

## **Katedra Inżynierii Materiałowej**

Instrukcja do ćwiczenia z Biomateriałów pt:

### **Materiały biomedyczne**

dr inż. Beata Świczko-Żurek

Gdańsk 2009

Materiały stosowane na implanty należą do specyficznej grupy charakteryzującej się różnym składem, budową i właściwościami. Grupa ta wyróżnia się od innych specyficzną cechą, a mianowicie jest akceptowana przez organizm ludzki. Do grupy tej należą np. ceramika hydroksyapatytowa, bioszklą oraz modyfikowane materiały węglowe. Materiały te łączą się trwale z żywą tkanką lub biorą udział w jej regeneracji.

Niektóre z biomateriałów służą do miejscowego wprowadzania farmaceutyków i to w dużych dawkach, z długim okresem wydzielania, bez ujemnego wpływu na organizm [1].

Zgodnie z ustaleniami Konferencji Biomateriałów z roku 1982 (Biomaterials Consensus Conference at the National Institute of Health) przyjęto, że **biomateriał to każda inna substancja niż lek albo kombinacja substancji syntetycznych lub naturalnych, która może być użyta w dowolnym czasie, a której zadaniem jest uzupełnianie lub zastąpienie tkanek narządu lub jego części w celu spełnienia ich funkcji** [2].

Z biomateriałów wytwarzane są różne postacie użytkowe implantów.

**Implantami nazywamy wszelkie przyrządy medyczne wykonywane z jednego lub więcej biomateriałów, które mogą być umieszczone częściowo lub całkowicie pod powierzchnią nabłonka, i które mogą pozostać przez dłuższy okres w organizmie**[3].

W miarę rozwoju konstrukcji implantów oraz gromadzenia doświadczeń klinicznych z ich użytkowaniem, a także na podstawie przeprowadzonych badań z zakresu biomechaniki i nad biotolerancją wszczepionych tworzyw metalicznych doskonalono skład chemiczny i strukturę stopów.

W chirurgii kostnej znalazł zastosowanie również tytan i jego stopy, a także tantal i niob. Od roku 1975 endoprotezy z biomateriałów metalicznych wytwarzane są w układach kompozytowych z tworzywami sztucznymi lub bioceramiką.

Stopy z pamięcią kształtu jako implanty wprowadzone zostały przez Bensmann'a w 1982 roku jako klamry do osteosyntezy stawu kolanowego i kości śródstopia. Kolejno wykorzystano ten stop do wytworzenia klamer zespalaających złamane żebra, płytek do osteosyntezy, gwoździ śródszpikowych i stabilizatorów kręgosłupowych [4].

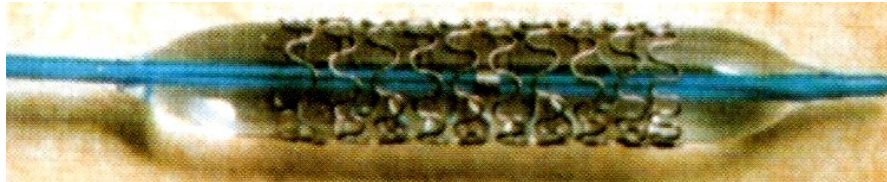
Materiały metaliczne znalazły również zastosowanie w kardiologii i kardiologii zabiegowej. Wykorzystano je na elementy sztucznych zastawek serca, a mianowicie pierścienie i koszyczki w zastawkach kulkowych. Wśród aktualnie stosowanych ok. 50 różnych typów sztucznych zastawek na pierścienie wykorzystuje się w dalszym ciągu stopy kobaltu oraz tytanu i jego stopów.

Z chorobami sercowo-naczyniowymi związana jest postać implantu zwana stentem. Jest to rodzaj metalowego, sprężystego rusztowania o przestrzennej konstrukcji walcowej, który wszczepia się w miejsce krytycznie zwężonego odcinka naczynia krwionośnego w celu podparcia i poszerzenia jego światła. Przez to możliwe jest leczenie choroby niedokrwiennej serca. Ten rodzaj implantu skonstruowany został przez Charlesa Stenta w XIX wieku. Kolejne lata rozwoju kardiologii zabiegowej doprowadziły do skonstruowania i wprowadzenia do profilaktyki klinicznej postaci stentów samorozprężalnych i rozprężanych o kształcie „T”, „Y” i „I” wykonanych z siateczki, rurek z nacięciami, zwojów i pierścieni oraz układów kombinowanych. Jako biomateriały zastosowano stal chromowo-niklowo-molibdenową, stopy z pamięcią kształtu niklowo-tytanowe, tantal i platynę pokrytą stopem kobaltu [5,6] (rys.1)

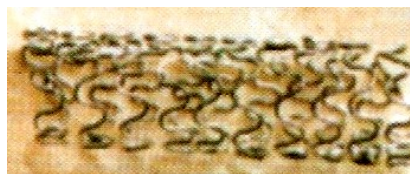
a)



b)

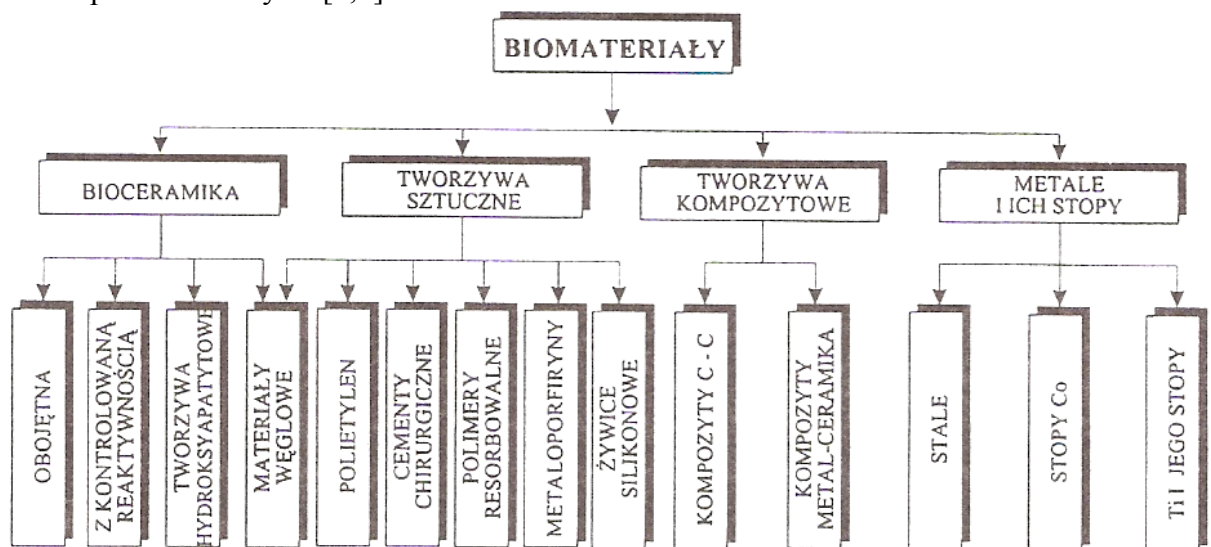


c)



Rys.1 Stent wieńcowy: a) nierozprężony na baloniku, b) rozprężony stent na baloniku, c) rozprężony stent po usunięciu balonika [6]

Zapotrzebowanie na nowe materiały w dziedzinie medycyny obecnie znacznie wykracza poza tradycyjny obszar stosowania implantów. Podział obecnie stosowanych biomateriałów przedstawia rys.2 [7,8]



Rys.2 Podział stosowanych obecnie biomateriałów [7,8]

Inny podział tworzyw stosowanych w medycynie na implanty opiera się na czasie ich bezpiecznego, dla organizmu pacjenta, użytkowania.

Zgodnie z nim implanty dzielimy na [9]:

- Krótkotrwałe, dla których czas przebywania w środowisku tkankowym nie powinien przekroczyć dwóch lat ( przykładem mogą być stale austenityczne typu 316L);

- Długotrwałe, których czas przebywania w środowisku tkankowym może znacznie przekroczyć dwadzieścia lat.

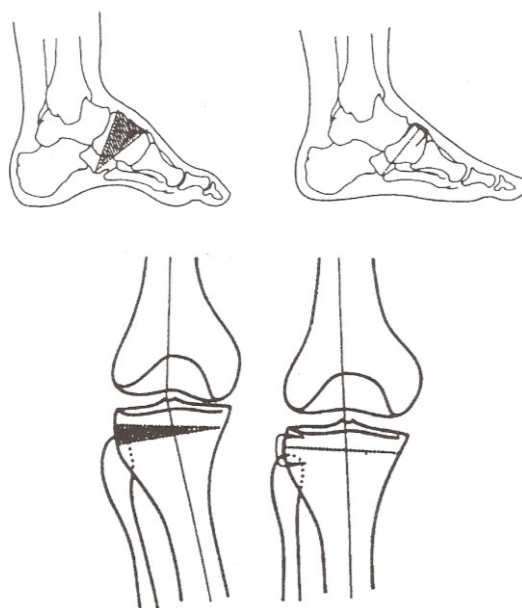
Czas bezpiecznego użytkowania implantu zależy od wielu czynników takich, jak np. jego biotolerancja (biokompatybilność). Definiuje się ją jako zgodność biologiczną. Oznacza to harmonię interakcji w obrębie materii żywej. Biomateriał o optymalnej biotolerancji nie wywołuje ostrych lub chronicznych reakcji czy stanu zapalnego i nie przeszkadza należytemu różnicowaniu amputowanego otoczenia tkanek. Najczęściej pojęcie biotolerancji wiąże się z inicjowaniem reakcji toksykologicznych i immunologicznych oraz efektami drażnienia tkanek [4]. Dlatego też czas bezpiecznego użytkowania określa się osobno dla każdego biomateriału biorąc pod uwagę jego właściwości użytkowe oraz funkcje, jakie będzie spełniał.

Metale i ich stopy należą do materiałów znanych i stosowanych w medycynie od wielu lat. Materiały metaliczne, pomimo swoich wad takich, jak niewystarczająca w niektórych obszarach zastosowań odporność korozyjna oraz biotolerancja, charakteryzują się bardzo korzystnym zespołem właściwości mechanicznych. Za szczególnie istotne należy uznać wysoką odporność na korozję zmęczeniową, odporność na kruche pękanie oraz wytrzymałość na rozciąganie i zginanie [9].

Żaden z dotychczas znanych materiałów nie spełnia jednocześnie wszystkich wymagań. Najczęściej wszelkiego rodzaju wszczepy (implanty metalowe) wykonuje się z następujących materiałów: stale austenityczne, stopy na osnowie kobaltu, stopy na osnowie tytanu, metale szlachetne. Najczęściej stosowane są stale austenityczne z dodatkami Cr-Ni, które poprawiają ich biotolerancję [10].

Stale oraz stopy z pamięcią kształtu należą do implantów krótkotrwałych, czyli takich, których okres przebywania w organizmie nie powinien przekraczać dwóch lat. Stopy kobaltu oraz tytan i jego stopy należą do implantów długotrwałych. Okres przebywania w organizmie stopów kobaltu nie powinien przekraczać piętnastu lat, stopów tytanu zawierających wanad dwadzieścia do dwudziestu pięciu lat, stopów bezwanadowych – ponad dwadzieścia pięć lat [9].

Interesującą grupą biomateriałów metalicznych są materiały z pamięcią kształtu. Przedstawicielem tej grupy jest stop Ni-Ti „Nitinol”. Zjawisko pamięci kształtu polega na tym, że odkształcony plastycznie w niższej temperaturze stop odzyskuje swój początkowy kształt w temperaturze wyższej. Badania dotyczące „in vivo” oraz „in vitro” stopu Ni-Ti wykazały, że odporność korozyjna i biotolerancja odpowiada stali austenitycznej 316L. Stop ten może być zatem stosowany na implanty krótkotrwałe, których okres przebywania w organizmie nie przekracza dwóch lat [11,12]. Obszar zastosowania implantów metalicznych z pamięcią kształtu obejmuje: płytki do zespołów dociskowych, pręty Harringtona do leczenia skoliozy, igły śródzpikowe, klamry do osteosyntezy (rys.3), tulejki dystansowe do kręgosłupa [13].



Rys.3 Klamry z pamięcią kształtu zastosowane w osteosyntezie [12]

Austenityczne stale odporne na korozję stanowią grupę tworzyw metalicznych, które zostały najwcześniej przystosowane do implantowania w organizmie ludzkim. Najbardziej popularną stalą jest stal chromowo-niklowo-molibdenowa typu 316L.

Strukturę oraz właściwości użytkowe stali 316L determinuje jej skład chemiczny. Zawartość pierwiastków austenitotwórczych i ferrytotwórczych powinna być dobierana z uwzględnieniem ich oddziaływania, na podstawie równoważników chromu i niklu tak, by austenit był termodynamicznie trwały [14]. Obecność chromu w ilości powyżej 13% zapewnia dodatni potencjał korozyjny i dobrą odporność korozyjną w środowiskach utleniających. Ze wzrostem zawartości niklu wzrasta odporność na korozję naprężeniową. Molibden, podobnie jak chrom, wpływa na zmniejszenie gęstości prądu pasywacji oraz na zwiększenia odporności na korozję wżerową [15]. Duży nacisk kładzie się na czystość metalurgiczną stali, dotyczy to w szczególności zawartości wtrąceń tlenkowych i siarczkowych oraz fosforu. Zapewnienie odpowiedniej czystości metalurgicznej oraz składu chemicznego jest bowiem podstawowym warunkiem poprawnego zachowania się implantu stalowego w środowisku tkankowym, w tym odpowiedniej odporności korozyjnej oraz biotolerancji wszczepu. Stale typu 316L poddaje się przesycaniu w zakresie temperatur 1000-1100°C, po którym wykazują stabilną strukturę austenityczną o optymalnej wielkości ziarna bez śladu zawartości ferrytu, fazy sigma czy węglików. W tym stanie jednak stale wykazują niską wytrzymałość na rozciąganie ( $F_n=200$  MPa). Zwiększenie wytrzymałości uzyskuje się poprzez przeróbkę plastyczną na zimno lub przez zwiększenie zawartości azotu w stali [16,17].

Stale austenityczne stosowane w medycynie należą do biomateriałów metalicznych szczególnie narażonych na niszczenie wskutek przebiegu procesów korozji naprężeniowej. Jest to związane z ich najniższą, spośród wszystkich stosowanych w medycynie biomateriałów metalicznych, odpornością na korozję elektrochemiczną w środowisku płynów ustrojowych oraz niższą niż m.in. dla stopów tytanu, skłonnością do samopasywacji. Jednoczesne oddziaływanie środowiska korozyjnego oraz naprężeń ściskających oraz rozciągających powoduje, że wytrzymałość implantu stalowego zmniejsza się. Należy się spodziewać szybszego niszczenia elementów stalowych stosowanych na podlegające dużym obciążeniom implanty stosowane m.in. w ortopedii, traumatologii czy też w chirurgii

twarzowo-szczękowej oraz wolniejszego niszczenia tych stali stosowanych na elementy podlegające mniejszym obciążeniom, stosowane m.in. w kardiochirurgii [9].

Niewystarczająca dla wielu zastosowań bioinertność i odporność korozyjna stali stosowanych na implanty krótkotrwałe była przyczyną opracowania nowych stopów na osnowie kobaltu. Stopy kobaltu charakteryzują się znacznie wyższą odpornością na korozję elektrochemiczną w środowisku płynów ustrojowych niż austenityczna stal chromowo-niklowo-molibdenowa. Dzięki temu, mimo zawartości pierwiastków mogących niekorzystnie oddziaływać na organizm pacjenta, stopy te mogą być stosowane na implanty długotrwałe, których okres użytkowania nie powinien przekroczyć piętnastu lat [9].

Metale szlachetne, tj. stopy złota, platyny i palladu były do niedawna podstawowymi materiałami używanymi w implantacji, zwłaszcza w stomatologii. Stopy te charakteryzują się dobrą odpornością na korozję, dobrymi własnościami mechanicznymi. Wadą tych materiałów jest ich wysoki koszt. Obecnie najczęściej metalami szlachetnymi pokrywa się powierzchnie implantów przeznaczone dla osób wykazujących odczyny uczuleniowe na metale nieszlachetne [11].

Tworzywa sztuczne ze względu na swe odmienne od tworzyw metalicznych i ceramicznych właściwości mechaniczne oraz fizykochemiczne znalazły szerokie zastosowanie w medycynie. Stosowane są m.in. jako panewki w endoprotezach stawów, jako nici chirurgiczne, protezy więzadeł oraz w praktyce stomatologicznej. Tworzywom sztucznym stosowanym w medycynie stawiane są następujące wymagania [10]:

- Łatwość uzyskania powtarzalnej jakości materiału dla różnych partii wyrobów;
- Łatwość formowania pozwalająca na nadanie odpowiedniej postaci użytkowej bez degradacji tworzywa;
- Łatwość sterylizacji;
- Odpowiednia jakość fizykochemiczna biomateriału;
- Nieinicjowanie odczynów alergicznych lub toksycznych;
- Bioinertność;

Polietylen znalazł szerokie zastosowanie w alloplastyce stawów, w tym w alloplastyce stawu biodrowego. Stosowany jest na panewki w endoprotezach współpracując z głową endoprotezy wykonaną z metalu bądź ceramiki tlenkowej. Do zalet polietylenu jako materiału implantacyjnego należy zaliczyć: dobrą bioinertność, wysoką wytrzymałość mechaniczną, niski współczynnik tarcia, elastyczność, dobre właściwości dielektryczne, niska cena [17,18].

Z powodu niskich modułów sprężystości głowy i panewki powierzchnia tarcia przy naciskach występujących podczas chodzenia jest wystarczająco duża, by naciski jednostkowe nie powodowały zniszczenia współpracujących ze sobą powierzchni. Zużycie panewki w przypadku współpracy z głową metalową mieści się w granicach 100-300  $\mu\text{m}/\text{rok}$ , w przypadku współpracy z głową wykonaną z tlenku glinu 5-150  $\mu\text{m}/\text{rok}$  [8]. Wady polietylenu jako biomateriału ujawniają się w trakcie jego eksploatacji w organizmie. Badania polietylenu poddanego długotrwałemu użytkowaniu wykazały znaczny wzrost stopnia krystaliczności doprowadzając do znacznego obniżenia jego wytrzymałości mechanicznej [19].

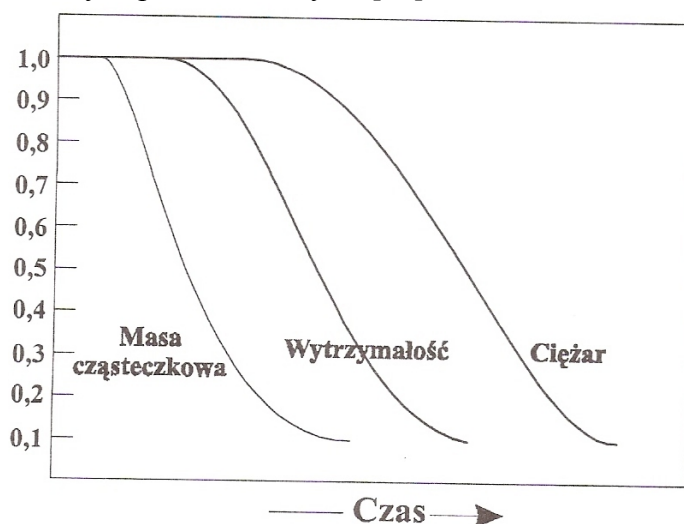
Obecnie prowadzone badania koncentrują się nad zwiększeniem odporności polietylenu na zużycie cierne [20].

Cementy chirurgiczne znalazły zastosowanie w chirurgii narządów ruchu jako cementy kostne wykorzystywane w alloplastyce cementowej stawów. Stosowane są tu głównie tworzywa akrylowe, takie jak polimetakrylan metylu czy kopolimery polimetakrylanu metylu i etylu.

Istota powodzenia alloplastyki cementowej polega na mechanicznym ząbieniu się wypustek cementu w łożysku kostnym. Badania kliniczne nie stwierdziły bezpośredniej integracji tkanki kostnej z cementem [21]. Staw biodrowy charakteryzuje się zdolnością do tłumienia drgań. Zastąpienie części naturalnych komponentów sztucznymi, o niewielkich

zdolnościach tłumienia drgań, wprowadza zaburzenia w układzie nośnym oraz w przebiegu procesów biologicznych. Cement chirurgiczny, będący kompozytem polimerowym, wykazuje cechy materiału lepoksprężystego zmieniającego swe właściwości mechaniczne wraz z upływem czasu w warunkach oddziaływania obciążeń [22]. Cementy kostne komponowane są ze sproszkowanego polimeru oraz płynnego monomeru. Polimeryzacja zachodzi w tkankach. Ponieważ jest to reakcja silnie egzotermiczna, występuje niebezpieczeństwo uszkodzenia otaczających implant tkanek. Do innych wad cementów kostnych można zaliczyć toksyczne właściwości oraz niską odporność na pękanie ( $K_{IC} < 1$  MPa). Prowadzone obecnie badania w tej grupie tworzyw koncentrują się na doskonaleniu cementu poprzez mieszanie go z włóknami węglowymi oraz proszkiem apatytowym. Cement taki wykazuje wyższą bioinertność oraz 3-4 krotnie wyższe właściwości mechaniczne w porównaniu ze standardowymi cementami kostnymi [22].

Polimery resorbowalne stosowane są w medycynie od początku lat sześćdziesiątych. Cechą charakterystyczną tych biomateriałów są zmieniające się z biegiem czasu właściwości, co czyni je nieprzydatnymi do zastosowanie na implanty długotrwałe. Niestabilność właściwości tych tworzyw wiąże się z przebiegiem procesów biodegradacji w środowisku tkankowym. Początkowo stosowane były wyłącznie w produkcji nici chirurgicznych. Zmianę wytrzymałości, masy cząsteczkowej oraz ciężaru w funkcji czasu dla implantów wykonanych z polimerów resorbowalnych przedstawia rys.4 [23].



Rys.4 Zmiana masy cząsteczkowej, wytrzymałości oraz ciężaru w funkcji czasu dla implantów wykonanych z polimerów resorbowalnych [23]

Aktualnie obszar zastosowania polimerów resorbowalnych obejmuje: sztuczne wiązadła, włókniny wykorzystywane w chirurgii tkanek miękkich, membrany wykorzystywane do regeneracji ubytków kostnych, nośniki do kontrolowanego uwalniania leków, dermatologię, chirurgię naczyniową, ortopedię oraz chirurgię twarzowo-szczękową [24].

Polimery resorbowalne mają do spełnienia w organizmie dwie podstawowe funkcje [23]:

- Zapewnienie stabilizacji uszkodzonej tkanki kostnej umożliwiającej jej zrost. Biodegradacja implantu wykonanego z takiego tworzywa eliminuje konieczność wykonania powtórnego zabiegu operacyjnego (usunięcia implantu) co jest szczególnie istotne w przypadku chirurgii twarzowo-szczękowej;
- Zapewnienie stabilizacji uszkodzonej tkanki oraz dostarczenie bezpośrednio do miejsca złamania leków. Dostarczane w ten sposób proteiny morfogeniczne przyczyniają się do znacznie szybszego zrostu złamanej kości. W ten sposób dostarczane są również antybiotyki.



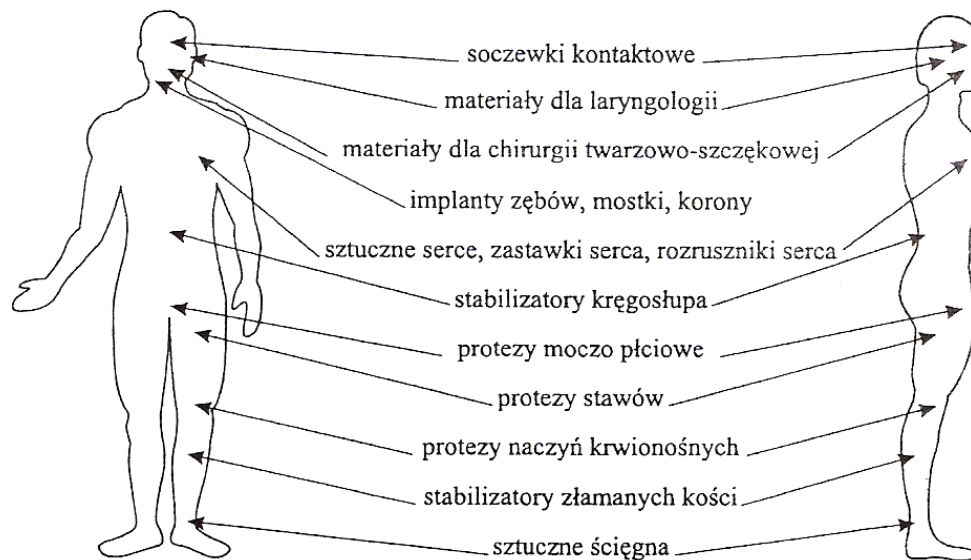
Materiały ceramiczne są znane i stosowane w medycynie od wielu lat. Biomateriały ceramiczne w porównaniu z pozostałymi biomateriałami charakteryzują się [25]:

- Porowatością umożliwiającą wrastanie tkanek oraz zabezpieczającą trwałe połączenie pomiędzy tkankami a implantem;
- Wysoką bioinertnością w środowisku tkankowym;
- Dużą wytrzymałością na ściskanie oraz odpornością na ścieranie;
- Wysoką odpornością na korozję w środowisku tkankowym;
- Możliwością sterylizacji bez zmiany właściwości materiału;
- Kruchością;

Niektóre tkanki człowieka takie, jak kości czy zęby, składają się w większości ze stałego tworzywa nieorganicznego (70-97% wag. hydroksyapatytu), tak więc tworzywa ceramiczne mogą być efektywniejsze jako wszczepy niż stosowane do tej pory metale czy tworzywa sztuczne. Dotyczy to w szczególności bioceramiki hydroksyapatytowej o identycznym składzie chemicznym i fazowym co kość ludzka. Biomateriały ceramiczne oprócz wielu zalet mają istotne wady – są materiałami kruchymi, o niskiej wytrzymałości na zginanie, nieodkształcalnymi, nieodpornymi na obciążenia dynamiczne. Wytrzymałość na zginanie bioceramiki korundowej wynosi 400 MPa, hydroksyapatytowej 150 MPa, podczas gdy dla kości ludzkiej wartość ta nie przekracza 120 MPa [26,27].

Rosnące zapotrzebowanie, obniżający się wiek użytkowników biomateriałów, wysokie wymagania, jakie medycyna stawia materiałom na implanty sprawiają, że stosowane obecnie w medycynie materiały należą do jednych z najdroższych wytwarzanych przez człowieka [28]. Pociąga to za sobą konieczność zastosowania najnowszych materiałów i technologii w celu zapewnienia możliwie daleko idącej analogii struktury substytutu i jego funkcji.

Najważniejsze obszary zastosowania biomateriałów przedstawia rys.5 [9]



Rys.5 Najważniejsze obszary zastosowania biomateriałów [9]

Aby prawidłowo dobrać materiał i technologię należy właściwie określić zakres i specyfikę potrzeb materiałowych medycyny. Dostępne informacje wskazują na dużą różnorodność potencjalnych potrzeb w odniesieniu do nowoczesnych materiałów na implanty.



**Zadanie:**

Zapoznanie się z typowymi rodzajami implantów stosowanymi w chirurgii narządu ruchu oraz ocena uszkodzeń korozyjnych implantów różnych typów, przebywających w środowisku tkankowym.

**Cel zadania:**

Zapoznanie się z różnymi rodzajami biomateriałów pod względem ich zastosowania, rodzaju tworzywa i jego obróbki powierzchniowej, geometrii, techniki wytwarzania.

**Wyposażenie stanowiska:**

- mikroskop
- materiały biomedyczne: nici chirurgiczne, igły, stenty, endoprotezy stawowe kompletne
- zestawy wybranych próbek do oceny rodzaju uszkodzeń
- atlas struktur typowych uszkodzeń korozyjnych

**Przebieg ćwiczenia:**

1. Zapoznanie się z normami ISO dotyczących implantów
2. Określić przypuszczalne zastosowanie eksponatów.
3. Określić przypuszczalny rodzaj tworzywa i jego obróbkę powierzchniową.
3. Wykonać badania własności wskazanych implantów (nici, igły, panewki ...)
4. Określić formy i przyczyny degradacji wskazanych implantów
5. Sporządzenie sprawozdania

**Literatura**

- [1] Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000. Biomateriały IV tom, PAN, [red.] M. Nałęcz, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2003
- [2] Biomaterials Consensus Conference at the National Institute of Health, 1982
- [3] Williams D.F. (ed.): Definitions in biomaterials. Amsterdam-Oxford-New York-Tokyo. Elsevier 1987, s.24
- [4] Marciniak J.: Biomateriały. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002
- [5] Taylor A.: Endoluminal Stenting. London, W.B. Saunders Ltd, 1996
- [6] Poloński L. (red.): Podstawy kardiologii. Katowice, Zakład Poligrafii Śląskiej Akademii Medycznej, 2000
- [7] Marciniak J. i inni: Biomechaniczne, metaboliczne, bioelektroniczne i kliniczne aspekty złamań. Praca badawcza Inst. Metaloznawstwa Pol. Śl., Gliwice 1986-90
- [8] Maciejny A.: Zadania inżynierii materiałowej. Inżynieria Materiałowa nr 6, 1994
- [9] Materials Science and Engineering for the 1990s. National Research Council, National Academy Press, Washington D.C. 1989
- [10] Łaskawiec J., Michalik R.: Zagadnienia teoretyczne i aplikacyjne w implantach. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002
- [11] Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane. Oficyna Wyd. Politechniki Wrocławskiej. Wrocław 1997
- [12] Williams D.: Materiale Science and Technology – Medical and Dental Materials. R.W. Cahn, P. Haasen, E.J. Kramer, vol.14
- [13] Soga Y., Doi H., Yoneyama T.: Tensile properties and transformation temperatures of Pd added Ni-Ti alloy dental castings. Journal of Materials Science – Materials in Medicine, nr 11, 2000
- [14] Drugacz J., Januszewski K., Lekston Z.: Zespoleńia złamań zuchwy tytanowo-niklowymi

- implantami z pamięcią kształtu. Materiały konferencji „Biomateriały w stomatologii”, Ustroń 1995
- [15] Surowska B., Weroński A.: Struktura i własności biomateriałów. Prace Naukowe Politechniki Lubelskiej 219, Mechanika, nr 50, 1995
- [16] Kaliszewski E., Miśta S., Pisarek I.: Dobór składu chemicznego stali na krajowe implanty chirurgiczne. Hutnik, nr 4, 1989
- [17] Koszul J., Stodolnik B.: Głowy endoprotez częściowych z polietylenu. Materiały Konferencji „Nowe materiały i technologie dla medycyny”, Częstochowa-Kokotek, 1995
- [18] Otfinowski J., Pawelec A.: Powikłania alloplastyki stawu biodrowego związane z zastosowaniem polietylenu jako elementu endoprotezy. Materiały seminarium „Biomechanika w implantologii”, Ustroń 1997
- [19] Pawelec A., Otfinowski J.: Niejednorodna struktura wewnętrzna polietylenu jako źródło powikłań alloplastyki stawu biodrowego. Materiały seminarium „Biomechanika w implantologii”, Ustroń 1997
- [20] Gierzyńska-Dolna M., Sobociński M., Więckowski W.: Trybologiczne właściwości polietylenu stosowanego w medycynie. Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol.2, suppl. 1, 2000-Materiały XVI Szkoły Biomechaniki
- [21] Balin A., Toborek J.: Wpływ cech materiałowych i konstrukcyjnych komponentów sztucznego stawu biodrowego na jego biofunkcjonalność. Materiały Konferencji „Nowe materiały i technologie dla medycyny”. Częstochowa-Kokotek 1995
- [22] Balin A., Toborek J.: Wpływ własności cementu chirurgicznego na biofunkcjonalność sztucznego stawu biodrowego. Materiały Seminarium „Biomechanika w implantologii”, Ustroń 1997
- [23] Gogolewski S.: Polimery resorbowalne w medycynie. Materiały VII Konferencji Naukowej „Biomateriały w medycynie i weterynarii”. Rytyro 1996
- [24] Middleton J., Tipton A.: Synthetic biodegradable polymers as orthopedic devices. Biomaterials, nr 21, 2000, s.2335-2346
- [25] Gugala Z., Gogolewski S.: Cementy ceramiczne jako wypełniacze ubytków kostnych traktowanych resorbowalnymi membranami polimerowymi. Materiały VI Konferencji Naukowej „Biomateriały węglowe i ceramiczne”, Rytyro 1995
- [26] Ślosarczyk A.: Bioceramika hydroksyapatytowa. Polski Biuletyn Ceramiczny, nr 13, Polskie Towarzystwo Ceramiczne, Kraków 1997
- [27] Rosiek D., Wala G.: Porowata i warstwowa ceramika korundowa jako biomateriał. Ceramics, nr 46, 1994
- [28] Ashby M.: Dobór materiałów w projektowaniu inżynierskim. Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa 1998