Sandra Podwysocka, Wiktoria Rudczyk, Wiktoria Pochwała, Beata Drzewiecka[1], Joanna Wessely-Szponder[1]
Studenckie Koło Naukowe Analityków Weterynaryjnych
[1]Uniwersytet Przyrodniczy w Lublinie Zakład Patofizjologii Katedra Przedklinicznych Nauk Weterynaryjnych, Wydział Medycyny Weterynaryjnej Uniwersytet Przyrodniczy w Lublinie, Wydział Medycyny Weterynaryjnej

BIOMATERIAŁY STOSOWANE W IMPLANTOLOGII

Streszczenie
Wszczepy, podobnie jak naturalne tkanki organizmu muszą posiadać pewne właściwości fizyczne oraz biologiczne, by spełniać swoją rolę. Cechuje je między innymi oporność na czynniki mechaniczne, takie jak ściskanie, rozciąganie, tarcie oraz sprężystość, ale przede wszystkim wytrzymałość na obciążenia. W zależności od miejsca docelowego umieszczenia implantu, musi mieć on odpowiednią strukturę, by dopasować się do okolicznych tkanek. Przed wprowadzeniem implantu do organizmu należy wykonać badania biologiczne, mechaniczne, fizyczne oraz chemiczne in vivo oraz in vitro. Ma to na celu ocenę adherencji komórek gospodarza do powierzchni materiału, ich morfologię, żywotność, liczbę martwych komórek oraz proliferację. Konieczne jest również potwierdzenie braku ich toksyczności za pomocą testów jakościowych i ilościowych tj. dyfuzji w agarze, kontaktu bezpośredniego oraz testów na ekstraktach tkankowych. Trzeba mieć na uwadze, że jest to wprowadzenie ciała obcego i mimo zachowania poprawności procedur, mogą wystąpić działania niepożądane.

Abstract
Both implants and natural tissues of the body must have certain physical and biological properties to play their role. They are characterized by resistance to mechanical factors - such as compression, stretching, friction and elasticity. First of all, resistance to loading. Depending on the placement of the implant, it must have the adequate structure to fit the surrounding tissues. Before introducing it into the body, biological, mechanical, physical and chemical tests should be performed in vivo and in vitro. This is to assess the adherence of host cells to the surface of the material, their morphology, viability, number of dead cells and proliferation. It is also necessary to confirm the absence of their toxicity by qualitative and quantitative tests, i.e. diffusion in agar, direct contact and tests on tissue extracts. It should be borne in mind that this is the introduction of a foreign body and despite maintaining the correctness of the procedures, side effects may occur.

Słowa kluczowe: biomateriały, implant, wszczep, biozgodność

Wstęp

Implanty chirurgiczne składają się z jednego lub kilku komponentów biomateriałów. Umiejscowione są częściowo lub całkowicie w ciele pacjenta. Przykładem implantów stałych są endoprotezy stawowe, natomiast do tymczasowych zaliczyć możemy gwoździe zespalające złamania. Ważnym aspektem wszczepiania implantów chirurgicznych jest poprawa zdolności motorycznych określonego regionu anatomicznego, w którym wykonujemy implantację. Biomateriały przed dopuszczeniem do użytkowania wymagają spełnienia określonych warunków. Głównym z nich jest tzw. biozgodność (biokompatybilność), inaczej biotolerancja, biozgodność. Tworzywo budujące implant musi być akceptowane przez otaczające środowisko. Nie może doprowadzać do procesów zapalnych, a w przypadku złamań nie naruszać procesów odbudowy kośćca. Cechy materiału biokompatybilnego: nietoksyczność, oporność na zjawiska korozyjne, zachowanie pierwotnych funkcji mechanicznych narządu. Rozciąganie i ściskanie, zgniatanie i skręcanie, to główne czynniki, które testują zdolność wytrzymałości implantu. Należy mieć na uwadze pozostałe, jednakże bardzo istotne cechy biomateriału, takie jak twardość, ciągliwość i oporność na ścieranie, które dostosowują się do oczekiwań klinicznych (Tyrakowska i in., 2020). Inżynieria tkankowa jest jednym z kierunków wykorzystywanych w leczeniu ubytków tkanek. Jest stosunkowo innowacyjnym rozwiązaniem, który zwiększa możliwości rozwijania medycyny regeneracyjnej, mającej na celu odtwarzanie struktur i funkcji uszkodzeń organizmu (Laska, 2017).

Biomateriały obejmują istotną dziedzinę badawczą, która koncentruje się na wykorzystaniu naturalnych procesów biologicznych do projektowania i tworzenia nowych materiałów o specjalnych właściwościach. Twarde, takie jak ceramika hydroksyapatytowa czy bioszkła, charakteryzują się doskonałymi właściwościami mechanicznymi, co sprawia, że są one szczególnie interesujące dla naukowców i inżynierów materiałowych. Przez analizę biominerałów produkowanych przez żywe organizmy, dąży się do otrzymania nowych materiałów metodami inspirowanymi przez naturę. Proces ten, określany jako mimetyczne wytwarzanie materiałów syntetycznych, polega na naśladowaniu procesów zachodzących w środowisku biologicznym, co pozwala uzyskać materiały kompozytowe o unikalnych właściwościach fizycznych, elektrycznych lub mechanicznych. Jedną z kluczowych grup materiałów nowej generacji są materiały funkcjonalne, a wśród nich biomateriały odgrywają istotną rolę. Biomateriały to specjalna grupa materiałów o zróżnicowanym składzie, budowie i właściwościach, które wyróżniają się zdolnością do akceptacji przez organizm ludzki. Niektóre z nich, takie jak ceramika hydroksyapatytowa, bioszkła czy modyfikowane materiały węglowe, mogą nawet trwale łączyć się z żywą tkanką lub biorą udział w jej regeneracji (Świeczko-Żurek, 2009).

Tworzywa implantacyjne

W dziedzinie inżynierii biomateriałów istnieje kilka podstawowych grup tworzyw o różnorodnych właściwościach, które mogą być wykorzystane w określonych zastosowaniach funkcjonalnych w ramach biomateriałów kompozytowych. Wyróżnia się biomateriały metalowe, biomateriały ceramiczne, biomateriały polimerowe, biomateriały węglowe, biomateriały kompozytowe (Marciniak, 2002).

W trakcie wieloletnich badań nad doborem odpowiednich tworzyw metalicznych do zastosowań w inżynierii biomateriałów, wyodrębniono cztery podstawowe grupy biomateriałów metalicznych, które odgrywają istotną rolę we współczesnych badaniach i praktyce klinicznej. Są nimi: stale austenityczne, stopy na osnowie kobaltu, tytan i jego stopy, stopy z pamięcią kształtu (Marciniak, 2002).

W kontekście biomedycyny, metale prezentują najkorzystniejsze właściwości mechaniczne i wytrzymałościowe, co czyni je atrakcyjnymi kandydatami do zastosowania w ortopedii i protetyce. W tych dziedzinach, gdzie elementy ciała narażone są na duże siły ściskające, istotne jest, aby implanty kości posiadały właściwości mechaniczne zbliżone do tych występujących w naturalnej tkance, aby uniknąć zaniku tkanki. Metale charakteryzują się wyższymi parametrami mechanicznymi, takimi jak sztywność i twardość, w porównaniu do struktury naturalnej tkanki, co często prowadzi do przejęcia obciążeń przez implant oraz redukcji gęstości kości (tzw. efekt stress shielding). Właściwości mechaniczne materiałów metalowych pozwalają implantom na przenoszenie znaczących obciążeń. Niestety, mimo tych korzystnych cech, medyczne zastosowanie metali jest nadal ograniczone z powodu ich niskiej bioaktywności oraz ewentualnego uwalniania toksycznych substancji do organizmu. Dlatego też istnieje potrzeba dalszych badań nad rozwojem nowych materiałów, które łączyłyby korzyści mechaniczne metali z większą biozgodnością i minimalnym ryzykiem niepożądanych efektów ubocznych (Laska, 2017).

Bioceramika korundowa ma wytrzymałość na zginanie wynoszącą 400 MPa, a hydroksyapatytowa 150 MPa, podczas gdy dla kości ludzkiej wynosi ona maksymalnie 120 MPa (Rosiek, 1994). Pomimo wyższych wartości niż w przypadku kości ludzkich, wytrzymałość na zginanie biomateriałów ceramicznych jest niewystarczająca z powodu występowania zjawiska opóźnionego zniszczenia związanego ze wzrostem pęknięć podkrytycznych. Nawet pozytywny wynik testu wytrzymałościowego nie daje gwarancji, że w warunkach eksploatacji, przy przenoszeniu obciążeń znacznie niższych od krytycznego, nie dojdzie do katastrofalnego zniszczenia. Ta właściwość ogranicza zastosowanie w medycynie biomateriałów wykonanych jedynie z bioceramiki (Gugała, Gogolewski, 1995).

Porównanie różnych biomateriałów stosowanych do implantów wykazało, że materiały ceramiczne są uznawane za kruche o niskiej wytrzymałości na zginanie. Są one nieodporne na obciążenia dynamiczne i nie wykazują zdolności do odkształcania. Mimo to, ich duża twardość, dobra odporność na ścieranie oraz na korozję w środowisku tkanek i płynów ustrojowych minimalizują, choć nie eliminują całkowicie zużycia się biomateriałów ceramicznych po długotrwałym użytkowaniu. Produkty zużycia tej grupy materiałów nie wywołują znacznych odczynów toksycznych i alergicznych, co decyduje o dobrej biotolerancji bioceramiki w organizmie (Marciniak, 2002).

W dziedzinie inżynierii tkankowej materiały polimerowe odgrywają kluczową rolę, stanowiąc istotny obszar badań i zastosowań. Współczesne biomateriały można podzielić na dwie główne kategorie ze względu na ich pochodzenie: polimery naturalne i syntetyczne. Biopolimery, zaliczane do pierwszej grupy, obejmują polisacharydy, takie jak skrobia, chityna, czy pochodne kwasu hialuronowego, a także białka, między innymi kolagen i elastyna. Dodatkowo, naturalne włókna lignocelulozowe pełnią funkcję wzmacniającą w tym kontekście. Z kolei do drugiej kategorii zaliczane są syntetyczne polimery, takie jak poliestry alifatyczne (np. polilaktyd PLA, poliglikolid PGA, polikaprolakton PCL), polimery z grupy krzemoorganicznej (np. polidimetylosiloksan PDMS, polihydroksyalkanolany PHA, fumaran polipropylenu PPF i polihydroksymaślany PHB). Wytwarzane są one w kontrolowanych warunkach, co gwarantuje przewidywalne i powtarzalne właściwości fizyczne i mechaniczne, jak moduł Younga czy wytrzymałość na ściskanie i rozciąganie. Dodatkową zaletą tych biomateriałów jest precyzyjna kontrola ich składu chemicznego oraz eliminacja zanieczyszczeń (Laska, 2017).

W kontekście inżynierii tkankowej szczególnie popularne są alifatyczne poliestry, takie jak polilaktyd PLA, poliglikolid PGA i polikaprolakton PCL, które znakomicie sprawdzają się jako materiały na rusztowania tkankowe. Charakteryzują się one łatwością przetwarzania oraz bioresorpcją, prowadzącą do nietoksycznych substancji, takich jak dwutlenek węgla i woda. Proces syntezy dla polikaprolaktonu (PCL) obejmuje tworzenie monomeru kaprolaktonu, który reaguje z cykloheksanem, a degradacja do nietoksycznych produktów zachodzi poprzez hydrolizę. Szybkość degradacji w alifatycznych poliestrach ustala się w kolejności: najszybciej degraduje PGA, następnie PLA, a najdłużej – PCL. Czynniki wpływające na kinetykę degradacji obejmują skład chemiczny, konfigurację struktury, sposób przetwarzania materiału, masę molową, czynniki środowiskowe, naprężenia, odkształcenia, krystaliczność oraz różne dodatki i wypełniacze. Skoncentrowane badania nad kontrolowanym procesem degradacji materiałów wszczepianych do organizmu są kluczowym obszarem. Obecnie materiały polimerowe pełnią istotną rolę w regeneracji kości, leczeniu uszkodzonej chrząstki oraz jako nośniki leków. Hydrożele, stosowane między innymi w tych zastosowaniach,

opierają się na różnych polimerach, takich jak kolagen, alginian, chitozan, PLA i kopolimery PPF. To obszar intensywnych badań, który otwiera nowe perspektywy w dziedzinie medycyny regeneracyjnej (Laska, 2017).

Kolejną kategorią materiałów istotnych w dziedzinie inżynierii tkankowej stanowi bioaktywna ceramika. Materiały ceramiczne łatwo nawiązują interakcje chemiczne z tkanką, co sprawia, że fosforany wapnia wykazują doskonałą zgodność biologiczną dzięki swojemu chemicznemu podobieństwu do struktury kostnej (Kundu i in., 2013).

Hydroksyapatyt (HAp) i trójfosforan wapnia (TCP) są kluczowymi przedstawicielami tego rodzaju ceramiki, charakteryzując się zdolnością do krystalizacji w różne formy w zależności od stosunku Ca:P. Hydroksyapatyt, będący chemicznie zbliżony do naturalnych składników kości ssaków, występuje w postaci minerału Ca5(PO4)3(OH), przy czym idealny stosunek Ca:P wynosi 10:6. Trójfosforany wapnia, takie jak odmiany wysokotemperaturowa (α-TCP) i niskotemperaturowa (β-TCP), również posiadają korzystne właściwości biologiczne, ale ich zastosowanie jest ograniczone ze względu na powolną degradację (w przypadku HAp) oraz niższą wytrzymałość mechaniczną niż naturalna kość (Zhang i in., 2014).

Bioaktywne szkła, zaliczane do powierzchniowo bioaktywnej ceramiki, wykazują zdolność do silnej osteointegracji z tkanką gospodarza po implantacji. Należy jednak zauważyć, że mają one pewne ograniczenia, takie jak niskie właściwości mechaniczne i słaba odporność na pękanie, zwłaszcza w formie porowatej. W związku z tym, materiały te nie są zalecane do zastosowań w elementach przenoszących znaczące obciążenie (Laska, 2017).

Odpowiedź organizmu na kontakt z implantem

Zgodnie z przeznaczeniem implantu w organizmie, stawiane są mu różnorodne wymagania dotyczące odporności na degradację. Na przykład, implanty o charakterze dożywotnich, takie jak zastawki serca, stentgrafty, niebiodegradowalne stenty naczyniowe czy stymulatory serca, muszą być wykonane z materiałów, które są odporne na warunki panujące w ludzkim organizmie i nie ulegają degradacji. Z kolei w przypadku implantów biodegradowalnych, takich jak biodegradowalne stenty, oczekuje się, że ulegną rozkładowi po spełnieniu swojej funkcji. Nieistotne jest, z jakiego materiału wykonany jest implant, gdyż każde wprowadzone do organizmu ciało obce wywołuje reakcję układu immunologicznego. W szczególności implanty biologiczne, traktowane jako antygeny, inicjują produkcję specyficznych przeciwciał przez organizm, co może prowadzić do ich usunięcia. Enzymy, białka, lipidy, jony soli nieorganicznych (takie jak Na+, K+, Ca2+, PO4 3-, HCO3-, Cl-), a także wolne rodniki obecne we krwi mogą również reagować z materiałem implantu, co z kolei może skutkować pogorszeniem jego właściwości fizykochemicznych. Implanty, na przykład, mogą z biegiem czasu

ulec rozpuszczeniu, kruszeniu, pękanie, stawać się elastyczne lub przeciwnie, nadmiernie sztywne (Dederko i in., 2017).

Podczas procedury chirurgicznej, gdzie następuje przerwanie ciągłości tkanek, wprowadzony implant jest traktowany przez organizm jako ciało obce, co inicjuje reakcję immunologiczną i skutkuje wystąpieniem stanu zapalnego. Kilka godzin po operacji, komórki tuczne, dendrytyczne i makrofagi zostają aktywowane, uwalniając mediatory reakcji zapalnej, takie jak cytokiny, prostaglandyny, leukotrieny i bradykininy. Te substancje powodują zwiększenie ukrwienia otaczających tkanek, rozszerzenie naczynia krwionośnego, przez które wprowadzony jest implant, oraz poszerzenie sąsiadujących, mniejszych naczyń krwionośnych, co umożliwia napływ innych komórek układu odpornościowego, głównie makrofagów i neutrofili, zdolnych do fagocytozy. Te komórki starają się usunąć implant z organizmu, co potencjalnie może prowadzić do odrzutu wszczepu (Anderson i in., 2008).

W trakcie rozwoju reakcji zapalnej, zwłaszcza podczas tzw. wybuchu tlenowego neutrofili i komórek żernych, generowana jest znaczna ilość reaktywnych form tlenu (RFT). Ten proces, z jednej strony, reguluje funkcje bakteriobójcze neutrofili, ale z drugiej strony, powstające RFT mogą indukować reakcje rodnikowe z grupami funkcyjnymi obecnymi w materiale implantu, co w konsekwencji może prowadzić do jego biodegradacji. W celu złagodzenia reakcji immunologicznej, pacjentom podaje się leki immunosupresyjne, które mają na celu hamowanie odpowiedzi układu immunologicznego. Niemniej jednak, to podejście nie gwarantuje całkowitego uniknięcia odrzutu implantu przez organizm pacjenta (Dederko i in., 2017).

Uszkodzenia implantów mogą być związane z obecnością mikroorganizmów, a ich źródłem najczęściej jest mikroflora skóry i błon śluzowych człowieka, środowisko szpitalne, infekcja rany pooperacyjnej lub istniejące wcześniej wszczepy. Wszystkie rodzaje wszczepów są podatne na negatywne oddziaływanie mikroorganizmów. Mikroorganizmy mają zdolność rozwijania się zarówno na powierzchni implantu, jak i w jego porach. Wzrost drobnoustrojów w porach biomateriału, z którego wykonany jest implant, może prowadzić do jego deformacji. Dodatkowo, mikroorganizmy mogą wydzielać enzymy degradujące cząsteczki polimeru, a następnie zużywać produkty ich rozkładu jako źródło substancji pokarmowych (Lucas i in., 2008; Azevedo i Reis, 2005).

Biodegradacja spowodowana działaniem enzymów wydzielanych przez mikroorganizmy przebiega w trzech etapach. Pierwszy etap, czyli biodeterioracja, obejmuje aktywność mikroorganizmów, co prowadzi do mechanicznego uszkodzenia materiału. Różne związki obecne we krwi mogą adsorbować się do porowatej struktury materiału implantów, co niszczy jego powierzchnię i zwiększa podatność na adhezję mikroorganizmów. W drugim etapie, zwanej biofragmentacją, produkty metabolizmu mikroorganizmów,

takie jak kwasy, enzymy hydrolizujące, powodują rozerwanie wiązań międzycząsteczkowych w biopolimerze, prowadząc do jego fragmentacji. Oksydoreduktazy i hydrolazy odgrywają kluczową rolę w tym procesie, indukując enzymatyczną hydrolizę oraz enzymatyczne utlenianie z wytworzeniem wolnych rodników. Etap ten zachodzi w środowisku wodnym i obejmuje dyfuzję enzymu, adhezję do powierzchni biomateriału, reakcję enzymatyczną i rozpad kompleksu enzym-substrat. W trzecim etapie, czyli asymilacji, mikroorganizmy absorbują powstałe oligomery i monomery jako źródło węgla, azotu, fosforu i tlenu, co przyspiesza dalszą degradację implantu (Dederko i in., 2017).

Innym zagrożeniem dla implantów jest tworzenie się na ich powierzchni biofilmu, w którym komórki mikroorganizmów pokrywają się składnikami krwi, takimi jak osocze i białka, co sprzyja adhezji mikroorganizmów przy użyciu różnych oddziaływań elektrostatycznych, hydrofobowych lub Van der Waalsa. Biofilm rozwija się już w ciągu 24 godzin po operacji, co może prowadzić do znacznego pokrycia materiału implantu mikroflorą, utrudniając jego prawidłowe funkcjonowanie. Biofilm jest strukturą heterogenną, składającą się z komórek mikroorganizmów i wydzielanej przez nie macierzy zewnątrzkomórkowej, która tworzy kanały ułatwiające transport substancji odżywczych do głębszych warstw. Bakterie, które tworzą biofilm, są odporne na układ immunologiczny oraz antystatyki i antybiotyki, co może prowadzić do niekontrolowanego rozwoju infekcji, stanowiąc bezpośrednie zagrożenie życia. Bakterie w postaci biofilmu mogą także się odrywać, przedostając się do krwiobiegu i powodując groźne infekcje, takie jak zapalenie wsierdzia czy mukowiscydoza. Przykłady bakterii podatnych na tworzenie biofilmu to Enterococcus faecalis, Staphylococcus epidermidis, Staphylococcus aureus, Streptococcus viridans, Escherichia coli, Klebsiella pneumoniae, Proteus mirabilis, Pseudomonas aeruginosa, Vibrio cholerae, a także grzyby z rodzaju Candida spp. (Dederko i in., 2017).

Zakażenia okołowszczepowe

Etiologia infekcji wokół implantu zależy od pierwotnej przyczyny jego wszczepienia, rodzaju przeprowadzonego zabiegu (awaryjny dyżur czy planowy), warunków operacyjnych, techniki chirurgicznej oraz obecności lub braku stanu zapalnego w otaczających tkankach oraz stanu ogólnego pacjenta. Ze względu na dużą różnorodność obecnie stosowanych implantów tytanowych, zakażenia z nimi związane mogą mieć odmienną etiologię, objawy kliniczne i przebieg. Infekcje wokół implantu mogą być sklasyfikowane ze względu na drogę szerzenia, czas kontaminacji implantu, okres wystąpienia objawów oraz charakter przebiegu infekcji. Droga szerzenia infekcji może być zewnętrzna lub wewnętrzna. Zakażenia zewnętrzne są bezpośrednio związane z przeprowadzonym zabiegiem i wynikają z kontaminacji powierzchni

implantu bakteriami z otoczenia zewnętrznego. Stanowią one znaczną większość i występują głównie wokół implantów służących do stabilizacji złamań w traumatologii narządu ruchu oraz chirurgii szczękowo-twarzowej, takich jak stabilizatory zewnętrzne i wewnętrzne (systemy do stabilnej osteosyntezy płytkowej oraz gwoździe śródszpikowe). Zakażenia wewnątrzpochodne wynikają z osiedlania się bakterii na powierzchni wszczepionego implantu podczas epizodów przejściowej bakteriemii, które mogą być skutkiem odległych ognisk infekcji, takich jak zakażenia zębopochodne, zakażenia dróg moczowych i oddechowych, lub towarzyszące operacjom w obrębie jamy brzusznej. Takie zakażenia są szczególnie charakterystyczne dla endoprotez stawów. Pod względem czasu kontaminacji, infekcje wokół implantu można podzielić na przedoperacyjne (związane z urazem), okołooperacyjne (jako zakażenie miejsca operowanego) oraz pooperacyjne (wynikające z nieprawidłowego gojenia lub zakażenia poprzez ciągłość tkanek z otoczenia). Natomiast pod względem charakteru przebiegu procesu zapalnego wyróżnia się infekcje ostre i przewlekłe, a niektórzy autorzy wymieniają także tzw. infekcje powolne. Charakterystycznymi cechami ostrego stanu zapalnego są zaczerwienienie, obrzęk, nieprawidłowe gojenie rany, ból zgłaszany przez pacjenta oraz podwyższona temperatura ciała. Infekcje przewlekłe objawiają się postępującą utratą stabilizacji implantu, zwiększoną ruchomością oraz obecnością przetok ropnych. Infekcje powolne stanowią odmianę przewlekłego stanu zapalnego, a ich odróżnienie od tzw. aseptycznego obluzowania implantu, które nie jest wynikiem infekcji, a nieprawidłowych warunków biomechanicznych, może być trudne. Czas wystąpienia objawów infekcji klasyfikuje zakażenia jako wczesne (do pierwszego miesiąca po implantacji) lub późne (powyżej jednego miesiąca). Objawy infekcji, które pojawiają się w okresie do roku po zabiegu chirurgicznym, mogą sugerować zakażenie szpitalne. Objawy zakażeń wczesnych zazwyczaj charakteryzują się cechami ostrego stanu zapalnego, podczas gdy objawy zakażeń późnych mogą być nieuchwytne przez dłuższy czas, zwłaszcza w przypadku implantów umiejscowionych głęboko w tkankach, a ich przebieg ma najczęściej charakter przewlekły lub powolny (Pokrowiecki i in., 2014).

Zastosowanie biomateriałów

Biomateriały mają szerokie zastosowania w implantologii stomatologicznej. Podczas gdy dochodzi do poważnego uszkodzenia korzeni zębów, najczęściej z powodu urazów, paradontozy, czy też próchnicy, zastępowane są one implantami zębów, tak zwanymi tytanowymi wszczepami śródkostnymi. Odbudowa protetyczna, odbywa się na zasadzie wkręcania implantów w kości w odpowiednim znieczuleniu. Umożliwia to wykonanie estetycznych porcelanowych koron lub mostów. Innym polem wykorzystania implantów jest endoprotezoplastyka. Staw kolanowy, biodrowy albo barkowy,

najczęściej narażone są na choroby zwyrodnieniowe, dlatego też endoprotezy są rozpowszechnione i chętnie stosowane do ich odtworzenia. Wykonane są głównie z materiału jakim jest tytan. Funkcją endoprotez jest przejmowanie funkcji zniszczonych stawów oraz uśmierzanie dolegliwości bólowych i powrotu do dawnej sprawności. Najczęściej są to implanty custom-made, czyli szyte na miarę, projektowane z myślą o konkretnym pacjencie. Kolejnym ważnym elementem jest kardiochirurgia. Pierwsze całkowite wszczepialne serce wykonane z tworzywa sztucznego i tytanu to AbioCor, wykonane przez firmę AbioMed. Implant wspomagany jest baterią, która go zasila, wszczepiona jest pod skórę. Natomiast niewielkich rozmiarów urządzenie przypięte do paska umożliwia jej ładowanie. Wspomaga jedną lub obie komory serca (Świeczko-Żurek, 2009).

Podsumowanie

Inżynieria tkankowa jest innowacyjną metodą w leczeniu tkanek i narządów. Zastosowanie odpowiedniego tworzywa transplantacyjnego umożliwia regenerację wielu dysfunkcyjnych tkanek na przykład tkanki kostnej i chrzęstnej, skóry, tkanki nerwowej, naczyń krwionośnych. Spośród wyżej wymienionych materiałów wykorzystywanych w implantologii, polimery charakteryzują się największym potencjałem użytkowym, aczkolwiek pozostałe tworzywa również znajdują wiele zastosowań. Wnioski z powyższego opracowania dotyczą integracji w układzie wszczep-organizm. Niestety nie zawsze implant jest akceptowany przez organizm – zużywa się, ulega korozji, w związku z czym nie pełni zamierzonej roli bądź wpływa niekorzystnie na okoliczne tkanki i narządy.

Piśmiennictwo

1. Anderson J.M., Rodriguez A., Chang D.T. (2008), Foreign body reaction to biomaterials. Seminars Immunology, 20, 2, s. 86-100.
2. Azevedo H.S., Reis R.L. (2005), Understanding the enzymatic degradation of biodegradable polymers and strategies to control their degradation rate. W: R.L. Reis, J.S. Román (red.), Biodegradable systems in tissue engineering and regenerative medicine, CRC PRESS, Boca Raton, London, New York, Washington D.C., pp. 186-193.
3. Dederko P., Woźniak M., Malinowska-Pańczyk E., Staroszczyk H., Kołodziejska I. (2017), Podatność implantów kardiologicznych na biodegradację-przegląd literatury. Acta Bio-Optica et Informatica Medica. Inżynieria Biomedyczna, 23, 3, s. 153-165.
4. Gugała Z., Gogolewski S. (1995), Cementy ceramiczne jako wypełniacze ubytków kostnych traktowanych resorbowalnymi membranami polimerowymi. Materiały VI Konferencji Naukowej „Biomateriały węglowe i ceramiczne", Rytro, s. 68-73.

5. Kundu J. et al. (2013), Biomaterials for Biofabrication of 3D Tissue Scaffolds. W: G. Forgacs, W. Sun (red.), Biofabrication. Micro- and Nano-fabrication, Printing, Patterning and Assemblies, Amsterdam, Boston, Heidelberg, London, New York, Oxford, Paris, San Diego, San Francisco, Singapore, Sydney, Tokyo.
6. Laska A. (2017), Biomateriały stosowane w inżynierii tkankowej do regeneracji tkanek. Zeszyty Naukowe Towarzystwa Doktorantów Uniwersytetu Jagiellońskiego. Nauki Ścisłe, 14, s. 187-196.
7. Marciniak J. (2002), Biomateriały. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice.
8. Lucas N., Bienaime Ch., Belloy Ch., Queneudec M., Silvestre F., Nava-Saucedo J.E. (2008), Polymer biodegradation: mechanisms and estimation techniques. Chemosphere, 73, pp. 429-442.
9. Pokrowiecki R., Tyski S., Zaleska M. (2014), Problematyka zakażeń okołowszczepowych. Postępy Mikrobiologii, 53, 2, s. 123-134.
10. Rosiek G., Wala D. (1994), Porowata i warstwowa ceramika korundowa jako biomateriał. Ceramics, 46, s. 159-164.
11. Świeczko-Żurek B. (2009), Biomateriały. W: J. Chłopek (red.), University of Technology, Gdańsk.
12. Tyrakowska-Dadełło Z., Czerżyńska M., Średzińska K., Pasieka E. (2015), Materiały implantacyjne we współczesnej medycynie. W: E. Krajewska-Kułak i in. (red.), Holistyczny wymiar współczesnej medycyny. Uniwersytet Medyczny w Białymstoku, 1, s. 1163-1171.
13. Zhang X. et al. (2014), Preparation and Mechanical Property of a Novel 3D Porous Magnesium Scaffold for Bone Tissue Engineering. Materials Science and Engineering, 42.