Peter JM Fairbairn

Syntetyczne materiały augmentacyjne nowej generacji, przegląd kliniczny i naukowy

Next eneration synthetic graft materials, a clinical and scientific review

Słowa kluczowe:
regeneracja kości, prawdziwa regeneracja kości, augmentacja, syntetyczne materiały augmentacyjne
Key words:
bone regeneration, trude bone regeneration, augmentation, synthetic graft materials

Afiliacja:

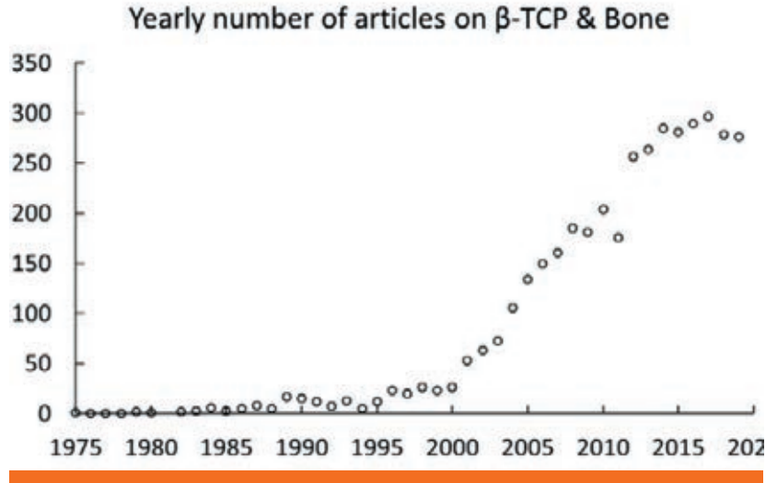
Dr Peter JM Fairbairn, BDS (Rand),
Szkoła Stomatologii Mercy, Uniwersytet w Detroit, Mi USA

67 Earls Court Road, Kensington, Londyn, W8 6EF, Wielka Brytania.
peterdent66@aol.com

IMPLANTOLOGIA W PRAKTYCE

Cud gojenia kości zawsze zawdzięczaliśmy i będziemy zawdzięczać okostnej, która odpowiada za indukcję czynników pochodzących z komórek zrębu podczas procesu gojenia. Te BMP prowadzą do przyciągania komórek mezenchymalnych, które mogą, następnie różnicować´ się¸ do osteoblastów, co skutkuje regeneracją tkanek twardych. Pod koniec lat 80-tych grupa stomatologów zdecydowała, że obca błona (na bazie materiału świńskiego) będzie miała korzystny efekt na gojenie w trudnym środowisku jamy ustnej i narodziła się procedura znana jako „sterowana regeneracja kości".

Uważam jednak, że obecność okostnej nadal niesie ogromne korzyści i jest ona kluczowa dla regeneracji kości. W 2008 roku, po okresie niestosowania błon zaporowych w regeneracji kości od 1989 roku, nazwaliśmy to „prawdziwą regeneracją kości" i raczej pracowaliśmy nad rozwojem materiałów tak, żeby miały stabilność i własną funkcję barierową, aby unikać stosowania błon. Najczęściej używanym i najważniejszym materiałem w naszej pracy była mieszanina dwóch materiałów wymienionych na początku, BTcP i CS, więc na tym się skoncentrujemy.



Ryc. A

Streszczenie

W ciągu ostatnich 20 lat nastąpił gwałtowny wzrost wykorzystania i badań nad nowymi syntetycznymi lub alloplastycznymi materiałami przeszczepowymi w postaci rozdrobnionej (ryc. A, wykres), co można zaobserwować w badaniach własnych [1] i innych [2]. Zainteresowanie syntetycznymi materiałami do augmentacji rozpoczęło się w 1892 roku, kiedy to Dreesman po raz pierwszy zastosował siarczan wapnia (CS) do naprawy złamań kości udowej i to właśnie w tym obszarze większość prac i badań jest prowadzona do dziś przez naszych kolegów lekarzy. W tym artykule przyjrzymy się¸ zastosowaniu materiału w obszarze zębodołu, gdzie autor wykonał ponad 7500 zabiegów augmentacyjnych w okresie 22 lat. Istnieje wiele rożnych materiałów syntetycznych stosowanych w formie rozdrobnionej; początkowo stosowano CS, ale obecnie najpopularniejszym materiałem jest beta-fosforan trójwapniowy (BTcP), na temat którego powstaje ponad 300 nowych prac rocznie. Chociaż istnieje wiele innych materiałów, takich jak hydroksyapatyt (HA), krzemiany i polilaktydy, zdecydowana większość prac wykonanych przez autora dotyczyła dwóch pierwszych materiałów, tj. CS i BTcP, na których się tutaj skoncentrujemy.

Abstract

In the last 20 years there has been a dramatic increase in the use of and research in new synthetic or alloplastic particulate graft materials (fig . A, graph) as seen in the Author's own (Ref 2) and other (Ref 1) research. Interest in synthetic graft materials all started in 1892 when Dreesman first used Calcium Sulphate (CS) in femur fracture repair, and this is where the bulk of the work and research is still being done today by our medical colleagues. In this article we will look at Dental alveolar use where the author has done over 7,500 grafts in a 22 year period. There are many different synthetic materials used as particulates; initially CS was used but now the most popular material is Beta-tricalcium Phosphate (BTcP) with over 300 new papers per annum in research. Whilst there are many other materials such as Hydroxy-apetite (HA), silicates and poly-lactides, the vast majority of the work done by the author has been with the first two materials ie.CS and BTcP, which we will concentrate on here.

Początkowo, pod koniec lat 90-tych, mieszaliśmy sami materiały, a następnie w 2003 roku produkt Fortoss Vital został wypuszczony na rynek przez producenta materiałów ortopedycznych i opracowaliśmy protokoły chirurgiczne w celu optymalizacji tych materiałów. W naszych początkowych badaniach na zwierzętach [3] zaobserwowaliśmy, że reguluje on odpowiedź gojenia gospodarza i w pełni przekształca się„ w kość gospodarza. Pełna resorpcja rozdrobnionego materiału do przeszczepu jest niezbędna dla procedury regeneracji, ponieważ nie tylko pacjent jest szczęśliwszy z tylko własną kością„, ale także układ fizjologiczny gospodarza, gdy zdolność kości do przemodelowania jest niezaburzona przez obcy, martwy materiał. Obcy materiał zapewnia nam dentystom lepiej wyglądające zdjęcie rentgenowskie, ale jednocześnie zmniejsza obszar dostępny dla kości własnej gospodarza, która nie jest tak nieprzepuszczalna dla promieni rentgenowskich jak martwe ciało obce. Jako dentyści jesteśmy szczęśliwsi widząc biały materiał na zdjęciu rentgenowskim, zwłaszcza w CBCT, ale to jest właśnie powód, dla którego nasi koledzy lekarze medycyny nie używają„ ksenograftów, ponieważ˙ wolą mieć tylko kość gospodarza.

W 2012 roku prowadzono badania nad opracowaniem podobnego, ale ulepszonego materiału o nazwie EthOss (65% BTcP i 35% CS), (EthOss Regeneration, Silsden, Wielka Brytania), który ma lepsze właściwości manipulacyjne, a dziesięcioletnie badanie na podstawie 600 wykonanych przeszczepów z użyciem tych 2 materiałów zostało opublikowane w 2015 roku [4].

W obu materiałach kluczowy jest składnik BTcP, ponieważ CS pełni jedynie krótkotrwałą, przejściową rolę stabilizującą materiał i zapewniającą funkcję barierową, a także poprawia gojenie się tkanek miękkich i działa bakteriostatycznie. CS ulega resorpcji po 3-4 tygodniach, co stwarza przestrzeń dla dalszego wrastania nowych naczyń krwionośnych, a w rezultacie poprawia proces angiogenezy. BTcP jest jednak głównym czynnikiem poprawiającym gojenie gospodarza, a wielkość, kształt i porowatość cząstek ma ogromne znaczenie, co widać w pracy De Groota z 1985 roku.

Nasze badania, zarówno na modelu zwierzęcym [5], jak i kliniczne [6] wykazały ponad 50% nowej kości po 10 tygodniach przy zaledwie 10-12% pozostałości materiału przeszczepowego. Jest również dobrze udokumentowane, że wszystkie materiały z grupy fosforanów wapnia mają potencjał osteoindukcyjny, przy czym BTcP wykazuje największy potencjał spośród nich wszystkich.

Stabilność nadana przeszczepowi przez składnik CS, zmieniający postać z hemihydratu na dihydrat, a więc „utwardzający się", pozwala na stosowanie go bez błony zaporowej, optymalizując w ten sposób ogromne korzyści płynące z okostnej, jak również z ukrwienia, które zapewnia.

Kolejną sprawą było opracowanie przewidywalnych protokołów dla tych materiałów, aby umożliwić 99-procentowy sukces i ocenić długoterminowe wyniki, które są również stabilne, ponieważ materiał został zmetabolizowany do kości gospodarza. Materiały te są„ stosowane we wszystkich aspektach chirurgii szczękowo-twarzowej, w augmentacji zębodołów, naprawie ubytków blaszki policzkowej, podnoszeniu dna zatok, wypełnianiu ubytków przyzębnych, augmentacji kości w peri-implantitis, uzupełnianiu przestrzeni po torbielach itp.

Opis przypadku

Przypadek opisuje 55-letniego mężczyznę, niepalącego, bez cukrzycy, który jest prawnikiem medycznym i został skierowany w celu wprowadzenia implantu w miejscu lewego górnego drugiego przedtrzonowca (25). Ząb ten był bardzo ruchomy i miał znaczną utratę kości przyzębia, jak również˙ wydzielinę ropną przy ucisku (ryc. 1).

Ryc. 1 Drugi górny lewy przedtrzonowiec z ubytkiem periodontologicznym.

Zdjęcie rentgenowskie (ryc. 2)

Ryc. 2 Zdjęcie radiologiczne ukazujące rozległą utratę kości.

uwidoczniło rozległą utratę kości i zdecydowanie ząb musiał zostać usunięty, co zostało wykonane bez powikłań w znieczuleniu miejscowym (ryc. 3a i ryc. 3b).

ryc. 3a

ryc. 3b

Ryc. 3a i 3b Usunięcie zęba i zębodół poekstrakcyjny.

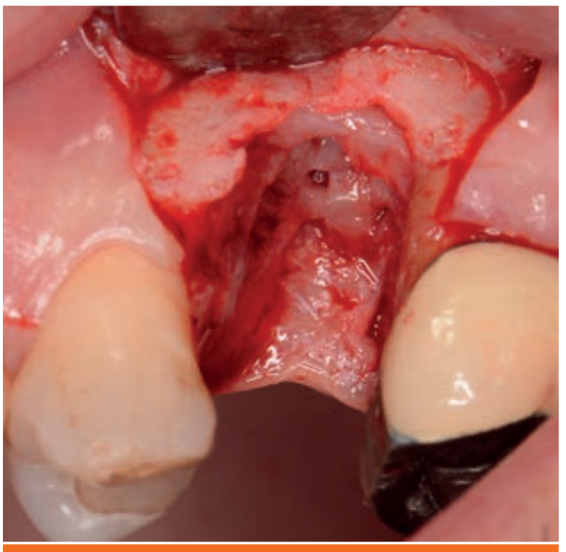
Na tej wizycie umieszczono w zębodole poekstrakcyjnym wiertło o średnicy 4,3 mm (Anyridge, Busan Korea), aby pokazać zakres utraty kości (ryc. 4).

Ryc. 4 Zdjęcie radiologiczne ukazujące zakres utraty kości.

Następnie obszar pozostawiono do samoistnego gojenia przez 4 tygodnie, jak w opublikowanym przez autorów protokole [4], aby umożliwić gojenie się tkanek miękkich, ale zanim dojdzie do zmiany kształtu tkanek twardych.
Cztery tygodnie po ekstrakcji (ryc. 5)

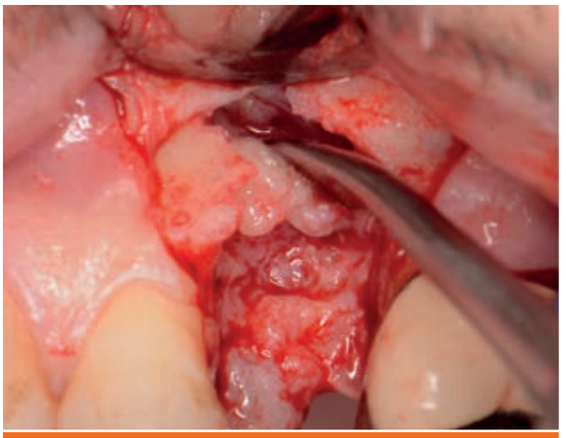
Ryc. 5 Gojenie tkanek miękkich 4 tygodnie po ekstrakcji.

widzimy gojące się, tkanki miękkie. Następnie w tym przypadku, który był wykonany 4 lata temu, odwarstwiliśmy płat (ryc.6);



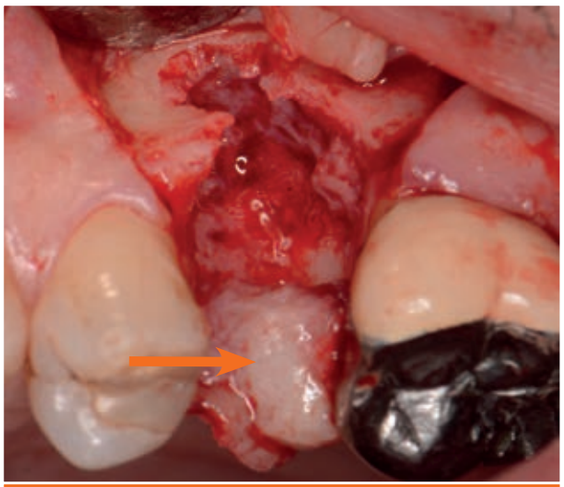
Ryc. 6 Odwarstwiony płat odsłaniający ubytek policzkowy i podniebienny.

obecnie protokół przewiduje rozszerzenie cięcia do sąsiedniej brodawki w przypadku utraty kości przy sąsiednich zębach. Jest to bardziej problematyczne na górnym lewym pierwszym trzonowcu, ponieważ po utracie kości przy szóstce tkanka jest ruchoma. Widzimy jednak rozległą utratę kości zarówno po stronie policzkowej jak i podniebiennej, a tkanka ziarninowa jest usuwana z zębodołu za pomocą, kirety (ryc. 7).



Ryc. 7 Usunięcie tkanki ziarninowej j za pomocą, kirety.

W tym przypadku tkanka ziarninowa została pozostawiona przytwierdzona do tkanek po stronie podniebiennej (ryc. 8).



Ryc. 8 Tkanka ziarninowa usunięta z ubytku, ale pozostawiona po stronie podniebiennej.

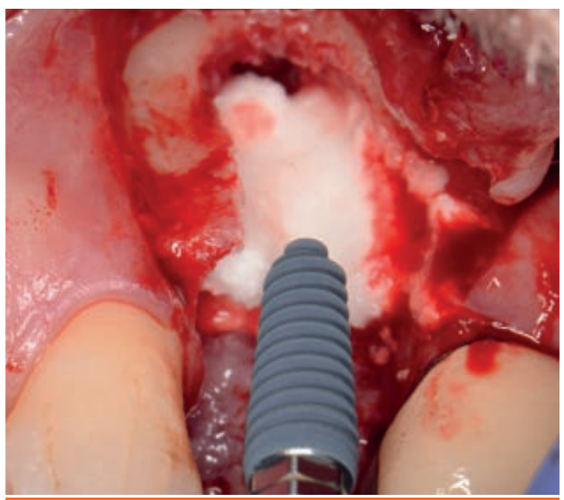
Następnie obszar zębodołu został dalej oczyszczony wiertłami do degranulacji (EthOss, Silsden, Wielka Brytania) aż do uzyskania czystej powierzchni i skrwawionej kości. W kolejnym kroku wykonano płytką osteotomię w optymalnej pozycji dla przyszłego uzupełnienia, a więc nie za bardzo podniebiennie, ponieważ miejsce to zostanie zaaugmentowane (ryc. 9).

Ryc. 9 1-2-milimetrowa osteotomia wykonana na dnie zatoki.

Ta płytka preparacja osteotomijna była podyktowana zmniejszoną ilością¸ kości w tym miejscu, co jest wyraźnie widoczne na zdjęciu radiologicznym (ryc. 10), które pokazuje również utratę kości na sąsiednich zębach.

Ryc. 10 Osteotomia w trakcie wykonywania; na zdjęciu radiologicznym.

Ubytek po stronie podniebiennej został następnie zaaugmentowany bardziej mokrą mieszaniną (zgodnie z instrukcjami producenta) EthOss, która została przygotowana w strzykawce podawczej po usunięciu połowy z 0,5 cm3 produktu, która to część została umieszczona w sterylnej miseczce do późniejszego użycia. W tej mokrej mieszaninie umieszczono następnie implant Anyridge 3,5 x 11,5 mm (ryc. 11),



Ryc. 11 Wprowadzenie implantu Anyridge 3,5 x 13 w „mokrym" EthOss umieszczonym w celu zaaugmentowania ubytku po stronie podniebiennej.

który miał bardzo niską stabilność pierwotną wynikającą z płytkiej preparacji łoża osteotomijnego. Pozostały EthOss został zmieszany z solą fizjologiczną, tym razem użyto minimalnej ilości soli, aby stworzyć „bardziej suchą" mieszaninę, która została następnie zastosowana w miejscu zabiegowym a suchy gazik został umieszczony na materiale. W tej pozycji gazik był utrzymywany przez asystę przez kolejne 3-5 min., na czas wiązania materiału. Po związaniu, tkanka ziarninowa została zreponowana na biomateriale, aby poprawić gojenie tkanek miękkich (ryc. 12).

NATYCHMIASTOWO

THIS IS HOW WE DO IT!

inteligentne rozwiązania

ANYRIDGE® by MEGAGEN

przewidywalnie
bezpiecznie

GROW STRONGER

ethOss® Grow Stronger

THE QUEEN'S AWARDS FOR ENTERPRISE: INTERNATIONAL TRADE 2021

dystrybutor:
IMPLACORE
www.implacore.pl

Ryc. 12 Bardziej sucha mieszanina EhtOss wprowadzona nad implant i tkanka ziarninowa ułożona nad obszarem zabiegowym.

Płat został ustabilizowany szwami 4.0 PTFE, Coreflon (Coreflon Poznań, Polska). Procedura z pozostawioną tkanką ziarninową nie jest rutynowym protokołem, ale jednorazową specyficzną dla tego przypadku metodą, która była stosowana sporadycznie w ciągu ostatnich 15 lat. Radiologicznie obszar zabiegowy wygląda na dobrze zaaugmentowany (ryc. 13),

Ryc. 13 Zdjęcie radiologiczne przedstawiające implant w miejscu zaaugmentowanym materiałem EthOss.

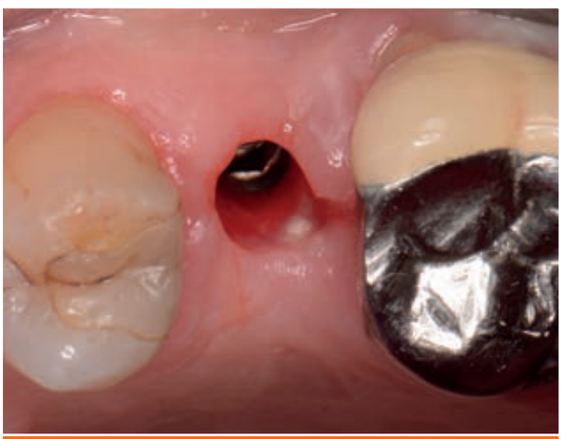
ale należy pamiętać, że w miarę resorpcji fazy CS zdjęcie rentgenowskie będzie wyglądało coraz mniej „biało".
Dziesięć tygodni później obszar jest gotowy do odbudowy i widzimy zdrowe tkanki, ale mamy recesję na górnym lewym pierwszym trzonowcu (ryc. 14),

Ryc. 14 10 tygodni po zabiegu.

być może lepiej zaplanowany płat by to zmniejszył. Radiograficznie materiał przekształcił się w kość gospodarza (ryc. 15)

Ryc. 15 . Zdjęcie radiologiczne w 10 tygodniu po zabiegu.

a, jak wspomniano, kość ludzka nie jest tak dobrze widoczna radiologicznie, zwłaszcza we wczesnych fazach gojenia, ponieważ składowa organiczna nie jest radiologicznie nieprzezierna. W związku z tym wydaje się, że w rejonie dystalnym implantu kość´ jest zredukowana, ale w rzeczywistości ulegnie to poprawie w czasie. Następnie założono czapeczkę gojącą, a tydzień później obszar był gotowy do wykonania wycisku w technice łyżki otwartej (ryc. 16) z odtworzonym profilem.



Ryc. 16 Implant gotowy do obciążenia w 11 tygodniu.

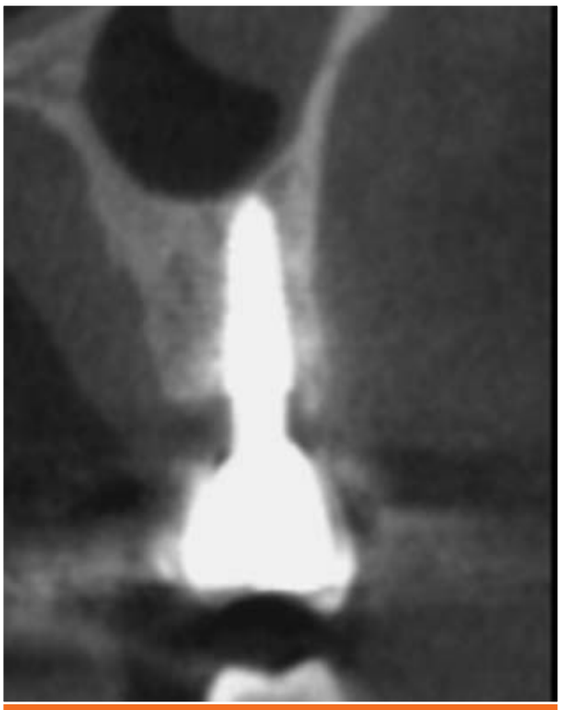
Po roku od obciążenia implantu widzimy poprawę obrazu radiologicznego (ryc. 17),

Ryc. 17 Obciążenie po 1 roku.

a dystalny obszar jawi się teraz jako dobrze zregenerowany, podobnie jak nowa kość i ozębna przy pierwszym przedtrzonowcu. Klinicznie miejsce to wygląda teraz prawidłowo (ryc. 18)

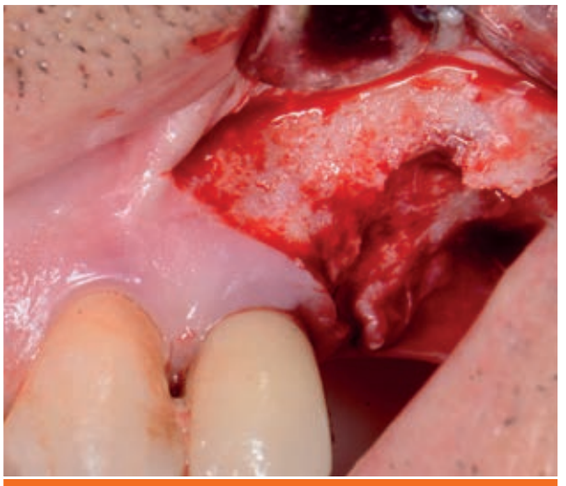
Ryc. 18 Obciążenie po 1 roku, tkanki stabilne.

i nadal będzie takie, ponieważ z biegiem czasu cały materiał przeszczepowy będzie zresorbowany, a nowa kość gospodarza zapewni dobre, przytwierdzone, rogowaciejące tkanki miękkie gospodarza. Obszar został zeskanowany przy użyciu CBCT w celu oceny obszaru górnego lewego pierwszego i drugiego trzonowca po 18 miesiącach i widzimy regenerację kości zarówno po stronie podniebiennej, jak i policzkowej implantu w miejscu górnej lewej piątki (ryc. 19).



Ryc. 19 Skan CBCT po 18 miesiącach ukazujący regenerację nowej kości.

Po 3 latach obciążenia zdecydowano się na usunięcie górnego lewego pierwszego trzonowca i po podniesieniu płata ukazała się dojrzała kość w miejscu zaaugmentowanego 3 lata wcześniej obszaru górnej lewej piątki (ryc. 20).



Ryc. 20 Implant obciążony po 3 latach, teraz usunięta zostaje górna lewa 6, widać dojrzałą kość przy górnej lewej 5.

Miejsce to zostało następnie wypełnione materiałem przeszczepowym, ponownie EthOss (ryc. 21), w celu przyszłego wprowadzenia kolejnego implantu.

Ryc. 20 Zaaugmentowany zębodół w miejscu górnej lewej 6.

Wnioski

Możliwość rezygnacji z potrzeby stosowania błony zaporowej, jak również efekt pobudzający, które dają syntetyczne materiały augmentacyjne w postaci rozdrobnionej umożliwia gospodarzowi regenerację własnej kości bardziej efektywnie. Powoduje to szybsze uzyskanie lepszego efektu zabiegu jednocześnie przy zmniejszeniu bólu pacjenta jako efekt biokompatybilności tych materiałów. Po ponad 22 latach codziennego stosowania opisanych materiałów i protokołów chirurgicznych wydaje się, że opisane techniki mają potencjał, chociaż potrzebne są dalsze badania, aby sprawdzić, jak ten potencjał można jeszcze zwiększyć.

Piśmiennictwo

[1]BOHNER M, BASTIEN L ET AL. β-Tricalcium Phosphate for Bone Substitution: Synthesis and Properties. Acta Biomater. 113 (2020) 23-41, Elsevier.
[2] CHEAH CW, RAMAN R , FAIRBAIRN P, NGEOW WC et al. Synthetic Material for Bone, Periodontal and Dental Tissue Regeneration: Where Are We Now and Where Are We Heading Next? Materials (Basel). 2021 Oct 15;14(20):6123. Dos: 10.3390/ma14206123.
[3] LEVENTIS M, FAIRBAIRN P ET AL. Biological Response to Beta-tricalcium Phosphate/ Calcium Sulphate Synthetic Graft Material: an Experimental Study. Implant Dentistry, 2014 Feb ;23(1037-43. Dos 10.109/id. 00000000030 PMID 24384743.
[4] FAIRBAIRN P, LEVENTIS M. Protocol for Bone Augmentation with Simultaneous Early Implant Placement: A Retrospective Multicenter Clinical Study. Int J Dent. 2015, 2015, 589135.
[5] LEVENTIS M , FAIRBAIRN P et al. Bone Healing in Rabbit Calvaria Defects Using a Synthetic Bone Substitute: A Histological and Micro CT Comparative Study. Materials (Basel) 2018 Oct 17;11(10): 2004. Dos 10.3390/ma11102004.
[6] FAIRBAIRN P, LEVENTIS M, MANGHAM C ET al. Alveolar Ridge Preservation Using a Novel Synthetic Grafting Material: A Case with 2-Year Follow-Up. Case Rep Dent.2018, 641280.