

Zarys implantologii

Część II. Klasyfikacja wszczepów i materiały stosowane w implantacji

Tomasz Grotowski¹ i Piotr Arkuszewski²

Outline of implantology
Part II. Classification of implants and materials used in implantology

Praca recenzowana

¹Prywatna Praktyka Stomatologiczna w Szczecinie, Aóście i Palermo we Włoszech

Kierownik: dr n. med. Tomasz Grotowski
²Klinika Chirurgii Czaszkowo-Szczękowo-Twarzowej i Onkologicznej Uniwersytetu Medycznego w Łodzi
Kierownik: prof. dr hab. med. Piotr Arkuszewski

Streszczenie

Autorzy pracy zwracają uwagę na istniejące po dziś dzień trudności dotyczące ogólnie przyjętej jednolitej klasyfikacji stosowanych wszczepów dentystycznych. W dalszej części, sygnalizując różnorodność produktów używanych w implantologii, skupiają się na dwóch zasadniczych rodzajach materiałów alloplastycznych wykorzystywanych od wielu lat w implantacji – hydroksyapatycie i tytanie.

Summary

The authors of the study draw attention to the difficulties that exist to this day regarding the generally accepted single classification used for dental implants. In the further part of the study, they concentrate basically on two types of alloplastic materials that have been used for many years in implantology – hydroxyapatite and titanium. This indicates the variety of materials used.

Hasła indeksowe: podział wszczepów dentystycznych, kierunki implantacji, hydroksyapatyt, tytan

Key words: classification of dental implants, trends in implantology, hydroxyapatite, titanium

Klasyfikacja wszczepów

Klasyfikacja wszczepów stomatologicznych nie jest łatwym zadaniem. W pierwszej kolejności należy odpowiedzieć na pytanie, czym jest wszczep stomatologiczny, powszechnie nazywany implantem. E. Spiechowicz w swojej pracy (1) podaje następującą definicję: „implant jest to ciało obce wszczepione w obrębie jamy ustnej i mające spełniać rolę filaru protetycznego”.

Choć implantologia stomatologiczna jako dyscyplina istnieje od wielu lat i jest nauczana w ośrodkach uniwersyteckich, jak dotąd nie udało się wprowadzić jednoznacznej i jednolitej klasyfikacji wszczepów (ryc. 1). Najprostszy jest, jak się wydaje, następujący podział (2):

- wszczepy podokostnowe (siatka)
- wszczepy w kształcie korzenia, śruby czy cylindra
- wszczepy płytkowe, ostrza

Można dokonać również innego podziału, mianowicie na wszczepy stomatologiczne i wszczepy uzupełniające inne części czaszki twarzowej, np. oko, ucho, nos – czyli wszczepy ekstraoralne (epitezy twarzy).

Cytowany wcześniej E. Spiechowicz zaproponował następujący podział wszczepów (1):

- wszczepy wewnątrzśluzówkowe
- wszczepy podokostnowe
- wszczepy endodontyczne śródkostne
- wszczepy przezkostne
- wszczepy śródkostne

Opierając się na klasyfikacji H.H. Brandta (3), można dokonać próby podziału wszczepów według rodzaju tkanek biorczych na:

- 1) wszczepy wewnątrzkostne,
- 2) wszczepy endodontyczne,
- 3) wszczepy śluzówkowe,
- 4) wszczepy podokostnowe.

Wszczepy wewnątrzkostne charakteryzuje to, że ich właściwy trzon (rdzeń) spoczywa w podłożu kostnym. Mogą być jedno- lub dwuczęściowe. Określenie „dwuczęściowe” (inaczej dwufazowe) oznacza, że po odwarstwieniu płata śluzówkowo-okostnowego i opracowaniu serią frezów kostnych łoża dla wszczepu jego trzon wprowadza się do kości, a następnie ranę zaszywa się na głucho. Po okresie wgojenia się wszczepu dokręca się najpierw tzw. śrubę gojącą, a później zamienia się ją na tzw. łącznik implantu, tj. właściwy filar protetyczny wszczepu (ryc. 2).

Wewnątrzkostne wszczepy jedno- i dwuczęściowe (jednofazowe, natychmiastowe) zbudowane są tak, że trzon wszczepu i filar protetyczny stanowią jedną całość (ryc. 3). Zazwyczaj nie jest wymagane szerokie odwarstwienie płata śluzówkowo-okostnowego, dlatego bardzo często wprowadza się je bezpośrednio przez błonę śluzową, po wcześniejszym opracowaniu łoża dla wszczepu.

Należy podkreślić, że wszczepy wewnątrzkostne znalazły największe zastosowanie spośród wszystkich typów wszczepów stomatologicznych.

Wszczepy endodontyczne (transkorzeniowe) miały postać sztyftów metalowych lub ceramicznych. Wprowadzano je przez kanał korzenia zęba, zakotwiczając w kości szczęki lub żuchwy. Stopniowo następująca po kilku latach resorpcja korzenia zęba wywarła negatywny wpływ na rozwój tej techniki implantacji.

Wszczepy śluzówkowe – były na stałe połączone z protezą całkowicie od strony dośluzówkowej prote-

zy. Kształtem przypominały grzyb. W celu ich umieszczenia wykonywano małe nacięcie okienko) w błonie śluzowej. Kształt tych wszczepów podobnych do kapelusza grzyba warunkował ich zakotwiczenie. Wszczepy tego typu od wielu lat nie są stosowane i mają już dziś tylko znaczenie historyczne.

Wszczepy podokostnowe. Ich nazwa pochodzi stąd, że umieszcza się je bezpośrednio na kości (bez użycia mikrośrub do osteosyntezy lub z ich

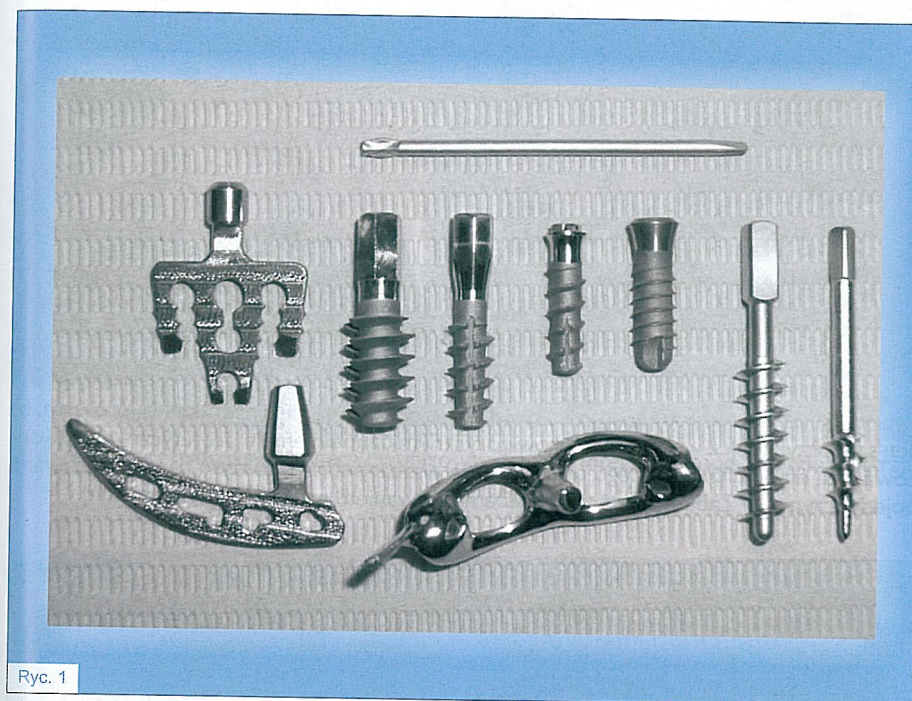
użyciem). W celu ich umieszczenia jest zatem niezbędne jak najszerokie odwarstwienie płata śluzówkowo-okostnowego; po wprowadzeniu rusztowania wszczepu tkanki miękkie zaszywa się na głucho. W pierwotnej wersji z lat 30. ubiegłego wieku celem zastosowania takiego wszczepu było konieczne przeprowadzenie dwóch zabiegów. Pierwszym było odwarstwienie płata śluzówkowo-okostnowego i pobranie wycisku kości. Po wykonaniu odlewu wszczepu przystępowano do drugiego zabiegu wprowadzenia rusztowania wszczepu. Technika ta była szeroko stosowana w Europie i Stanach Zjednoczonych Ameryki Północnej w latach 30. i 40. XX wieku, jednak ze względu na liczne powikłania została zarzucona na wiele lat. Obecnie przeżywa prawdziwy renesans. Współczesne wszczepy podokostnowe projektuje się z pomocą komputerowego badania tomograficznego. Na podstawie uzyskanych danych sporządza się model stereolitograficzny, na którym wykonuje się schemat rusztowania wszczepu. Wyjątkowa precyzja wykonania wszczepu, biogodność stosowanych materiałów oraz zmniejszenie urazowości techniki sprawiły, że idea Dahla i Müllera pozostaje wciąż żywa, głównie we Włoszech i USA (ryc. 4).

Idąc za Brandtem, można się pokusić o dokonanie kolejnej próby klasyfikacji wszczepów wewnątrzkostnych w zależności od czasu ich obciążania implantoprotezą.

Klasyfikacja według czasu implantacji

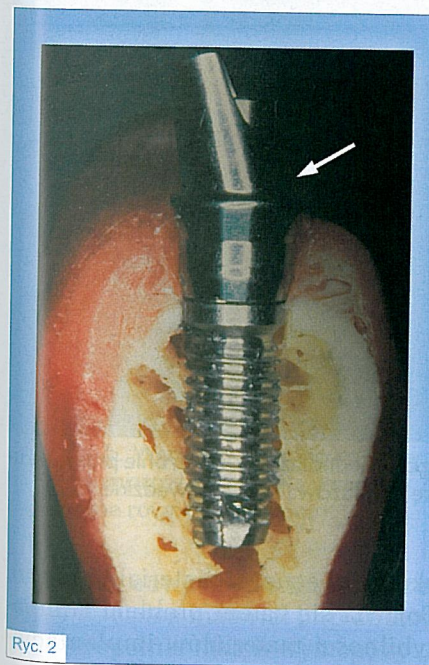
- wszczepy natychmiastowe
- wszczepy natychmiastowe odroczone
- wszczepy późne odroczone
- wszczepy późne jednoczasowe
- wszczepy późne wieloczasowe

W latach 80. XX wieku wszczepy dzieliły się ogólnie na jednofazowe i dwufazowe. Termin „jednofazowe” oznaczał i oznacza do dziś takie postępowanie, w którym po zabiegu implantacji wszczep natychmiast obciąża się protezą, przy czym wg Brandta może to nastąpić do 8 dni po wprowadzeniu wszczepu do kości, wg Mischa (4) – do 48 godzin od implantacji, natomiast konsens AISI



Ryc. 1

Ryc. 1. Przykłady różnych stosowanych współcześnie wszczepów: ostrza oraz śruby jedno- i dwufazowe; na dole wszczep podokostnowy, przygotowany do uzupełnienia braku skrzydłowego w żuchwie; u góry wszczep typu igła.



Ryc. 2

Ryc. 2. Przykład typowego wszczepu dwufazowego z dokręconym łącznikiem, filarem protetycznym (strzałka).



Ryc. 3

Ryc. 3. Przykład wszczepu jednofazowego. W tym przypadku trzon wszczepu stanowi jednocześnie filar protetyczny. Na zdjęciu zacementowana implantoproteza (korona metalowo-ceramiczna).

Implantologia stomatologiczna

za „natychmiastowe” uznaje obciążenie wszczepu tego samego dnia, w którym wykonano zabieg implantacji. Pod pojęciem „wszczep dwufazowy” rozumiano taki implant, który wg protokołu *Brånemarka* (szwedzka szkoła implantologii) miał być obciążony protezą po 3 miesiącach w żuchwie i po 6 miesiącach w szczękę od daty zabiegu implantacji.

W klasyfikacji *Brandta* spotyka się z termin „implantacja natychmiastowa odroczone”. W takiej sytuacji *Brandt* proponuje przeprowadzenie zabiegu implantacji w czasie od 1 do 12 tygodni po ekstrakcji zęba, kiedy zębodół może już być zamknięty przez tkanki miękkie, ale nie ma jeszcze wygojonej tkanki kostnej.

Reasumując, można przyjąć, iż od początku lat 80. ubiegłego wieku po dzień ukształtowały się i istnieją dwa kierunki w implantologii (ryc. 5) – implantologia dwufazowa i implantologia jednofazowa.

Należy przyznać, że niezależnie od metodyki postępowania w praktyce klinicznej najczęściej używanym wszczepem była i ciągle jest śruba.

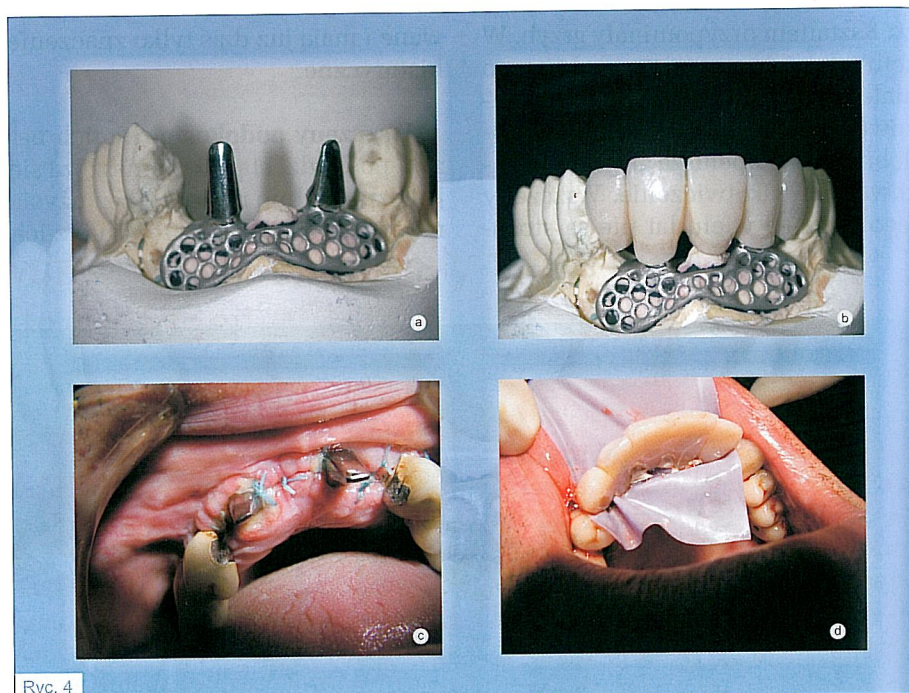
Materiały stosowane w implantacji

Za *Brandtem*, pod pojęciem „implantacja” rozumie się wszczepianie martwego materiału do żywego organizmu. Stosowane od lat w medycynie, w tym również w stomatologii, materiały implantacyjne można podzielić na dwie grupy:

- materiały homologiczne, pochodzące z uśmierconej, zdenaturowanej tkanki naturalnej (np. konserwowana czy liofilizowana kość, chrząstka, kolagen).
- materiały alloplastyczne (tworzywa sztuczne, metale, minerały).

Bezpośredni lub pośredni kontakt materiału implantacyjnego z żywą tkanką biorcy może wpłynąć na homeostazę komórkowo-tkankową i metabolizm, powodując różne pod względem liczby i jakości uszkodzenie komórek, z martwicą włącznie. Za *A. Pierazzinim* (5) można wyróżnić następujące rodzaje uszkodzenia żywych komórek biorcy:

- uszkodzenia biochemiczne
- uszkodzenia funkcjonalne
- uszkodzenia morfologiczne



Ryc. 4

Ryc. 4a. Rusztowanie podokostnowe przedniego odcinka szczęki na modelu gipsowym; b) Ten sam przypadek z wykonanym prowizorycznym uzupełnieniem protetycznym; c) Końcowa faza etapu chirurgicznego umieszczenia wszczepu; ranę zaszyto na głucho szwami pojedynczymi; d) Zabieg zakończony zacementowaniem protezy prowizorycznej.

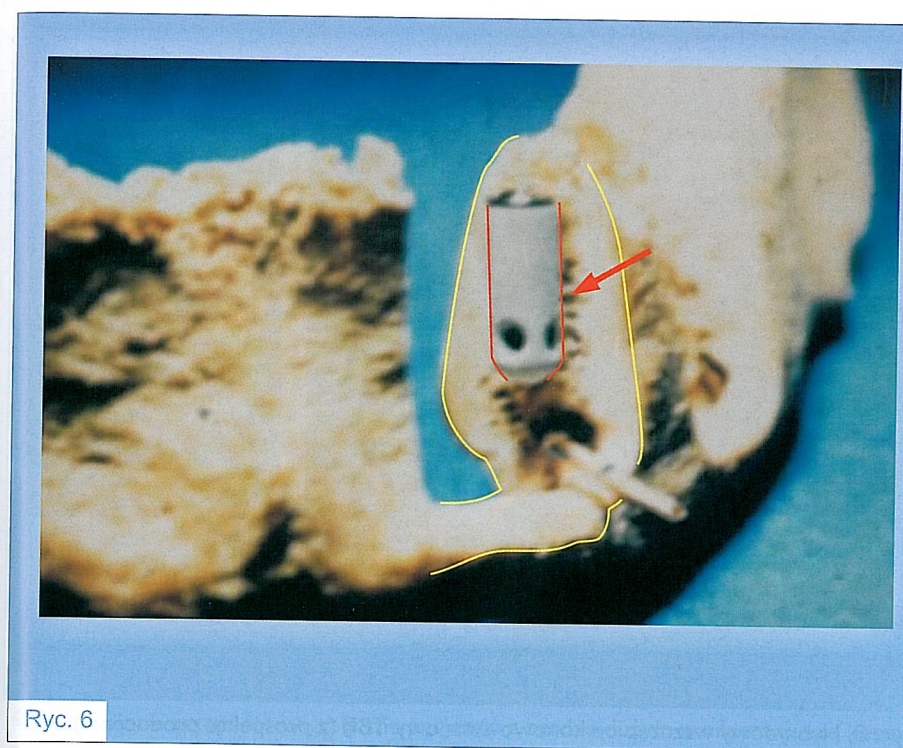


Ryc. 5

Ryc. 5. Na zdjęciu po stronie lewej klasyczny wszzczep jednofazowy, po stronie prawej śruba fixture *Brånemarka* reprezentująca metodykę dwufazową szkoły szwedzkiej.

Materiały alloplastyczne w kontakcie z komórkami żywego organizmu mogą wywoływać reakcje obronne. Europejskie Towarzystwo do Spraw Materiałów Biologicznych zdefiniowało odpowiedź żywego organizmu na ciała obce jako odchylenie od normalnej reakcji tkanek na

skutek obecności materiału obcego. Pojawia się zatem problem kompatybilności materiałów implantacyjnych. Według definicji *Pierazziniego* pojęcie biokompatybilność, tj. biozgodność, wskazuje na brak reakcji żywego organizmu w kontakcie z materiałem implantacyjnym.



Ryc. 6

Ryc. 6. Pokryty hydroksyapatytem dwufazowy wszzczep Integral na modelu żuchwy (strzałka).



Ryc. 7

Ryc. 7a, b. Wszczepy cyrkonowe firmy Bredent (z prospektu producenta); c) i d). Różnych rozmiarów cyrkonowe wszczepy Z-systems (w tym systemie oprzyrządowanie jest wykonane również z cyrkonu).

Ten sam autor wyjaśnia jednocześnie, że żaden materiał implantacyjny nie spełnia takich wymogów, zawsze bowiem następuje odpowiedź żywego organizmu na ciało obce. W związku z tym cytowana wcześniej definicja biozgodności musi być ponownie rozpatrzona i zrewidowa-

na, wymaga bowiem pewnych poprawek. Z uwzględnieniem modyfikacji wg *Pierazziniego* za biozgodny można uznać materiał wówczas, gdy reakcje histologiczne, które wywoła, będą zgodne z funkcją organizmu, a nie patologiczne. Tak zmodyfikowana definicja *Pierazziniego* do-

tyczy całego żywego organizmu biorcy, w tym również tkanki kostnej.

Według prof. *K. Donatha* z Instytutu Histopatologii Uniwersytetu w Hamburgu żywy organizm zawsze dąży do oddzielenia obcego materiału. Zjawisko takie może przebiegać z nawarstwianiem się tkanki łącznej, można je więc określić jako fibrointegrację. Adekwatnie do tej reakcji materiały alloplastyczne można określić jako „tolerowalne biologicznie”. Za „obojętny biologicznie” należy uznać taki materiał implantacyjny, w przypadku zastosowania którego z jednej strony nie dojdzie do patologicznych reakcji tkanek, z drugiej zaś wystąpi wzrost kości w sensie osteogenezy kontaktowej aż do powierzchni wszczepu. Będzie to oznaczać, że dany materiał implantacyjny nie wydziela do otaczających tkanek żadnych substancji toksycznych. W odniesieniu do metalowych wszczepów stomatologicznych, wykonanych z tytanu, za *PI. Brånemarkiem* można użyć terminu osteointegracja.

Na przestrzeni lat w implantologii stomatologicznej prowadzono badania porównawcze reakcji tkankowej na różne materiały. Bardzo obiecujące i interesujące wyniki uzyskano w przypadku wszczepów pokrytych hydroksyapatytem (ryc. 6). Zastosowanie hydroksyapatytu w implantologii czy odtwórczej chirurgii stomatologicznej wiąże się z tzw. integracją biologiczną. Integracja biologiczna (biointegracja) następuje z chwilą, gdy na powierzchni wszczepu dochodzi do adaptacji kości, innymi słowy – gdy występuje tworzenie się kości na skutek jej połączenia z wszczepem. Materiał alloplastyczny w takim przypadku można określić jako aktywny (czynny) biologicznie.

Hydroksyapatyt

W czasie kilkudziesięciu lat istnienia implantologii stomatologicznej liczba niepowodzeń wyraźnie się zmniejszyła. Stało się to możliwe dzięki postępowi w dziedzinie techniki konstrukcji wszczepów, udoskonaleniu metodyki postępowania chirurgicznego i protetycznego oraz stosowaniu nowych materiałów, które nie tylko mogą bezpośrednio reago-

wać z żywą tkanką kostną, ale i zapewniają silne połączenie, czyli tzw. materiałów bioaktywnych (6, 7, 8, 9, 10).

Z tej grupy należy wymienić bioceramiki, bioszkła i przede wszystkim fosforany wapnia. Z tych ostatnich na szczególną uwagę zasługują TCP – trójfosforan wapnia – oraz apatyty, np. hydroksyapatyt (HA). Cechą wspomnianych materiałów bioaktywnych jest zdolność aktywnej stymulacji tkanki kostnej (11) i jej apozycji na powierzchni użytego w implantacji materiału, czyli osteoindukcyjność. W tym momencie należy podkreślić znaczenie pionierskich prac *Hencha* z 1972 roku (12) nad tzw. bioszkieł. Dzięki późniejszym badaniom *Mefferta* i wsp. materiałów bioaktywnych udało się wykazać za pomocą skaningowego mikroskopu elektronowego bezpośrednie połączenie biochemiczne żywej tkanki kostnej z tymi materiałami. Obok wprowadzonego do słownika implantologicznego przez *Brånemarka* terminu osteointegracja pojawił się nowy termin – biointegracja, odnoszący się właśnie do takich materiałów, jak TCP czy HA.

W naturze hydroksyapatyt występuje w tkance kostnej, tj. w części nieorganicznej istoty międzykomórkowej, jako naturalny minerał kości, oprócz tego jest również zawarty w zębinie i szkliwie zębów. Dzięki temu, że hydroksyapatyt jest składnikiem kości oraz dzięki opracowaniu technologii produkcji syntetycznego hydroksyapatytu stało się możliwe praktyczne wykorzystanie wyników prac *Hencha*, *Mahommeda* i *Mefferta*. Tak narodziła się nowa i oryginalna grupa wszczepów pokrytych HA. Od 1980 roku granulaty HA znalazł praktyczne zastosowanie w augmentacji zanikłej kości szczęki i żuchwy (ryc. 9). W tym momencie trzeba przyznać, że uzyskany syntetycznie HA nie jest identyczny z hydroksyapatytem zawartym w tkance kostnej, lecz tylko do niego podobny. W budowie mikroskopowej (*Pierazzini*) hydroksyapatyt kości występuje w postaci blaszek i beleczek otoczonych komórkami kości i włóknami kolagenowymi zanurzonymi w płynie mukoprotein.

W stomatologii, tzn. w chirurgii stomatologicznej (13) czy periodontologii, HA ma zastosowanie w tech-



Ryc. 8

Ryc. 8. Hybrydowy wszczep cyrkonowo-tytanowy TBR (z prospektu producenta).

nikach sterowanej regeneracji kości (GBR, Guided Bone Regeneration). HA jest stosowany w dwóch formach: amorficznej – stopniowo resorbującej się z upływem czasu oraz w formie krystalicznej, nierozpuszczalnej, nieresorbującej się.

Ponieważ sam hydroksyapatyt nie ma odpowiedniej wytrzymałości mechanicznej, dlatego nigdy nie mógł być stosowany do wykonania wszczepów, wykorzystano go jednak (14, 15, 16, 17, 18) do pokrycia ich powierzchni (np. wszczepy Dyna, Integral itp.). Najpopularniejsza okazała się tzw. metoda plazmowa pokrycia wszczepów (plasma spraying). Według tej metody w łuku elektrycznym przepuszcza się strumień gazu zawierający puder hydroksyapatytowy. Drobne cząsteczki HA z bardzo dużą prędkością poruszają się w zjonizowanym gazie, osiągają bardzo wysoką temperaturę (ok. 30 tys. stopni C), i, uderzając w metalową powierzchnię wszczepu, łączą się z nim trwale. Porowatość powierzchni wszczepu pokrytego HA zwiększa jego tzw. powierzchnię aktywną nawet 8-krotnie. Tak wykonane wszczepy hybrydowe były bardzo popularne w latach 80. XX wieku.

W związku ze zwiększoną powierzchnią tego typu wszczepów,

tj. ich większym kontaktem z tkanką kostną i wspomnianą już właściwą im bioaktywnością, stosowano je zwłaszcza w przypadkach gorszej jakości tkanki, tzn. gorszego ubeleczkowania, typu D4 wg klasyfikacji *Misch* (19).

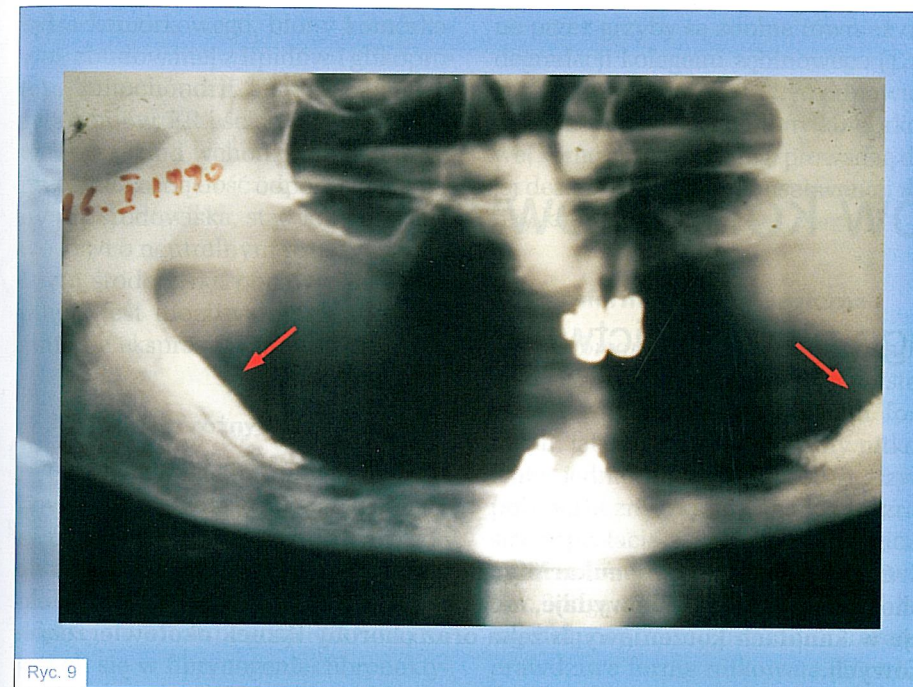
Publikacje różnych autorów, jak i własne obserwacje kliniczne z czasem wykazały słabe strony wszczepów pokrytych hydroksyapatytem: pękanie i odłamywanie się HA od metalowego rdzenia implantów (20).

Należy jeszcze wspomnieć, że od kilku lat do chwili obecnej przeprowadza się próby kliniczne wszczepów z cyrkonu. Z uwagi na krótki czas obserwacji klinicznej nie można jeszcze wyciągnąć ostatecznych wniosków w stosunku do wszczepów z cyrkonu (ryc. 7) lub wszczepów hybrydowych cyrkonowo-tytanowych (ryc. 8).

Tytan

Tytan jest bardzo dobrym, cennym materiałem konstrukcyjnym (21), który z uwagi na swoje właściwości znalazł szerokie zastosowanie, np. w technice lotniczej, okrętowej czy kosmicznej. Tytan jest również stosowany w medycynie: w ortopedii, kardiochirurgii oraz stomatologii.

Pierwiastek ten, o liczbie atomowej 22 i masie atomowej 47,88, został od-



Ryc. 9

Ryc. 9. Zdjęcie ortopantomograficzne pacjentki z bardzo dużym zanikiem tkanki kostnej żuchwy. W celu poprawy stabilizacji dolnej protezy całkowitej w odcinku przednim żuchwy wprowadzono dwa wszczepy Integral, natomiast w odcinkach bocznych (strzałki) – po wypreparowaniu tunelu słuzówkowo-okostnowego – umieszczono granulaty HA (przypadek własny autora).

kryty w 1789 r. przez *Williamę Gregora*. W skorupie ziemskiej stanowi 0,6% wszystkich pierwiastków, jego temperatura topnienia wynosi 1660° C, a temperatura wrzenia 3287° C, co czyni go materiałem trudno topliwym. Przemysłowo otrzymuje się go zgodnie z reakcją Krolla (22) z 1940 roku: $2 \text{Mg(l)} + \text{TiCl}_4\text{(g)} \rightarrow 2\text{MgCl}_2\text{(l)} + \text{Ti(s)}$. Otrzymana w procesie produkcji metaliczna gąbka tytanu jest następnie odlewana do pojemników grafitowych w atmosferze argonu.

Przedstawiony opis technologii pozyskania czystego tytanu został do minimum uproszczony, w rzeczywistości jest o wiele bardziej skomplikowany i wymaga równie skomplikowanych i kosztownych urządzeń. Obecnie istnieje kilka różniących się od siebie technik pozyskania tego metalu, w skali przemysłowej stosuje się często metodę elektrolizy z czterochlorku tytanu. Największym na świecie producentem tytanu są Stany Zjednoczone, następnie Japonia i Rosja. Wyrazem rosnącego szybko szerokiego zainteresowania tytanem było zorganizowanie w roku 1990 we Frankfurcie międzynarodowego sympozjum poświęconego różnym technikom odlewniczym.

Przemysłowo i komercyjnie wyróżnia się dwie podstawowe postaci tytanu:

- Stopy tytanu z zawartością tytanu w granicach 80-90%, w których skład wchodzi ponadto inne pierwiastki, takie jak aluminium, wanad, chrom (np. Titacrom).

- Tytan komercyjnie czysty o zawartości zanieczyszczeń poniżej 1%, oznakowany symbolem ASTM CP.

Według ASTM (American Society for Testing Materials) i ISO (International Standard Organization) wyróżnia się cztery stopnie twardości komercyjnie czystego tytanu C, przy czym należy dodać, że stosowane obecnie wszczepy stomatologiczne są głównie wykonane z tytanu o twardości Grade 2 i Grade 4.

Fabrycznie uzyskany tytan, nim zostanie zastosowany w medycynie, musi przejść jeszcze następujące fazy technologiczne:

- czyszczenie mechaniczne powierzchni
- pasywacja chemiczna
- sterylizacja

Pasywacja chemiczna. Normy ASTM przewidują w końcowej fazie obróbki wszczepów tytanowych ich kąpiele w roztworach zasadowych,

a następnie kondycjonowanie w roztworze kwasu fluorowego – wszystko to w celu wyeliminowania mikrozanieczyszczeń, zwłaszcza mikroelementów żelaza.

Sterylizacja. Prace badawcze *Baier* i *Coll* wykazały niekorzystny wpływ pary wodnej w sterylizacji z użyciem autoklawu. W związku z tym najlepszym sposobem przemysłowej sterylizacji wszczepów tytanowych pozostaje sterylizacja promieniami gamma.

W praktyce na poziomie ultrastrukturalnym wyróżnia się dwie formy budowy sieci krystalicznej tytanu: heksagonalną i sześcienną, oznaczone symbolami alfa i beta. Granicą przejścia stabilnej fazy alfa jest temperatura rzędu 882° C. Możliwość zmiany budowy sieci krystalicznej tytanu będzie odgrywać dużą rolę, jeśli chodzi o wytrzymałość konstrukcji tytanowych w jamie ustnej podczas procesu łączenia elementów tytanowych w procesie tzw. syntezy krystalizacji.

Z właściwości tytanu, które wpłynęły na jego szerokie zastosowanie w medycynie, a zwłaszcza w stomatologii od 1963 roku, szczególny nacisk należy położyć na:

- wyjątkową odporność na korozję, tj. łatwość natychmiastowego tworzenia tlenków zgodnie z reakcją $\text{Ti} + \text{O}_2 \rightarrow \text{TiO}_2$, a w środowisku wody i śliny $\text{Ti} + \text{H}_2\text{O} \rightarrow \text{TiO}_2 + 2\text{H}_2$;
- biotolerancję i biogodność, co oznacza, że w środowisku żywego organizmu tytan nie podlega reakcjom z płynami ustrojowymi;

- plastyczność;
- wytrzymałość mechaniczną;
- możliwość bezpośredniego elektrycznego zgrzewania wszczepów w jamie ustnej.

Kończąc omawianie roli tytanu w implantologii, należy dodać jeszcze jedną bardzo interesującą informację. Z referatu wygłoszonego przez *R. Audoglio* na VII Międzynarodowym Kongresie AISI w Bolonii w 2007 roku wynika, że tylko na wyprodukowanie samych wszczepów dentystrycznych zużyto w ubiegłym roku na świecie 1000 ton tytanu (23)!

Piśmiennictwo – 23 pozycje – w redakcji.