

Hydrofilność dzianej protezy naczyniowej umożliwia wykonanie szybkiego i skutecznego preclottingu [7]. Trzeba pamiętać, że konieczne jest uszczelnianie protezy krwią chorego przed heparynizacją [7]. Dzięki właściwościom hydrofilnym protezy naczyniowej ilość używanej krwi chorego do jej pełnego uszczelnienia może być kilkakrotnie mniejsza w porównaniu z protezami nieposiadającymi tych właściwości [3, 7]. Zastosowanie protez hydrofilnych eliminuje czynności stosowane przy rutynowym preclottingu, a więc masowanie protezy, wyciskanie skrzepów krwi z jej wnętrza i suszenie. Stosując opisane sposoby preclottingu hydrofilnej protezy w każdym przypadku uzyskano pełną jej szczelność [3, 7]. Obserwowano różnicę na korzyść krótkotrwałej kąpieli protezy w minimalnie większej ilości krwi chorego. Szczelność protezy po takim preclottingu była większa.

Wnioski

1. Hydrofilna proteza naczyń krwionośnych łatwo uszczelniająca się krwią chorego należy do nowej generacji protez naczyniowych, które można polecić do stosowania w zabiegach rekonstrukcyjnych dużych tętnic.
2. Polecamy sposób uszczelnienia hydrofilnej protezy polegający na jej krótkotrwałym zanurzeniu w niewielkiej ilości krwi chorego.

NOWA JAKOŚĆ WSZCZEPÓW ŚRÓDKOSTNYCH CoCrMo

MAREK ADWENT, TADEUSZ CIEŚLIK, JAN RYSZARD DĄBROWSKI*,
JACEK SKOWRONEK, DANIEL SABAT**

I KATEDRA I KLINIKA CHIRURGII SZCZĘKOWO-TWARZOWEJ ŚLĄSKIEJ
AKADEMII MEDYCZNEJ

UL. BUCHENWALDCZYKÓW 19, 41-800 ZABRZE, TEL. 271-39-28

*WYDZIAŁ MECHANICZY POLITECHNIKI BIAŁOSTOCKIEJ

UL. WIEJSKA 45 C, 15-351 BIAŁYASTOK

I KATEDRA I ZAKŁAD PATOMORFOLOGII ŚAM,

UL. 3-GO MAJA 13/15 41-800 ZABRZE

Streszczenie

Wszczepy śródkostne są powszechnie stosowane w chirurgii szczękowo-twarzowej, ortopedii, protetyce stomatologicznej. Najpopularniejszym materiałem do wytwarzania implantów są stopy na bazie tytanu. Drugim, co do częstości stosowanym materiałem są stopy na bazie kobaltu chromu i molibdenu typu Vitalium. Aby zwiększyć kompatybilność wszczepu, przyspieszyć gojenie kości, oraz polepszyć utrzymanie

Conclusions

1. Hydrophilic prostheses are a new generation of easy-preclotting and fast-sealing grafts, which are recommended for using in vascular surgery of large arteries.
2. We recommend the plunging-sealing method depending on short-lived graft submersion, in small quantity of patients' blood.

Piśmiennictwo

References

[1] van den Akker P.J., van Schilfgaarde R., Brand R., van Bockel J.H., Terpstra I.L.: Aortoiliac and aortofemoral reconstruction of obstructive disease. *Am J Surg* (1994), 167, 379-385.

[2] Nevelsteen A., Wouters L., Suy R.: Aortofemoral Dacron reconstruction for aorto-iliac occlusive disease: a 25-year survey. *Eur J Vasc Surg* (1991), 5, 179-186.

[3] Milewski A.: Badania doświadczalne zmodyfikowanej protezy naczyniowej Dallon H. Praca doktorska. Biblioteka AM Wrocław (2001).

[4] Milewski A., Staniszewska-Kuś J., Rytowski R., Solski L., Pielka S.: Odczyn tkanek po implantacji protez naczyniowych Dallon H w ubytek aorty piersiowej. *Polimery w Medycynie* (2002), 32, 23-40.

[5] Pupka A., Barć P., Kałuża G., Dawiskiba T., Szyber P.: Ocena wgajania dakronowej protezy naczyniowej impregnowanej solami srebra i uszczelnianej kolagenem w leczeniu zakażeń w chirurgii naczyniowej. *Inż. Biom* (2003), 26, 18-20.

[6] Barć P., Dorobisz A., Patrzalek D., Wołyniec A., Pupka A., Chudoba P., Polak W., Kałuża G.: Ocena kliniczna poliestrowej impregnowanej albuminami protezy naczyniowej w materiale Kliniki Chirurgii Naczyniowej AM we Wrocławiu w latach 1994-1997. *Doniesienie wstępne. Polimery w Medycynie* (1997), 27, 33-37.

[7] Paluch D., Szymonowicz M., Rutowski R., Milewski A., Pielka S., Solski L., Raczyński K.: Badania śródoperacyjne i badania zmian wybranych parametrów krzepnięcia i fibrynolizy, po implantacji protez poliestrowych Dallon H o zwiększonej zwilżalności powierzchni. *Polimery w Medycynie* (2002), 32, 65-79.

NEW QUALITY OF CoCrMo BONE IMPLANTS

MAREK ADWENT, TADEUSZ CIEŚLIK, JAN RYSZARD DĄBROWSKI*,
JACEK SKOWRONEK, DANIEL SABAT**

I KATEDRA I KLINIKA CHIRURGII SZCZĘKOWO-TWARZOWEJ ŚLĄSKIEJ
AKADEMII MEDYCZNEJ

UL. BUCHENWALDCZYKÓW 19, 41-800 ZABRZE, TEL. 271-39-28

*WYDZIAŁ MECHANICZY POLITECHNIKI BIAŁOSTOCKIEJ

UL. WIEJSKA 45 C, 15-351 BIAŁYASTOK

I KATEDRA I ZAKŁAD PATOMORFOLOGII ŚAM,

UL. 3-GO MAJA 13/15 41-800 ZABRZE

Abstract

Metallic implants are very popular in maxillofacial surgery, orthopedics and dental prosthetics. The most popular dental implant material are titanium alloys. The second one is CoCrMo alloys called Vitalium. To improve compatibility of the implants and bone healing surface of the implant is modified in different ways. The implant surface modification methods and the results of experimental studies of porous CoCrMo

powierzchnię poddaje się różnym modyfikacjom. W pracy przedstawiono sposoby modyfikacji powierzchni wszczepów oraz wyniki badań doświadczalnych porowatego stopu CoCrMo otrzymanego metodą metalurgii proszków.

Słowa kluczowe: wszczepy śródkostne, modyfikacja powierzchni, porowate wszczepy CoCrMo

Implantologia kostna jest powszechnie stosowanym sposobem leczenia. Znajduje zastosowanie w chirurgii szczękowo-twarzowej, chirurgii stomatologicznej, ortopedii. Z wszczepów metalicznych wykonuje się implanty zębowe, które stanowią podstawę, do późniejszej odbudowy protezycznej. Wytwarza się też protezy stawów skroniowo-żuchwowych, łokciowych, biodrowych, kolanowych oraz cały szereg elementów zespalających złamania kości, w postaci śrub, płytek, prętów. Przeznaczeniem wszczepów metalicznych jest ich długotrwałe przebywanie w tkance kostnej i opieranie się znacznym siłom mechanicznym. Powinny się one charakteryzować wysoką biotolerancją czyli nie działać toksycznie i alergizująco na tkanki organizmu żywego oraz nie wywoływać odczynów zapalnych. Ich zadaniem jest również spełnienie określonych funkcji mechanicznych. W związku z tym wytworzenie idealnego materiału na wszczepy wprowadzane do organizmu człowieka stanowi olbrzymie wyzwanie. Poszukiwaniu takiego stopu implantacyjnego powinna przyświecać zasada "dopasuj i zapomnij". Niestety przy obecnym rozwoju techniki i medycyny nie udało się wytworzyć metalicznego stopu implantacyjnego, który byłby całkowicie obojętny dla organizmu ludzkiego i nie wchodził z nim w reakcję. W przypadku wszczepów zębowych przyjmuje się, że pełne powodzenie implantacji uzyskuje się, jeżeli po 10 latach od implantacji pozostaje w dobrym stanie funkcjonalnym w około 95%. Najpowszechniej stosowanym materiałem w implantologii kostnej jest tytan i jego stopy. Został on wprowadzony do użytku w latach sześćdziesiątych XX wieku i całkowicie zdominował implantologię śródkostną. Jego szerokie zastosowanie wiąże się z bardzo dobrymi właściwościami mechanicznymi i wysoką odpornością korozyjną w organizmie ludzkim, z którą nie może się równać żaden inny stop metaliczny. Tytan odznacza się wysoką odpornością korozyjną. Jest odporny na działanie środków kwaśnych, płynów organicznych, kwasu azotowego i chromowego [1]. Kontakt tytanu z powietrzem powoduje wytworzenie na jego powierzchni warstwy tlenków o grubości około 1 nm. Najczęściej spotykana warstwa tlenków składa się z dwutlenku tytanu (TiO_2), który jest trwałą formą tlenkową przy obecności płynów tkankowych. Warstwa ta podczas wprowadzania wszczepu zostaje pokryta proteinami plazmy. Biologiczna obojętność tej warstwy tlenkowej sprawia, że wszczepy stają się kompatybilne [2]. Jednak pomimo doskonałych właściwości stopów na bazie tytanu, nie są one pozbawione wad. Wszystkie pierwiastki wchodzące w skład najpowszechniej stosowanego stopu implantacyjnego tytanu Ti6Al4V mogą wywoływać odczyny zapalne w organizmie ludzkim. Tytan może powodować alergię lub reakcję okołowszczepową, wanad jest cytotoksyczny i wywołuje zaburzenia neurogenne, a glin daje odczyny toksyczne [3].

Materiałem, który z powodzeniem jest stosowany w medycynie od ponad 70 lat jest stop na bazie kobaltu, chromu i molibdenu znany pod handlową nazwą Vitalium. Ze stopu tego wykonywane są elementy zespalające złamania kości, stosowane w ortopedii i chirurgii oraz protezy stawów. Przez wiele lat stop Vitalium stanowił materiał do produkcji wszczepów zębowych. Jednak stopy na bazie tytanu całkowicie opanowały tę dziedzinę implantologii kostnej, po wprowadzeniu ich do powszechnego użytku.

implants created with porous metallurgy method are presented.

Key words: bone implants, surface modification, porous CoCrMo implants.

Bone implantology is very popular treatment method. It is used in maxillofacial surgery, dental surgery, orthopedics. Metallic implants are used to dental prosthetic reconstruction, elbow prosthesis, hip joint prosthesis, knee joints rigid fixation elements such as screws, plates, lag-screw. Implants are designed to withstand mechanical load for a long time in bone tissues. It should be biotolerant and should cause neither allergic nor toxic and inflammatory processes. It should fulfill also mechanical functions. Concerning all conditions, creation of ideal implant material is a grate challenge. The main requirement of implant device should be "fit and forget". Unfortunately, despite of high technological development, the ideal metallic implant material has not been invented yet. It is assumed, that successful implantation is if 95% of implants is in good functional condition after 10 years.

Titanium is the most often used as a bone implant. It was introduced in 1960 and completely dominated bone implantology. It has very good mechanical properties and corrosion resistance higher than any other metallic alloy. It is resistant to nitric and chromic acids and organic fluids [1]. Oxide layers, which are covered with plasma proteins, improve biocompatibility of implants [2]. Despite of all advantages of titanium alloys implants, they are not free of defects. All ions of most popular Ti6Al4V titanium alloy can cause inflammatory response [3].

Another implant material which has been used for 30 years is CoCrMo alloy called Vitalium. It is used for endoprosthesis and for rigid fixation elements. Many years before introduction of titanium alloy into clinical practice it was used as dental implant alloy.

According to some papers there is already reached a limit of chemical and structural changes of metallic alloys [3]. However, new alloys are being introduced, with the properties better than that of usually used. Biocompatibility examination showed that titanium alloys with tantalum, niobium are very prospective in bone implantology [3]. Japanese scientist introduced TiZrNbTaPa and TiSnNbTaPa alloys having mechanical, corrosion resistance and biocompatibility better than that of commonly used Ti alloys [4]. Replace of titanium by zirconium improves the strength and elasticity [5]. Ti1313Nb13Zr has a modulus of elasticity 1/3-2/3 of commercially pure titanium. This feature may have implications in the load transfer capabilities and bone remodeling around the implant [6,7]. Implant surface has a crucial influence on bone healing and implant fixation. That's why many researches are focused on the implant surface modifications. Osteointegration is the most important factor to obtain the proper implant - bone junction [8]. It is described as functional and structural combination between the bone and an implant under optical microscopy level, or bone implant junction without presence of fibrous tissue [9,10]. To achieve full osteointegration the surface of an implant should be rough enough. This is important mechanical factor. When implant surface is rough, torque must be higher than those for the implants with smooth surface [8]. Histological and histomorphometric examination of animal and human tissues revealed a correlation between microtopography of the implant surface and amount of bone contacting with this surface. Early created, strong bone implant junction for the implant with rough surface comparing to those with smooth surface has been observed [11]. Trisi et al showed that bone amount collected from rough im-

Niektórzy autorzy uważają, że został osiągnięty pułap możliwości modyfikacji stopów implantacyjnych poprzez zmianę ich składu chemicznego i fazowego [3]. Jednak próbuje się wprowadzać nowe stopy, które niejednokrotnie wykazują lepsze właściwości od tych powszechnie stosowanych. Badania biotolerancji stopów metalicznych wykazują, że stopy tytanu z domieszką glinu, niobu lub tantalum mają perspektywiczne znaczenie dla chirurgii kostnej [3]. Japońscy naukowcy zaproponowali dwa nowe stopy TiZrNbTaPa i TiSnNbTaPa, które mogą, w warunkach obróbki termomechanicznej, ze swymi właściwościami mechanicznymi, biokompatybilnością i odpornością korozyjną okazać się lepsze od konwencjonalnych [4]. Progresywne zastępowanie tytanu w tradycyjnym stopie Ti6Al4V cyrkonem powoduje wzrost sprężystości i twardości [5]. Tytanowy stop Ti13Nb13Zr ma moduł elastyczności o około 1/3-2/3 większy od tradycyjnie używanego stopu, co ma istotne znaczenie w przenoszeniu sił na kość otaczającą wszczep i jej przebudowę, a w efekcie na szybsze gojenie się wszczepu i odbudowę kostną [6,7].

Obecnie prowadzone badania nad stopami implantacyjnymi koncentrują się głównie na badaniach i modyfikacji powierzchni wszczepów. Ma ona decydujące znaczenie na gojenie się tkanki kostnej i umocowanie w niej wszczepu metalicznego. Najbardziej pożądaną formą połączenia się implantu z kością jest osteointegracja czyli pełne wgojenie się martwego wszczepu w żywą kość [8]. Definiowana jest również jako bezpośrednie funkcjonalne połączenie wszczepu z kością na poziomie mikroskopii świetlnej [9]. Inni autorzy pod pojęciem osteointegracja rozumieją bezpośrednie połączenie lub przyłączenie żywej tkanki kostnej do powierzchni wszczepu bez pośrednictwa tkanki łączącej [10].

Aby doszło do pełnego funkcjonalnego połączenia się wszczepu z kością jego powierzchnia powinna być porowata, co stanowi ważny czynnik biomechaniczny. Przy powierzchni porowatej moment obrotowy (torque), który jest potrzebny do uwolnienia wszczepu z kości musi być znacznie wyższy niż przy powierzchni gładkiej [8]. Badania histologiczne i histomorfometryczne preparatów pobranych od ludzi i zwierząt wykazały korelację między specyficzną mikropoprawą powierzchni wszczepu a ilością kości pozostającą w kontakcie z tą powierzchnią. Obserwowano powstawanie pełniejszego i wcześniejszego kontaktu między kością a wszczepem o zmodyfikowanej, rozwiniętej strukturze powierzchni, w porównaniu z wszczepem o jej standardowej strukturze [11]. Trisi, Rao i Rebaudi w przeprowadzonych doświadczeniach wykazali, że wartość kontaktu kości z wszczepami o chropowatej powierzchni w stosunku do wszczepów o gładkiej powierzchni była po 3 miesiącach o ponad 50 % wyższa, a od 6 miesięcy o ponad 70 % wyższa [12]. Są różne sposoby uzyskania porowatej powierzchni wszczepu. Można ją poddać obróbce mechanicznej. Metoda ta jednak nie pozwala na uzyskanie zadowalających rezultatów. Najbardziej powszechną metodą modyfikacji powierzchni wszczepu jest natrysk plazmowy. Często stosuje się też bombardowanie powierzchni tlenkami tytanu lub tlenkami aluminium [13]. Przeprowadzone doświadczenia wykazują większą gęstość kości, lepsze przyleganie i większy kontakt pomiędzy kością a wszczepem z powierzchnią po natrysku plazmowym w stosunku do wszczepów opracowanych mechanicznie [14]. Wszczep o powierzchni opracowanej mechanicznie musiałby być około 30-40% większy dla uzyskania takiej samej powierzchni kontaktu co wszczep o powierzchni zmodyfikowanej. Siła potrzebna do wyciągnięcia wszczepu tytanowego o piaskowanej powierzchni z kości jest pięciokrotnie wyższa w stosunku do wszczepu o tradycyjnej powierzchni [15]. Porow-

plant after 3 months was 50%, and after 6 months 70% higher than those of smooth implants [12]. There are different methods of preparation of rough implant surfaces. Mechanical modification doesn't give satisfactory results. The most popular method is plasma sprayed technique. Popular technique is also formation of titanium and aluminum oxides [13]. Experimental studies revealed higher density of bone and better bone implant junction between rough plasma sprayed implants as compared to mechanically modified implants [14]. In order to obtain the same contact surface, the mechanically modified implant should have 30-40% greater the surface than that after plasma spraying one [15]. Sandblasted surface modified implants show 5 times higher forces in the pull-out test as compared to traditional ones. Surface roughness can be achieved by the treatment with acid. According to some authors this method may cause surface destruction and weaken mechanical properties of the implants. Remaining acid particles on the implant surface can induce inflammatory response. Controversy relevant to the preparation of the porous surface implant directed the research towards new methods to achieve rough implants surface with the use of classical metal alloys. One of the solution is powder metallurgy. The water atomization technique was applied to produce a powder from CoCrMo alloy, having the composition according to ISO 583423-4 (E) specification (TABLE I). After selection of 20-200 μm size particles, consolidation processes were performed. Powder particles shape is globular (FIG. 1). Physicochemical properties of the powder are presented in the TABLE II. After heating CoCrMo powder at 1000° C, for 2 hours, in hydrogen atmosphere, it was mixed in cone shape mill, followed by sintering under pressure of 800 MPa. The next step was heat treatment at 1250° C, for 1 hour in an argon atmosphere followed by cooling the samples in a cold zone of the furnace [16].

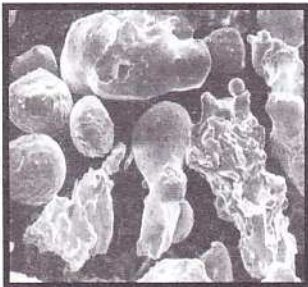
This method allows for tailoring the properties of metal alloys to the medical requirements and to obtain the density and strength the same as solid alloys. Thus, the surface porosity can be matched also. This parameter can play important role in bone healing processes. Wenenberg researches showed that greater amount of bone tissue was collected from implants sandblasted with 75 microns particles comparing with 25 microns or 250 microns particles [17].

Ceramic phosphate coatings are often used in implant surface modifications. Hydroxyapatite (HAp) is able to form a natural bond with the bone [18]. This process can be realized thanks to calcium and phosphate ions releasing from HAp layer and creating the bond between the bone and an implant [19]. This thin coating made of HAp or tricalcium phosphate (TCP) doesn't covers the surface pores of the implant and accelerate bone adaptation with the implant surface [20]. Literature review indicates that newly formed bone tissue around the HAp -surface modified implant is higher than that of plasma -sprayed coated implant, whereas mechanical behavior of both implants is similar. There is a controversy regarding the bone fixation to HAp coating. It is because of constant resorption of HA layer which is replaced by fibrous tissue. This process is particularly intensive in the case of low crystallinity HAp and TCP which are used for bone regeneration [18, 21]. Actually there are performed researches with the use of other coating materials, for example bioglass and carbon layers.

The junction between coating and implant has influence on mechanical interaction. In case of high functional loading this junction can be destroyed. The implant prepared by powder metallurgy with suitable coating ceramic material such as bioglass, HAp or TCP improve the fixation the im-

watość powierzchni można także uzyskać wytrawiając ją kwasem. Doświadczenia na zwierzętach i ludziach wykazały wyższy procent przylegania kości do powierzchni wytrawianej kwasem w stosunku do powierzchni natryskiwanej plazmowo i piaskowanej. Niektórzy autorzy uważają jednak, że wytrawianie powierzchni wszczepów kwasem może powodować jej uszkodzenie, co negatywnie wpływa na właściwości wytrzymałościowe wszczepu. Poza tym cząsteczki kwasu mogą pozostawać na powierzchni implantu i przyczyniać się do powstania procesów zapalnych tkanek otaczających wszczep. Przy braku jednorodności co do przygotowania porowatej powierzchni wszczepu dobrym rozwiązaniem wydaje się zaproponowanie nowych rozwiązań. Wprowadzenie nowych technologii uzyskiwania wszczepów umożliwi wytwarzanie implantów ze sprawdzonych materiałów, o całkowicie zmodyfikowanych właściwościach. Nowym kierunkiem badań nad materiałami implanatcyjnymi jest metalurgia proszków. Proszkowanie tradycyjnego stopu CoCrMo o składzie chemicznym zgodnym z normą ISO 58342-4(E) (namiarowy skład chemiczny stopu przedstawiono w TABELI I) poprzez nagrzewanie i rozpylenie wodą w osłonie argonu pozwala na otrzymanie proszku, który po wyodrębnieniu frakcji o ziarnistości 20-200 μm , poddawany jest procesom konsolidacji. Kształt cząstek proszku stopu CoCrMo (RYS. 1) po rozpyleniu wodą określono jako globularny. Właściwości technologiczne oraz fizykochemiczne otrzymanego proszku stopu CoCrMo przedstawiono w TABELI II. Po wyżarzeniu proszku CoCrMo w atmosferze wodoru w temperaturze 1000°C, t = 2 godz., mieszania go w młynku dwustożkowym w czasie 1 godz., prasuje się go jednostronnie w zamkniętej matrycy na prasie hydraulicznej, przy naciskach 800 MPa. Następnie spieka się wypraski w piecu silitowo-rurowym RO 02 w temperaturach: 1250°C, w ciągu 1 godz., w atmosferze suchego argonu, chłodzi wraz z piecem, doprasowuje dwustronnie spieki pod ciśnieniem 800 MPa. Wykańczająca obróbka cieplna próbek odbywa się w temperaturze 1250°C, w czasie 1 godz. w atmosferze argonu, z chłodzeniem próbek w zimnej strefie pieca. [16].

Zastosowanie tej metody otrzymywania wszczepów daje możliwość uzyskania materiału o z góry zaplanowanych właściwościach, które gęstością i wytrzymałością nie ustępują stopom odlewanym. Opisana metoda pozwala na wytworzenie wszczepu o bardziej litym rdzeniu i porowatej powierzchni. Porowatość powierzchni może być z góry ustalona. Ma to duże znaczenie dla procesów przerastania wszczepu przez tkankę kostną. Zbyt małe lub za duże pory nie pozwalają na pełne i efektywne przerastanie wszczepu przez kości. Badania Wennenberga wykazały, że piaskowanie powierzchni wszczepów cząsteczkami o wielkości 75 mikronów, przyniosło najlepsze wyniki gojenia w porównaniu z wszczepami bombardowanymi cząsteczkami o wielkości 25 mikronów i 250 mikronów [17].



RYS. 1. Globularny kształt cząstek proszku.
FIG. 1. Globular shape of powder particles.

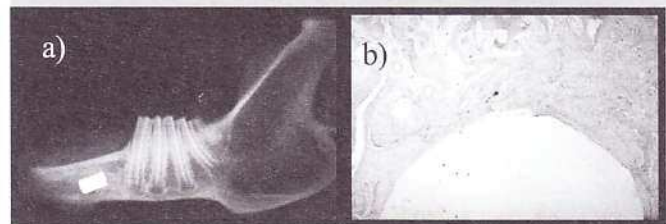
Popularną metodą modyfikacji wszczepów jest nanoszenie na ich powierzchnię powłok z ceramicznych fosforanów. Hydroksyapatyt ma zdolność bezpośredniego łączenia się z tkanką kostną [18]. Dzieje się tak na skutek stopniowego rozkładania warstw hydroksyapatytowych, uwalnianiu jonów wapnia i fosforu oraz przyłączaniu jonów otoczenia do

plant with bone tissue.

In the I Department of Maxillofacial Surgery in Zabrze we performed experimental studies on 56 New Zealand white rabbits, assessing healing processes of bone after implantation of CoCrMo+TCP alloy, CoCrMo alloy and titanium alloy. Cylindrical shape CoCrMo alloy implants (5 mm high, diameter 3 mm) were placed into the canal prepared with calibrated bur after extraction of low left incisor. Titanium implant was an MARTIN osteosynthesis screw (3mm high, diameter 1 mm). Clinical, radiological and histopathological examination were performed after 3 days, 1, 3, 6, 12, 24, 52 and laboratory examination after 1, 3, 12, 24, 52 weeks.

The studies revealed the presence of trabecular osteoid tissue with osteoblasts around CoCrMo+TCP implant (FIG. 2a, b). Although in the next control period to the implant was connected fibrous tissue, after 6 months full bone healing was observed. Around CoCrMo implant the presence of bone tissue was confirmed after 6 weeks (FIG. 3a, b). In the case of Ti implant the fibrous tissue with the features of chronic inflammatory processes in the site of implantation was observed. Laboratory results did not exceed standards but between the groups statistically significant differences were observed. Histological examination of liver and kidneys showed normal tissues without pathological inflammatory processes. Because those organs play detoxication role, absence of pathological changes indicates for good corrosion resistance of tested implants. Laboratory corrosion examination confirmed high corrosion resistance of porous CoCrMo implants with mean surface porosity of about 12%, which was comparable with the standard CoCrMo alloys [22].

There is no perfect metallic implant material so far. Development of science and techniques allowed to improve the safety of using bone implants for many years. However, the researches are continuously developed to find better alloy for implantation. There are signals in the literature that new titanium alloys have been elaborated with lower weight and higher mechanical strength [23]. But after 70 years of experiences with CoCrMo alloys we can confirm that this alloy is very good for bone implants. Introduction of new methods such as powder metallurgy gives new possibilities and perspectives for this metallic alloy.



RYS. 2.

a). Rentgenogram boczny żuchwy, strona lewa. D1, 21 doba. przejaśnienie wokół wszczepu, o wysyceniu kości, grubości 1mm, lecz bez widocznych cech beleczkowania.

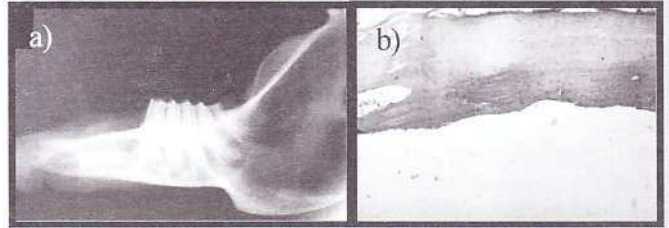
b). Kanał zębodołu pokryty tkanką kostną, D1, 21 doba. Barw. H.E., pow. 50x obecne liczne beleczki pokryte osteoblastami i szerokie światła naczyń krwionośnych.

FIG. 2.

a) Left lateral mandible radiogram. D1, 21 day. Bone like structures around implant without visible trabecularisation.

b) Implant canal covered with bone-like tissue. Trabeculae covered with osteoblasts are present. D1, 21 day. H.E., zoom 50x.

powierzchni wszczepu [19]. Cienka powłoka hydroksyapatytu lub trójfosforanu wapnia nie zatyka porowatej powierzchni metalowego wszczepu, która nadal może zapewnić mechaniczne utrzymanie wrastającej kości [20]. Z licznych badań przedstawionych w literaturze wynika, że do wszczepów o powierzchni modyfikowanej hydroksyapatytem przylega procentowo znacznie więcej kości w porównaniu z wszczepami o innej powierzchni, np. po natrysku plazmowym. Nie ma to jednak bezpośredniego wpływu na siłę utrzymującą wszczep w kości, co wykazują testy wypychania implantów. Zdania co do przydatności powłok hydroksyapatytowych na wszczepach metalicznych są podzielone. Dzieje się tak na skutek postępowej resorpcji hydroksyapatytu i zastępowania go przez tkankę łączną, ponieważ procesy resorpcji HA przeważają nad syntezą nowej kości. Proces ten jest szczególnie nasilony w przypadku hydroksyapatytu o niskim stopniu krystalizacji lub w przypadku trójfosforanu wapnia, który jest amorficzną postacią hydroksyapatytu i z powodzeniem jest stosowany do sterowanej regeneracji tkanki kostnej [18, 21]. W chwili obecnej bada się możliwości wykorzystanie innych materiałów do pokrywania powierzchni wszczepów, takich jak np. bioszklę, warstwy węglowe.



RYS. 3.

a). Rentgenogram boczny żuchwy, strona lewa. D2, 24 tydzień. W 24 tygodniu badanie radiologiczne wykazało wokół wszczepu kość o prawidłowej strukturze

b). Dojrzała tkanka kostna pokrywająca kanał wszczepu. D2, 52 tydzień. Barw. H.E., pow. 100x. Po 52 tygodniach doświadczenia wokół wszczepu wykształciła się dojrzała tkanka kostna bez cech aktywności osteoblastycznej.

FIG. 3.

a) Left lateral mandible radiogram D2, 24 week. The bone tissue is present around the implant.

b) Implant canal is covered with bone, without

Pierwiastek Element	C	Mn	Si	P	S	Cr	Ni	Mo	Fe	W	Co
Zawartość, % Amount	~ 0,30	0,40- 0,83	0,40- 0,50	max 0,01	max 0,02	25,6- 29,4	max 1,5	4,5- 5,4	max 0,5	0,01- 0,04	reszta rest

TABELA 1. Namiarowy skład chemiczny stopu.
TABLE 1. Chemical alloy composition.

Proszek Powder	Sypkość Flow rate [s/50]	Gęstość nasypania Bulk density [kg/m ³]	Mikrotwardość [HV _{0,1}] Microhardness		Kąt usypu Angle of repose [°]	Zawartość tlenu Oxygen concentration [%]	Powierzchnia właściwa Specific surface [m ² /g]
			Po rozpyleniu After pulverization	Po wyż arzemiu After annealing 1000 ^o C			
Co-Cr-Mo	19,25	3240	510	376	29,35	0,57	0,05±0,11

TABELA 2. Właściwości fizyczne i technologiczne proszku stopu CoCrMo.
TABLE 2. Chemical and technological characteristics of CoCrMo powder.

W przypadku wszczepów, których powierzchnia została zmodyfikowana warstwami powierzchniowymi istniejące siły funkcjonalne oddziałują na połączenie powłoka-kość ale też na powłoka-wszczep. W przypadku znacznych obciążeń może dochodzić do pęknięcia powłoki na jej granicy z wszczepem. Metalurgia proszków eliminuje układ powłoka-wszczep, ponieważ wszczep jest kompozytem proszku Co-Cr-Mo i np. materiału ceramicznego takiego jak bioszklę, hydroksyapatyt, trójfosforan wapnia (TCP).

W I Katedrze i Klinice Chirurgii Szczękowo-Twarzowej w Zabrze na 56 królikach rasy nowozelandzkiej przeprowadzono badania doświadczalne, w których obserwowano gojenie się kości i tkanek miękkich po wprowadzeniu porowatych kompozytów CoCrMo+TCP, porowatych wszczepów CoCrMo i wszczepów tytanowych. Wszczepy o CoCrMo o wysokości 5 mm i średnicy 3mm wprowadzano w kanał przygotowany przez poszerzenie zębodołu po usunięciu zębem siecznym dolnym. Wiertło miało kształt walca i średnicę nieznacznie mniejszą niż badane wszczepy. Implant tytanowy miał kształt śruby do

Piśmiennictwo

References

- [1] Grosman F.: Zastosowanie tytanu i jego stopów w medycynie. Konferencja Biomateriały w stomatologii Ustroń 1995: 40-43.
- [2] Wirz J., Jäger K.: Późne niepowodzenia implantologiczne spowodowane błędami materiałowo-technicznymi. Quintessence, 2000; 5:283-287.
- [3] Marciniak J.: Perspektywy stosowania biomateriałów metalicznych w chirurgii rekonstrukcyjnej. Inż. Biomat., 1999; 12: 12-19.
- [4] Lloyd C.H. i wsp.: Dental materials:1995 literature review. J. Dent. 1997; 25:173-208.
- [5] Wirtz J., Kurt J., Grande W.: Korony i mosty w szkieletach tytanowych. Quintessence 1996, 3, 135-142.
- [6] Davidson J.A., Mishra A.K., Kovacs P., Poggio R.A.: New surfaces-hardened, low-modulus, corrosion-resistant Ti13Nb13Zr alloy for total hip arthroplasty. Biomed. Mater. Eng. 1994,4,231-243
- [7] Severson S., Vernino A.R., Caudill R., Holt R., Church C., Davis A.: Effect of early exposure on the integration of dental implants in the baboon: Part 1--Clinical findings at uncovering. Int J Periodontics Restorative Dent 2000;20(2):161-171.

rekonstrukcji kości (system MARTIN) o wysokości 3mm i średnicy 1 mm. Badania kliniczne, radiologiczne i histopatologiczne tkanek z okolicy wszczepu jak i narządów wewnętrznych (wątroba i nerki) przeprowadzono w 3 dobie oraz 1, 3, 6, 12, 24, 52 tygodniu doświadczenia, a badania laboratoryjne krwi w 1, 3, 12, 24, 52 tygodniu doświadczenia.

Przeprowadzone badania wykazały, że najwcześniej, bo już po 3 tygodniach wokół wszczepu CoCrMo +TCP była obecna tkanka kostnawa z licznymi beleczkami kostnymi i osteoblastami (RYS. 2a, b). Wprowadzie w kolejnych okresach do wszczepu przylegała tkanka łączna, lecz po półrocznym okresie kontrolnym można było stwierdzić dojrzałą tkankę kostną. Wokół wszczepu CoCrMo tkanka kostna była obecna po 6 tygodniach (RYS. 3a, b). Do wszczepu tytanowego przylegała tkanka łączna włóknista i można było stwierdzić cechy ostrego i przewlekłego stanu zapalnego. Badania laboratoryjne krwi nie przekraczały przyjętych norm, pomimo stwierdzonych różnic statystycznych między grupami badanymi i grupą kontrolną. Badania histopatologiczne wątroby i nerek wykazały prawidłowy obraz ich utkania. Ponieważ są to narządy detoksykacyjne i ewentualne produkty korozji mogłyby się gromadzić w tych narządach wywołując stany zapalne, można stwierdzić, że badane wszczepy wykazują dobrą odporność korozyjną. Badania laboratoryjne potwierdziły ich wysoką odporność korozyjną pomimo porowatej, rozwiniętej powierzchni, której średnia wartość wynosiła 12%. Odporność tych wszczepów była zbliżona do odlewniczych stopów CoCrMo, choć ustępowała wszczepom tytanowym [22].

W chwili obecnej nie ma idealnego materiału na wszczepy śródkostne, który spełniałby wszystkie stawiane mu wymagania. Olbrzymi stopień rozwoju nauki i postępy w medycynie pozwoliły na osiągnięcie rozwiązań, dzięki którym wszczepy śródkostne można bezpiecznie użytkować, przez wiele lat. Jednak stale trwają badania nad nowymi materiałami lub innymi rozwiązaniami w technologii otrzymywania wszczepów, które doprowadzą do powstania materiału, który będzie spełniał zasadę "dopasuj i zapomnij". W literaturze pojawiają się sygnały o wprowadzeniu nowej formy stopu czystego tytanu, który byłby bardziej odporny na korozję, miał mniejszy ciężar i był bardziej wytrzymały na obciążenia mechaniczne [23]. Jednak w chwili obecnej, po ponad 70 latach doświadczeń ze stopami CoCrMo można stwierdzić, że bardzo dobrze spełniają one swoje zadania jako wszczepy śródkostne. Zastosowanie nowych metod ich wykonania takich jak metalurgia proszków otwiera nowe możliwości i dalsze perspektywy dla tych materiałów metalicznych.

[8] Worthington P., Lang B.R., La Valle W.E.: Osseointegracja w stomatologii. Wydawnictwo Kwintesencja 1997.

[9] Branemark P.I., Zarb G.A., Albrektsson T. Tissue integrated prostheses.: Osseointegration on Clinical Dentistry. Chicago : Quintessence, 1985,11-76.

[10] Majewski S.: Implantoprotetyka dentystyczna-interdyscyplinarna dziedzina współczesnej stomatologii. Implantoprotetyka, 2000; 1: 4-8.

[11] Lazzara R.J., Porter S.S., Testori T., Galante J., Zetterqvist L.: Jednoroczna ocena implantów z powierzchnią typu osteotite obciążanych w 2 miesiące po wprowadzeniu. Implantoprotetyka 2000; 1: 28-30.

[12] Trisi P., Rao W., Rebaudi A.: A histometric comparison of smooth and rough titanium implants in human low-density jawbone. Int J Oral Maxillofac Implants 1999; 14(5): 689-698.

[13] Arentowicz G.: Implanty RBM. Wykorzystanie nowej powierzchni implantów. III Kongres P.T.Chir. J.Ustnej i Chir. Szczęk.-Twarz. Szczecin 17-19 maj 200.

[14] Gotfredsen K., Berglundh T., Lindhe J.: Bone reactions adjacent to titanium implants with different surface characteristics subjected to static load. A study in the dog (II). Clin Oral Implants Res 2001; 12(3): 196-201.

[15] Li D.H.; Liu B.L.; Zou J.C.; Xu K.W.: Improvement of osseointegration of titanium dental implants by a modified sandblasting surface treatment: an in vivo interfacial biomechanics study. Implant-Dent. 1999; 8(3): 289-294.

[16] Dąbrowski J.R., Oksiuta Z.: Doprasowanie obwiedniowe i obróbka cieplna porowatych materiałów ze stopu Co-Cr-Mo. Inż. Biomat. 2001; 17, 18, 19: 62-64.

[17] Wennerberg A., Hallgren C.; Johansson C.; Danelli S.: A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. Clin-Oral-Implants-Res. 1998; 9(1): 11-19.

[18] Chang Y.L.; Lew D.; Park J.B.; Keller J.C.: Biomechanical and morphometric analysis of hydroxyapatite-coated implants with varying crystallinity. J-Oral-Maxillofac-Surg. 1999; 57(9): 1096-1108; discussion 1108-1109.

[19] Le Geros R.Z., Parsons J.R., Daculsi G.: Significance of the porosity and physical chemistry of calcium phosphate ceramics. Biodegradation-bioresorbtion. Ann. N.Y.Acad. Sci., 1998; 523: 268.

[20] Tisdell-Christopher-L. Goldberg-Victor-M. Parr-Jack-A. Bensusan-Jay-S. Staikoff-Lawrence-S. Stevenson-Sharon.: The Influence of a Hydroxyapatite and Tricalcium-Phosphate Coating on Bone Growth into Titanium Fiber-Metal Implants. The Journal of Bone and Joint Surgery (American Volume). 1994; 76 (2): 159-171.

[21] Zerbo I.R., Bronckers A.L., de Lange G.L., van Beek G.J., Burger E.H.: Histology of human alveolar bone regeneration with a porous tricalcium phosphate. A report of two cases. Clin Oral Implants Res 2001; 12(4): 379-384.

[22] Adwent M.: Ocena właściwości porowatych wszczepów CoCrMo w świetle badań doświadczalnych. Rozprawa Doktorska Śląska Akademia Medyczna 2002.

[23] Hanson T.: Titanium struts its stuff. Los Alamos National Laboratory News Releases, 1999, 5.