

mgr inż. Justyna OZWONIAREK, dr inż. Hanna WIŚNIEWSKA-WEINERT,
prof. dr hab. inż. Volf LESHCHYNSKY, mgr inż. Łukasz KĘDZIA
Instytut Obróbki Plastycznej, Poznań
prof. dr hab. inż. Monika GIERZYŃSKA-DOLNA
Politechnika Częstochowska, Częstochowa

Nowe rozwiązania w zakresie biotribologii i biomateriałów

Część I. Wymagania stawiane biomateriałom stosowanym na endoprotezy stawów

New solutions in the field of biotribology and biomaterials

*Part I. Requirements imposed on the materials used
for articulation prostheses*

Streszczenie

Wzrost zapotrzebowania na różnego rodzaju implanty wynikający z wydłużającego się czasu życia człowieka, skażenia środowiska, rosnącej ilości kolizji samochodowych i związanej z tym dużej ilości urazów układu kostno-stawowego uzasadnia potrzebę i celowość intensyfikacji prac w dziedzinie biomateriałów i biotribologii.

W artykule przedstawiono wymagania stawiane materiałom stosowanym na endoprotezy stawów człowieka oraz sposoby ich weryfikacji. Omówiono rodzaje tarcia występujące w stawach. Autorzy omówili zamierzenia oraz kierunki wstępnych prac badawczo-rozwojowych prowadzonych przez Instytut Obróbki Plastycznej w Poznaniu w zakresie biotribologii i biomateriałów, zastosowania nanotechnologii i proszków spiekanych na elementy endoprotez a także badań tarciovo-zużyciowych prowadzonych na symulatorach. Badania te wpisują się w priorytetowy kierunek badań Krajowego Programu Ramowego (KPR) – 6.1. Nanomateriały i nanoukłady wielofunkcyjne.

Abstract

The growing length of human life, environment pollution, increasing number of car accidents and the resulting injuries of the osseous system cause growing demand for various kinds of implants and, consequently, necessitate intensive works on biomaterials and biotribology.

The paper presents the requirements to be met by the materials used for human articulation endoprostheses and the methods of their verification. The kinds of friction present in the articulations are discussed. The authors have shown the intentions and directions of the initial research and development works conducted by the Metal Forming Institute in Poznań in the field of biotribology and biomaterials, application of nanotechnology and sintered powders as materials for the elements of endoprostheses, as well as friction and wear investigations performed on simulators. Those investigations can be included in the priority direction of the investigation of the National Framework Program (KPR) – 6.1. Multifunctional nanomaterials and nanosystems.

Słowa kluczowe: biomateriał, staw biodrowy, biotolerancja, tarcie, symulator

Key words: biomaterial, ilium articulation, biotolerance, friction, simulator

1. WPROWADZENIE

Zgodnie z ustaleniami Konferencji Biomateriałów z roku 1982 (Biomaterials Consensus Conference at the National Institute of Health) **biomateriał** to każda substancja inna niż lek

albo kombinacja substancji syntetycznych lub naturalnych, która może być użyta w dowolnym czasie, a której zadaniem jest uzupełnienie lub zastąpienie tkanek narządu lub jego części w celu spełnienia ich funkcji [1].

Podział tworzyw stosowanych w medycynie na implanty oparty jest m.in. na czasie ich bezpiecznego, dla organizmu pacjenta, użytkowania. Zgodnie z nim implanty dzielimy na:

- ♦ krótkotrwałe, dla których czas przebywania w środowisku tkankowym nie powinien przekraczać dwóch lat (przykładem mogą być stale austenityczne typu 316L);
- ♦ długotrwałe, których czas przebywania w środowisku tkankowym może znacznie przekroczyć dwadzieścia lat, np. endoprotezy stawów.

Według autorki pracy [2] lekarze zgodnie twierdzą, że nie ma do tej pory możliwości odtworzenia pełnej biofunkcjonalności elementów sztucznych stawów z materii nieożywionej. Ich stabilność przez długi okres czasu, czyli tzw. trwałość, determinują cechy materiałowe, geometryczne i dynamiczne poszczególnych elementów endoprotezy oraz ich sprzężenie z organizmem człowieka.

2. WYMAGANIA STAWIANE BIOMATERIAŁOM

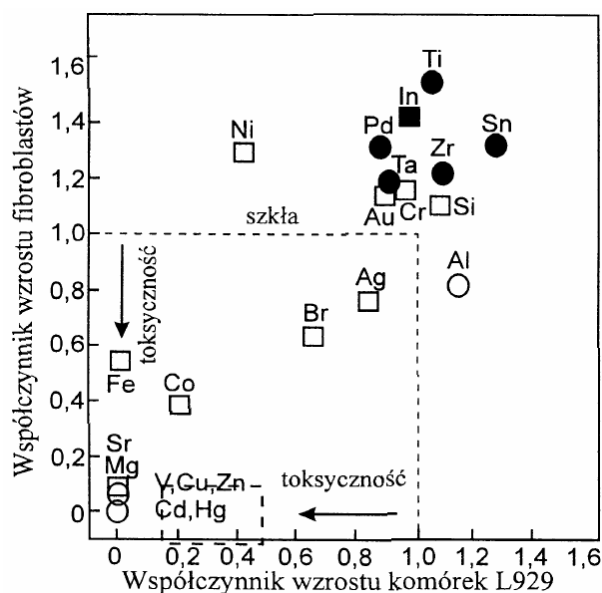
Analiza wieloletnich doświadczeń klinicznych i laboratoryjnych w zakresie konstrukcji i doboru materiałów na endoprotezy pozwoliły na sformułowanie wymogów stawianym tym materiałom. Muszą one wykazywać:

- ♦ biotolerancję (nietoksyczność),
- ♦ odporność na korozję,
- ♦ odporność na ścieranie,
- ♦ odpowiednie właściwości mechaniczne m.in. wysoką wytrzymałość zmęczeniową, odporność na pękanie,
- ♦ zdolność tłumienia drgań,
- ♦ bioaktywność [1,2,3,4,5,6]

2.1. Biotolerancja (nietoksyczność)

W przypadku korzystnej reakcji ze strony organizmu na wszczep wokół implantu tworzy się otoczka złożona ze zbitej tkanki łącznej o zróżnicowanej grubości, po przecięciu której widoczny jest implant. Taka reakcja organizmu zapewnia biologiczną izolację implantów oraz wskazuje na wysoką biotolerancję materiału, z którego implant został wykonany. Brak bio-

tolerancji ujawnia poszerzenie się blizny pooperacyjnej oraz ścienienie naskórka w dłuższym czasie, po zabiegu operacyjnym. Wokół wszczepu pojawia się wówczas ziarnista wydzielina. Inne możliwe niekorzystne reakcje ze strony organizmu na wszczępienie biomateriału to stany zapalne wywołane uczuleniem oraz zakrzepy. Na rys. 1 przedstawiono cytotoxyczność czystych metali. Analiza przedstawionych danych zwraca uwagę na wysoką bioinertność tytanu i glinu oraz kobaltu – pierwiastków wchodzących często w skład endoprotez. Uwagę zwraca również wysoka toksyczność wanaudu. Pierwiastek ten wchodzi w skład dwufazowych stopów tytanu.



Rys. 1. Cytotoxyczność czystych metali [1]

Fig. 1. Cytotoxicity of pure metals [1]

Głównymi pierwiastkami metalicznymi w implantach są Fe, Cr, Ni, Mo, Co, Ti, Al, Nb, Ta, Zr oraz V. W skład chemiczny warstw ceramicznych wytwarzanych na implantach metalowych wchodzi obecnie najczęściej Ca i P. Reakcje tych pierwiastków po wprowadzeniu ich do organizmu przedstawiono poniżej [1,6]:

Żelazo (Fe) zawarte w hemoglobinie decyduje o jej aktywności w przeniesieniu tlenu z płuc do całego organizmu. Jego nadmiar gromadzi się głównie w tkankach znajdujących się w bezpośrednim sąsiedztwie implantu, a także w komórkach śledziony, utrudniając dyfuzję enzymów przez błony komórkowe oraz niszcząc lizosomy. Nadmiar żelaza może pro-

wadzić do powstawania wolnych rodników, co z kolei prowadzi do miażdżycy naczyń. Gromadzące się w wątrobie jony żelaza mogą wywoływać uszkodzenia łańcucha DNA oraz marskość wątroby.

Chrom (Cr) jest głównym pierwiastkiem stopów na osnowie żelaza. W nadmiarze drażni drogi oddechowe oraz często wywołuje dyshawię oskrzelową. Jony Cr^{+3} oraz Cr^{+6} zaliczane są do toksycznych. Mogą wywoływać uszkodzenia tkanek oraz występowanie odczynów alergicznych. Przewlekłe oddziaływanie związków chromu na błonę śluzową oskrzeli może spowodować inicjację guza płuc, a w następstwie resorpcji może ujawnić się w największej ilości w śledzionie i kolejno w wątrobie i nerkach. Jego stężenie w tkankach przylegających do implantu może osiągnąć wzrost do 100 razy w stosunku do tkanek normalnych przyczyniając się do zmian patomorfologicznych w tkankach.

Nikiel (Ni) - względna nietoksyczność niklu związana jest z nieznaczną jego absorpcją przez organizm. Jego toksyczność występuje przy większych stężeniach. Najbardziej toksyczny związek niklu stanowi czterokarbonyl niklu $Ni(CO)_4$, wywołujący uszkodzenia błon śluzowych oskrzeli oraz uszkodzenie ośrodkowego układu nerwowego. Wydaje się, że Ni jest kancerogeny i wywołuje odczyny alergiczne. Jako produkt korozji jony Ni gromadzą się w największej ilości w śledzionie, a następnie w płucach i nerkach. Również podwyższona koncentracja niklu obserwowana jest w tkankach w pobliżu implantu.

Glin (Al) jest głównym składnikiem stopów na osnowie tytanu. Jest on dobrze tolerowany przez organizm człowieka.

Kobalt (Co) wykazuje niską toksyczność przy stężeniach przekraczających 1000-krotnie poziom normalny, jednakże w tkankach przylegających do implantu jego poziom wzrasta od 300 do 6000 razy. Nadmiar Co powoduje obniżenie zawartości jodu we krwi oraz wywołuje odczyny alergiczne. Może powodować również zmianę struktur nukleinowych.

Molibden (Mo) - jego nadmiar może się przyczyniać do powstawania odczynów alergicznych i zwiększenia ilości metabolitów w tkankach.

Niob (Nb), tantal (Ta) oraz cyrkon (Zr) zaliczane są do pierwiastków witalnych – tolerowanych przez organizm nawet w dużych ilościach. Nie stwierdzono negatywnego ich oddziaływania na organizm człowieka.

Tytan (Ti) uważany jest za pierwiastek biologicznie obojętny i to nawet po wprowadzeniu do organizmu dużych dawek. Przez tkanki wchłaniany jest w małym stopniu. Jednak jego produkt korozji – rutil (TiO_2) – jest mniej tolerowany.

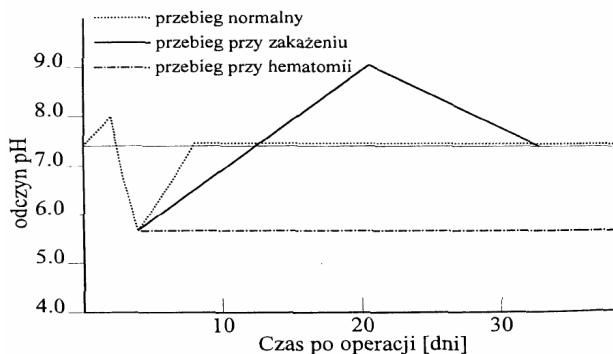
Wanad (V) należy do pierwiastków silnie cytotoksycznych. Jego niekorzystne oddziaływanie występuje już przy niskich stężeniach. Badania biotolerancji materiałów stosowanych na implanty mogą odbywać się przy pomocy dwóch metod [1]:

- ♦ „*in vitro*” – w warunkach laboratoryjnych. Badania polegają na określeniu zachowania się hodowli komórek ludzkich w obecności badanego biomateriału;
- ♦ „*in vivo*” – na zwierzętach doświadczalnych. Badania polegają na obserwacji zachowania się „żywego” organizmu w warunkach kontaktu z ciałem obcym (implantem). Stosowana w Polsce metodyka badań „*in vivo*” polega na wszczępieniu badanego biomateriału świnkom morskim – zwierzętom badawczym wykazującym podobną reaktywność w zakresie odczynów toksykologicznych i alergicznych do tkanki ludzkiej.

2.2. Odporność na korozję

Zjawiska korozji związane są z inicjacją i rozwojem procesów bioelektrochemicznych. Odczyny zapalne rozwijające się wskutek korozji i metalozy o podłożu reakcji toksycznych i alergicznych są problemem zmiany pH płynów ustrojowych w wyniku przewagi donorów i akceptorów organicznych półprzewodników. Alergia jest problemem odporności elektromagnetycznej [6]. Materiał metaliczny implantowany do organizmu pozostaje w kontakcie z płynami ustrojowymi o charakterze elektrolitów. Neutralny odczyn pH po wszczępieniu implantu zmienia się. Jego wartość może wahać się w granicach od 5,2 do 9,0 w zależności od czasu przebywania implantu w organizmie

oraz prawidłowości procesu gojenia, co przedstawia rys. 2.

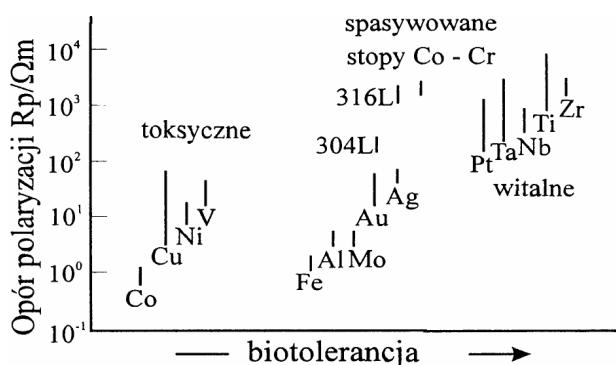


Rys. 2. Zmiana pH w funkcji czasu [1]

Fig. 2. Changes of pH as a function of time [1]

Istotnym zagadnieniem jest oddziaływanie produktów korozji na organizm. Bioinertność produktów korozji związana jest z ich rozpuszczalnością w tkankach, która z kolei wiąże się z ich stężeniem krytycznym w organizmie. Sytuacja będzie tym korzystniejsza im rozpuszczalność produktów korozji wszczepu metalicznego będzie mniejsza [1].

Porównując przedstawione dane dotyczące bioinertności poszczególnych metali i ich stopów z odpornością korozyjną można zauważyć, że wysokiej odporności korozyjnej towarzyszy dobra bioinertność. Sytuacja taka występuje w przypadku stopów oraz pierwiastków witalnych, tolerowanych przez organizm w dużych ilościach. Metale toksyczne charakteryzują się niską odpornością korozyjną. Zależność powyższą przedstawia rys. 3.



Rys. 3. Zależność pomiędzy oporem polaryzacji a biotolerancją tworzyw metalicznych stosowanych na implanty [1]

Fig. 3. The relationship between the polarization resistance and biotolerance of metallic materials used for implants [1]

Odporność korozyjna materiałów metalicznych dla medycyny określana jest na podstawie badań potencjodynamicznych oraz przy użyciu spektroskopii impedancyjnej. Wyznacza się w ten sposób potencjał korozyjny, gęstość prądu korozyjnego, wielkości potencjałów wraz z gęstościami prądów korozyjnych odpowiadających poszczególnym zakresom pasywnym, potencjał przebicia warstwy pasywnej, potencjał repasywacji oraz opór polaryzacji. Analiza otrzymanych wyników pozwala na charakterystykę zachowania metalu w środowisku korozyjnym [1].

2.3. Odporność na ścieranie

Wyróżniamy następujące rodzaje tarcia występujące w połączeniach stawów człowieka:

♦ **Tarcie płynne**, które występuje na ogół w zdrowych stawach. Przy tym rodzaju tarcia powierzchnie kostne w stawie są całkowicie oddzielone od siebie warstwą mazi synowialnej o grubości kilkunastu do kilkudziesięciu mikrometrów. Tarcie wewnętrzne pomiędzy cząsteczkami mazi stawowej powoduje zmniejszenie oporów tarcia, zmniejszenie intensywności zużywania tkanek kostnych oraz zwiększenie tłumienia przypadkowych drgań. Siła tarcia przy tarcu płynnym jest zazwyczaj parokrotnie mniejsza od siły tarcia przy tarcu suchym [7,8].

W przypadku prawidłowo funkcjonującego stawu, przy tarcu płynnym, współczynnik tarcia mieści się w zakresie $0,001 \pm 0,02$ [9].

♦ **Tarcie graniczne** występuje w warstwie granicznej [8].

Warstwa graniczna to przypowierzchniowa, uporządkowana, kilkudziesięciocząsteczkowa warstwa cieczy, znajdująca się w zasięgu pola sił powierzchni tkanki kostnej o grubości znacznie mniejszej od $1 \mu\text{m}$, często od 10^{-11} do 10^{-10} m. Jest ona odrębną fazą mazi stawowej tworzącą się w strefie przyściennej tkanki kostnej. Różni się ona właściwościami i składem od objętościowej części cieczy synowialnej. Różnica w składzie polega na zwiększonym stężeniu cząstek polarnych. Różnice we właściwościach wynikają przede wszystkim z oddziaływania pola sił powierzchni tkanki kostnej. Oddziaływanie tego pola jest najsil-

niejsze tuż przy powierzchni i maleje gwałtownie wraz ze wzrostem odległości od powierzchni. Dlatego też cząsteczki znajdujące się najbliżej powierzchni kostnej podlegają najgłębszemu uporządkowaniu przestrzennemu. Tworzenie warstwy granicznej przy smarowaniu współpracujących powierzchni kostnych w stawach człowieka, powoduje wydatne obniżenie współczynnika tarcia, zapobiega zużyciu i zacieraniu. Procesy tworzenia warstwy granicznej możemy więc uznać jako reakcję obronną organizmu człowieka przed narastającymi objawami chorobowymi.

♦ **Tarcie bioelastohydrodynamiczne (BEHD)** według autorów pracy [8] jest przypadkiem tarcia płynnego przy styku kontaktowym dwóch współpracujących elementów powierzchni w stawach człowieka, w których przy dużych naciskach pod wpływem wysokich ciśnień, występują duże zmiany lepkości mazi stawowej oraz znaczne odkształcenia współpracujących powierzchni. Tarcie BEHD ma miejsce np. w stawach wyczynowych ciężarowców.

Przy tym rodzaju tarcia prędkość ścinania w przepływie mazi stawowej w szczelinie biołożyska, dochodzi do 10^4s^{-1} . Czas przejścia przez strefę kontaktu waha się od 1 do 500 mikrosekund, a grubość warstwy smarnej zmienia się od 0,01 do 1,0 μm . Natomiast długość strefy kontaktu dochodzi do 0,1 mm. Wykazano, że gwałtowana zmiana obciążenia w strefie kontaktu wpływa nieznacznie na grubość warstwy smarującej. W tarcu BEHD grubość (wysokość) występów chropowatości powierzchni tkanki kostnej jest porównywalna z grubością warstwy smarującej mazi stawowej. Obciążone ciśnieniem powierzchnie tkanki kostnej deformują się, a więc zmienia się wysokość szczeliny biołożyska. Powoduje to całkowitą zmianę rozkładu wartości ciśnienia, które obciąża powierzchnie kostne i ponownie wywołuje zupełnie inne od poprzednich deformacje tych powierzchni tkanki kostnej.

W tarcu BEHD grubość warstwy smarującej jest często zbyt mała w porównaniu z wysokością nierówności powierzchni tkanki kostnej, aby mogła wystarczyć do całkowitego oddzielenia od siebie współpracujących powierzchni kostnych warstwą mazi stawowej. Ścisłość mazi stawowej, która ujawnia się

w warunkach tarcia BEHD ma niewielki wpływ na warstwę smarującą i jej grubość.

♦ **Tarcie mieszane** ma miejsce wówczas, gdy występują jednocześnie co najmniej dwa rodzaje tarcia. Na przykład, gdy część obszarów tarcia współpracujących kości styka się ze sobą bezpośrednio tworząc tarcie suche, a część rozdzielona jest warstwą graniczną dając tarcie graniczne lub warstwą mazi stawowej powodując tarcie bioelastohydrodynamiczne [8].

Tarcie mieszane występuje na ogół przy małych prędkościach ruchu i dużych naciskach jednostkowych, na przykład podczas rozpoczęcia chodzenia podczas rehabilitacji po dłuższym odpoczynku względnie podczas rozpoczęcia innego rodzaju ruchu. Wtedy maza stawowa nie rozdziela całkowicie obszarów kostnych tarcia. Proces tarcia mieszane jest procesem ciągłego wzajemnego szepiania i zanikania mikroobszarów styku oraz tarcia w tworzonych i zanikających mikrokanalikach. Istnieje ono często w warunkach niedostatecznej ilości mazi stawowej w szczelinie biołożyska.

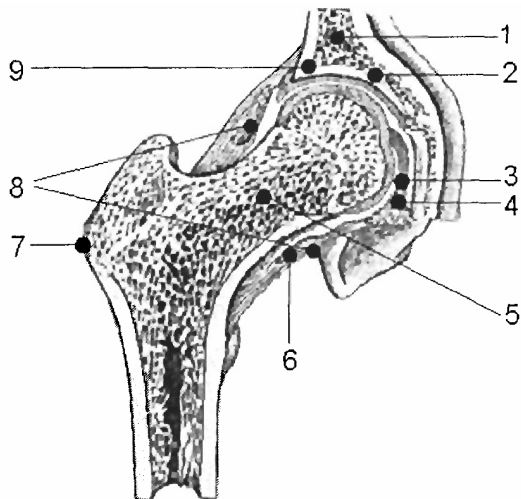
Do najczęściej występujących rodzajów par trących występujących w endoprotezach można zaliczyć [1]: „metal-kość”, „metal-polietylen”, „polietylen-kość”, „ceramika-kość”, „metal-cement-kość” (coraz częściej stosuje się cement kostny z antybiotykami).

Obciążenia i praca powierzchni ślizgowych komponentów sztucznego stawu mogą powodować, że produkty zużycia materiałów, z których są wykonane, kumulują się w stawie, a nawet w odległych narządach organizmu, powodując wczesne i odległe odczyny alergiczne. Powstające w czasie ruchu człowieka mikroskopijne produkty zużycia przedostają się w okolice torebki stawowej, skąd są transportowane do naczyń limfatycznych. W przypadku małej ilości produktów zużycia występuje równowaga pomiędzy ilością produktów zużycia a zdolnością ich wchłaniania przez organizm. Jeżeli ilość produktów zużycia jest zbyt duża, następuje ich gromadzenie się lub migracja, co wpływa niekorzystnie m.in. na stabilność mocowania implantu [1].

2.4. Właściwości mechaniczne

Czynniki mechaniczne odgrywają dominującą rolę np. w procesie obłuzowania się trzpie-

nia przy endoprotezoplastyce stawu biodrowego. W stawie tym obciążenia przenoszone są przez głowę kości udowej (rys. 4) do kości gąbczastej i następnie do kości korowej bliższej nasady. Implantacja endoprotezy doprowadza do obciążenia okolicy krętarzy i przenoszenia obciążeń przez tkankę kostną wokół dalszego odcinka trzpienia. W efekcie dochodzi do zaniku kostnego wokół trzpienia (*stress shielding*). Cząsteczki polietylenu, pochodzące z panewki endoprotezy, wytworzone wskutek procesów tarcia, przedostają się do powstałych mikroprzestrzeni i inicjują jego obluźnianie. Obluzowany implant staje się czynnikiem szlifującym tkankę kostną i potęguje jej ubytek. Bardzo ważne są zatem badania symulacyjne. Polegają one na poddawaniu obciążeniu gotowego implantu, np. endoprotezy stawu biodrowego i określaniu liczby cykli do jej zniszczenia. Najczęściej przeprowadzane są w zakresie małej liczby cykli. Badania te mają na celu ustalenie podstaw doboru konstrukcji nowych wszczepów, technik ich kotwienia, jak i weryfikację samego materiału w warunkach zbliżonych do rzeczywistych [1].



Rys. 4. Budowa stawu biodrowego [9]

- 1 – kość biodrowa, 2 – panewka stawu biodrowego,
3 – jama stawowa, 4 – więzadło głowy kości udowej,
5 – szyjka kości udowej, 6 – torebka stawowa, 7 – krętarz większy kości udowej, 8 – warstwa okrężna,
9 – obrąbek

Fig. 4. The structure of the ilium articulation [9]
1 – ilium bone, 2 – acetabulum of the ilium articulation,
3 – articular cavity, 4 – ligament of the thigh bone head,
5 – thigh bone neck, 6 – articular capsule, 7 – major trochanter of the thigh bone, 8 – surrounding layer,
9 - sphere

Kość jest materiałem kompozytowym, w którym rolę struktury nośnej pełnią włókna kolagenowe a rolę osnowy spełnia organiczna istota bezpostaciowa oraz substancja nieorganiczna – hydroksyapatyt o wzorze chemicznym $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Kości wykazują zdolność dostosowywania się do obciążeń, jakie muszą przenosić oraz wykazują silne ukierunkowanie właściwości wytrzymałościowych przy jednocześnie stosunkowo niskiej masie. Charakteryzują się one również wysoką wytrzymałością zmęczeniową. Obciążenie głowy kości udowej w ciągu jednego roku, dla pacjenta o masie 80 kg, przy spokojnym trybie życia wynosi $1-2,5 \times 10^5$ cykli zmęczeniowych o średniej amplitudzie około 1000 N [3].

Zalecenia AO, ASIF oraz normy ISO określają właściwości mechaniczne dla metali i ich stopów stosowanych na endoprotezy, takie jak wytrzymałość na rozciąganie, granicę plastyczności, wydłużenie i moduł sprężystości. Wyznacza się je na podstawie statycznej próby rozciągania. Próba ta jest znormalizowana i ujęta w normach przedmiotowych. Dodatkowo w niektórych normach podawane są twardość i wytrzymałość zmęczeniowa. Pomiar twardości również wykonywany jest na podstawie standardowych metod pomiarowych. Natomiast wytrzymałość zmęczeniowa nie jest ujęta zaleceniami normy ISO. Granicę zmęczenia materiałów na implanty ustala się zasadniczo przy wahadłowym zginaniu [3,6].

W przypadku biomateriałów metalicznych pokrytych warstwami mającymi na celu poprawę ich właściwości użytkowych, celowe wydają się również badania dotyczące adhezji tych warstw [3].

3. PRACE PROWADZONE W INSTYTUCIE OBRÓBKI PLASTYCZNEJ W ZAKRESIE BIOTRIBOLOGII I BIOMATERIAŁÓW

Wprowadzenie nowego materiału na implanty długookresowe, zwłaszcza endoprotezy powinno być poprzedzone kompleksowymi badaniami tribologicznymi, których celem jest wyznaczenie odporności na zużycie określonego biomateriału. Kolejnym etapem poprzedzającym wprowadzenie nowego typu endoprotez

powinny być badania tarciovo-życiowe prowadzone na symulatorach [11].

W Instytucie Obróbki Plastycznej w Poznaniu w Laboratorium Inżynierii Powierzchni i Tribologii, które powstało w ramach Centrum Doskonałości nr 372 Instytutu, prowadzono w ostatnich latach prace przygotowawcze do badań nowych biomateriałów wykonywanych metodami metalurgii proszków i nanotechnologii, przeznaczonych na endoprotezy. Prowadzi się również prace przygotowawcze do badań samych endoprotez i badań nowych technologii wykonywania elementów endoprotez. Badania te wpisują się w priorytetowy kierunek badań Krajowego Programu Ramowego (KPR) - 6.1. Nanomateriały i nanoukłady wielofunkcyjne.

Laboratorium wyposażone jest w tester typu ring-on-block przeznaczony do wstępnych badań tarciovo-życiowych biomateriałów na próbkach.

Kolejnym etapem prac jest budowa symulatora do badań endoprotez. Badania tarciovo-życiowe endoprotez prowadzone na symulatorze pozwolą na wyznaczenie wartości sił tarcia dla różnych skojarzeń materiałowych oraz zmian temperatury w węzle tarcia, jak też ocenę mechanizmu zużycia. Bardzo ważnym elementem badań prowadzonych na symulatorze będzie również możliwość oceny ilości i postaci powstających produktów zużycia.

Przeprowadzona przez Instytut analiza w zakresie wykonywanych w Polsce badań na symulatorach endoprotez wykazała potrzebę budowy takiego stanowiska.

Budowany w Instytucie Obróbki Plastycznej w Poznaniu symulator do badań biotribologicznych będzie się składał z trzech stanowisk badawczych. Stanowiska umożliwią badania endoprotez stawu biodrowego, kolanowego oraz kręgosłupa. Przy budowie współpracujemy z Panią Prof. Moniką Gierzyńską-Dolną i Panem Doktorem habilitowanym Adamem Wieczorkiem z Politechniki Częstochowskiej. Pani Profesor jest wybitnym specjalistą w dziedzinie tribologii, inżynierii biomedycznej oraz biotribologii. Natomiast Pan Adam Wieczorek służy nam swoim wieloletnim doświadczeniem konstrukcyjno-technologicznym, zdobytym również przy realizacji tego typu symulatorów.

W kolejnej części artykułu przedstawione zostaną prace dotyczące budowy symulatora zrealizowane w ostatnich latach w Instytucie.

4. PODSUMOWANIE

Ewolucja kolejnych generacji endoprotez oraz nowoczesne rozwiązania konstrukcyjno-materiałowe zdecydowanie ograniczyły powikłania lokalne i ogólnoustrojowe po alloplastyce stawów. W wielu ośrodkach naukowych całego świata prowadzone są badania zmierzające do uzyskania trwałego połączenia implantu bądź cementu z tkanką kostną, podlegającą stałym obciążeniom, procesom metabolicznym i wstecznym. Pomimo tego problemy związane z rozwojem zmian zapalno-degeneracyjnych, destrukcją kostną i aseptycznym obłuzowaniem są nadal aktualne. Wadą wielu stosowanych obecnie endoprotez są niedoskonałości materiałów alloplastycznych stosowanych do ich produkcji, zwłaszcza pod względem biologicznej tolerancji i zbyt dużej sztywności w porównaniu ze sztywnością kości, co wywołuje w różnych jej strefach niefizjologiczne obciążenia i przeciążenia. Podkreśla się zwłaszcza patologiczne reakcje ustroju na uwalnianie cząsteczek z powierzchni kontaktowych implantów (*particle disease*) [10].

W wyniku rozwoju ewolucyjnego szczególnie totalnych alloplastyk stawów biodrowych, współczesna generacja implantów osiągnęła poziom materiałowo-konstrukcyjny i stan biologicznej tolerancji, który zapewnia chorym wieloletnią wydolność funkcjonalną kończyny, poprawia ich komfort psychiczny i umożliwia ponowną adaptację środowiskową. Pomimo pewnych niedoskonałości implantów należy podkreślić, że endoprotezoplastyka jest jedyną formą leczenia zaawansowanych zmian zwyrodnieniowych np. stawu biodrowego. Z uwagi na społeczny aspekt zagadnienia, istotne jest dalsze prowadzenie badań nad doskonaleniem materiałów alloplastycznych [10].

Podziękowania

Autorzy pragną podziękować Panu dr hab. Adamowi Wieczorkowi za zaangażowanie w realizację prac związanych z budową symu-

latora oraz planowanymi badaniami nowych biomateriałów wytwarzanych metodami metalurgii proszków i nanotechnologii.

Prace wykonano w ramach realizacji projektu badawczego zamawianego **PBZ/KBN/114/T08/2004** finansowanego przez **Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego** (Zadanie II.3.2 pt. „*Optymalizacja właściwości tribologicznych i nanostrukturalnych warstw wierzchnich wykonanych z nanofazowych materiałów proszkowych dla części konstrukcyjnych pracujących w trudnych warunkach eksploatacyjnych, w tym części przeznaczonych na implanty*”).

LITERATURA

- [1] J. Łaskawiec, R. Michalik, Zagadnienia teoretyczne i aplikacyjne w implantach, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002.
- [2] A. Balin, Mechaniczne i materiałowe uwarunkowania stabilności trwałości endoprotezy stawu biodrowego – studium zagadnienia, Inżynieria Materiałowa nr 2/1997.
- [3] St. Pytko, K. Wierzcholski, J. Pytko-Polończyk, Problemy tribologiczne stawów człowieka, Mechanika w Medycynie, Rzeszów 1993.
- [4] O. A. Rozenberg, V. V. Voznyj, S. V. Sochan, J. Gawlik, M. Niemczewska, Technologiczne aspekty wytwarzania endoprotez z materiałów ceramicznych, Archiwum Technologii Maszyn i Automatyzacji, Komisja Budowy Maszyn PAN – Oddział w Poznaniu, Vol. 24 nr 2 spec. 2004.
- [5] St. Pytko, J. Pytko-Polończyk, Stawy człowieka – najdoskonalsze łożyska, Tribologia, nr 3/1992.
- [6] J. Marciniak, Zagadnienia w chirurgii kostnej, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 1992.
- [7] J. Cwanek, M. Korzyński, Z. Cisek, A. Zygmunt, Wybrane zagadnienia z tribologii stawu biodrowego, Mechanika w Medycynie, Rzeszów 1994.
- [8] K. Wierzcholski, A.A. Czajkowski, Rodzaje tarcia w biotribologii, Materiały II Sympozjum Inżynieria Ortopedyczna i Protetyczna, Białystok 1999.
- [9] R. Będziński, K. Kędzior, J. Kiwerski, A. Morecki, K. Skalski, A. Wall, A. Wit, Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2004.
- [10] D. Kusz, Rys historyczny i uwarunkowania rozwoju endoprotezoplastyki stawu biodrowego, Inżynieria Materiałowa nr 2/1997.
- [11] M. Gierzyńska-Dolna, Biotribologia, Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, Częstochowa 2002.