cemented and cementless. After Park [79] the THA fixation methods can be divided into the following main groups: (1) mechanical: - by press-fitting [21]; - with bony cement as a binding factor [25]; - with the threaded elements [1, 102]; (2) biological: - by the adaptive ingrowth of bone tissue into the gaps of the implant texture or into the porous coating made on implant surface by various methods [22], and (3) direct: - by mechano-physico-chemical fixation of the bone and the implant layer covered with porous calcium hydroxyapatite $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$, the mineral structure of which is similar to the inorganic part of the bone [99]. The direct fixation between bone and implant can be also obtained in case of applying of porous Bioglass® - glassy-ceramic biomaterial [45,46]. It happens by selective dissolving of its surface layer. The fixation methods used in implantology are presented in TABLE 1.

Every fixation mechanism has idiosyncratic behaviour. Their load transfer characteristics as well as the failure mechanisms are different. Further complexity arises from endoprosthesis which combine two or more of the fixation

[21], z użyciem polimetakrylenowego cementu kostnego jako czynnika wiążącego [25], lub z użyciem gwintowanych elementów [1, 102]; (2) biologiczne - uzyskane dzięki adaptacyjnemu wrastaniu tkanki kostnej w szczeliny tekstury wykonanej na powierzchni implantu lub do przestrzeni porowej warstwy porowatej naniesionej na implant różnymi metodami [22]; i (3) bezpośrednie - uzyskane poprzez chemiczne wiązanie pomiędzy pokrytą hydroksyapatytem wapniowym [$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$], którego mineralna struktura jest podobna do nieorganicznej części kości, powierzchnią implantu a kością [99]. Bezpośrednie wiązanie fizyko-chemiczne pomiędzy kością a biomateriałem zaobserwowano również w przypadku Bioszklą®, tworzywa szklano-ceramicznego [45,46]. Zachodzi ono poprzez selektywne rozpuszczanie się warstwy powierzchniowej. Zestawienie stosowanych w implantologii metod mocowania endoprotez przedstawiono w TABELI 1.

Każdy ze wspomnianych mechanizmów mocowania implantu w kości ma inną charakterystykę przenoszenia obciążenia oraz inny mechanizm powstawania uszkodzenia. Złożoność coraz to nowszych konstrukcji endoprotez dopuszcza łączenie różnych mechanizmów mocowania w róż-

mechanisms in different regions of the implant. Various mechanisms of fixation are used to allow to customize load transfer to structural-biomechanical requirements of different regions of bone. Loosening, unlocking, or de-bonding between implant and bone constitute some other most important mechanisms of endoprosthetic failure [78].

Cementless total HIP arthroplasty

When implants are fixed by bony polymetacrylate cement, the bone tissue usually remains passive. In case of porous implants, fixed without cement, the bone tissue creates new bone formation actively on implant surface. Components of cementless arthroplasty, e.g. stems of THA, are partly or entirely covered by porous layer ingrowing with bone tissue. The pioneer of the concept of biological fixation was Greenfield (1910, [20]) who was patented the cage framing construction for a tooth root. He believed the construction lets the bone tissue to ingrow or overgrow on this kind of scaffold. Greenfield supposed bone ingrown into the cage frame will ensure sufficient stability and load bearing

Metody mocowania Methods of Fixation	Przykłady Examples
1. Mocowanie mechaniczne / Mechanical fixation <ul style="list-style-type: none"> a) Czynne – z użyciem wkrętów, śrub, rygli, drutów, gwintów/ Active – use of screws, bolts, nuts, wires, tapers, etc. b) Bierne – pasowane z wciskiem Passive – interference fit and non-interference fit 	Williams i Roaf, (1973, [113]); Teloken i współpracownicy, (2002, [102]); Moore, (1952, [69]); Mittlemeier, (1975, 1976, [68]); Engh i współpracownicy, (2001, 37);
2. Mocowanie za pośrednictwem cementu kostnego / Bone cement fixation <ul style="list-style-type: none"> a) Czysty cement/ Pure cement b) Modyfikowany cement – kompozytowy cement – cement nasycony cząstkami resorbowanymi Modified cement – composite cement - resorbable particle impregnated cement 	Charnley, (1970, 1972, [24,25]); Park, (1986, [76]); Liu i współpracownicy, (1987, [62]); Dai i współpracownicy, (1991, [32]); Henrich i współpracownicy, (1993, [47]);
3. Mocowanie biologiczne / Biological fixation <ul style="list-style-type: none"> a) Adaptacyjne wrastanie tkanki kostnej Porous ingrowth b) Adaptacyjne wrastanie tkanki kostnej wspomagane stymulacją polem elektrycznym i elektromagnetycznym, ultradźwiękami, wszczepami allogenicznymi, autogennymi lub przy pomocy kostnych materiałów biozastępczych i inne Modified porous ingrowth – e.g. electrical and pulsed electromagnetic field stimulation; non-invasive low intensity ultrasound; autografts, allografts and bone graft substitutes, etc. c) Białka morfogeniczne kości i czynniki wzrostu Bone morphogenic proteins (BMP) and growth factors (GF) d) Czynniki farmakologiczne Pharmacological agents 	Smith, (1963, [96]); Klawitter i Hulbert, (1972 [57]); Hirshhorn i współpracownicy, (1972, [50]); Homsy i współpracownicy, (1972, [52]); Sauer i współpracownicy, (1974, [90]); Engh i współpracownicy, (1990, 1992, [38,39]); Kienapfel i współpracownicy, (1992, [56]); Bobyn i współpracownicy, (1999, [13]); Park i Kenner, (1975, [77]); Wienstein i współpracownicy, (1976, [111]); Buch i współpracownicy, (1984, [17]); Berry i współpracownicy, (1986, [5]); Rivero i współpracownicy, (1986, [84]); Russotti i współpracownicy, (1987, [89]); Shimizu i współpracownicy, (1988, [92]); Tanzer i współpracownicy, (1996, [101]); Cook i współpracownicy, (2002, [28]); Kozinn i współpracownicy, (1982, [58]); Trancik i współpracownicy, (1990, [103]); Celeste i współpracownicy, (1990, [23]); Barrack i współpracownicy, (2003, [3]); Urist i współpracownicy, (1982, [108]); Green i współpracownicy, (1994, [40]); Bobyn i współpracownicy, (2005, [12]);
4. Mocowanie bezpośrednie (chemiczne, adhezyjne)/ Direct (chemical) bonding fixation (Adhesion) <ul style="list-style-type: none"> a) Osteopodobne/indukcyjne bioszklą Osteogenic/inductive-glass-ceramics b) Osteoindukcyjny hydroksyapatyt Osteoinductive hydroxyapatite 	Blencke i współpracownicy, (1978, [10]); Hensch i Paschall, (1973, [45]); Biernbaum i współpracownicy, (2002, [8]); D'Antonio i współpracownicy, (2002, [33]); de Groot, (1983 [35]); Kay, (1988, [55]); Cook i współpracownicy, (1988, [29]); Sforzale i współpracownicy, (1992 [97-99]); Jasty i współpracownicy, (1992, [53]); Overgaard (2000, [75]); D'Antonio i współpracownicy, (2001, [34]);

TABELA 1. Zestawienie metod mocowania implantów w kości (zmodyfikowane i uzupełnione za [78]).

TABLE 1. Summary of various methods of endoprosthesis fixation (modified and extended after [78]).

capacity of a tooth. First attempt of biological fixation of the endoprosthesis stem into the marrow canal was carried by Moore in the 1950s of the 20th century [69]. He designed the endoprosthesis with the holes in the stem and filled them cancellous bone. After the bone remodelling, the cancellous bone grafts were formed as a bone bridge between a

nych strefach implantu. Rozmaitość mechanizmów mocowania pozwala na dostosowanie przeniesienia obciążenia do wymagań strukturalno-biomechanicznych różnych regionów kości, przez co dąży się do zachowania prawidłowej porowatości kości w danym regionie, zapobiegając niepożądaną przebudowie tkanki kostnej [78].

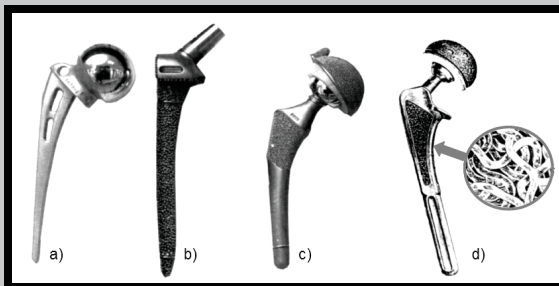
Bezczementowa całkowita alloplastyka stawu biodrowego

W odróżnieniu od implantów mocowanych z użyciem cementu, gdzie tkanka kostna pozostaje pasywna, w przypadku porowatych implantów, mocowanych bez użycia cementu, wymagany jest aktywny udział tkanki kostnej w procesie zespalania implantu z kością. Bezczementowa alloplastyka to taka, w której na trzpieniu endoprotezy, lub na jego części, występuje warstwa porowata (porous coating), w którą wrasta tkanka kostna, co daje trwałe połączenie implantu z kością. Pionierem koncepcji biologicznej fiksacji implantu w kości jest Greenfield, który w 1910 roku opatentował klatkowy szkielet konstrukcji przeznaczony dla mocowania korzenia sztucznego zęba [20]. Uważał on, iż taka konstrukcja pozwoli tkance kostnej obrastać i wrastać w taki rodzaj rusztowania i przypuszczał, że wrosnięcie kości w tak zbudowaną konstrukcję zapewni dostateczną stabilność i nośność dla zęba. Jako pierwszy możliwość zakotwiczenia trzpienia endoprotezy w kanale szpikowym na drodze biologicznej odpowiedzi tkanki kostnej wykorzystał w latach pięćdziesiątych dwudziestego wieku Moore [69]. Zaprojektował on endoprotezę z otworami w trzpieniu (RYS.3a), które wypełniał kością gąbczastą, której przeszczepy po przebudowie miały tworzyć mostowe połączenie z kością udową i wzmacniać stabilność zamocowania implantu. W latach 50-tych badano możliwość wykorzystania w rekonstrukcji ubytków kostnych poliwinylowych gąbek [81].

Na początku lat sześćdziesiątych Smith prowadził badania nad porowatym materiałem biozastępczym z ceramiki korundowej nasyconej żywicą epoksydową o nazwie Cerocium® [96]. W materiale tym, mimo faktu, iż wykazywał dobre przyleganie to tkanki, średni rozmiar porów o wielkości 18 mm nie pozwalał na wrastanie tkanki kostnej. W 1963 Sivash przedstawił wyniki stosowania metalowej (przegubowej) bezczementowej endoprotezy [95]. Pierwszy implant z powierzchnią porowatą opracowany został w 1968 roku [51]. Intensywne badania nad bezczementową techniką mocowania trzpienia trwały w latach siedemdziesiątych dwudziestego stulecia [18], również w tym samym czasie rozwijała się technologia produkcji mikroporowatych powierzchni, np.: napylenie plazmowe [75]. Koncepcja wrastania tkanki kostnej w przestrzeń porową materiału biozastępczego badana była w odniesieniu do metali [51, 72], ceramiki [57, 82] i polimerów [90]. Efektem tych badań było pojawienie się w praktyce klinicznej zmodyfikowanych endoprotez kompozytowych o trzpieniach metalowych z napyłanymi porowatymi warstwami powierzchniowymi - metalicznymi lub ceramicznymi [11]. W 1975 Lord implantował prototyp endoprotezy z porowatą warstwą wierzchnią. Ostateczny model składał się z metalowej panewki ze skośnym i przerywanym gwintem, wkładki polietylenowej oraz modularnej komponenty udowej. Metalowa głowa była połączona z prostym trzpieniem, pokrytym metalowymi kuleczkami o średnicy dochodzącej do 1 mm [63], (RYS. 3b). W 1977 roku Engh rozpoczął implantację bezczementowych trzpieni powleczanych warstwą porowatą, modyfikując do tego celu endoprotezę Moora [39]. W 1980 roku Parthofer i Mönch zastosowali bezczementową endoprotezę, również popularną w Polsce, w której elementy metalowe wykonane były ze stopu Ti-6Al-4V o nazwie ISOTAN. Zewnętrzna powierzchnia

femur and an implant (FIG. 3a). In the 1950s, the use of porous polyvinyl sponges was investigated for the reconstruction of bone [81]. In the early 1960s Smith found the porous graft substitutes made of aluminate ceramic saturated with epoxide resin called Cerocium®. Get a good adherence of this material to bone tissue, but the average pore dimension (18 mm) didn't make the bone possible to ingrow [96]. In 1963 Sivash published the findings of metal (hinged) cementless endoprosthesis application [95]. The first implant with porous layer was designed in 1968 [51]. In the 1970s of 20th century intensive research on cementless technology of implant fixation were conducted [18]. At the same time the technologies of microporous surfaces production was developed (e.g. plasma spraying technique) [75]. The concept of bone tissue ingrowth into biomaterials was investigated with reference to metals [51, 72], ceramics [57, 82] and polymers [90]. The modified composite endoprosthesis with stems made of metal core covered with porous metal or ceramic layers have appeared in late seventies [11]. In 1975 Lord implanted the porous endoprosthesis prototype. The final model consisted of a metal acetabular component with a diagonal intermittent taper, a polyethylene insert and a modular femur component. The metal head of the endoprosthesis was connected with a straight stem covered with 1 mm diameter metal beads [63], (FIG. 3b). Engh (1977, [39]) was implanted stems with porous coated layer. For this purpose he modified the Moore's endoprosthesis. Parhofer and Mönch applied cementless endoprosthesis, popular also in Poland, with metal elements made of titanium alloy, called ISOTAN (Ti6Al4V). The outer layer of the acetabulum and one third part of the proximal part of stem was coated by titanium backed layer (1980, [80]).

The 1980s of the 20th century are considered as a period of clear division between cemented and cementless THA adherents [59]. Also compromising designs appeared - hybrid endoprosthesis: - with an acetabular cementless fixation and the stem implanted with the use of modern cement fixation technology [43]. It was a time when the various technologies of coating of the metallic stems of endoprosthesis with hydroxyapatite developed intensively. Metallic porous coatings can be made e.g. by the sintering



RYS. 3. Przykłady rozwiązań bezczementowych trzpieni powleczanych metalową warstwą porowatą: a) endoproteza Moore'a, b) porowata endoproteza Lorda, c) porowata endoproteza Hungeforda-Kenny'ego, d) endoproteza z powleczona strukturą metalu w kształcie poskręcanych włókien [19].

FIG. 3. Examples of first cementless endoprosthesis models: a) Moore's endoprosthesis from 1950 with window holes, b) Lord's porous endoprosthesis from 1975, c) Hungeford-Kenny's porous endoprosthesis, d) the endoprosthesis with metal layer made of bent fiber or wire [19].

panewki, jak i 1/3 części górnej trzpienia, tej protezy pokryte były sproszkowanym tytanem [80].

Dekada lat osiemdziesiątych jest uważana przez wielu chirurgów za okres wyraźnego podziału zwolenników cementowej i bezcementowej całkowitej alloplastyki stawu biodrowego [59]. Pojawiły się też rozwiązania kompromisowe, tzw. hybrydowe endoprotezy, w których panewka mocowana była bezcementowo, natomiast trzpień ustalany za pomocą nowoczesnej techniki cementowania [43]. Metaliczne porowate powłoki wykonuje się przez spiekanie kobaltowo-chromowych proszków lub kulek lub też poprzez zgrzewanie dyfuzyjne tytanowej siatki drucianej [99], (rys. 3d). W późnych latach osiemdziesiątych nastąpił dynamiczny rozwój technik pozwalających na nanoszenie hydroksyapatytowej ceramiki na metalowe podłoże trzpieni endoprotez, wśród których najpopularniejszą jest napylenie plazmowe [48]. Porowate warstwy ceramiczne wytwarza się przez także hydrotermalnie z koralu [2]. Rozwijane są także inne techniki nakładania porowatych warstw ceramicznych np.: poprzez napylenie katodowe [73], powlekanie przez zanurzenie i spiekanie, powlekanie kontaktowe, powlekanie galwaniczne jonami [26], prasowanie izostatyczne na gorąco [65], elektroforetyczne osadzanie [36], osadzanie techniką zol-żel [4]. Lata dziewięćdziesiąte ubiegłego stulecia odznaczyły się dalszym dynamicznym rozwojem koncepcji endoprotez bezcementowych.

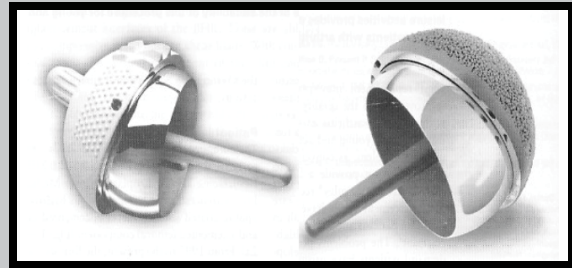
W związku z większymi możliwościami technologicznymi w zakresie wykonywania różnych struktur porowatych nastąpił pewien "renesans" THRA - kapoplastyki (THRA - total hip resurfacing arthroplasty), [86, 88, 93, 109] Zaletą tego rozwiązania konstrukcyjnego endoprotez, jest mała inwazyjność polegająca na oszczędności okolicy stawowej tkanki kostnej w stosunku do obecnie stosowanych endoprotez trzpieniowych, i coraz to potężniejszych rewizyjnych endoprotez, oraz możliwość mocowania bezcementowego, (RYS. 4).

Przebudowa tkanki kostnej korowej oraz adaptacyjne wrastanie tkanki kostnej w świetle współczesnego poroelastycznego elektrofizjologicznego modelu biomechanicznego tkanki kostnej

Zarys biologii przebudowy struktury kości korowej

Nowotworząca się kość zastępuje tkankę kostną wokół implantu zniszczoną podczas jego wszczepiania. Zastąpienie zniszczonej i martwej tkanki kostnej następuje przez rozpuszczanie (resorpcja osteoklastyczna), a następnie formowanie nowej tkanki kostnej w postaci blaszek. Kość przebudowując się tworzy półokrągłe brzości cementowe, systemy Haversa, gąbczastą część kości, półosteony lub międzysystemowe blaszki jako zachowane fragmenty osteonowych jednostek biostrukturalnych kości częściowo rozpuszczone przez ciągły proces przebudowy tkanki kostnej [54, 74]. Przebudowa tkanki kostnej usuwa mikrozniszczenia powstałe w kości, zastępuje martwą lub przemineralizowaną kość, a także dostosowuje jej mikroarchitekturę do miejscowych naprężeń mechanicznych. W przypadku kości osteoporotycznej zwiększa jej porowatość, a także dochodzi do zmniejszenia grubości warstwy korowej oraz obniżenia wytrzymałości kości. Kolejno występujące etapy procesu przebudowy kości korowej zaprezentowano na RYS. 5.

W skrócie (za [31]), proces tworzenia systemów przebiega następująco: komórki kościogubne, osteoklasty, przemieszczają się do przodu w skoncentrowanym ataku na zniszczoną patologiczną tkankę kostną. Tworzą tzw. "sto-

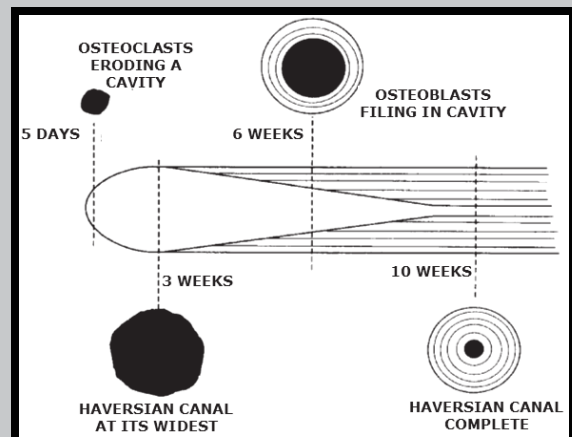


RYS. 4. Rozwiązania konstrukcyjne endoprotez THRA stawu biodrowego [109].
FIG. 4. Examples of total hip resurfacing arthroplasty [109].

of cobalt-chromium powders or beads as well as by diffusive welding of titanium wire mesh [99], (FIG.3d). One of the most popular technologies of producing hydroxyapatite coatings is the plasma spraying [48]. The porous ceramic coatings can be also obtained hydrothermally from coral [2]. There are also known other technologies of porous hydroxyapatite coatings production, e.g. beam sputter deposition [73], dip-coating-sintering, immersion coating, ion plating [26], hot isostatic pressing [65], electrophoretical deposition [36], sol-gel technique [4], etc. The nineties of the 20th century further were distinguished as substantial progress in cementless endoprosthesis constructions.

Currently, in connection with major technological possibilities in producing of porous coatings, there can be observed the return of THRA (Total Hip Resurfacing Arthroplasty) [86, 88, 93, 109]. This constructional solution has an important advantage. Its low invasiveness saves periacetabular bone tissue, in relation to traditional long-stem endoprostheses, and larger and longer revision endoprostheses, (FIG. 4). The great benefit of THRA is also the possibility of its cementless fixation.

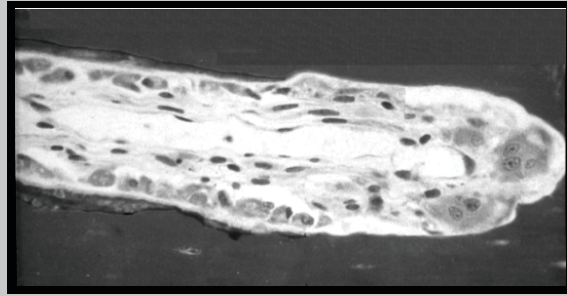
Cortical bone remodelling and adaptive bone tissue ingrowth in the light of the modern poroelastic model of bone



RYS. 5. Schemat tworzącego się systemu Haversa w przekroju podłużnym i oraz przekrojach poprzecznych ukazujących odpowiednio stan po 5 dniach, 3 tygodniach, 6 tygodniach i 10 tygodniach [31].

FIG. 5. Diagram of forming secondary osteon (Haversian system) in longitudinal view and cross-sectional views which presents the consecutive stages of the process: after 5 days, 3 weeks, 6 weeks and 10 weeks [31].

żek tnący" w kształcie połowy skorupki jajka, o średnicy ok. 200 mm i długości 300 mm. Stożek tnący posuwa się naprzód i pozostawia za sobą cylindryczną jamę o średnicy ok. 200 mm. Jednocześnie powstała jama zaczyna się wypełniać. Na jej gładkich wewnętrznych ścianach kościotwórcze komórki kostne (osteoblasty) osadzają się tworząc koncentryczne blaszki. W rezultacie powstaje system Haversa z rozpoznawalnymi cylindrycznymi warstwami i centralnym kanałem, który zawiera jeden lub dwa naczynia krwionośne oraz nerwy. Rys. 6 przedstawia podstawową jednostkę przebudowującej się kości korowej - osteoklasty tworzące tunel oraz wypełniające go osteoblasty. Szczegółowo biologię przebudowującej się tkanki kostnej opisano np.: w [54,74].



RYS. 6. Przebudowa tkanki kostnej korowej - osteoklasty drążące tunel oraz wypełniające go osteoblasty [54].

FIG. 6. Cortical bone remodelling - osteoclast resorbing tunnel and osteoclasts filling in it [54].

Mechanizm adaptacyjnej przebudowy tkanki kostnej

Mechaniczne obciążenie kości długiej powoduje sprężyste odkształcanie zmineralizowanej macierzy kostnej kości korowej. To sprężyste odkształcenie materiału fazy stałej kości korowej powoduje przepływ płynu śródkostnego wypełniającego pory kości. Przepływ jonowego płynu w przestrzeni porowej tkanki kostnej korowej podczas jej mechanicznego odkształcania ma zasadnicze znaczenie dla biodynamiki przebudowy tkanki kostnej. Jest odpowiedzialny za generowanie w kości zjawisk elektrokinetycznych: prądu elektrokinetycznego oraz elektrycznych potencjałów odkształceniowych SGP's (strain generated potentials) [106]. W ten sposób porowata kość korowa wypełniona fizjologicznym płynem podczas mechanicznego obciążania kości długich działa jak mechano-elektrokinetyczny przetwornik [107].

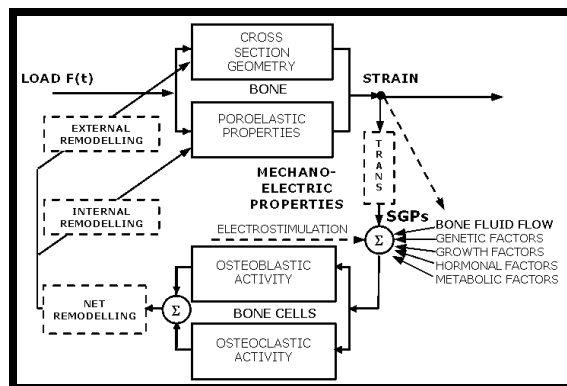
Schemat biodynamiki kości przedstawiony na RYS. 7 został zaproponowany w [87, 100, 106] jako zasadnicza modyfikacja schematu przebudowy kości przedstawionego przez Harta i współpr. w [44]. Uwzględniono w tym schemacie dwufazowy porosprężysty model biomechaniczny kości, elektromechaniczne właściwości porowatej kości wypełnionej jonowym płynem (np.: osteopotencjały SGP's) oraz elektryczną stymulację komórek kostnych [15] a także możliwość stymulacji komórek kostnych przez przepływ płynu (fluid shear stress hypothesis - zaproponowanej przez Cowina i współpr. [30]). Uwzględnione zostały mechaniczno-adaptacyjne właściwości tkanki kostnej w zakresie: 1) tzw. przebudowy zewnętrznej (tj. zmiany kształtu przekroju poprzecznego trzonu kości długiej) oraz 2) tzw. przebudowy wewnętrznej (tj. zmiany właściwości porosprężystych materiału ściany trzonu kości długiej przez zmianę porowatości kości korowej; właściwości mechatroniczne kości, które przedstawiono na schemacie za pomocą przetwornika mechano-elektrycznego TRANS i osteopotencjałów SGP's.

tissue

The outline of bone remodelling biology

New bone formation replaces bone tissue around the implant destroyed during the implant insertion procedure. The replacement of destroyed and dead bone occurs by resorption, followed by formation of lamellar new bone. Bone remodelling produces resting (scalloped) cement lines, secondary osteons or Haversian systems, trabecular parts of bone, hemiosteons or interstitial lamellae as surviving fragments of bone structural units partially resorbed by continuous bone remodelling [54, 74]. Bone tissue remodelling is important process for removal microdamage, it replaces dead and hypermineralized bone and adapt microarchitecture to local mechanical stresses. In case of osteoporotic bone it increases bone porosity, decreases the width of cortical shell of bones and reduces bone strength. The stages of cortical bone remodelling are presented on the scheme in FIG. 5.

In brief (after [31]), Haversian systems form like this: many bone-destroying cells, called osteoclasts, move forward in a concentrated attack on the pathological bone tissue. They form so-called "cutting cone", shaped like "half tin eggshell", about 200 mm in diameter and 300 mm long. A cutting cone advances and leaves cylindrical cavity of diameter about 200 mm behind. As soon as the cavity forms, it begins to fill in. Those walls of the cavity are made smooth, and bone is deposited on the internal surface in concentric lamellae. The end of the result is the Haversian system with distinguishable cylindrical layers and central cavity, which contains one, or sometimes two, blood vessels, and nerves. Figure 6 presents osteoclasts resorbing a tunnel and osteoblasts filling it. The complete description of bone tissue biology can be found e.g. in [54, 74].



RYS. 7. Kość jako układ biodynamiczny [87, 100].
FIG. 7. The schematic diagram of the bone dynamics. [87, 100].

Mechanism of adaptive bone ingrowth

Mechanical load of a long bone causes an elastic deformation of osseous mineralized matrix of cortical bone. This elastic deformation of solid phase of cortical bone causes bone pore fluid to flow. The flow of the ionic fluid in pore space of cortical bone during mechanical loading of bone has a fundamental influence on the biodynamic properties of bone. It generates in cortical bone the electrokinetic effects: the electrokinetic current and the strain generated potentials SGP's, [106]. In this way the porous cortical bone saturated with physiological fluid in a mechanically loaded long bone works as a mechano-kineto-electric transducer [107].

The diagram of bone biomechanics presented in FIG. 7 was proposed in [87, 100, 106] as an essential modification of diagram of scheme of bone remodelling presented by

Mechano-elektryczne (mechatroniczne) właściwości tkanki kostnej [105, 107] warunkują generowanie potencjałów odkształceniowych SGPs, które są jednym z czynników warunkujących adaptacyjną przebudowę tkanki kostnej w odpowiedzi na historię obciążeń mechanicznych kości. Czynnikiem ten w rezultacie jest, między innymi, odpowiedzialny za trwałość połączenia kość-implant [115].

Wpływ cech mikrostruktury powierzchni implantów na warunki utworzenia i wytrzymałość połączenia kość-implant

Problem zgodności strukturalno-biomechanicznej dotyczy zapewnienia efektywnej trwałości oraz niezawodności połączeniu kość-porowaty implant. W zagadnieniu tym można wyróżnić: 1) zgodność strukturalną (strukturalno-adaptacyjną), która dotyczy indukcji procesu wrastania tkanki kostnej w pory implantu adaptacyjnie do historii obciążeń kości zgodnie z prawem przebudowy Wolffa [116]; oraz 2) zgodność biomechaniczną, która dotyczy zapewnienia długookresowej wytrzymałości rozważanego połączenia kość-porowaty implant m. in. przez zapobieganie powstawaniu niekorzystnych pól naprężeń w kości. Kryterium zgodności strukturalno-adaptacyjnej połączenia kość-porowaty implant określa zdolność porowatej warstwy wierzchniej implantu do indukowania efektywnego wrastania tkanki kostnej do przestrzeni porowej warstwy, tzn. wrastania pozwalającego na uformowanie w pełni zmineralizowanej tkanki kostnej. Każdy biologicznie kompatybilny porowaty biomateriał dopuszcza wrastanie w jego pory tkanki kostnej pod warunkiem zapewnienia właściwego przedziału wartości parametrów porostruktury dla umieszczenia w niej komórek kostnych (osteonów) [19]. Warunkiem koniecznym zajścia procesu adaptacyjnej przebudowy tkanki kostnej jest zgodność parametrów porostruktury warstwy wierzchniej implantu z parametrami mikrostruktury przebudowującej się i zmineralizowanej tkanki kostnej [114].

Wielu autorów badało wpływ cech mikrostruktury implantów na efektywność adaptacyjnego wrastania tkanki kostnej oraz na wytrzymałość i trwałość połączenia kość-porowaty implant. W latach siedemdziesiątych Robertson i inni [85] oraz Weish i inni [110] badając porowate powierzchnie o charakterystycznym rozmiarze mniejszym niż 100 mikrometrów znaleźli korelację pomiędzy wzrostem rozmiaru porów a wzrostem wytrzymałości zakotwiczenia implantu. Klawitter i Hulbert ustalili, że wymiar 100 mm stanowi minimalny rozmiar pora konieczny dla utworzenia w pełni zmineralizowanej tkanki kostnej. Wyniki ich badań sugerują, że optymalne średnice porów powinny wynosić 100-135 mm [57]. W 1980 roku Bobyn i współprac. [14] przedstawili wyniki badań klinicznych, z których wynikało, że wrastanie tkanki kostnej w mikroporową powierzchnię jest możliwe przy rozmiarze porów pomiędzy 50 a 500 mikrometrów. W 1984 roku Brooker i współprac. [16] opublikowali pracę, w której stwierdzają, że ze względu na pożądane przerastanie wszczepu tkanką kostną, optymalny rozmiar porów materiału porowatego pokrywającego endoprotezę zawiera się w przedziale od 100 do 400 mikrometrów. Według [78] wrastanie tkanki kostnej wystąpi w przypadku powłoki porowatej o rozmiarze porów większym niż 75 mm. Minimalny wymiar porów jest podyktowany średnicą osteonów zdrowej (nieosteoporotycznej) kości korowej. W przypadku porów o rozmiarach mniejszych od 75 mm nie odnotowuje się wrastania tkanki kostnej. W przedziale rozmiaru porów pomiędzy 75 a 150 mm występuje co prawda wrastanie, ale trudno utrzymać w pełni zdolne do życia osteony [78]. Kliniczne doświadczenie wskazuje, że charakterystyczny rozmiar

Hart et al. [44]. It takes into account the two-phase poroelastic model of bone tissue, the electromechanic properties of porous cortical bone saturated with ionic fluid (i.e. SGPs) and electric stimulation of bone cells [15] and also the possibility of stimulation of bone cells by bone fluid flow (fluid shear stress hypothesis - elaborated by Cowin et al. [30]). There are presented the mechano-adaptive properties of bone: 1) the so-called external remodelling - i.e. the change of the shape of cross section of long bone and 2) the so-called internal remodelling - i.e. the change of the porous properties of cortical bone; the mechanoelectric properties of bone are illustrated on diagram in FIG. 7 by mechanoelectric transducer TRANS and the strain generated potentials SGPs.

The mechanoelectric properties of bone (the mechatronic properties of living bone [105, 107]) conditions the generation of the strain generated potentials which are a co-factor of stimulation of adaptive remodelling of bone in response to the mechanical load history. The co-factors are consequently conditioning, among others, the stability of bone implants [115].

Influence of the surface microgeometry on the formation of bone-implant fixation and its biomechanical stability

The problem of structural-biomechanical compatibility concerns with ensurance of long-term stability and reliability of load-carrying construction of bone-porous implant fixation. In this matter we can distinguish: 1) the structural (structural-adaptive) compatibility - dealing with the induction of process of adaptive bone tissue ingrowth into pore space of implant coating, which, according to Wolff's law [116], depends on the bone physiological load history; and 2) the biomechanical compatibility - dealing with ensurance of long-term stability of considered bone-porous implant fixation, among others, by prevention of generating of non-physiologic stress fields in bone tissue around the implant. The criterion of structural-adaptive compatibility of bone-implant fixation can be defined as the ability of a porous coating of implant to inducing on its surface an effective bone tissue ingrowth - the ingrowth allowing creating mineralized new bone formation. Every biologically compatible porous biomaterial permits bone tissue ingrowth when the proper range of pore size to place in it osteons is ensured [19]. The necessary condition to proceed the adaptive bone tissue ingrowth is the compatibility of the parameters of porous coating microgeometry with the structure parameters of remodelling and mineralized bone tissue [114].

The influence of the surface microgeometry on the formation of bone-implant fixation and its biomechanical stability has been investigated by many authors. In the 70-ties of the 20th century Robertson et al. [85] and Weish et al. [110] found the correlation between the augmentation of fixation strength and the pore size increase. Klawitter and Hulbert estimated that 100 mm should be the minimal pore dimension required for fully mineralized bone tissue formation. The results of their research suggest the optimal pore size between 100 and 135 mm [57]. Bobyn et al. (1980, [14]) presented the results of the clinical research, in which they stated the bone tissue ingrowth into the porous coating is possible if the pore size is between 50 and 500 mm. Brooker et al. (1984, [16]) announced the pore size required for bone ingrowth in porous coated implants between 100 and 400 mm. According to [78] bone tissue ingrowth into the pores on implant surface will occur if the pore size is at least 75 mm. The minimum pore size depends on the os-

porów przestrzeni porowej biomateriału powinien mieścić się w przedziale 100 do 350 nm, jak również pory powinny być wzajemnie połączone [22]. Według Niesz i Tennery'ego [71] optymalna porowatość implantu powinna naśladować systemy Haversa i średnice porów powinny mieścić się w przedziale 50-250 nm. Turner i inni [104] w swoich badaniach zasugerowali, że pewien wpływ na wrastanie tkanki ma także struktura wewnętrzna warstwy porowatej. Wykazali oni, że włókniste metalowe pokrycie o średnim rozmiarze porów 247 nm lepiej warunkuje wrastanie tkanki kostnej niż kulkowa powłoka o średnim rozmiarze porów 297 nm. Wytrzymałość na ścinanie tkanki kostnej wrastającej zależy od głębokości wrastania do warstwy porowatej [64]. Wyniki badań biomateriałów Clemowa i współprac. [27] wykazują spadek trwałości i stabilności mocowania ze wzrostem wielkości porów od wielkości 175 do 325 mikrometrów. Aktualnie przyjmuje się, że optymalne przetrwanie tkanką kostną wykazują materiały o wielkościach porów 100-500 nm [11].

Obszerne studium nad wrastaniem tkanki kostnej w przestrzeni porowatej pokrytych hydroksyapatytową ceramiką prowadził w latach dziewięćdziesiątych zespół Soballe [99]. Dokonał on porównania rezultatów integracji tkanki kostnej z przestrzeniami porowymi powłok metalicznych i ceramicznych. Wyniki badań jego zespołu wskazują, że w przypadku bardziej gładkich hydroksyapatytowych powłok o mniejszych porach i w konsekwencji mniejszej potencjalnej powierzchni styku kości z implantem, połączenie kość-implant wykazuje zbliżone wartości wytrzymałości na ścinanie, otrzymane podczas badań wytrzymałościowych zrywania połączenia, do implantów z powłoką metaliczną o bardziej dostępnej dla wrastania przestrzeni porowej. Wynika to z faktu, iż w przypadku porowatych implantów metalicznych połączenie ma charakter wyłącznie mechaniczny i, z biomechanicznego punktu widzenia, jest uwarunkowane głównie kształtowaniem mikropowierzchni implantu, tzn. jej porodostępnością dla wrastania tkanki kostnej. W przypadku warstwy porowatej bioceramiki hydroksyapatytowej, mamy do czynienia z połączeniem mechano-fizyko-biochemicznym uwarunkowanym również innymi czynnikami (jakość pokrycia: skład chemiczny, czystość, zawartość pierwiastków śladowych, stosunek Ca/P, krytaliczność, rozpuszczalność, gęstość, porowatość, etc. [75]). W bieżącym piśmiennictwie wciąż brakuje jednoznacznie sformułowanych wytycznych dla mikrostruktury porowatych powłok implantów ortopedycznych. Zdaniem autorów jest tak dlatego, iż wciąż brakuje odpowiedniego opisu biomechanicznego mikrostrukturalnych właściwości porowatych implantów ortopedycznych opartego na teorii materiałów porowatych.

Podsumowanie

Zgodność strukturalno-adaptacyjna połączenia kość-porowaty implant określa zdolność porowatej warstwy wierzchniej implantu do wystąpienia efektywnego wrastania tkanki kostnej do jej przestrzeni porowej, tzn. wrastania pozwalającego na uformowanie w pełni zmineralizowanej tkanki kostnej. Zdolność tą charakteryzują strukturalne właściwości osteoindukcyjne porowatej warstwy wierzchniej implantu, które można opisać za pomocą odpowiednich parametrów porostruktury warstwy wierzchniej implantu [114].

Biodynamicznego procesu adaptacyjnej przebudowy tkanki kostnej nie da się wytłumaczyć bez dostrzeżenia biomechanicznej oraz bioelektrofizjologicznej roli fazy płynnej (właściwości biomechaniczne tkanki kostnej [105]). Pomimo wielu różnych rozwiązań konstrukcyjnych trzpieni bezcementowych istniejących na rynku, problem właściwe-

teon diameter of a healthy (nonosteoporotic) cortical bone. The bone tissue ingrowth cannot be observed if the pore size is less than 75 nm. The bone tissue ingrowth can be observed if the pore size is between 75 and 150 nm but it is hard to keep viable osteons [78]. Further investigations indicate the characteristic size of pores in porous coated biomaterial should range from 100 up to 350 nm and the pores should be interconnected [22]. According to Niesz and Tennery [71] the optimal porosity of implant should imitate the physiological Haversian's structure with the pore dimensions between 50 and 250 nm. Turner et al. [104] suggested in their study the bone tissue ingrowth is influenced also by other factors such as the configuration of surface geometry and surface topography. They proved the metal fiber wire coating with the average pore size of 247 nm conditions better the bone tissue ingrowth than the bead coating with the average pore size of 297 nm. The shear resistance of the bone-implant interface depends also on the depth of the ingrown bone [64]. Clemow et al. [27] show the fixation stability weakens with the growth of the pore size from 175 to 325 nm. Currently it is assumed the optimal bone ingrowth of the bone tissue into the porous implants can be observed when its pore size is between 100 and 500 nm [11].

Soballe et al. [99] performed a comprehensive study on bone tissue ingrowth into the composite biomaterial coated with hydroxyapatite ceramics. He compared the bone integration with metallic and ceramic coating and proves the smoother ceramic coating with smaller pores and smaller contact surface between the bone and the implant has the ultimate shear strength (obtained from push-out tests) similar to implants with metallic coating, which have more rough topography. It results from the fact, the bone-implant fixation in metallic porous implants is a mainly mechanical fixation. From a structural-biomechanical point of view, it is conditioned mainly by microporosity parameters, i.e. by the poroaccessibility of porous surface for bone ingrowth. However, in porous hydroxyapatite ceramic the fixation has mechano-physico-chemical character, which is conditioned also by other factors, e.g. calcium phosphate coating quality, i.e. its chemical composition, purity, trace elements content, Ca/P ratio, crystallinity, solubility, density, porosity, etc. [75]). In the current literature there is still lack of clearly defined microstructural requirements for porous coatings on the bone implants. In the authors opinion it is due the lack of the adequate biomechanical description of the microstructural properties of porous coatings based on the porous materials theory.

Conclusions

The structural-adaptive compatibility of bone-porous implant fixation deals with an ability of porous coating to induce the effective bone tissue ingrowth into its pores allowing bone mineralization. This ability is characterized by the structural osteoinductive properties of porous coating of implant and guarantees the proper bone-implant fixation. The osteoinductive properties of porous coating are determined by the proper parameters of its microstructure [114].

The biodynamic process of the adaptive bone ingrowth cannot be explained without the biomechanical and bioelectrophysiological role of the ionic fluid flowing in the pore space of bone tissue (the biomechanical properties of living bone) [105]. The proper coating microstructure is still a matter of research, though there are a lot of types of microstructures of porous coatings on the market. In this paper there is presented review of the literature concerning the implant surface microgeometry research that was based

go ukształtowania mikrostruktury powierzchni implantu pozostaje w dalszym ciągu nierozwiązany. Przedstawiony w pracy literaturowy przegląd badań nad zgodnością strukturalną połączenia kość-porowaty implant prowadzone były w oparciu o jednofazowy model biomechaniczny tkanki kostnej. Zdaniem autorów, przedział wartości rozmiarów pora przyjęty za optymalny dla wrastania tkanki kostnej (tj. 100-500 μm), jest zbyt szeroki. Ponadto kryterium to powinno zostać rozszerzone o wielkość lub wielkości, które byłyby związane z szybkością wypełniania przestrzeni porowej powierzchni implantu przez tkankę kostną. Wciąż brak w literaturze kryteriów zgodności strukturalno-adaptacyjnej połączenia kość-porowaty implant, które byłyby opracowane na podstawie współczesnego dwufazowego, porosprężystego modelu biomechanicznego tkanki kostnej. Wynika stąd konieczność identyfikacji parametrów mikrostruktury porowatych warstw wierzchnich istotnych ze względu na powstanie połączenia kość-porowaty implant. Rozwiązanie tego problemu umożliwi analizę wpływu zidentyfikowanych parametrów porostruktury warstwy wierzchniej implantu na wytrzymałość mechaniczną rozważanego połączenia na postawie współczesnego dwufazowego porosprężystego modelu biomechanicznego tkanki kostnej. Analiza zgodności biomechanicznej pomiędzy tkanką kostną a wszczepem przeprowadzona na podstawie w/w modelu może także dostarczyć wiedzy niezbędnej do poprawienia niezawodności konstrukcji sztucznego stawu oraz wydłużenie jej trwałości. Zagadnienia zgodności strukturalno-adaptacyjnej i zgodności biomechanicznej połączenia kości z porowatym implantem na podstawie współczesnego dwufazowego porosprężystego modelu biomechanicznego tkanki kostnej są przedmiotem pracy [114].

Podziękowania

Praca finansowana przez Ministra Nauki i Informatyzacji w ramach projektu nr 4 T07C 056 29.

Piśmiennictwo

- [1] Albrektsson, T., Carlsson, L.V., Morberg, P., et al.: Directly Bone-Anchored Implants, In: Bone Implant Interface, Hurley, R., (Ed.), Mosby, St Luis, 1994, 97-120.
- [2] Aoki, H.: Medical Applications of Hydroxyapatite, Ishiyaku Euroamerica, Inc., Tokyo-St. Louis, 1994.
- [3] Barrack, R.L., Cook, S.D., Patrom, L.P.: Induction of Bone Ingrowth From an Acetabular Defect to a Porous Surface with Osteogenic Protein-1, Clin. Orthop., 2003; 417:41-9.
- [4] Ben-Nissan, B., Cai, C.S., Gross, K.A.: Effect of Solution Aging on Sol-Gel Hydroxyapatite Coatings, Bioceramics, 10 1997, 175-78.
- [5] Berry, J.L., Geiger, J.M., Moran, J.M., Skraba, J.S., Greenwald, A.S.: Use of Tricalcium Phosphate or Electrical Stimulation to Enhance the Bone-Porous Implant Interface, J. Biomech. Mater. Res., 1986; 20: 65-77.
- [6] Będziński, R., Bemakiewicz, M., Ścigała, K.: Biomechanical Aspects of Artificial Joint Implantation in Lower Limb, Journal Of Theoretical And Applied Mechanics, 3, 37, 1997, 455-479.
- [7] Będziński, R.: Biomechanika Inżynierska. Zagadnienia Wybrane, Oficyna Wyd. Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
- [8] Biernbaum, B.E., Nairus, J., Kuesis, D., Morrison, J.C., Ward, D.: Ceramic-On-Ceramic Bearings In Total Hip Arthroplasty., Clin. Orthop., 2002; 405, 158-63.
- [9] Bigliani, L.U., Flatow, E.L.: Shoulder Arthroplasty, Springer, 2005.
- [10] Blencke, B.A., Bromer, H., Deutcher, K.K.: Compatibility and Long-Term Stability Of Glass Ceramic Implants, J. Biomed. Mater. Res., 1978, 12, 307-316.

on the traditional one-phase biomechanical model of bone. In our opinion, the range of pore size (i.e. 100-500 μm), proposed in the current literature as an optimal to obtain bone tissue ingrowth, is too extensive. Moreover, the description of the porous coating microstructure should be extended with additional parameter(s) connected to the rate of bone ingrowth.

There are still no well-defined criteria of structural-adaptive compatibility of the bone-implant fixation on the basis of the two-phase poroelastic biomechanical model of bone tissue. Therefore the identification of the parameters characterizing the microstructure of porous coatings from the point of view of the formation proper bone-implant fixation is important and necessary. The solution of the problem of the structural-adaptive compatibility of the bone-implant fixation will make possible the mechanical strength analysis of the considered fixation on the basis of the modern two-phase poroelastic model of bone. Analysis of structural-biomechanical compatibility of bone tissue and porous coatings on implant on the basis of this model might also afford additional knowledge required for increasing of reliability of artificial joint and extension of its vitality. The problems of structural-adaptive compatibility and the biomechanical compatibility of bone with porous coated implants on the base of the modern two-phase poroelastic biomechanical model of bone tissue are presented in [114].

Acknowledgements

The work was supported by the Minister of Science and Information Society Technologies No 4 T07C 056 29

References

- [11] Błażewicz, S., (Ed.), Stoch, L., (Ed.): Problemy Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej, Tom 4, Biomateriały, Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, Warszawa 2003.
- [12] Bobyn, J.D., Hacking S.A., Krygier J.J., Harvey E.J., Little D.G., Tanzer M.: Zoledronic Acid Causes Enhancement Of Bone Growth Into Porous Implants, J. Bone Joint Surg. 2005; 87-B: 416 -420.
- [13] Bobyn, J.D., Tok, K-K., Hacking, S.A., Tanzer, M., Krygier, J.J.: The Tissue Response to Porous Tantalum Acetabular Cups: A Canine Model, J. Arthroplasty, 1999;14: 347-54.
- [14] Bobyn, J.D., Pillar, R.M., Cameron, H.U., Weatherly, G.C.: The Optimum Pore Size For The Fixation Of Porous-Surfaced Metal Implants By The Ingrowth Of Bone, Clin. Orthop., 1980; 150: 263-270.
- [15] Brighton, C.T., Wang, W., Seldes, R., Zhang, G., Pollack S.R.: Signal Transduction in Electrically Stimulated Bone Cells, J. Bone Jt. Surg., 2001; 83A, 1514-1523.
- [16] Brooker, A.F., Collier, J.P.: Evidence Of Bone Ingrowth Into A Porous-Coated Prosthesis, J. Bone Joint Surg., 1984; 66a: 619-621.
- [17] Buch, F., Albrektsson, T., Herbst, E.: Direct Current Influence on Bone Formation In Titanium Implants, Biomaterials, 1984, 3, 341.
- [18] Bugbee, W.D., Engh, C.A.: Cementless Femoral Component: Extensively Coated, In: Callaghan J.J., Rosenberg A.G., (Ed), Rubash H.E., (Ed): The Adult Hip, Lippincott-Raven Publishers, Philadelphia, New York, 1998, 1023-1040.

- [19] Callaghan, J.J., (Ed.), Rosenberg, A.G., (Ed.), Rubash, H.E., (Ed.): *The Adult Hip*, Lippincott-Raven Publishers, Philadelphia, [New York, 1998.
- [20] Callaghan, J.J.: *The Clinical Results and Basic Science Of Total Hip Arthroplasty With Porous Coated Prostheses*, *J. Bone Joint Surg.*, 1993; 75A, 299-312.
- [21] Cameron, H.U.: *Smooth Metal-Bone Interface*, In: Hurley, R., (Ed.), *Bone Implant Interface*, Mosby, St Luis, 1994, 121-144.
- [22] Cameron, H.U.: *The Implant Bone Interface: Porous Metals*, In: Hurley, R., (Ed.), *Bone Implant Interface*, Mosby, St Luis, 1994, 145-168.
- [23] Celeste, A.J., Iannazzi, J.A., Taylor, R.C., Hewick, R.M., Rosen, V., Wang, E.A., Wozney, J.M.: *Identification Of Transforming Growth Factor Beta Family Members Present In Bone-Inductive Protein Purified From Bovine Bone*, *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* 1990; 87: 9843-7.
- [24] Charnley, J.: *Low Friction Arthroplasty Of The Hip*, Springer-Verlag, Berlin, 1979.
- [25] Charnley, J.: *Acrylic Cement in Orthopaedic Surgery*, Churchill, Livingstone, Edinburgh, 1970.
- [26] Chen Lin, J.H., Liu, M.L., Ju, C.P.: *Structure And Properties Of Hydroxyapatite-Bioactive Glass Composites Plasma Sprayed On Ti6Al4V*, *Journal Of Material Science: Materials In Medicine*, 5, 1994, 279-283.
- [27] Clemow, A.J.T., Wienstein, A.M., Klawitter, J.J., Koeneman, J., Anderson, J.: *Interface Mechanics of Porous Titanium Implants*, *J. Biomed. Mater. Res.*, 1981, 15, 73-82.
- [28] Cook, S.D., Salkeld, S.L., Patron, L.P., Barrack, R.L.: *The Effect Of Demineralized Bone Matrix Gel On Bone Ingrowth And Fixation Of Porous Implants*, *J. Arthroplasty*, 2002; 17: 402-8.
- [29] Cook, S.D., Thomas, K.A., Kay, J.F., Jarcho, M.: *Hydroxyapatite-Coated Porous Titanium For Use As An Orthopedic Biologic Attachment System*, *Clin. Orthop.*, 1988; 230: 303-12.
- [30] Cowin, S.C.: *Bone Poroelasticity*, In: Cowin, S.C., (Ed.): *Bone Biomechanics Handbook*, 2. Ed., Crc Press, Boca Raton, FL USA, 2001.
- [31] Currey, J.D.: *Bones: Structure And Mechanics*, Princetown University Press, Princeton and Oxford, 2002.
- [32] Dai, K.R., Liu, Y.K., Park, J.B., Zhang, Z.K.: *Bone Particle Impregnated Bone Cement: An In Vivo Weight-Bearing Study*, *J. Biomed. Mater. Res.*, 1991, 25, 141-156.
- [33] D'Antonio, J.A., Capello, W.N., Manley, M.T., Bierbaum, B.: *New Experience with Alumina-On-Alumina Ceramic Bearings for Total Hip Arthroplasty*, *J. Arthroplasty*, 2002; 17: 390-7.
- [34] D'Antonio, J.A., Capello, W.N., Manley, M.T., Geesink, R.: *Hydroxyapatite Femoral Stems For Total Hip Arthroplasty: 10 to 13 Year Follow Up*, *Clin. Orthop.*, 2001; 393: 101-11.
- [35] de Groot K.: *Bioceramics Of Calcium Phosphate*, Crc Press, Boca Raton, FL, 1983.
- [36] Ducheyne, P., Van Raemdonck, W., Heughebaert, J.C., Heughebaert, M.: *Structural Analysis of Hydroxyapatite Coatings on Titanium*, *Biomaterials*, 7 (2), 1986, 97-103.
- [37] Engh, C.A., Claus, A.M., Hopper, R.H.: *Long-term Results Using the Anatomic Medullary Locking Hip Prosthesis*, *Clin. Orthop.*, 2001; 393: 137-46.
- [38] Engh, C.A., Massin, P., Suthers, K.: *Roentgenographic Assessment of the Biologic Fixation of Porous-Surface Femoral Components*, *Clin Orthop.*, 1992; 284: 310-2.
- [39] Engh, C.A., Glassman, A.H., Suthers, K.E.: *The Case for Porous-Coated Hip Implants*, *Clin. Orthop.*, 1990, T. 261, 63-81.
- [40] Green, J.R., Muller, K., Jaeggi, K.A.: *Preclinical Pharmacology of CGP42'446, A New Potent, Heterocyclic Bisphosphonate Compound.*, *J. Bone Miner. Res.*, 1994; 9: 745-751.
- [41] Grote, J.J.: *Reconstruction of the Middle-Ear with Hydroxyapatite Implants: Long Term Results*, *Ann. Otol. Rinol. Laryngol.*, 144, 12, 1990.
- [42] Gunzburg, R., (Ed.), Mayer, H.M., (Ed.), Szpalski, M., (Ed.), Aebi, M., (Ed.): *Arthroplasty of the Spine*, *European Spine Journal*, Vol. 11, Suppl. 2, Springer, 2004.
- [43] Harris, W.H.: *Hybrid Total Hip Replacement*, *Clin. Orthop.*, 1996, T. 333, 155-164.
- [44] Hart, R.T., Davy, D.T., Heigle, K.G.: *Mathematical Modelling Of Stress Adaptation Process in Bone*, *Calcif. Tiss. Int.*, 1984; 36, Suppl. 1, 104-109.
- [45] Hench, L.L., Paschall, H.A.: *Direct Chemical Bond of Bioactive Glass-Ceramic Materials To Bone And Muscle*, *J. Biomed. Mater. Res. Symp. No. 4*, 1973, 25-43.
- [46] Hench, L.L.: *Bioactive Glasses, Ceramics and Composites*, In: Hurley R. (Ed.), *Bone Implant Interface*, Mosby, St Luis, 1994, 181-190.
- [47] Henrich, D.E., Cram, A.E., Park, J.B., Liu, Y.K., Reddi, H.: *Inorganic Bone and Bone Morphogenic Protein Impregnated Bone Cement: A Preliminary In Vivo Study*, *J. Biomed. Mater. Res.* 1993, 27, 227-280.
- [48] Herman, H.: *Plasma-Sprayed Coatings*, *Scien. Am.*, 1988, 259: 78-88.
- [49] Hintermann, B.: *Total Ankle Arthroplasty*, Springer, Wien, New York, 2004.
- [50] Hirshhorn, J.S., Mcbeath, A.A., Dustoor, M.R.: *Porous Titanium Surgical Implant Materials*, *J. Biomed. Mater. Res. Symp.*, No. 2, 1972, 49-69.
- [51] Hirshhorn, J.S., Reynolds, J.T.: *Powder Metallurgy Fabrication of Cobalt Alloy Surgical Implant Materials*, In: Korostoff, E., (Ed.): *Research in Dental and Medical Materials*, Plenum Press, New York, 1969.
- [52] Homsy, C.A., Cain, T.E., Kessler, F.B., Anderson, M.S., King J.W.: *Porous Implant Systems for Prosthetic Stabilization*, *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 1972, 89, 220-231.
- [53] Jasty, M., Rubash, H.E., Palement, G.D., Bragdon, C.R., Parr, J., Harris, W.H.: *Porous Coated Uncemented Components in Experimental Total Hip Arthroplasty in Dogs. Effect of Plasma-Sprayed Calcium Phosphate Coatings on Bone In-Growth*, *Clin. Orthop.*, 1992; 280: 300-9.
- [54] Jee, W.S.S.: *Integrated Bone Tissue Physiology: Anatomy and Physiology*, In: Cowin, S.C., (Ed.): *Bone Biomechanics Handbook*, 2. Ed., Crc Press, Boca Raton, FL USA, 2001.
- [55] Kay, J.F.: *Bioactive Surface Coatings; Cause for Encouragement and Caution*, *J. Oral Implant*, 1988, 16, 43-54.
- [56] Kienapfel, H., Summer, D.R., Turner, T.M., Urban, R.M., Galante, J.O.: *Efficacy of Autograft and Freeze-Dried Allograft to Enhance Fixation of Porous Coated Implants in The Presence of Interface Gaps*, *J. Orthop. Res.*, 1992; 10: 423-33.
- [57] Klawitter, J.J., Hulbert, S.F.: *Application of Porous Ceramics for the Attachment of Load Bearing Internal Orthopaedic Application*, *Biomed. Mater. Res. Symp.*, No. 2, 1972, 161-229.
- [58] Kozinn, S.C., Hedley, A.K., Urist, M.R.: *Augmentation Of Bone Ingrowth: I. Ingrowth Into Bone Morphogenic Protein (BMP) Impregnated Porous Implants*, In: *Transactions, 28th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society 1982*, 7, 181.
- [59] Kusz, D.: *Rys historyczny i uwarunkowania endoprotezoplastyki stawu biodrowego*, *Inżynieria Materiałowa*, 2 1998. 36-39.
- [60] Kusz, D.: *Biomechaniczne aspekty endoprotezyk stawu biodrowego*, *Inżynieria Materiałowa*, Nr 2/1997, 39-44.
- [61] Lewis, G.: *The Elbow Joint and Its Total Arthroplasty*, *Bio-Med. Mater. Eng.*, 6, 353, 1996.
- [62] Liu, Y.K., Njus, G.O., Park, J.B., Stienstra, D.: *Bone Particle Impregnated Bone Cement, I. In Vitro Study*, *J. Biomed. Mater. Res.*, 1987, 21, 247-261.
- [63] Lord, G.A., Hardy, J.R., Kummer, F.J.: *An Uncemented Total Hip Replacement*, *Clin. Orthop.*, 1979, T. 141, 2-16.
- [64] Marciniak, J.: *Biomateriały*, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002.
- [65] McKoy, B.E., An, Y.H., Friedman, R.J.: *Factors Affecting The Strength Of The Bone-Implant Interface*, In: An, Y.H., (Ed.), Draughn, R.A., (Ed.): *Mechanical Testing Of Bone And The Bone-Implant Interface*, CRC Press, Boca Raton, London, New York Washington Dc, 2000.
- [66] Meuli, H.C.: *Total Wrist Arthroplasty, Experience with Noncemented Prosthesis H.C.: Total Wrist Arthroplasty, Experience with Noncemented Prosthesis*, *Clin. Orthop.*, 342, 77, 1997.
- [67] Misch, C.E.: *Dental Implant Prosthetics*, Mosby-Year Book, 2004.

- [68] Mittlemeier, H.: Anchoring Hip Endoprosthesis Without Bone Cement, In: Schaldach, M., (Ed.), Hohmann, D., (Ed.): *Advances In Artificial Hip And Knee Joint Technology*, Springer-Verlag, Berlin, 1976, 387-402.
- [69] Moore, A.T.: The Self-Locking Metal Hip Prosthesis, *J. Bone Joint Surg. Am.*, 1957, T. 39 - A (4), 811-827.
- [70] Mow, V.C., (Ed.), Hayes, W.C., (Ed.): *Basic Orthopedic Biomechanics*, Lippincott Williams & Wilkins, New York 1997.
- [71] Niesz, D.E., Tennery, V.J.: *Ceramics for Prosthetic Application - Orthopedic, Dental and Cardiovascular, Mat. And Ceram. Inform. Center., MCIC - 74 - 21, 1974.*
- [72] Niles, J.L., Lapitsky, M.: Biomechanical Investigation of Bone-Porous Carbon and Metal Interfaces, *Biomed. Mater. Res. Symp.*, 1975, 4, 63-84.
- [73] Ong, J.L., Lucas, L.C., Lacefield W.R., Rigney, E.D.: Structure, Solubility and Bond Strength of Thin Calcium Phosphate Coatings Produced By Beam Sputter Deposition, *Biomaterials*, 13 (4), 1992, 249-254.
- [74] Ostrowski, K., (Ed.): *Histologia, PZWL, 1998.*
- [75] Overgaard, S.: Calcium Phosphate Coatings For Fixation Of Bone Implants, *Acta Orthopaedica Scandinavica, Suppl., No. 297, Vol. 71, 2000.*
- [76] Park, J.B., Choi, W.W., Liu, Y.K., Haugen, T.W.: Bone Particle Impregnated Polymethylmethacrylate: In Vitro And In Vivo Study. In: Van Steenberghe, D., (Ed.): *Tissue Integration in Oral And Facial Reconstruction, Excerpta Medica, Amsterdam, 1986, 118-124.*
- [77] Park, J.B., Kenner, G.H.: Effect of Electrical Stimulation on the Tensile Strength of the Porous Implant and Bone Interface, *Biomater. Med. Dev. Artif. Org., 1975, 3, 233-243.*
- [78] Park, J.B., Bronzino, J.D.: *Biomaterials: Principles And Applications*, Boca Raton, London, New York, Washington, D.C., CRC Press, 2003.
- [79] Park, J.B.: Orthopedic Prosthesis Fixation, In: Bronzino, J.D., (Ed.): *Biomedical Engineering Handbook*, Boca Raton, CRC Press, 1995, 704-723.
- [80] Parthofer, R., Weinhart, R., Frehner, W.: 15 Years of Personal Experience with Cement-Free Primary Hip-Joint Endoprostheses, *Chir. Narz. Ruchu Orthop. Pol.*, 1994, T. 59 (Suppl. 3), 218-222.
- [81] Popoviol, A.F.: Polyvinyl Plastic Sponge In Experimental Orthopaedic Surgery: A Preliminary Report, *Bull Georgetown Univ. Med. Cent.*, 7: 177.
- [82] Predecki, P., Stephan, J.E., Auslander, B.E., Mooney, V.L., Kirkland, K.: Kinetic of Bone Growth Into Cylindrical Channels in Aluminium Oxide and Titanium, *J. Biomed. Mater. Res.*, 1972, 6, 375-400.
- [83] Prendergast, P.J.: *Bone Prostheses and Implants*, In: Cowin, S.C., (Ed.): *Bone Biomechanics Handbook, 2. Ed., CRC Press, Boca Raton, Fl USA, 2001.*
- [84] Rivero, D.P., Landon, G.C., Skipor, A.K., Urban, R.M., Galante, J.O.: Effect of Pulsing Electromagnetic Fields on Bone Ingrowth in a Porous Material (Abstract), *Trans. Orthop. Res. Soc.*, 1986; 11:492.
- [85] Robertson, D.M., Pierre, L., Chehal, F.: Preliminary Observations of Bone Ingrowth into Porous Material, *J. Biomed. Mater. Res.*, 10, 335, 1976.
- [86] Rogala P.: Patent europejski nr 072418 B1, pt.: "Endoprothesis" udzielony przez European Patent Office w 1999 r. oraz patent amerykański nr 5,91,759, pt.: "Acetabulum Endoprothesis And Head" udzielony w ramach porozumienia PCT, patent kanadyjski nr 2,200,064, pt.: "Method And Endoprothesis To Apply This Implantation" udzielony w ramach PCT.
- [87] Rogala, P., Uklejewski, R., Stryła, W.: Współczesny porośluzysty model biomechaniczny tkanki kostnej. Część 1 i 2, *Chir. Narz. Ruchu Orthop. Pol.*, 2002; Nr 67 (3), 309-316; 64 (4), 395-403.
- [88] Rogala, P., Uklejewski, R.: New Model and Biomechanical Concept of Total Hip Arthroplasty, In: *Proceedings of The International Conference "Bone 2003", Maastricht (NI) 9-11. Oct. 2003.*
- [89] Russett, G.M., Okada, Y., Fitzgerald, R.H. Jr, Chao, E.Y.S., Gorski, J.P.: Efficacy of Using a Bone Graft Substitute to Enhance Biological Fixation of a Porous Metal Femoral Component, In: Brand R.A., (Ed.): *The Hip. Proc. of 15th Open Science Meeting Of Hip Society, St. Louis Mosby 1987:120-54.*
- [90] Sauer, B.W., Weinstein, A.M., Klawitter, J.J., Hulbert, S.F., Leonard, R.B., Bagwell, J.G.: The Role of Porous Polymeric Materials in Prosthesis Attachment, *J. Biomed. Mater. Res. Symp.*, No. 5, 1974, 5, 145-156.
- [91] Sculco, T.P., (Ed.), Martucci, E.A., (Ed.): *Knee Arthroplasty*, Springer, 2002.
- [92] Shimizu, T., Zerwekh, J.E., Videman, T., et al.: Bone Ingrowth into Porous Calcium Phosphate: Influence of Pulsing Electromagnetic Field, *J. Orthop. Res.*, 1988, 6, 248.
- [93] Silva, M., Lee, K.H., Heisel, C., Dela Rosa, M.A., Schmalzried, T.P.: The Biomechanical Results of Total Hip Resurfacing Arthroplasty, *J. Bone Joint Surg. Am.*, 2004; 86a: 40-46.
- [94] Simmen, B.R., (Ed.), Allieu, Y., (Ed.), Lluch, A., (Ed.), Stanley, J., (Ed.): *Hand Arthroplasties*, Taylor & Francis Group, 2000
- [95] Sivash, K.M.: The Development of a Total Metal Prosthesis for the Hip Joint from a Partial Joint Replacement, *Reconstr. Surg. Traumat.*, 1969, T. 11, 53-62.
- [96] Smith, L.: Ceramic-Plastic Material as a Bone Substitute, *Arch. Surg.*, 1963, 87, 653-661.
- [97] Soballe, K., Hansen, E.S., Brockstedt-Rasmussen, H., Hjortdal, V.E., Juhl, G.I., Padersen, C.M., Hvid, I., Bunger, C.: Fixation of Titanium- And Hydroxyapatite Coated Implants in Arthritic Osteonic Bone, *J. Arthroplasty*, 1991, 6 (4), 307-316.
- [98] Soballe, K., Hansen, E.S., Brockstedt-Rasmussen, H., Pedersen, C.M., Bunger, C.: Bone Graft Incorporation Around Titanium-Alloy And Hydroxyapatite-Coated Implants in Dogs, *Clin. Orthop.*, 1992; 274; 282-93.
- [99] Soballe, K.: Hydroxyapatite Ceramic Coating for Bone Implant Fixation, *Acta Orthopaedica Scandinavica, Suppl.*, 255, 64, 1993.
- [100] Stryła, W., Uklejewski, R., Rogala, P.: Modern two-phase biomechanical-electrophysiological model of bone tissue. Implications for rehabilitation research and practice, 8th Congress of European Federation for Research in Rehabilitation, Ljubljana, Slovenia, 13-17 June 2004; extended summary in: *Int. Journal of Rehabilitation Research*, 2004, Vol. 27 Suppl.1, 175-177.
- [101] Tanzer, M., Harvey, E., Kay, A., Morton, P., Bobyn, J.D.: Effect of Noninvasive Low Intensity Ultrasound On Bone Growth Into Porous-Coated Implants, *J. Orthop. Res.*, 1996; 14: 901-906.
- [102] Teloken, M.A., Bissett, G., Hozack, W.J., Sharkey, P.F., Rothman, R.H.: Ten To Fifteen Year Follow-Up After Total Hip Arthroplasty With a Tapered Cobalt-Chromium Femoral Component (Tri-Lock) Inserted Without Cement., *J. Bone Joint Surg. (Am.)*, 2002; 84-A: 2140-4.
- [103] Trancik, T., Vinson, N.: The Effect Of Prostaglandin F2, Alpha On Bone Ingrowth Into A Porous-Coated Implant (Abstract), *Trans. Orthop. Res. Soc.*, 1990; 15: 167.
- [104] Turner, T.M., Sumner, D.R., Urban, R.M., Riviero, D.P., Galante, J.O.: A Comparative Study of Porous Coatings in a Weight-Bearing Total Hip Arthroplasty Model, *J. Bone Joint Surg. Am.*, 1986, 68, 1396-1409.
- [105] Uklejewski, R.: Living Bone As Biomechanical System, *Machine Dynamics Problems*, Vol. 28, No 4, 2004, 165-169.
- [106] Uklejewski, R.: O efektach elektromechanicznych w porowatej kości zbitiej wypełnionej płynem fizjologicznym i efekcie akustoelektrycznym w trzonach kości długich mokrych, /rozprawa habilitacyjna/, Wydawnictwo Inst. Biocybern. i Inż. Biomed. PAN, Warszawa 1994.
- [107] Uklejewski, R., Winiecki, M., Rogala, P., Czapski, T.: On Mechanoelectric and Electroacoustic Properties of Bone. Part 1 & 2, *Materials Engineering*, Vol. 11, No.1, 2004, 173-182.
- [108] Urist, M.R., Lietze, A., Mizutani, H., et al.: A Bovine Low Molecular Weight Bone Morphogenic Protein (BMP) Fraction, *Clin. Orthop.*, 1982, 162, 219.
- [109] Villar, R.: Resurfacing Arthroplasty of The Hip, *J. Bone Joint Surg. Br.*, 2004, 86-B: 157-8.
- [110] Weish, R.P., Pilliar, R.M., Macnab, I.: Surgical Implants. The Role of Surface Porosity in Fixation to Bone and Acrylic, *J. Bone Joint Surg.*, 53A, 963, 1971.
- [111] Wienstein, A.M., Klawitter, J.J., Cleveland, T.W., Amoss, D.C.: Electrical Stimulation of Bone Growth Into Porous Al₂O₃, *J. Biomed. Mater. Res.*, 1976, 10, 231-247.
- [112] Williams, D.F., (Ed.): *Definition in Biomaterials*, Amsterdam, Oxford, New York, Tokyo, Elsevier, 1987.
- [113] Williams, D.F., Roaf, R.: *Implants in Surgery*, W. B. Saunders, London, 1973.
- [114] Winiecki M.: Badanie i projektowanie cech konstrukcyjnych połączeń porowatych implantów ortopedycznych z kośćmi, /rozprawa doktorska - w opracowaniu.

[115] Winięcki, M.: Zagadnienie biomechanicznej biokompatybilności kości i materiałów konstrukcyjnych implantów ortopedycznych w świetle współczesnego dwufazowego porosprężystego modelu tkanki kostnej, Maintenance and Reliability, Vol. 2 (22)/2004, 74-79.

[116] Wolff, J.: Das Gesetz der Transformation der Knochen, Springer-Verlag, Berlin, 1892.

STABILIZATORY DO ALLOGENNYCH PRZESZCZEPÓW KOSTNYCH W OPERACJACH REWIZYJNYCH I REKONSTRUKCYJNYCH STAWU BIODROWEGO

J. JASIŃSKI, B. STODOLNIK, B. WÓJCKI, L. JEZIORSKI,
M. LUBAS, T.SZ. GAŹDZIK

Streszczenie

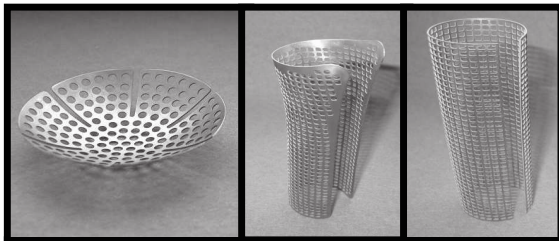
W ramach pracy przedstawiono nowe rozwiązania konstrukcyjne oraz przeprowadzono modernizację już istniejących zagranicznych stabilizatorów do przeszczepów allogenny przy wtórnej alloplastyce stawu biodrowego. Opracowano technologię ich wytwarzania wraz z wykonaniem serii prototypowych z biogodnego tytanu technicznego.

Słowa kluczowe: implanty, stabilizatory do przeszczepów allogenny, wtórna alloplastyka stawu biodrowego, siatki wzmacniające, koszyki mostkujące, tytan techniczny.

[Inżynieria Biomateriałów, 54-55,(2006),13-15]

Wprowadzenie

Wyniki całkowitych cementowych i bezcementowych protezoplastyk stawów biodrowych ulegają pogorszeniu w miarę upływu czasu z różnych przyczyn, głównie na skutek aseptycznego obluzowania. Zjawisko to powoduje powiększenie łożyska kostnego panewki oraz poszerzenie kształtu kości udowej. Narastanie zjawiska obluzowania w obszarze wszczepu powoduje znaczną dysfunkcję kończyny. W tych przypadkach najkorzystniejszą metodą naprawy jamistych i segmentalnych ubytków kości wokół obluzowanych wszczepów jest użycie ciasno ubitych, allogenny



RYS. 1. Koszyki mostkujące i wzmacniające panewkę endoprotezy oraz siatki wzmacniające trzpień endoprotezy.

FIG. 1. Bridging and strengthening baskets of the endoprosthesis acetabulum and net strengthening endoprosthesis shank.

STABILIZERS FOR BONE ALLOGENIC GRAFTS APPLIED IN REVISION OPERATIONS AND RECONSTRUCTION OF HIP JOINT

J. JASIŃSKI, B. STODOLNIK, B. WÓJCKI, L. JEZIORSKI,
M. LUBAS, T. SZ. GAŹDZIK

Abstract

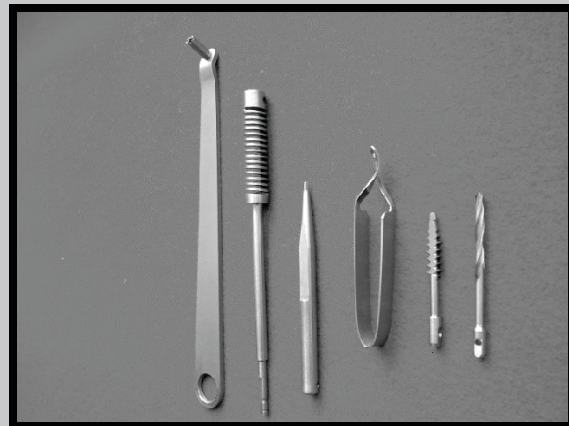
In this paper presented the new constructional solutions and modernization of the present foreign stabilizers, which are applied for allogenic grafts during the second hip alloplasty, were made. Production technology of the implants was elaborated. Moreover, a prototype batch from biocompatible commercially pure titanium was made.

Key words: Implants, stabilizers for bone allogenic grafts, bridging baskets, strengthening baskets, pure titanium.

[Engineering of Biomaterials, 54-55,(2006),13-15]

Introduction

There are different reasons for which the results of hip alloplasty (total cement and cementless endoprostheses) become worse with time. Aseptic slacking of endoprosthesis is the main reason affecting a growth in dysfunction of the limb. It affects an increase in the size of the bone bearing and widening of the femoral canal. In such cases the most effective method of repair the bone defects (cavity-like or partial defects) occurring in the vicinity of endoprosthesis is an application both tightly stuffed allogenic bone grafts and metallic stabilizers. The stabilizers in



RYS. 2. Wybrane instrumentarium chirurgiczne.
FIG. 2. Chosen surgical tools.