

1. INTRODUÇÃO

A Implantodontia é a especialidade odontológica que tem como o objetivo anexar na mandíbula ou maxila um implante feito de materiais aloplásticos que servirão de suporte para as próteses unitárias, parciais, removíveis ou próteses totais. Devido ao processo natural de atrofia óssea que se segue às perdas dentárias, muitas vezes o remanescente ósseo torna-se insuficiente para receber os implantes (FONTORA, 2013)

Para estas situações são indicados os enxertos ósseos, que visam a recuperação volumétrica, permitindo, desta maneira a instalação dos implantes. Ao longo dos anos diversos procedimentos e pesquisas científicas demonstram que os melhores resultados são alcançados utilizando-se o osso autógeno, porém deve-se levar em consideração que nem sempre o paciente possui áreas doadoras intra ou extra-bucais suficiente, sendo necessária a utilização de outro biomaterial (GOMES,2012)

Vários métodos e biomateriais têm sido descritos visando obter o aumento ou a manutenção do rebordo ósseo, dentre eles, o Beta-fosfato tricálcio (β -TCP). (FERNANDO ifog 2016).

O objetivo dessa revisão de literatura será verificar a indicações e o comportamento do beta-fostafato tricálcio como substituto ósseo na Implantodontia.

2. OBJETIVO

Avaliar, por intermédio da revisão de literatura, a utilização do biomaterial Beta fosfato tricálcio (β -TCP) como substituto ósseo, possibilitando a reabilitação com implantes dentais.

3. METODOLOGIA

Será realizado um estudo bibliográfico, com revisão de literatura, tendo como bases de dados: PubMed, Lilacs, Scielo, artigos de 1987 à 2014, em Português e em Inglês.

4. REVISÃO DE LITERATURA

Os enxertos ósseos podem ser classificados de acordo com o seu formato, em particulados ou em bloco. Os enxertos particulados serão bem indicados em situações em que áreas pequenas deverão ser preenchidas ou em cavidades (seio maxilar, por exemplo). Deverão ser recobertos por membranas ou telas metálicas, para que possam cicatrizar o tempo mínimo de nove meses deverá ser esperado para que se tornem viáveis para receberem implantes dentais apresentando excelentes resultados (FONTORA, 2013).

Ao longo dos anos diversos procedimentos e pesquisas científicas demonstram que os melhores resultados são alcançados utilizando-se o osso autógeno, embora necessitem uma área doadora para sua obtenção, e conseqüentemente uma cirurgia um pouco mais extensa. Quando grandes volumes ósseos são necessários, geralmente opta-se por remover osso de áreas distantes da cavidade oral, como por exemplo a calota craniana e a crista do osso ilíaco. Estes procedimentos geralmente envolvem internação hospitalar e anestesia geral, além de equipe multidisciplinar, dependendo da área doadora, especialistas em ortopedia e neurocirurgia (OLIVEIRA E BRAGA, 2012).

Em situações onde pequenas quantidades ósseas são requeridas, a cavidade oral oferece diversas opções para áreas doadoras, os enxertos são facilmente acessíveis através de cirurgias realizadas em consultório, sob anestesia local, podendo ser assistidas com técnicas de sedação endovenosa e oral, reduzindo o grau de ansiedade do paciente e o desconforto cirúrgico. As áreas de remoção de enxertos ósseos intra-bucais mais utilizadas são a linha oblíqua da mandíbula, o mento e a tuberosidade Maxilar (CARVALHO, *et al* 2010).

Em Implantodontia, o termo substituto ósseo é utilizado rotineiramente para denominar biomateriais que são utilizados em diversas situações, tais como: preenchimento de defeitos ósseos, alvéolos pós exodontia, espaços vagos entre os implantes ósseo integrados instalados imediatamente e as paredes alveolares do terço cervical, para preenchimento do seio maxilar. Exemplos de biomateriais são o osso liofilizado desmineralizado, osso anorgânico e vidro bioativo. No entanto, deve-se ressaltar que estes biomateriais devem ter indicações precisas e não se deve

exigir deles uma demanda biológica irreal como, por exemplo, a neoformação óssea a partir deles (ENGBIOMATERIAIS, 2011).

Existem diversos fabricantes para estes substitutos ósseos, e conseqüentemente são encontradas várias marcas comerciais para estes enxertos, que são conhecidos por biomateriais. Os enxertos particulados de origem bovina, os sintetizados em laboratório são, nesta categoria, os mais utilizados. Já os em forma de blocos deverão ser utilizados em regiões onde as perdas ósseas foram severas e necessitam se fixarem ao leito receptor de uma forma rígida, estável. Então, para este fim, utilizam-se parafusos metálicos, estes necessitam de um tempo mínimo de seis meses para se tornarem viáveis para receberem implantes (Maté-Sánchez de Val JE. Et al, 2014).

Suzuki et al, em 2011, definiram biomaterial como uma substância ou conjunto de substâncias, farmacologicamente inertes, de origem natural ou sintética, utilizadas com a finalidade de tratar, substituir ou aumentar qualquer tecido biológico que tenha sido lesionado ou perdido, que podem ser usados de maneira transitória ou definitiva. Para tal, afirmaram que esse material deverá possuir características como: biocompatibilidade, previsibilidade, aplicabilidade clínica, ausência de risco transoperatório, sequelas pós-operatórias mínimas, aceitação pelo paciente, não ser carcinogênico ou pirogênico, apresentar estabilidade química e biológica, resistência mecânica e elástica adequadas, e baixo custo.

Biomaterial é qualquer substância construída de tal forma que, sozinha ou como parte de um sistema complexo, é usada para dirigir, pelo controle de interações com componentes de um sistema vivo, o curso de um procedimento diagnóstico ou terapêutico, quer seja em humanos ou em animais. Já o termo material odontológico é definido como sendo uma substância usada tanto direta como indiretamente e que se aplica na prótese ou restauração para o tratamento odontológico. Incluem todos os materiais utilizados nas especialidades de aplicação clínica pelo profissional ou por técnicos de laboratório, todos são classificados como materiais odontológicos, sendo considerados um subitem dos biomateriais (Carvalho, *et al*, 2010).

Williams, em 1987, afirmou que o termo “biomaterial” foi introduzido na área da medicina e da ortodontia a partir da Conferência do Instituto de Desenvolvimento de Consenso em Saúde em 1982. Biomaterial é definido como qualquer substância (que não seja fármaco) ou combinação de substâncias de origem natural ou sintética, que possa ser usada para tratar, aumentar ou substituir parte, tecido ou órgão do corpo humano.

Historicamente, a ideia da utilização de biomateriais para fins terapêuticos é muito antiga e há relatos históricos de sua utilização a cerca de 4000 a.C. referente ao uso de materiais de suturas. Existem também registros de que os egípcios usaram placas metálicas para reparar lesões cranianas e membros artificiais, bem como os romanos, chineses e astecas utilizavam ouro e dente de madeira em odontologia e os olhos de vidros também eram matérias de uso comum. No século XX, após a Segunda Guerra Mundial, avanços incontestáveis aconteceram nessa área em virtude da descoberta da biocompatibilidade de ligas de cromo, cobalto, molibdênio, tântalo e titânio no tecido humano, usados nas feridas de excombatentes (Engbiomateriais, 2011).

Os biomateriais para enxerto ósseo podem ser classificados de acordo com a sua origem, seu princípio de ação, quanto à sua estabilidade e em função das suas características físico-químicas resultantes do seu processamento.

4.1. CLASSIFICAÇÃO DOS BIOMATERIAIS:

4.1.1- QUANTO À SUA ORIGEM:

Segundo, Susuki et al, 2011 e Maté-Sánchez de Val, et al, 2014:

- AUTÓGENOS, são aqueles obtidos de áreas doadoras do próprio indivíduo;
- HOMÓGENOS, os que são provenientes de indivíduos da mesma espécie do receptor;
- XENÓGENOS aqueles que são originados de outras espécies do receptor, sendo mais comumente obtidos de bovinos;

- ALOPLÁSTICOS os que possuem origem sintética e podem ser de natureza metálica, cerâmica ou polimérica.

4.1.2- QUANTO AO PRINCÍPIO DE AÇÃO QUE PROVOCAM NOS TECIDOS:

- MATERIAIS OSTEOCONDUTORES, são aqueles que oferecem uma estrutura tridimensional para que haja invaginação do tecido vascular e das células mesenquimais indiferenciadas no interior do seu arcabouço, resultando na neoformação óssea, sem induzir modificações celulares. (Felipe ME *et al.*, 2009). Sendo assim a formação óssea se dará pelos osteoblastos presentes nas margens ou superfície do defeito ósseo sobre o material de enxerto. Estes biomateriais de enxerto servem como arcabouço para o crescimento ósseo, não inibem e nem induzem o crescimento ósseo, apenas permitem a formação normal do osso pelos osteoblastos presentes na superfície de defeito junto à superfície de material de enxertia (Newman *et al.*, 2012).

- MATERIAIS OSTEOINDUTORES, são aqueles que recrutam e induzem à diferenciação (Newman *et al.*, 2012) das células indiferenciadas em osteoblastos ou condroblastos, aumentando a formação óssea (Felipe ME *et al.*, 2009). Assim o material transplantado provoca a formação do novo osso por meio da estimulação de células osteoprogenitoras presentes no defeito ósseo ou nos vasos sanguíneos destes, resultando-se em osteoblastos iniciando assim, a formação de um novo osso (Newman *et al.*, 2012).

- MATERIAIS OSTEOGÊNICOS, possuem osteoblastos ou demais células osteoprogenitoras viáveis, apresentando a capacidade de levar a ossificação direta (Felipe ME *et al.*, 2009), o que ocorrerá sempre que as células osteoblásticas vivas, fizerem parte do enxerto ósseo, onde estas células adicionadas transplantadas, formam novos centros de ossificação dentro do enxerto e somando-se com os osteoblastos já existentes no defeito ósseo, contribuem para a capacidade total de regeneração (formação) óssea.

4.1.3- QUANTO AO SEU COMPORTAMENTO FISIOLÓGICO:

Segundo Hench e Wilsson (1993):

- **BIOTOLERÁVEIS:** materiais tolerados pelo meio biológico, onde ficam isolados dos tecidos adjacentes por meio de uma camada envoltória de tecido fibroso. Essa camada ocorre pela liberação de compostos químicos, íons, produtos de corrosão dentre outros que fazem parte do material implantado. Quanto maior for a espessura dessa camada fibrosa formada, menor será a tolerabilidade do tecido ao material implantado. São representados praticamente pelos polímeros sintéticos e os metais. Usam-se esses materiais pelas suas características mecânicas de sustentação, como por exemplo, o aço inoxidável (metal) e o polimetilmetacrilato (PMMA) como polímero.

- **BIOINERTES:** materiais que são apenas tolerados pelo meio biológico, porém a pouca formação da camada fibrosa, esse tipo de material não libera nenhum tipo de componente ou se o faz é praticamente inexistente, ou seja, mínima. Logo a resposta celular é passageira e uma fina camada tomará lugar após o implante. Estes materiais implantados apresentam biocompatibilidade, mas, são bioinertes porque o organismo celular isola o material com a formação de uma fina camada de tecido fibroso. Os materiais mais utilizados nesta categoria são ligas de titânio, titânio, alumina, zircônio e carbono, polímeros e biocerâmicas.

- **BIOATIVOS:** não produzem ações tóxicas ou nocivas e são aceitos pelo tecido do hospedeiro. Nesses materiais, ocorrem reações de natureza química entre tecido ósseo e o material implantado (osteointegração). Esse fato ocorre em função da similaridade química entre esses materiais e a parte mineral óssea, onde os tecidos ósseos se ligam a eles permitindo a osteocondução por meio do recobrimento de células ósseas. Representam os principais materiais desta categoria, os vidros e vitrocerâmicas à base de fosfato de cálcio, os compostos de fosfato de cálcio e a hidroxiapatita.

- **ABSORVÍVEIS:** materiais implantados que após um período de tempo em contato com os tecidos, são absorvidos e transformados naturalmente em um novo tecido ósseo. Este tipo de material é muito interessante para as aplicações clínicas por não ser necessária uma nova cirurgia para retirada do material implantado. Fazem parte deste grupo o Beta fosfato tricálcio (β -TCP) e o ácido polilático.

4.1.4- QUANTO ÀS CARACTERÍSTICAS DO SEU PROCESSAMENTO FÍSICO-QUÍMICOS:

Segundo Villaca JH *et al.*, 2005:

- DESMINERALIZADO, ORGÂNICOS: por meio de processo químico, os componentes inorgânicos e celulares são removidos permanecendo os componentes da matriz extracelular.
- MINERALIZADO, ANORGÂNICO, INORGÂNICOS, que por meio de processo químico, os componentes orgânicos são removidos e a matriz inorgânica é preparada na forma de grânulos com dimensões variadas.
- FRESCO, quando o material é obtido e utilizado sem nenhum tipo de processamento.

O enxerto autólogo é considerado o padrão-ouro dentro das regenerações ósseas guiadas, por apresentar as três propriedades desejáveis, como osteogênese, osteocondução e osteoindução e por ter origem no mesmo indivíduo que irá receber o enxerto, tornando a aceitação pelo organismo facilitada e sem risco de rejeição, porém, alguns inconvenientes podem surgir na sua obtenção tais como a necessidade de criação de uma segunda área cirúrgica (sínfise e ramo mandibular, processo coronoide, tuberosidade maxilar, calvária e crista ilíaca); necessidade de internação em alguns casos; maior período de convalescência; suscetibilidade a infecções nos sítios doadores e, ainda, reabsorção progressiva e constante (Yadav VS e col. em 2011).

Rojbani H e col, em 2011, concluíram que diante de possíveis efeitos indesejáveis do padrão ouro das regenerações ósseas guiadas, indicam como tratamento alternativo, a utilização do substitutos ósseos sintéticos (aloplásticos), os quais também podem restaurar a anatomia perdida, manter a estrutura óssea ou aumentar a quantidade de tecido ósseo, como as hidroxiapatitas sintéticas, tricálcio fosfato, fosfato de cálcio bifásico e vidros bioativos. De uma forma geral, esses materiais possuem capacidade de osteocondução e apresentam uma matriz mineral biocompatível similar à porção mineral do osso, afirmaram.

Sabe-se que a neoformação óssea é um processo biológico que acontece,

unicamente, a expensas da atividade osteoblástica e a qualidade do tecido ósseo neoformado quando da presença destes biomateriais, chamados de substitutos ósseos não é igual para todos e depende: do material; sua origem; das condições clínicas do local receptor; do domínio das indicações e da técnica cirúrgica. Os biomateriais devem possuir as seguintes propriedades: não induzir a formação de trombos como resultado do contato entre o sangue e o biomaterial; não induzir resposta imunológica adversa; não ser tóxico; não ser carcinogênico; não perturbar o fluxo sanguíneo e nem produzir resposta inflamatória aguda ou crônica que impeça a diferenciação própria dos tecidos adjacentes (Fontoura, 2013).

Um consenso atual destaca as principais situações clínicas para o uso dos substitutos ósseos na Implantodontia, como preservação do volume do rebordo ósseo existente no momento da exodontia e/ou o aumento do volume deste além do existente. Além disso, os biomateriais podem ser usados para levantamento de seio maxilar, preenchimento de fenestrações ósseas e *gaps* na instalação de implantes imediatos, tratamento de peri-implantite e em defeitos horizontais de rebordo, afirmaram (Hammerle, 2012).

Segundo Cunha *et al*, (2007), o tecido ósseo é um dos mais resistentes e rígidos do corpo humano. As células que o compõem são os osteócitos, osteoblastos e os osteoclastos além do material intercelular calcificado, a matriz óssea. Nas fraturas ou em incisões cirúrgicas nos ossos, observam-se também a destruição da matriz e a morte das células ósseas junto ao local fraturado e, para que ocorra a reparação, o coágulo sanguíneo e os restos celulares da matriz devem ser removidos. Na aplicação de biomateriais apropriados para a reposição óssea, os mais utilizados são à base de fosfato de cálcio, incluindo neste grupo a hidroxiapatita e o β -fosfato tricálcio como material de implantes. São necessários mais estudos que demonstrem a capacidade osteoindutora do fosfato tricálcio, buscando dessa forma aumentar as possibilidades de utilização de novos materiais para enxerto ósseo.

Usados nas áreas da ortopedia e odontologia clínica, os fosfatos de cálcio são compostos cerâmicos utilizados para o desenvolvimento de biomateriais que atuam como substitutos ósseos. São compostos utilizados na reposição do tecido ósseo por apresentarem características semelhantes a fase mineral óssea, dentes e

tecidos calcificados, possuindo excelente biocompatibilidade; bioatividade; ausência de toxicidade local ou sistêmica; ausência de resposta a corpo estranho ou inflamações (*Gomes et al.*, 2012).

O (β -TCP) apresenta-se como um biomaterial sintético (cerâmica porosa) possuindo biocompatibilidade, atuando como um arcabouço para crescimento ósseo, sofrendo degradação progressiva no organismo e com isso substituindo por tecido ósseo fazendo com que ocorra a neoformação óssea eficaz no local. Seu uso em Odontologia vai desde a proteção do tecido pulpar em dentes com vitalidade até a regeneração óssea em defeitos ósseos isolados ou agregados a implantes. Sua apresentação comercial poderá ser como cimentos, blocos, grânulos, ou ainda, em misturas com hidroxiapatita.(Oliveira & Braga, 2012).

Nos últimos anos, os biocimentos de fosfato de cálcio a base de hidroxiapatita e o Beta fosfato tricálcio (β -TCP) têm-se tornado altamente vantajoso em aplicações biomédicas, principalmente por sua biocompatibilidade, bioatividade e osteocondutividade (Soares, 2006; Camargo, *et al.*, 2009). Os biocimentos a base de fosfato de cálcio são compostos cerâmicos que vêm sendo utilizados na medicina como biomateriais, atuantes como substitutos ósseos nas áreas de ortopedia e odontologia clínica devido as seguintes características (Guastaldi, *et al.*, 2010):

- Semelhança com a mineralogia dos ossos dos vertebrados como os dentes e tecidos calcificados;
- Excelente biocompatibilidade e bioatividade;
- Ausência de toxicidade sistêmica ou local;
- Ausência de resposta imunológica a corpo estranho ou inflamações;
- Aparente habilidade em se ligar ao corpo do hospedeiro; e
- Crescimento do tecido ósseo (osteocondutividade) que ocorre sobre a superfície do mesmo ou através dos poros. Os biocimentos são geralmente obtidos a partir de misturas de fosfato de cálcio e ligantes orgânicos ou inorgânicos, os quais podem melhorar importantes características como a hidratação e tempo de pega, além das propriedades mecânicas (Carrodegaus, *et.al.*, 1998).

Rojbani H, *et al.*, 2011, testaram HA, β -TCP e α -TCP em defeitos de calvária de ratos, onde foi comprovada a capacidade osteocondutora desses biomateriais e que o uso de sinvastatina acelerou a degradação do TCP, culminando na formação óssea. Curiosamente, a sinvastatina é um inibidor da síntese de colesterol, que estimula a expressão de proteínas morfogenéticas ósseas (BMPs – fatores de crescimento) em osteoblastos, favorecendo a regeneração óssea.

Sanda M, *et al.*, 2014, concluíram em estudos que tanto na Periodontia e Implantodontia são o beta-fosfato tricálcio (β -TCP), que apresentando uma elevada porosidade e rápida reabsorção, dificulta a manutenção do volume, porém, colabora com a formação óssea. Para se beneficiarem das vantagens de ambos, alguns fabricantes e pesquisadores desenvolveram o fosfato de cálcio bifásico, feito a partir de HA e β -TCP, o qual tem se mostrado eficaz por manter volume, graças à reabsorção lenta da HA, que mantém o volume do tecido local procedimentos regenerativos, e ao mesmo tempo, permitir que as partículas reabsorvam, dando lugar ao tecido. Nesse estudo, uma mistura de HA e β -TCP, comparada ao uso isolado de cada substituto, em defeitos cranianos realizados em coelhos, para avaliar a formação de osso novo, volume de tecido duro e remanescente do material enxertado, após quatro e oito semanas. Apesar das limitações do estudo, tanto o material misturado quanto a HA foram capazes de manter o volume do local enxertado. Nas análises histológicas, a degradação de partículas de β -TCP mostrou que este material misturado pode permitir uma boa substituição por osso novo.

Maté-Sánchez de Val JE *et al.*, (2014), em estudo pré-clínico, testaram a mistura de HA / β -TCP / colágeno em defeitos criados em calvária de ratos. A hipótese para incorporação de colágeno foi que este poderia melhorar as propriedades físicas e aumentar a biocompatibilidade do substituto. Diante disso, essa tríade provou ser biocompatível, biorreabsorvível e osteocondutora, quando utilizada como material substituto de osso. Além disso, informaram que o osso recém-formado estava intimamente ligado aos materiais sintéticos.

Noritake K, *et al.*, (2014), em experimento *in vivo*, utilizou ratos para testar uma membrana gelatinosa de hidrogel contendo β -TCP, comparada à membrana colágena na ROG. Foi encontrado, após quatro semanas, mais tecido mineralizado

semelhante ao osso no grupo da membrana associada ao substituto sintético, mostrando que este é capaz de auxiliar na rápida formação de osso, concluíram.

Em um estudo retrospectivo de curto prazo, Bettach R, *et al*, (2014), avaliaram a eficácia do β -TCP em levantamento de seio maxilar com posterior reabilitação e informaram resultados satisfatórios, mesmo quando usados isoladamente.

Para caracterizar um fosfato de cálcio os parâmetros mais importantes são: razão Ca/P, basicidade/acidez e solubilidade. Esses parâmetros estão fortemente relacionados com o pH da solução, pois quanto menor a razão Ca/P, maior será a acidez e a solubilidade em água do fosfato de cálcio. Compostos mais ácidos têm maior solubilidade, como o fosfato monocálcico mono hidratado. Por outro lado, os compostos básicos, como as apatitas, são menos solúveis (Dorozhkin, 2009). A cristalização dos fosfatos de cálcio é muito dependente da razão existente entre os teores dos elementos cálcio (Ca) e fósforo (P), assim como do meio de sinterização (presença ou não de água), quantidade de impurezas presentes e da temperatura (Lakes, 2000; Park, 2008).

O biocimento de fosfato tricálcio é um biomaterial para implante de grande importância na área da clínica médica e odontológica, devido a sua característica de ser bioabsorvível. Apresenta fórmula química $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, razão molar de Ca/P igual a 1,5, contendo em sua massa cerca de 20% de fósforo e 39% de cálcio. Possui três fases polimórficas: uma romboédrica, estável em temperaturas elevadas até 1180°C denominada de fase beta (β -TCP), uma fase monoclinica estável em temperaturas entre 1180°C a 1430°C denominada de fase alfa (α – TCP) e uma fase de alta temperatura acima de 1430°C chamada de super alfa ou alfa' (α' – TCP) (Billotte, 2000; Elliot, 1994; Lakes, 2000; Ryu *et al.*, 2002).

Este biocimento é utilizado com sucesso no preenchimento de defeitos e extensão de contorno do tecido ósseo, bem como em sistema de liberação controlada de fármacos (Billotte, 2000; Elliot, 1994; Lakes, 2000; Ryu *et al.*, 2002). A importância dos TCP se deve ao fato de ser precursores bem sucedidos na síntese de Hap e, também, por ser usado em misturas bioativas de estímulo do crescimento ósseo (Kwon *et al.*, 2003). As duas formas mais utilizadas de TCP são as fases alfa e beta:

- Os biocimentos de α -fosfato tricálcio

Este tipo de biocimento apresenta fórmula química α -Ca₃(PO₄)₂, e é preparado à partir do β -TCP quando este é aquecido acima de 1125°C. Por ser menos estável que o β -TCP se torna mais reativo em sistemas aquosos, possui maior energia específica e pode ser hidrolisado a uma mistura de outros fosfatos de cálcio (Dorozhkin, 2009).

- Os biocimentos de β -fosfato tricálcio

O β -fosfato tricálcio é a fase que tem despertado um interesse maior para a utilização em implantes biocerâmicos. Este fato ocorre porque entre as três fases esta é a que possui melhor estabilidade química, resistência mecânica e taxa de bioabsorção mais adequada para este tipo de aplicação (Elliot, 1994; Ryu *et al.*, 2002). Sua fórmula química é [β -Ca₃(PO₄)₂]. Esta fase só pode ser preparada em temperaturas elevadas superiores a 800°C pela decomposição térmica da HAP deficiente de cálcio ou pela reação em estado sólido de fosfatos de cálcio ácidos com uma base. Além das reações de preparação química, o β -TCP substituído ionicamente pode ser preparado pela calcinação de ossos: este tipo de β -TCP é ocasionalmente chamado de “cinza de osso” (Dorozhkin, 2009).

O β -TCP em temperatura superiores a 1125°C se transforma na fase α -TCP. Embora apresente a mesma composição química, eles se diferem em sua estrutura cristalina e solubilidade, onde o β -TCP é menos solúvel em água que o α -TCP, porém é mais estável e não pode ser precipitado em soluções aquosas (Dorozhkin, 2009). Assim sendo, a estrutura ideal de um β -TCP contém vacâncias estruturais de cálcio que são pequenas demais para acomodar os íons de cálcio, mas que, possibilitam a inclusão de íons de magnésio estabilizando assim a estrutura (Dorozhkin, 2009).

Sua forma pura não ocorre em calcificações biológicas, mas somente na forma com substituições de Mg (β - (Ca, Mg)₃(PO₄)₂) que é encontrada em pedras urinárias, cáries dentais, cartilagem artrítica, assim como em alguns depósitos de tecidos moles (Dorozhkin, 2009). Em aplicações biomédicas é o que têm maior interesse porque o β -TCP pode ser usado em cimentos de ortofosfato de cálcio, e se usado em combinação com a Hap o β -TCP forma um fosfato de cálcio bifásico

(BCP). Tanto o BCP quanto o β -TCP são amplamente utilizados em aplicações biocerâmicas para a substituição óssea (Dorozhkin, 2009). Assim como o β -TCP, o α -TCP na sua forma pura nunca ocorre em calcificações biológicas, porém nas aplicações biomédicas é usado em cimentos de fosfato de cálcio. Apresenta uma desvantagem por possuir uma rápida velocidade de absorção limitando assim sua aplicação nessa área. Se for estabilizado com silício (um composto bifásico estabilizado com HAP) tem sido comercializado como matériaprima para a produção de *scaffolds* de cerâmica porosa bioabsorvível (Dorozhkin, 2009).

O TCP ou whitloquita, apresenta a fórmula $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ sendo encontrado em duas formas alotrópicas: β -TCP e α -TCP. O interesse pelo TCP tem sido manifestado devido a sua natureza reabsorvível que, por possibilitar a geração de porosidade no implante, quando em função, promove a regeneração da estrutura óssea. Para esta finalidade, cerâmicas bifásicas HAP/TCP também têm sido desenvolvidas. Neste sentido, é de fundamental importância o controle da relação atômica cálcio/fósforo durante as etapas de síntese e processamento, uma vez que este parâmetro reflete a solubilidade química destes materiais.

As cerâmicas compostas de Hidroxiapatita/Trifosfato cálcico (HAP/TCP) têm sido utilizadas em várias condições nas quais é necessário o emprego de enxertos aloplásticos que apresentem biocompatibilidade com o tecido ósseo. Em alguns estudos tem sido mostrado que produtos caracterizados como sendo HAP pura apresentam biocompatibilidade diferente de produtos formados pela mistura de HAP/TCP. A combinação de suas propriedades possibilita o crescimento do osso e facilita a integração do implante resultando em uma cerâmica reabsorvível e ao mesmo tempo de superfície ativa, capaz de desenvolver uma fixação bioativa entre tecido/implante (Dorozhkin, 2009).

5. DISCUSSÃO

Sanda M, *et al.*, 2014, concluíram em estudos que tanto na Periodontia e Implantodontia são o beta-fosfato tricálcio (β -TCP), que apresentando uma elevada porosidade e rápida reabsorção, dificulta a manutenção do volume, porém, colabora com a formação óssea.

Na literatura analisada, foram encontrados trabalhos com resultados significativos em regeneração óssea, quando HA e β -TCP são utilizados associados na forma de fosfato de cálcio bifásico. (Suzuki KR *et al.*, 2011; Maté-Sánchez de Val JE., *et al.*, 2014). A soma das propriedades individuais de cada composto é o que favorece tais achados, uma vez que a HA, por sua reabsorção lenta, consegue manter o volume do tecido favorável para que os vasos sanguíneos, células e outros fatores penetrem nos espaços deixados pelas partículas do β -TCP, as quais são porosas e reabsorvidas de forma mais rápida (Sanda M *et al.*, 2014).

Segundo Cunha *et al.*, (2007) São necessários mais estudos que demonstrem a capacidade osteoindutora do fosfato tricálcio, buscando dessa forma aumentar as possibilidades de utilização de novos materiais para enxerto ósseo.

Além disso, outro achado relevante é a questão dos remanescentes de biomateriais em longo prazo, como observado em análises histológicas dos trabalhos com VB (Suzuki KR *et al.*, 2011; Felipe ME *et al.*, 2009; Yadav VS, *et al.*, 2011), que parecem não comprometer as propriedades do tecido neoformado e, conseqüentemente, a instalação e manutenção dos implantes. (Yadav VS, *et al.*, 2011).

O biocimento de fosfato tricálcio é um biomaterial para implante de grande importância na área da clínica médica e odontológica, utilizado com sucesso no preenchimento de defeitos e extensão de contorno do tecido ósseo, bem como em sistema de liberação controlada de fármacos (Billotte, 2000; Elliot, 1994; Lakes, 2000; Ryu *et al.*, 2002).

A combinação das propriedades possibilita o crescimento do osso e facilita a integração do implante resultando em uma cerâmica reabsorvível e ao mesmo tempo de superfície ativa, capaz de desenvolver uma fixação bioativa entre tecido/implante (DOROZHKIN, 2009)

6. CONCLUSÃO

Conclui-se neste trabalho que o beta fosfato tricálcio (β -TCP) puro, tem sido utilizado com sucesso em cirurgia oral, como material para regeneração óssea e posterior instalação de implantes osseointegráveis, sendo que encontramos o seu uso cada vez mais frequente em combinação com a hidroxiapatita (HAP), denominada de cerâmica bifásica, que apresenta um resultado melhor do que quando o (β -TCP) é utilizado isoladamente, pois a soma das propriedades individuais de cada composto resultam em um material com características reabsorvíveis, superfície bioativas e biocompatibilidade com o tecido ósseo.

7- REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

1. BETTACH R, GUILLAUME B, TASCHIERI S, Del FABBRO M. **Clinical performance of a highly porous beta-TCP as the grafting material for maxillary sinus augmentation.** *Implant Dent* 2014; 23(3): 357- 64.
2. BILLOTTE, W.G., **Biomedical Engineering Handbook. Ceramic Biomaterials, Second Edition**, 2000; 46 (10): 2246-2252.
3. CAMPOS, M. **Síntese de hidroxiapatita e sua aplicação como biomaterial. Tese (Doutorado em Ciências de Tecnologia Nuclear)** – São Paulo – SP- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN, 1991, 119p.
4. CARVALHO, P. S.P.; ROSA, A.L.; BASSI, A. P. F.; 1°PEREIRA, L. A. V. D. **Biomateriais aplicados a Implantodontia.** *Revista Implantnews* 2010; 7 (3a-PBA): 56-65
5. CUNHA, LUCIANO REZENDE da ELENY BALDUCCI-ROSLINDO ANA MARIA MINARELLI-GASPAR. **Efeito do fosfato tricálcio na reparação de defeito ósseo em tíbias de ratos.** *Revista de Odontologia da UNESP.* 2007; 36(4): 293-298.
6. DOROZHKIN, S. V. **Calcium orthophosphates in nature, biology and medicine. Materials.** 2009; No. 2, p. 399-498.
7. ENGBIOMATERIAIS, **Biomateriais.** 2011. Disponível em: <<http://engbiomateriais.blogspot.com.br/2011/11/historico-e-primeira-geracao-de.html>> Acesso em 03 de maio de 2016.
8. ELLIOT, J.C. **Structure and chemistry of the apatites and other calcium orthophosphates. Studies in Inorganic Chemistry. Elsevier Science B.v.,** Amsterdam, 1994; 18:389.
9. FELIPE ME, ANDRADE PF, NOVAES JR. AB, GRISI MF, SOUZA SL, TABA JR. M. **Potential of bioactive glass particles of different size ranges to affect bone formation in interproximal periodontal defects in dogs.** *J Periodontol* 2009;

- 80(5): 808-15.
10. FONTOURA, R. A. **Osteology Consensus G. Evidence-based knowledge on the biology and treatment of extraction sockets.** Atualidades em Implantodontia. 1^a ed. Nova Odessa – SP 2013.
 11. HAMMERLE CH, ARAUJO MG, SIMION M, **Clin Oral Implants Res** 2012; 23 (Suppl.5):80-2.
 12. HENCH, L.L., WILSON, J. **Introduction to bioceramics.** Singapore: **World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., p. 1 – 15.** 1993.
 13. KWON, S., JUN, Y., HONG, S., KIM, H. **Synthesis and dissolution behavior of β -TCP and HA/ β -TCP composites powders.** *Journal of European Ceramic Society*, 2003; 23: 1039-1045.
 14. LAKES, R. **The Biomedical Engineering Handbook: Composite Biomaterials. Second Edition.** Florida: **CRC Press LLC**, 2000; vol II, 2286 p.
 15. GOMES, L. C., Di LELLO, B. C., CAMPOS, J. B., SAMPAIO, M. **Síntese e caracterização de fosfatos de cálcio a partir da casca de ovo de galinha.** *Cerâmica* 58 (2012) 448-452.
 16. MATÉ-SÁNCHEZ DE VAL JE, MAZÓN P, GUIRADO JL, RUIZ RA, RAMÍREZ FERNÁNDEZ MP, NEGRI B et al. **Comparison of three hydroxyapatite/beta-tricalcium phosphate/collagen ceramic scaffolds: an in vivo study.** *J Biomed Mater Res a* 2014; 102(4):1037-46.
 17. NEWMAN, M., TAKEI, H., KLOKKEVOLD, R.P., CARRANZA, J.F. **Carranza Periodontia Clínica.** 2012; Ed. 11, Brasil: Elsevier, p.882.
 18. NORITAKE K, KURODA S, NYAN M, ATSUZAWA Y, UO M, OHYA K et al. **Use of a gelatin hydrogel membrane containing beta-tricalcium phosphate for guided bone regeneration enhances rapid bone formation.** *Dent Mater J* 2014; 33(5):674-80.)

19. RYU, H.S.; YOUN, H.J.; HONG, K.S.; CHANG, B.S.; LEE, C.K.; CHUNG, S.S. **An Improvement in Sintering Property of α -tricalcium phosphate by Addition of Calcium Pyrophosphate.** *Biomaterials*, 2002; 23 (14): 909 – 914.
20. ROJBANI H, NYAN M, OHYA K, KASUGAI S. **Evaluation of the osteoconductivity of alpha-tricalcium phosphate, beta-tricalcium phosphate, and hydroxyapatite combined with or without simvastatin in rat calvarial defect.** *J Biomed Mater Res A* 2011; 98(4):488-98.
21. SUZUKI KR, MISCH CE, ARANA G, RAMS TE, SUZUKI JB. **Long-term histopathologic evaluation of bioactive glass and human-derived graft materials in Macaca fascicularis mandibular ridge reconstruction.** *Implant Dent* 2011; 20(4):318
22. SANDA M, SHIOTA M, FUJII M, KON K, FUJIMORI T, KASUGAI S. **Capability of new bone formation with a mixture of hydroxyapatite and betatricalcium phosphate granules.** *Clin Oral Implants Res* 2014;26 (12):1369-74
23. VILLACA J. H., NOVAES Jr, A. B., SOUZA,S. L. S., TABA Jr, M., MOLINA G. O., CARVALHO, T. L. L. **Bioactive Glass Efficacy in the Periodontal Healing of Intrabony Defects in Monkeys.** *Braz. Dent. J.* vol.16 no.1 Ribeirão Preto Jan./Apr. 2005.
24. YADAV VS, NARULA SC, SHARMA RK, TEWARI S, YADAV R. **Clinical evaluation of guided tissue regeneration combined with autogenous bone or autogenous bone mixed with bioactive glass in intrabony defects.** *J Oral Sci* 2011; 53(4):481-8.
25. WILLIAMS, D.F. **Definition in Biomaterials.** In: **Progress in Biomedical Engineering.** D.F. Amsterdam, Elsevier Cap. 1987.