

Implanty śródkostne w leczeniu protetycznym – ewolucja implantologii

Dental implants in prosthetic dentistry: Evolution of implant dentistry

Łukasz Łomżyński¹, Elżbieta Mierzwińska-Nastalska¹, Monika Kłodkowska-Dobrucka²

¹Katedra Protetyki Stomatologicznej, Warszawski Uniwersytet Medyczny
Kierownik: prof. dr hab. E. Mierzwińska-Nastalska

²Specjalistyczna Klinika Stomatologiczna Dental Service w Warszawie
Kierownik: dr n. med. P. Grochowski

HASŁA INDEKSOWE:

wszczep, rys historyczny, implantoprotetyka, rozwój implantologii

KEY WORDS:

implant, historical background, implant prosthodontics, implant development

Streszczenie

Implantologia stała się w ciągu ostatnich dwudziestu lat jednym z najważniejszych filarów protetyki stomatologicznej. Rozwój tej metody leczenia sięga jednak lat znacznie wcześniejszych niż przełom lat osiemdziesiątych i dziewięćdziesiątych dwudziestego wieku, kiedy ta metoda leczenia wprowadzona została w naszym kraju. Metodyka leczenia implantologicznego podlegała również znacznej ewolucji w zakresie zarówno technik chirurgicznych oraz protetycznych w leczeniu z zastosowaniem wszczepów, jak i materiałów, z których implanty wykonywano, co zwykle wynikało z wniosków wysnuwanych przez badaczy na bazie empirycznych doświadczeń własnych oraz, choć nieco w późniejszym okresie rozwoju implantologii, skrupulatnie prowadzonych badań naukowych.

Celem niniejszej publikacji jest przedstawienie rysu historycznego i idei przyświecających twórcom nowoczesnej implantologii oraz krótkiej charakterystyki implantów, stosowanych obecnie w stomatologii, a których cechy wynikają bezpośrednio z doświadczeń zdobytych w przebiegu ewolucji opisywanej metody leczenia.

Summary

Over the last twenty years implantology has become one of the most important pillars of prosthodontics. However, the development of this treatment method goes back much beyond the turn of the eighties and the nineties of the twenty century, when this method of treatment was introduced in our country. Since then the methodology of implant treatment has evolved in terms of both surgical techniques and prosthetic treatment with use of implants, as well as in materials from which the implants have been produced. These novel approaches usually result from conclusions drawn by researchers from their own empirical experience, and somewhat later, from the development of implantology and carefully conducted clinical trials.

The purpose of this publication is to present a historical background, and the ideas guiding the creators of modern implantology, as well as to discuss in brief the characteristics of implants currently used in dentistry derived directly from the experience gained in the course of the evolution of the described method of treatment.

Protetyka stomatologiczna umożliwia rehabilitację pacjentów o zróżnicowanych potrzebach leczniczych – od braków jakościowych aż po klasę V wg *Galasińskiej-Landsbergerowej*, dysponując szeregiem metod leczniczych odpowiednich dla poszczególnych klas braków zębowych. W przypadkach klasy III oraz IV rozwiązania protetyczne wymagają stosowania uzupełnień ruchomych w postaci protez częściowych podpartych ozębnowo-śluzówkowo, śluzówkowo-ozębnowo lub jedynie śluzówkowo, natomiast braki klasy V uzupełniane są z wykorzystaniem protez całkowitych.

Użytkowanie ruchomych uzupełnień protetycznych wiąże się nierzadko z szeregiem ograniczeń spowodowanych niewystarczającą retencją i stabilizacją uzupełnień w trakcie czynności układu stomatognatycznego. Wynikają one często z trudnych warunków podłoża protetycznego, nasilając się wraz ze zmniejszeniem ilości oraz jakości zębów filarowych dla klamer. Stąd dążenie do opracowania metody leczenia protetycznego z wykorzystaniem zakotwiczonych w tkance kostnej filarów zawsze stanowiło ważną dziedzinę badań naukowych z zakresu stomatologii.

Zanim jednak rozpoczęto próby wprowadzania w miejsce utraconych zębów materiałów pochodzenia obcego, od czasów prehistorii podejmowano wysiłki replantacji utraconych zębów lub też ich przeszczepiania. Wiedza z wykopalisk dokumentuje takie próby w starożytnych kulturach Egipcjan, Chińczyków, Greków, Arabów i Indian. Jak podają *Krzycka* i *Kraszewski* (1), pierwsze pisemne ślady prowadzenia powyższych prac sięgają przełomu dziesiątego i jedenastego wieku naszej ery i zostały sporządzone przez arabskiego lekarza *Albucasisa de Condue*. W Europie badania nad przeszczepianiem zębów prowadził w wieku szesnastym *Ambroise Pare* (2), a w wieku osiemnastym *Pierre Fauchard* (3) i *Johan Hunter* (4).

Pierwsze naukowo opisane próby stosowania obcych materiałów w nowożytnej implantologii sięgają 1901 roku, kiedy *Greenfield* jako wszczepy wykorzystywał cylindryczne, lub stożkowate kratownice wykonane z irydoplatyny (5).

Piśmiennictwo sięgające lat 30 i 40 XX wieku ukazuje próby stosowania różnorodnego kształtu wszczepów wykonywanych z szeregu dostępnych wówczas stopów oraz materiałów

stomatologicznych. *Strock* opracował model implantów śrubowych, który po nieznacznej modyfikacji stosowali także *Dag* i *Tramonte*. Trudności z uzyskaniem trwałej stabilności powyższych implantów skutkowały próbami licznych modyfikacji poprawiających ich zakotwiczenie, które w dłuższej obserwacji okazały się niestety nieskuteczne. Wśród badaczy rozwijających metodę wszczepów śrubowych należy wspomnieć nazwiska *Leger-Doreza*, *Lehmana*, *Preto* oraz *Irvina*. Pewien sukces w stosowaniu powyższego rodzaju wszczepów był udziałem dr. *Lee*, który opisywał swoje udane 13-letnie doświadczenia z ich wykorzystaniem (6).

Opisując początki wszczepów śródkostnych wspomnieć należy o spirali *Formigginiego* oraz jej udoskonalonej wersji stworzonej przez *Chercheve'a* (7), przenoszącej spiralny element w stronę przywierzchołkową wszczepu. Stanowiła ona punkt wyjścia dla modelu opracowanego przez *Muratorio* (8) w 1963 roku, który z kolei poprzez dodanie otworów został zmodyfikowany przez *Linkowa* (9) i jako vent-plant był z dobrymi efektami stosowany w latach 70-tych.

Wśród koncepcji rozwijanych równoległe do opisanych powyżej wszczepów śrubowych wymienić należy, stosowane w przypadkach znacznie ograniczonego podłoża kostnego, implanty podokostnowe, płytkowe, szpilkowe i dośluzówkowe.

Idea wszczepów podokostnowych została stworzona przez *Dahl'a* (10) na początku lat 40-tych XX-go wieku i rozwijana była dzięki pracom *Weinberga* z przełomu lat 40-tych i 50-tych. Badania *Goldberga* (11) i *Gershkoffa* (12) oraz *Bermann* (13) koncentrowały się na rozbudowanych wszczepach dla pacjentów bezzębnych. Powstawały one z paska metalu lub odlewanej indywidualnie siateczki z Vitalium na modelach gipsowych tworzonych z wycisków pobieranych z poziomu tkanki kostnej.

Metoda powyższa była udoskonalana przez *Marzianiego*, który jako materiał wykorzystywał kutą siatkę tantalową oraz przez *Lew'a*, którego modyfikacja polegała na maksymalnym wyważowaniu części spoczywającej na tkance kostnej.

W Polsce pod koniec lat 50-tych XX-go wieku wszczepy podokostnowe stosowane były u pacjentów bezzębnych przez *Cieślińskiego*, a na przełomie lat 50-tych i 60-tych u pacjentów z brakami częściowymi przez *Gondzika* i *Piękosia* (1).

Satysfakcjonujące wyniki długoczasowych obserwacji pacjentów zaopatrzonych wszczepami podkostnymi publikował w 1996 *Bodine* (14), 1998 roku sam *Linkow* (15), a *Moore* i *Hansen* (16) jeszcze w 2004 roku. Argumentami przemawiającymi za stopniowym odstępowaniem od ich stosowania był jednak duży stopień skomplikowania procedur implantacyjnych oraz znaczna traumatyzacja tkanek podczas zabiegu, a także powikłania wynikające ze zmęczenia materiału lub uszkodzenia rozległej konstrukcji wszczepu występujące w okresie użytkowania uzupełnienia protetycznego (17).

Oryginalną koncepcję leczenia implantologicznego z wykorzystaniem trzech metalowych szpilek o śr. ok. 1 mm wprowadzanych do kości pod rozbieżnymi kątami stworzył w latach 60-tych *Scialom* (18). Implanty szpilkowe, zwane inaczej trójnożnymi blokowano w zbliżonych do siebie częściach koronowych materiałem akrylowym, na którym osadzano koronę. Stabilizacja wszczepu wynikała z rozbieżności jego elementów składowych osadzonych w tkance kostnej, jednakże cała konstrukcja nie wytrzymała dłuższego wpływu sił żucia i implanty szpilkowe nie przyjęły się w praktyce klinicznej.

Implanty blaszkowe (blade-vent implant) lub inaczej żyletkowe trafiły do szerszego grona klinicystów dzięki pracom *Linkowa* (19), lecz pierwsze doniesienia naukowe autorów z *Włoch* (20) oraz Stanów Zjednoczonych (21) sięgają lat 50-tych XX-go wieku. W kolejnych dwóch dziesięcioleciach stanowiły one jedną z równorzędnych, z rozwijanymi równocześnie systemami wszczepów cylindrycznych i śrubowych, metod postępowania implantologicznego. Jak donoszą *Krzycka* i *Kraszewski* (1), wszczepy blaszkowe *Linkowa* były w latach 70-tych XX-go wieku najczęściej stosowanym rodzajem implantów. Ich budowa, przypominająca na przekroju klin o maksymalnej grubości 1,5 mm umożliwiała wprowadzanie w przypadkach wąskiego wyrostka żębodołowego, a zakończona pojedynczą lub podwójną główką podstawa umożliwiała umocowanie suprastruktury protetycznej. W zależności od uwarunkowań anatomicznych pacjenta stworzono szereg kształtów ich części środkowej charakteryzujących się znaczną różnorodnością.

Wszczepy żyletkowe wtlaczano za pomocą drewnianego młoteczka do kości gąbczastej po nacięciu wiertłem szczelinowym rowka odpowiedniej długości i głębokości.

Interesującą modyfikacją wszczepów *Linkowa* są implanty blaszkowe opracowane przez *Robertsa* (22). Występowały one w postaci wszczepu pojedynczego dla uzupełniania braków międzyzębowych, gałęziowego – przeznaczonego do braków skrzydłowych w żuchwie oraz w postaci łuku bródkowo-gałęziowego (tzw. implant ramus-frame). Ostatnia odmiana wszczepu *Robertsa* przeznaczona była dla pacjentów bezzębnych o znacznym zaniku tkanki kostnej części żębodołowej żuchwy. Implant ramus-frame stanowił odpowiednio doginany łuk o grubości 2 mm przebiegający naddziąsłowo wzdłuż całej długości trzonu żuchwy. Był on mocowany do obu gałęzi żuchwy oraz trzonu żuchwy w okolicy jej spojenia.

Wśród materiałów stosowanych początkowo w implantologii szczególne miejsce zajmuje stop chromowo-kobaltowy Vitallium, z którym jeszcze przed odkryciem biokompatybilnych właściwości tytanu, wiązano duże nadzieje. *Proussaefs* (23) przedstawił wyniki leczenia implantami żyletkowymi wykonanymi z powyższego stopu, które funkcjonowały u pacjentów przez okres od 13 do 21 lat. Stop ten znacznie dłużej wykorzystywano w ortopedii do wykonawstwa protez stawowych (24), natomiast w stomatologii przypadkowe odkrycie *Brånemarka* w latach 60-tych XX-go wieku (25, 26) pozwoliło na dynamiczny rozwój nowej metody leczenia protetycznego wykorzystującej wszczepy środkowe wykonane ze stopów tytanu – pierwiastka, który w krótkim czasie zdominował materiałoznawstwo implantologiczne. Zjawisko osteointegracji, czyli bezobjawowego funkcjonowania w pełni czynnościowo obciążonych alloplastycznych filarów protetycznych umieszczonych bezpośrednio w tkance kostnej jest przedmiotem niezliczonych publikacji ośrodków badawczych na całym świecie (27, 28, 29, 30, 31).

Ostatnie dekady XX-go wieku związane były ze znacznym rozwojem systemów wszczepów cylindrycznych, których zalety spowodowały ostateczne wyeliminowanie stosowanych pierwotnie implantów żyletkowych, podkostnych oraz bikortykalnych. Początkowo nie posiadały one dodatkowych

elementów wspierających stabilizację implantu, jednakże badania kliniczne potwierdziły skuteczność usprawnień w postaci rozmaitego rozmiaru zagłębień i perforacji w okolicy wierzchołkowej wszczepów, umożliwiających penetrację tkance kostnej. Z czasem powyższe elementy konstrukcyjne zastąpione zostały przez występujące w niemal wszystkich obecnie dostępnych systemach gwintowanie, pozwalające na wprowadzanie wszczepu ruchem obrotowym po uprzednim przygotowaniu łoża odpowiednią gwintownicą, lub z pominięciem powyższej preparacji w przypadku tzw. implantów samogwintujących o gwintach charakteryzujących się krawędziami tnącymi. Różnorodność dostępnych obecnie rozwiązań implantologicznych jest znacząca, co wynika z zastrzeżenia przez producentów poszczególnych rozwiązań konstrukcyjnych. Niezależnie jednak od rozbieżności, charakteryzujących produkowane przez kilkadziesiąt firm wszczepy, wyróżnić można dla nich wszystkich szeregi elementów wspólnych. Poza opisywaną powyżej budową charakteryzującą się kształtem cylindrycznym lub stożkowym, mającym imitować kształt korzenia zęba oraz gwintowaniem (wartym wspomnienia wyjątkiem jest kanadyjski system Endopore, którego powierzchnia zewnętrzna składa się z warstwowo ułożonych kuleczek, co umożliwia tkance kostnej wrastanie w istniejące pomiędzy nimi przestrzenie) dominują systemy dwuczęściowe, składające się ze śruby odpowiadającej korzeniowi zęba oraz przykręcanej do niej nadbudowy protetycznej. Wymiary implantów rozumianych jako pierwszy z wymienionych elementów dwuczęściowej konstrukcji, zawierają się zwykle pomiędzy 7 a 15 mm długości. Wszczepy stomatologiczne wszystkich producentów występują także w kilku średnicach od 3 do 5-6 mm, przy czym średnica tzw. platformy regularnej, czyli najczęściej stosowanej w standardowych warunkach oscyluje w granicach 4 mm.

Wspomniany szczytowy element części korzeniowej wszczepu, zwany platformą, charakteryzuje się specyficznym dla danego systemu sposobem połączenia z częścią koronową, i zawiera zwykle element antyrotacyjny umiejscowiony ponad poziom platformy (tzw. połączenie zewnętrzne) lub w niej zagłębiony (połączenie wewnętrzne). Jego trójkątny, heksagonalny lub oktagonalny kształt,

wraz z możliwymi modyfikacjami polegającymi zwykle na podwajaniu opisanych elementów po odpowiednim przesunięciu kątowym, umożliwia optymalne pozycjonowanie na platformie transferów wyciskowych oraz łączników protetycznych odpowiednio co 120, 60 i 45 stopni (a w przypadku ich podwojenia ww. wartości są jeszcze dwukrotnie mniejsze). Możliwość wprowadzenia łącznika protetycznego odpowiednio w 3, 6, 8 lub większej ilości pozycji jest istotna zwłaszcza w przypadku, gdy wymuszone przez warunki anatomiczne pochYLENIE wszczepu względem długiej osi uzupełnianego zęba wymaga stosowania tzw. łączników kątowych. Wciąż brak jest jednoznacznych doniesień wskazujących na znaczącą przewagę połączenia wewnętrznego nad zewnętrznym lub też odwrotnej zależności, chociaż można zaobserwować tendencję zwiększania asortymentu oraz ilości rozwiązań opartych na połączeniu wewnętrznym. Za tego typu rozwiązaniem przemawia możliwość przeniesienia sił działających na styku łącznika, wszczepu oraz śruby łączącej oba elementy wgłąb części korzeniowej implantu, co powoduje korzystniejszy ich rozkład i odsunięcie od platformy wszczepu, która znajduje się w bezpośrednim sąsiedztwie brzeżnej tkanki kostnej, niezwykle wrażliwej na wszelkie przeciążenia wynikające z funkcjonalnego obciążenia wszczepu. Ponadto zastosowanie połączenia wewnętrznego ułatwia wykorzystanie tzw. zmiany platformy, polegającej na stosowaniu łącznika o mniejszej średnicy niż sam wszczep, co stwarza dodatkowe miejsce dla okołowszczepowych tkanek miękkich, a także wpływa korzystnie na dystrybucję sił przenoszonych przez łącznik na brzeżną tkankę kostną w otoczeniu platformy wszczepu (32).

Równolegle z ewolucją kształtu wszczepów oraz rozwiązań protetycznych następowały zmiany dotyczące materiałów z jakich implanty mają być wykonywane oraz właściwości ich powierzchni zewnętrznej stykającej się z tkanką kostną. Implanty wykonywane są obecnie z czystego tytanu (tzw. cpTi – commercially pure Titanium) lub jego stopów. CpTi występuje w czterech klasach czystości, różniących się zawartością resztkowego tlenu, węgla oraz żelaza, przy czym do produkcji wszczepów wykorzystuje się głównie tytan czwartej klasy, ze względu na zwiększoną, w stosunku do trzech

niższych odmian, wytrzymałość. Najważniejszy stop tytanu to Ti6Al4V (tzw. tytan klasy piątej) charakteryzuje się odpornością przewyższającą jeszcze cpTi klasy czwartej.

Badania wykazały przewagę porowatej powierzchni zewnętrznej wszczepu nad gładką, przy czym stopień tych modyfikacji struktury implantu rozpatrywać można, zgodnie z propozycją *Le Guehenec'a* (33), na trzech poziomach – makroskopowym, mikroskopowym oraz w skali nano. Skala makroskopowa dotyczy opisywanego powyżej kształtu wszczepu oraz układu systemu gwintów. Dla odpowiedniego kontaktu tkanki kostnej z powierzchnią implantu niezwykle istotna jest skala mikro, którą badania *Wennerberga* (34, 35) umiejscowiły pomiędzy 1-10 μm . Odpowiednia struktura powierzchni zewnętrznej w tym zakresie wielkości może zwiększyć pole powierzchni i zarazem obszar przylegania do tkanki kostnej, korzystnie wpływając na przebieg osteointegracji. Model matematyczny opracowany przez *Hanssona* (36) wykazał, że najkorzystniejszy z powyższego punktu widzenia kształt stanowią półkoliste zagłębienia o średnicy 4 μm i głębokości 1,5 μm . Skala nano ma znaczenie dla adsorpcji białek oraz osteoblastów do powierzchni implantu, co także może modyfikować przebieg osteointegracji. Niestety modyfikowanie struktury tytanu w takim powiększeniu wykracza wciąż poza możliwości procesów produkcyjnych, stąd rozważania dotyczące potencjalnej indukcji integracji kostnej przez modyfikowane submikroskopowo struktury pokrywające wszczepy nie mogły być dotąd weryfikowane empirycznie.

Wśród sposobów modyfikacji powierzchni zewnętrznej implantów wymienić należy:

- TPS (Titanium Plasma Spraying), czyli próżniowe napylenie powłoki tytanowej,
- obróbkę strumieniowo-ścierną przez piaskowanie twardymi cząsteczkami,
- wytrawianie kwasem,
- anodyzację.

Pierwsza metoda polega na wtryskiwaniu w wysokiej temperaturze tytanowego proszku do plazmotronu, czyli palnika plazmowego, a następnie napylenie ich na powierzchnię wszczepu, gdzie tworzą powłokę o grubości 30-50 μm , której porowatość wynosi ok. 7 μm , a wynikające z niej trójwymiarowe zwiększenie jego pola powierzchni

wpływa pozytywnie na siłę połączenia na styku tkanki kostnej i implantu (37). Jednakże część badań wykazała obecność cząsteczek tytanu w tkance kostnej sąsiadującej z wszczepem. Co więcej jony tego metalu odnajdywano także w wątrobie, śledzionie, a nawet okołoaortalnych węzłach chłonnych (38). Może to wynikać z niejednorodności tytanowej powłoki, lub z jej osłabiania w wyniku zmęczenia materiału. Mimo obaw dotyczących potencjalnych efektów ubocznych takiego stanu, nie ma jednoznacznie potwierdzonych komplikacji miejscowych, ani ogólnoustrojowych, związanych ze śladowym uwalnianiem jonów tytanu. Istnieje jednakże konsensus sugerujący zmianę skali porowatości wszczepu z 7 μm (jak przy TPS) do dolnej granicy skali mikro, czyli 1 μm , co wynika ze stwierdzonej przewagi klinicznej drobniejszych nierówności.

Kolejny wymieniony sposób zwiększenia chropowatości powierzchni zewnętrznej implantu polega na jej piaskowaniu. W tej metodzie twarde cząsteczki, dzięki wykorzystaniu sprężonego powietrza, uderzają o tytanową powierzchnię, a dzięki zastosowaniu ich różnej wielkości można uzyskać odpowiednio zmieniony stopień szorstkości. Materiały stosowane do piaskowania muszą być chemicznie obojętne i biokompatybilne, tak aby nie zaburzały procesu osteointegracji. Najczęściej w tym celu używane są cząsteczki tlenku aluminium, tlenku tytanu oraz fosforanu wapnia.

Tlenek aluminium występuje w zróżnicowanych średnicach, co pozwala na kontrolowanie stopnia porowatości, jednakże często materiał ten łączy się z tytanem podczas piaskowania tak mocno, że jego resztki nie mogą być usunięte nawet po oczyszczeniu ultradźwiękowym, pasywacji kwasem i sterylizacji. Warto nadmienić, że śladowe jego ilości zostały także stwierdzone w otaczających wszczep tkankach, co może niekorzystnie wpływać na proces osteointegracji. Istnieją także doniesienia dotyczące pogarszania przez tlenek glinu wysokiej odporności tytanu na korozję (39).

Wymienionych powyżej niekorzystnych cech nie posiada używany do piaskowania tlenek tytanu. Stosowana najczęściej średnica cząsteczek wynosząca 25 μm pozwala na uzyskanie porowatości wszczepu w granicach 1-2 μm . Istnieje szereg badań wskazujących na korzyści związane ze

zwiększeniem powierzchni kontaktu kość-implant oraz lepszym przebiegiem procesu osteointegracji przy wykorzystaniu wszczepów o przygotowanej tą metodą powierzchni (40, 41).

Do piaskowania wykorzystywane są również związki chemiczne na bazie ortofosforanu (V) triwapnia ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$), takie jak hydroksyapatyt $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Ich główną zaletą jest biokompatybilność, osteokondukcja oraz, wynikająca z rozpuszczalności, możliwość bezreszkowego usunięcia z powierzchni tytanu, w przypadku chęci uzyskania jednolitej chemicznie struktury (42).

Następnym sposobem wykorzystywanym do uzyskiwania porowatości powierzchni wszczepu jest wytrawianie z wykorzystaniem silnych kwasów takich jak kwas solny, siarkowy (VI), azotowy (V) oraz fluorowy. W jego wyniku powstają mikropory średnicy od 0,5 do 2 μm . Procedura zwana podwójnym wytrawianiem polega na zanurzeniu implantów w mieszance stężonego kwasu solnego i siarkowego (VI). Proces trwa kilka minut i zachodzi w podwyższonej temperaturze (ponad 100°C). Powyższa metoda skutkuje uzyskaniem homogennej porowatej powierzchni o charakterze hydrofilnym, co dodatkowo wspomaga procesy osteointegracyjne. Innym stosowanym sposobem aktywacji powierzchni zewnętrznej wszczepu jest wykorzystanie jonów fluoru, z którymi tytan bardzo łatwo wchodzi w reakcje chemiczne, tworząc TiF_4 . Powierzchnia tego typu dodatkowo wspomagać ma utrzymanie wszczepu w tkance kostnej, lecz pojawiają się także doniesienia o niekorzystnych właściwościach chemicznie modyfikowanego w ten sposób tytanu. Badania *in vitro* wykazały zwiększoną adsorpcję wodoru, skutkującą powstaniem mikroszczelin i pęknięć, obniżających wytrzymałość implantów na obciążenie (43).

Ostatnią metodą mającą na celu osiągnięcie odpowiedniej porowatości tytanowej powierzchni jest stosowanie anodyzacji. Sposób ten przypomina nieco wytrawianie, modyfikacja polega na przyłożeniu do roztworu prądu o wysokim natężeniu (200 A/m²) lub napięciu (100V). Skutkuje to pogrubieniem warstwy tlenków do ponad 1000 nm. Dzięki obecności stężonych kwasów w roztworze elektrolitu ich warstwa jest losowo pogrubiana lub rozpuszczana prowadząc do powstania systemu mikroporów. Proces ten może być kontrolowany przez

modyfikację szeregu czynników (jak stężenie elektrolitu, wartości napięcia i natężenia prądu oraz temperatura roztworu), choć jego regulacja jest dość skomplikowana (44).

Poza wpływaniem na strukturę tytanowej powierzchni wszczepu warto wspomnieć także o próbach napyłania na nią rozmaitych związków o charakterze osteokondukcyjnym. Najdłuższe doświadczenia związane są z pokrywaniem wszczepów związkami fosforanu wapnia. Jego uwalnianie do tkanek okołowszczepowych miało wspomagać i przyspieszać proces gojenia się kości. Produkcja w ten sposób modyfikowanych wszczepów opierała się na technice napyłania z wykorzystaniem plazmotronu, podobnie jak w przypadku TPS, z tym że do palnika plazmowego doprowadzano hydroksyapatyt. Powstająca w ten sposób powłoka osiągać mogła grubość od kilku μm do nawet kilku milimetrów. Uzyskanie retencji wymagało uprzedniego przygotowania powierzchni wszczepu za pomocą piaskowania.

W warunkach klinicznych stwierdzono jednak znaczną niejednorodność powłoki hydroksyapatytu, związaną z równoległym powstawaniem kilku jego postaci o zróżnicowanych właściwościach chemiczno-fizycznych. Skutkowało to oddzieleniem się warstwy zewnętrznej od tytanowej powierzchni wszczepu i jego utratą pomimo skutecznej osteointegracji hydroksyapatytu. Ponadto wykazano możliwość oddzielania się tej warstwy także w przypadku wprowadzania implantów do tkanki kostnej o dużej gęstości, gdy występują podwyższone wartości tarcia (45). Dodatkowe trudności techniczne związane z napyłaniem hydroksyapatytu na wszczepy ograniczyły znacząco rozwój tej metody w implantologii stomatologicznej, mimo że jest ona wciąż stosowana z powodzeniem w ortopedii.

Implantologia na przestrzeni niecałych pięćdziesięciu lat stała się jedną z najdynamiczniej rozwijających się dziedzin stomatologii, zmieniając podejście do konwencjonalnej protetyki stomatologicznej. Rehabilitacja protetyczna z zastosowaniem wszczepów śródkostnych stanowi dziś nierzadko metodę leczenia z wyboru, umożliwiając uzyskanie satysfakcjonujących wyników w bardzo szerokim zakresie wskazań. Ciężar badań naukowych przeniósł się w ostatnich latach na obszar

okołowszczepowych tkanek miękkich w celu zapewnienia najwyższej jakości efektów estetycznych, oraz na badania dotyczące przyczyn niepowodzeń w leczeniu z zastosowaniem wszczepów. Pomimo wieloletnich doświadczeń klinicznych, modyfikacji instrumentarium oraz udoskonalenia procedur chirurgiczno-protetycznych, pewien odsetek wyników leczenia wciąż jednak wiąże się z ich utratą.

Piśmiennictwo

1. *Krzycka B., Kraszewski J.*: Wszczepy filarowe protetyczne jamy ustnej. PZWL, 1981.
2. *Pare A.*: Oeuvres complètes. Gbuon Editeur Paris, 1575.
3. *Fauchard P.*: Le Chirurgien Dentiste ou traité des dents. Reproduction fac similé Paris. Julien Prélat, 1961, Tome 1, p. 496.
4. *Hunter J.*: Natural History of the Teeth. Londyn, 1778.
5. *Greenfield J.*: Implantations of artificial crown and bridge abutements. Dent. Cosmos., 1913, 364-430.
6. *Lee T. C.*: The vitreous carbon endosteal implant. A single tooth replacement system. Sci. Educ. J., 1973, 6, 2, 10-11.
7. *Cherche R.*: Protheses fixed by maxillary implants. Inf. Dent., 1955, 37, 16, 759-764.
8. *Muratori G.*: Simple and safe technic for the placing of an endosseous implant. Inf. Odontostomatol., 1967, 1, 11-17.
9. *Linkow L. I.*: Clinical evaluation of the various designed endosseous implants. J. Oral Implant. Transplant. Surg., 1966, 12, 35-46.
10. *Dahl G.*: History of intramucosal inserts. J. Oral Implantol., 1991, 17, 4, 440.
11. *Goldberg N. I., Gershkoff A.*: A six year progress report on full denture implants. Oral Implantol., 1971, 1, 4, 256-263.
12. *Gershkoff A.*: Editorial. Implant dentistry: problems and progress. Dent. Surv., 1971, 47, 1, 24-26.
13. *Bermann A.*: Intolerance of the oral mucosa to prosthetic materials. Chir. Dent. Fr., 1969, 39, 45-53.
14. *Bodine R. L., Yanase R. T., Bodine A.*: Forty years of experience with subperiosteal implant dentures in 41 edentulous patients. J. Prosthet. Dent., 1996, 75, 33-44.
15. *Linkow L. I., Wagner J. R., Chanavaz M.*: Tripodal mandibular subperiosteal implant: basic sciences, operational procedures, and clinical data. J. Oral Implantol., 1998, 24, 16-36.
16. *Moore D. J., Hansen P. A.*: A descriptive 18-year retrospective review of subperiosteal implants for patients with severely atrophied edentulous mandibles. J. Prosthet. Dent., 2004, 92, 2, 145-150.
17. *Weiss C. M., Reynolds T.*: A collective conference on the utilization of subperiosteal implants in implant dentistry. J. Oral Implantol., 2002, 30, 362-365.
18. *Orlay H.G.*: A new universal prosthetic implant technique: the pin implants of Scialom. J. Oral. Implant. Transplant. Surg., 1965, 11, 24-34.
19. *Linkow L. I.*: Some variant designs of the subperiosteal implant. Oral Implantol., 1972, 2, 3, 190-205.
20. *Borghesio A.*: Technic of subperiosteal implant. Rass. Odontotec., 1954, 35, 1, 46-60.
21. *Bodine R. L.*: Prosthodontic essentials and an evaluation of the mandibular subperiosteal implant denture. J. Am. Dent. Assoc., 1955, 51, 6, 654-664.
22. *Kay H. M., Soltan M. P.*: Use of Ramus Frame Implants in Treatment of Prosthetically Unfavorable Cases. Quintessence International, 1981, 1, 9-14.
23. *Proussaefs P., Lozada J.*: Evaluation of two vitallium blade-form implants retrieved after 13 to 21 years of function: a clinical report. J. Prosthet. Dent., 2002, 87, 4, 412-415.
24. *Göbel F., Ulbricht S., Hein W., Bernstein A.*: Radiological mid-term results of total knee arthroplasty with femoral components of different materials. Z. Orthop. Unfall., 2008, 146, 2, 194-199.
25. *Brånemark P. I., Adell R., Breine U., Hansson B. O., Lindström J., Ohlsson A.*: Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand. J. Plast. Reconstr. Surg., 1969, 3, 2, 81-100.
26. *Brånemark P. I.*: An introduction to osseointegration. Z: Brånemark P. I., Albrektsson T., eds. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence, 1985, 11-53.
27. *Adell R., Eriksson B., Lekholm U., Brånemark P. I., Jemt T.*: Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. Int. J. Oral Maxillofac. Impl., 1990, 5, 347-359.
28. *Brånemark P. I., Hansson B. O., Adell R., Breine U., Lindström J., Öhman A.*: Osseointegrated Implants in the Treatment of the Edentulous Jaw: Experience

- from a 10-Year Period. Stockholm, Almqvist & Wiksell, 1977.
29. *Brånemark P. I., Zarb G., Albrektsson T.*: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago, Quintessence, 1985.
 30. *Eriksson E., Brånemark P. I.*: Osseointegration from the perspective of the plastic surgeon. *J. Plast. Reconstr. Surg.*, 1994, 93, 3, 626-637.
 31. *Johansson C.*: On tissue reactions to metal implants [thesis]. Göteborg, Sweden, Göteborg University.
 32. *Maeda Y., Miura J., Taki I., Sogo M.*: Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin. Oral Impl. Res.*, 2007, 18, 5, 581-584.
 33. *Le Guehennec L., Soueidan A., Layrolle P., Amouriq Y.*: Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials*, 2007, 23, 844-854.
 34. *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, 11-19.
 35. *Wennerberg A., Albrektsson T., Albrektsson B., Krol J. J.*: Histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin. Oral Implant Res.*, 1996, 6, 24-30.
 36. *Hansson S., Norton M.*: The relation between surface roughness and interfacial shear strength for bone-anchored implants. A mathematical model. *J. Biomech.*, 1999, 32, 829-836.
 37. *Buser D., Schenk R., Steinemann S., Fiorellini J., Fox C., Stich H.*: Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J. Biomed. Mater. Res.*, 1991, 25, 889-902.
 38. *Urban R. M., Jacobs J. J., Tomlinson M. J., Gavrilovic J., Black J., Peoch M.*: Dissemination of wear particles to the liver, spleen and abdominal lymph nodes of patients with hip or knee replacement. *J. Bone Jt. Surg. Am.*, 2000, 82, 457-477.
 39. *Aparicio C., Gil F. J., Fonseca C., Barbosa M., Planell J. A.*: Corrosion behavior of commercially pure titanium shot blasted with different materials and size of shot particles for dental implant applications. *Biomaterials*, 2003, 24, 263-273.
 40. *Ivanoff C. J., Hallgren C., Widmark G., Sennerby L., Wennerberg A.*: Histologic evaluation of the bone integration of TiO(2) blasted and turned titanium microimplants in humans. *Clin. Oral Implants Res.*, 2001, 12, 128-134.
 41. *van Steenberghe D., De Mars G., Quirynen M., Jacobs R., Naert I.*: A prospective split-mouth comparative study of two screw-shaped self-tapping pure titanium implant systems. *Clin. Oral Implants Res.*, 2000, 11, 202-209.
 42. *Novaes A., Souza S., de Oliveira P., Souza A.*: Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible. *Int J. Oral Maxillofac. Implants*, 2002, 17, 377-383.
 43. *Yokoyama K., Ichikawa T., Murakami H., Miyamoto Y., Asaoka K.*: Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implants. *Biomaterials*, 2002, 23, 2459-2465.
 44. *Sul Y. T., Johansson C., Wennerberg A., Cho L. R., Chang B. S., Albrektsson T.*: Optimum surface properties of oxidized implants for reinforcement of osseointegration: surface chemistry, oxide thickness, porosity, roughness, and crystal structure. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2005, 20, 349-359.
 45. *Sul Y. T., Johansson C., Wennerberg A., Cho L. R., Chang B. S., Radin S., Ducheyne P.*: Plasma spraying induced changes of calcium phosphate ceramic characteristics and the effect on in vitro stability. *Mater. Med.*, 1992, 3, 33-42.
- Zaakceptowano do druku: 14.VI.2012 r.
Adres autorów: 02-006 Warszawa, ul. Nowogrodzka 59.
© Zarząd Główny PTS 2012.