



## The 4<sup>th</sup> International Congress University Industry Cooperation

Congreso Internacional de Cooperación Universidad-Industria  
Congresso Internacional de Cooperação Universidade-Indústria



### ESTUDO DA NECESSIDADE DE DESENVOLVIMENTO DE MATERIAIS PARA IMPLANTES ÓSSEOS DE BAIXO CUSTO ECONÔMICO

#### **Mônica Huguenin de Araujo Faria**

*professora.quimica@yahoo.com.br*

Mestranda do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Itajubá (UNIFEI)

Av. BPS, 1303, bairro Pinheirinho, CEP 37500 903, Itajubá – MG

#### **Gilbert Silva**

*gilbert@unifei.edu.br*

Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Itajubá (UNIFEI)

Av. BPS, 1303, bairro Pinheirinho, CEP 37500 903, Itajubá – MG

#### **Prof. Dr. Wendell de Queiróz Lamas**

*wendell.lamas@unitau.com.br*

Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Taubaté (UNITAU)

Rua Daniel Danelli, s / n - Jardim Morumbi, 12060-440, Taubaté-SP

**Resumo.** A osteoporose tem acometido cada vez mais um grande número de pacientes com idade menor que 40 anos. Associado a este fato, o número de pacientes com idade superior a 65 anos tem aumentado mundialmente. Este fato tem gerado um grande número de cirurgias ortopédicas, tendo um destaque a artroplastia total de quadril. Neste contexto este trabalho tem como objetivo estudar os metais e as cerâmicas de menor custo financeiro, verificando a possibilidade do desenvolvimento de um biocompósito que se aproxime das propriedades estruturais do corpo humano, como resistência mecânica e módulo elástico adequado, e melhor biocompatibilidade, assim como o desenvolvimento de microporos capazes de hospedar os tecidos ósseos induzidos por materiais osteoindutores.

**Palavras-chave:**  $\beta$ -TCP, biocerâmica, hidroxiapatita, nanocompósito, biomateriais, SUS, artroplastia total de quadril, osteoporose.

## 1. INTRODUÇÃO

A osteoporose é uma das doenças que mais tem preocupado os gestores de saúde, não só dos órgãos governamentais como de plano de saúde. Isto porque cada vez mais, essa doença acomete um número maior de pacientes em todo o mundo. Hoje a osteoporose é identificada como uma doença que precisa ser objeto de estudos de diversas áreas, como por exemplo, da Engenharia Mecânica, da Engenharia de Materiais e da Engenharia de Tecidos.

A grande motivação para esta necessidade advém do impacto econômico que os custos gerados pelo tratamento da osteoporose têm sobre os sistemas de saúde pública de diversos países, inclusive do Brasil.

Essa demanda tem impulsionado uma crescente necessidade de se encontrar soluções para a perda óssea e para a reparação de acidentes com fraturas, muito comuns na população mais idosa, de forma que os custos sejam reduzidos.

Pesquisas indicam o aumento do número de casos de osteoporose na população com menos de 40 anos e por serem mais ativos, têm um perfil diferenciado, requerendo qualidades



## The 4<sup>th</sup> International Congress University Industry Cooperation

Congreso Internacional de Cooperación Universidad-Industria  
Congresso Internacional de Cooperação Universidade-Indústria



próteses com qualidades superiores. Este fato trouxe o desafio de desenvolver-se um material mais resistente e que possua as propriedades mecânicas adequadas a este perfil de pacientes além de ser economicamente viável.

Faz-se necessário o desenvolvimento de um material que menor custo e de adequadas propriedades mecânicas. Dentre os materiais mais pesquisados destacam-se os biomateriais metálicos e cerâmicos. Os metais são muito resistentes mas não possuem as propriedades químicas nem mecânicas ideais. Já as cerâmicas possuem uma composição química se assemelha às do osso, ou seja, são materiais que contém em sua estrutura molecular os átomos de cálcio, carbono, oxigênio e fósforo, dentre outros. Dentre as cerâmicas, destacam-se a hidroxiapatita (HA) e o  $\beta$ -tricálcio fosfato ( $\beta$ -TCP). Apesar de apresentarem uma composição química desejável, estes materiais não têm apresentado a resistência mecânica necessária para serem utilizados em áreas que exijam maior resistência do implante.

Este trabalho tem o objetivo de estudar o desenvolvimento de um compósito metal-cerâmico que associe a viabilidade químico-mecânica à viabilidade econômica de fabricação de próteses ortopédicas, reduzindo assim, o impacto econômico das cirurgias para implantação dessas próteses.

## 2. POBLEMAS GERADOS PELOS ATUAIS MATERIAIS UTILIZADOS EM IMPLANTES:

### 2.1. Impacto Econômico

Recentes estudos governamentais do CGEE (2010) foram realizados para avaliar o custo operacional, tanto para os governos quanto para as seguradoras de planos de saúde, do crescente aumento das cirurgias ortopédicas que necessitam de implantes totais ou parciais.

Segundo este estudo os Estados Unidos tiveram em 2007, um gasto de 80 bilhões de dólares em produtos médicos utilizados nas internações hospitalares, devendo aumentar de 9,8% até 2012. Deste total, estima-se que sejam gastos em 2012, somente com os implantes ortopédicos, 23 bilhões de dólares. Este fato também foi observado no Brasil, de acordo com o relatório de Soares (2005), em 2004 o SUS teve um gasto em cirurgias ortopédicas de 575 milhões de reais, sendo 145 milhões destinados à aquisição de próteses ortopédicas.

Dada a ordem de grandeza dos gastos com as cirurgias para tratar de complicações da osteoporose, faremos um recorte para avaliarmos mais de perto as cirurgias de artroplastia total de quadril. Dentre as cirurgias ortopédicas a de artroplastia total de quadril destaca-se por ser uma cirurgia onde há substituição total de uma articulação, apresentando assim um alto custo financeiro, podendo chegar até 48 mil reais, além de ser uma cirurgia que exige uma maior qualidade dos implantes dado o esforço a que serão submetidos. Do total gasto pelo SUS em cirurgias ortopédicas, 65 milhões de reais foram destinados apenas às cirurgias de artroplastia total de quadril e de joelho, onde somente para a aquisição dessas próteses foram gastos 30 milhões de reais. Este alto percentual de gastos com as próteses deve-se ao fato de que estas próteses são fabricadas com materiais de alto custo comercial, como o titânio, que apesar de resistente, não só o titânio, como os demais materiais têm ocasionado um grande percentual de rejeição ou falhas. Devido a estas falhas muitos pacientes são submetidos a novas cirurgias de revisão. Relatos apontam que cerca de 1500 cirurgias de reparos são realizadas elevando o gasto com o tratamento dos pacientes em mais de cerca de 7 milhões para colocação de novas próteses.

Desta forma o material que compõe as próteses é o grande responsável tanto pelo seu desempenho quanto pelo seu custo. E o impacto deste custo no orçamento do SUS será ainda maior nos próximos anos, uma vez que segundo pesquisas do IBGE haverá um aumento da população com 65 anos em cerca 3,7x até 2050.



## The 4<sup>th</sup> International Congress University Industry Cooperation

Congreso Internacional de Cooperación Universidad-Industria  
Congresso Internacional de Cooperação Universidade-Indústria



Este trabalho justifica-se pelo objetivo de propor o desenvolvimento de um material para próteses ortopédicas através de matérias primas precursoras de menor custo. Além de inovar o processo produtivo com o uso da técnica da metalurgia do pó, um processo de menor custo.

O objetivo que se deseja alcançar é o de possibilitar ao SUS, o acesso a implantes com melhores propriedades mecânicas e menor custo financeiro, diminuindo assim, o ônus governamental com as cirurgias ortopédicas.

### 2.2. Desgastes dos implantes atuais

Bracco (2009) relata que segundo estimativas, em 40 anos, o número de fraturas de fêmur por osteoporose dobrará no mundo devido às maiores taxas de sobrevivência da população. Este fenômeno ocorrerá também no Brasil. Segundo dados do IBGE:

A incidência de fraturas do quadril no Brasil é estimada em 153,3 fraturas de quadril por 100.000 pessoas com 50 anos ou mais, o que representaria mais de 45.000 fraturas por ano. Apesar da incidência exata de fraturas de fêmur em pacientes com osteoporose no Brasil não ser conhecida, pode-se antecipar que o número de fraturas por osteoporose aumente, dado o progressivo envelhecimento populacional. (BRACCO, 2009, APUD IBGE, 2007).

Além disso, para Schwartzmann (2012), a artroplastia total do quadril tem sido realizada em pacientes ainda ativos, com menos de 40 anos. Estes pacientes submetem maiores esforços mecânicos às próteses que antes eram adequadas aos esforços submetidos pelos pacientes com idade superior a 65 anos. Desta forma, os implantes necessitam serem trocados em até 5 anos após a cirurgia em até 28% dos pacientes.

O uso da técnica cirúrgica de artroplastia total do quadril começou em 1960 com o uso de uma haste femoral com cabeça em aço inox articulada com um implante acetabular de polietileno de alta densidade. Os implantes atuais, não possuem as propriedades mecânicas ideais. A fig.1 demonstra os tipos de implantes atuais para a artroplastia total de quadril

#### Próteses para artroplastia total de quadril

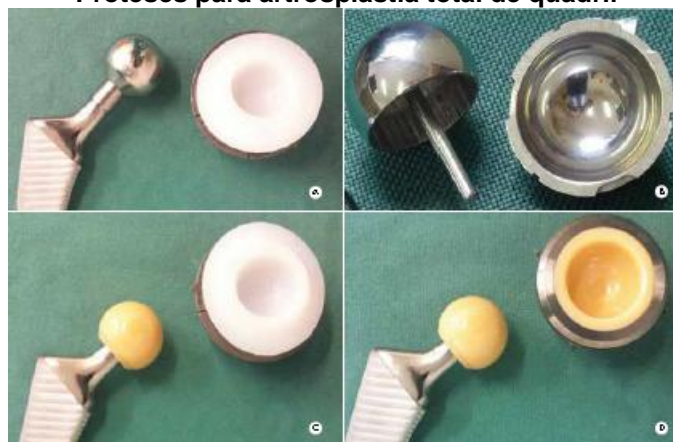


Figura 1 Superfícies articulares. (A) articulação metal-polietileno; (B) metal-metal; (C) cerâmica-polietileno; (D) cerâmica-cerâmica

Fonte: (SCHWARTSMANN 2012)



Um material para servir como matéria-prima para um implante necessita de apresentar algumas propriedades bem específicas, de forma a garantir uma resposta ideal do corpo à prótese, além de garantir a sua perfeita funcionalidade. No graf. 1 podemos observar o grau de desgaste em mm/ano de implantes feitos com diversos materiais. Por exemplo Metal-Polietileno (Me/PE), Cerâmica-Polietileno (Ce-PE), Metal-Metal (Me/Me) e Cerâmica-Cerâmica (Ce-Ce).

### Médias das taxas de desgaste linear in vivo por ano para as configurações de cabeça-acetábulo encontradas na prática ortopédica

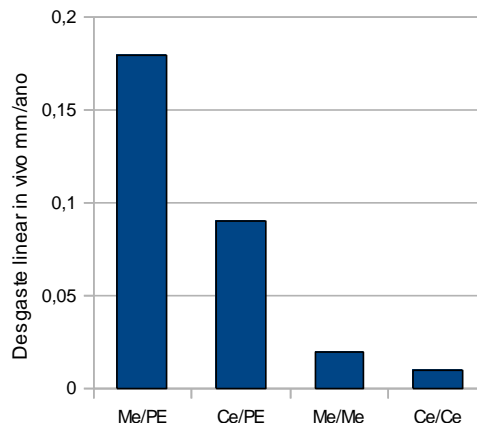


Gráfico 1: Desgaste linear dos implantes Metal-Polietileno (Me/PE), Cerâmica-Polietileno (Ce-PE), Metal-Metal (Me/Me) e Cerâmica-Cerâmica (Ce-Ce).  
Fonte: Adaptado de (SCHWARTSMANN 2012)

## 3. A BUSCA PELO MATERIAL IDEAL

### 3.1. Os biomateriais

Diversos materiais têm sido utilizados como suporte ou substituição de órgãos e/ou membros do corpo humano. Estes materiais têm sido denominados de biomateriais. Em geral, são materiais que podem substituir partes do corpo humano sem causar processos de rejeição. Relatos oficiais sobre o uso de biomateriais datam de 1894 quando o gesso foi utilizado pela primeira vez. Entende-se como biomateriais:

Qualquer substância (outra que não droga) ou combinação de substâncias, sintéticas ou naturais em origem, que são usadas por um período de tempo, completa ou parcialmente como parte de um sistema que trate, aumente ou substitua qualquer tecido, órgão ou função do corpo. (PRADO DA SILVA, 2006 APUD HELMUS E TWEDEN,1995)

Para outros autores, o biomaterial ideal deve ter ausência de toxicidade local ou sistêmica, ausência de respostas a corpo estranho ou inflamações, deve ter habilidade em se ligar ao tecido hospedeiro e deve ter alta taxa de bioabsorção. (CARNEIRO, 2000 APUD HENCH e WILSON, 1993). Já segundo Prado da Silva (2006) “os biomateriais devem ser isentos de produzir qualquer resposta biológica adversa local ou sistêmica, não carcinogênico, não alergênico, não mutagênico”. Ou seja, o biomaterial deve ter a capacidade de ter uma resposta biológica apropriada: provocar o mínimo de reações alérgicas, inflamatórias ou tóxicas quando estiver em



## The 4<sup>th</sup> International Congress University Industry Cooperation

Congreso Internacional de Cooperación Universidad-Industria  
Congresso Internacional de Cooperação Universidade-Indústria



contato com os tecidos vivos e fluidos orgânicos. Ainda segundo o autor quando cita Willians, “biocompatibilidade foi redefinida como sendo habilidade de um material desempenhar com uma resposta tecidual apropriada em uma aplicação específica” (PRADO DA SILVA, 2006 APUD WILLIANS, 1992A).

Entretanto, além de ser biocompatível, um biomaterial deve ser biofuncional, ou seja, deve ter um conjunto de propriedades que dê ao implante a capacidade de desempenhar uma função desejada, pelo tempo necessário, que pode ser longo, em caso de implante permanente, ou curto, no caso de implante temporário (LIMA, 2006). Duek (2006) destaca que conforme a aplicação a qual será submetido deve-se identificar as propriedades mecânicas, químicas e biológicas do material que se pretende utilizar. Segundo Dallavalli (2007) além da necessidade de serem resistentes à corrosão, as propriedades mecânicas mais importantes dos biomateriais são a resistências mecânicas (à tração, à compressão, à flexão, à fadiga, à torção, ao cisalhamento), o módulo de elasticidade, a ductilidade e a tenacidade à fratura.

Diversos tipos de biomateriais foram e estão sendo desenvolvidos, tanto a base de metais, quanto de cerâmicas, como de polímeros, dentre outros. Aqui serão destacados os biomateriais metálicos e cerâmicos uma vez que nosso foco é o desenvolvimento de um biocompósito metal-cerâmico.

### 3.2. Materiais Metálicos

Os biomateriais metálicos estão dentre os materiais mais utilizados, tendo um destaque o titânio e suas ligas, além do aço 316L também denominado de aço cirúrgico.

Estudos relatam que estes metais, apesar de serem considerados bioinertes, ocorre uma resposta biológica do corpo humano com a formação de uma cápsula fibrosa em torno do implante metálico. Esta resposta não é a ideal para que haja a perfeita integração do implante ao corpo humano. Além disso, estes materiais não possuem propriedades mecânicas adequadas. Principalmente, por possuir um módulo elástico muito superior ao do osso, estes materiais provocam problemas de ancoragem mecânica das próteses.

Da mesma forma, os implantes metálicos a base de titânio tem um alto custo. O aço 316L tem um custo menor, logo os implantes, por ele constituídos, terão um custo menor e permitindo que o aço 316L seja um potencial substituto do titânio.

Em busca de materiais alternativos biomateriais metálicos, como o aço 316L, pesquisadores tem se dedicado a pesquisas que associem as propriedades deste aço com as de biocerâmicas.

### 3.3. Materiais Cerâmicos

As biocerâmicas são biomateriais muito utilizados, principalmente aquelas cuja composição química se assemelhe às do osso. Para Carneiro (2000) é importante que a microestrutura destas cerâmicas tenha uma razão cálcio/fósforo semelhante às do osso. As biocerâmicas podem ser classificadas de acordo com as interações biológicas entre o implante e tecido receptor. São classificadas em três grupos: cerâmicas relativamente inertes (densas ou porosas), bioabsorvíveis ou biodegradáveis, e bioativas (HENCH, 1993).

Nas cerâmicas relativamente inertes e densas, igualmente aos biomateriais metálicos, ocorre a formação de uma cápsula de tecido fibroso em volta do implante, não havendo formação de ligação química nem interação biológica entre o tecido e o implante.

As cerâmicas biodegradáveis ou reabsorvíveis são empregadas quando se deseja que o implante seja totalmente reabsorvido e substituído pelo tecido ósseo normal. Por serem materiais altamente reativos, as modificações na sua interface com o tecido ocorrem rapidamente, sendo



## The 4<sup>th</sup> International Congress University Industry Cooperation

Congreso Internacional de Cooperación Universidad-Industria  
Congresso Internacional de Cooperação Universidade-Indústria



necessário o estudo do processo de solubilização destes compostos em fluidos corpóreo para poder estimar a velocidade de reabsorção.

Dentre as dificuldades encontradas, no desenvolvimento desses materiais, estão: a manutenção da resistência e da estabilidade da interface durante o período de degradação e reconstrução do tecido hospedeiro, e o controle das taxas de absorção com as taxas de crescimento do tecido.

Dentre as biocerâmicas destacam-se o grupo dos fosfatos de cálcio. Estas biocerâmicas apresentam ausência de toxicidade local ou sistêmica, ausência de inflamações ou respostas a corpos estranhos, e aparente habilidade em se ligar ao tecido hospedeiro uma vez que são formados basicamente por íons cálcio e fosfato, os quais participam ativamente do equilíbrio iônico entre o fluido biológico e a cerâmica implantada. Os fosfatos de cálcio apresentam excelente biocompatibilidade e são bem aceitos e bem integrados pelo corpo humano quando implantados. Podem ser usados nas formas de grânulos, blocos densos e porosos, cimentos, revestindo metais e como compósitos.

Dentre esta classe de compostos destacam-se a hidroxiapatita (HA) e o fosfato tricálcico (TCP). Sendo a HA, cuja fórmula química é  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ , um dos primeiros materiais utilizado em procedimentos cirúrgicos, devido a sua composição inorgânica, semelhante à composição dos ossos e dentes. (GRANDI, 2011) relata que o tricálcio fosfato (TCP) e a HA são substitutos ósseos, possuem características biocompatíveis e biativas e são utilizadas como osteocondutores.

### 3.4. Ancoragem mecânica dos Implantes

Tanto os implantes feitos com biomateriais metálicos quanto cerâmicos densos apresentam problemas na ancoragem mecânica do implante ao osso. Ou seja, ocasionam o movimento da prótese com o passar do tempo. A presença deste movimento na interface implante-tecido levará à deterioração do implante ou do tecido ou de ambos.

Diversos estudos relatam o desenvolvimento de novos biomateriais, seja em forma, seja em composição química, em busca de melhorar a ancoragem mecânica. Destacam-se as pesquisas com o uso das cerâmicas bioativas. Ou seja, cerâmicas que tem propriedades osteoindutoras e apresentam certo grau de porosidade. Na fig2. podemos observar o crescimento de uma célula de osso que cresceu devido a indução da HA. O efeito indutor associado ao grau de porosidade promove o crescimento do tecido ósseo na superfície dos poros ou através do implante. Ou seja, estas cerâmicas possuem uma propriedade osteocondutora, que permite o crescimento do tecido ósseo dentro sua estrutura porosa, o que faz com que os implantes suportem esforços mecânicos maiores, uma vez que ocorre o crescimento do tecido ósseo dentro do material, melhorando a ancoragem mecânica do implante.

### Interação osso-implante *in vitro*

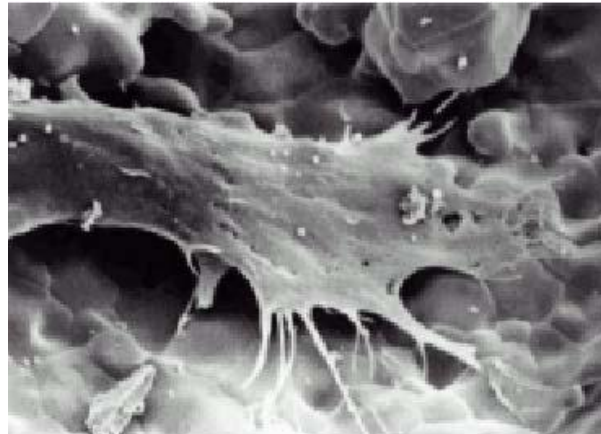


Figura 2: Célula de osso longo humana crescendo sobre a superfície de espuma cerâmica de hidroxiapatita.  
Fonte: BRAGA(2007)

### 3.5. Os implantes porosos

Com a intenção de aproximar os valores do módulo elástico dos biomateriais que compõe o implante ao módulo elástico do osso, várias tentativas têm sido realizadas no sentido de diminuir a densidade destes materiais através da formação de poros. Além disso, estes poros devem ser interligados para aumentar a eficiência da ancoragem. Segundo Fonseca (2011) “Para que a HA exerça com eficiência o seu papel como enxerto ósseo, é necessário garantir a presença de poros que possuam tamanho médio adequado e também que eles sejam interconectados”.

O autor relata que é necessário que o diâmetro dos poros seja superiores a 100  $\mu\text{M}$  de forma que os tecidos vasculares possam permear os poros e irrigar com fluxo sanguíneo o tecido ósseo que virá a crescer dentre estes poros.

Fonseca (2011), sintetizou HA com o propósito de obter um material poroso. Conforme a fig3. pode-se ver a formação de poros interligados, os quais são ideais para a osteointegração.

#### Poros interligados de HA

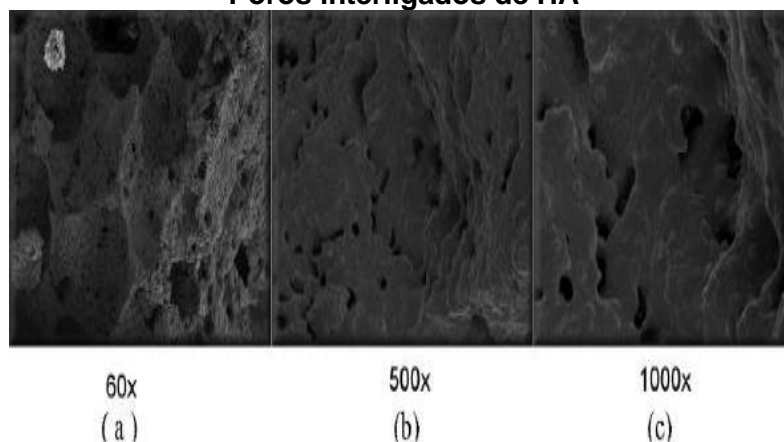
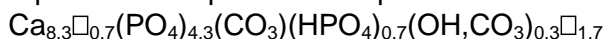


Figura 3. Visualização dos poros formados durante a síntese da HA.  
Fonte FONSECA 2011

### 3.6. A hidroxiapatita e o $\beta$ -TCP



A hidroxiapatita e o  $\beta$ -TCP possuem microestruturas diferentes o que tem sido relatado, como motivo das diferentes propriedades destes materiais. A microestrutura da hidroxiapatita é hexagonal, seus íons  $\text{OH}^-$  estão localizados nos cantos desta célula e pode ser este o motivo de sua interação química com os fluidos corpóreos. Segundo Fonseca (2011) existem vacâncias na microestrutura das HAs que podem ser representadas pela fórmula:



onde cada quadrado ( $\square$ ) representa uma vacância.

“Assim como a HA os TCPs são porosos, reabsorvíveis, biocompatíveis, provocam pouca ou nenhuma resposta inflamatória”. Devido à presença destes poros, ocorre a inserção de células e vasos, favorecendo uma conexão direta com o osso. Fonseca (2011) cita que devido à propriedades de solubilidade de cada fosfato de cálcio, a absorção do  $\beta$ -tricálcio fosfato ( $\beta$ -TCP) é menor que da hidroxiapatita, ficando por mais tempo no organismo, o que pode ser mais interessante dependendo do tipo de implante. A estrutura cristalina também tem sido citada como um fator determinante da solubilidade do material. Uma baixa cristalinidade aumenta a solubilidade do material devido à redução do tamanho dos cristalitos e/ou aumento na distorção do cristal. Segundo Kawachi (2000) a resistência mecânica tanto da HA quanto do  $\beta$ -TCP é baixa e tem-se buscado várias opções de compósitos na tentativa de aumentar a resistência mecânica.

Para o autor é necessário pesquisar a estequiometria correta do composto, a estrutura cristalina e a porosidade na tentativa de se obter as propriedades desejadas. Para obter poros de tamanho ideal para o crescimento ósseo (100  $\mu\text{m}$  ou maior) é necessário o uso de peróxido de hidrogênio durante o processo de preparo, onde o peróxido produzirá o gás oxigênio, responsável pela formação de poros interligados.

Segundo Carneiro (2000) a estrutura cristalina e a razão Ca/P do  $\beta$ -TCP assemelham-se as da hidroxiapatita (HA) além da presença dos íons:  $\text{Na}^+$ ,  $\text{Mg}^{2+}$ ,  $\text{CO}_3^{2-}$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Cl}^-$ ,  $\text{F}^-$  e citratos

O fosfato tricálcico (TCP) possui três fases polimórficas: uma romboédrica estável até temperaturas próximas a 1180 °C denominada de fase beta ( $\beta$ -TCP); uma fase monoclinica, estável na faixa de temperatura entre 1180°C a 1430 °C chamada de fase alfa ( $\alpha$ -TCP); e uma fase de alta temperatura (acima de 1430 °C), denominada de super alfa ou alfa' ( $\alpha'$ -TCP). Dentre as três fases polimórficas, a que desperta maior interesse é a  $\beta$ -fosfato tricálcico, pois apresenta estabilidade química e taxa de bioabsorção mais adequada para aplicações em implantes ósseos.

Filho (2006) observou que a temperatura de síntese afeta a estrutura cristalina dos fosfatos de cálcio, se a HA e o  $\beta$ -TCP forem sintetizados acima de 1100°C, ambos se transformam em difosfato de cálcio na forma alfa ( $\alpha$ - $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ ). Diferentemente, se a HA é sinterizada acima de 1300°C é transformada tanto em  $\alpha$ -TCP, quanto em  $\beta$ -TCP. Da mesma forma, o pH influencia nas fases formadas durante a síntese. Em pH alcalino ocorre o aparecimento das fases ( $\beta$ - $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ ) e (CaO) e, no aquecimento da referida hidroxiapatita acima de 1400°C, o ( $\beta$ - $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ ) e o óxido de cálcio se transformam em difosfato de tetracálcio ( $\text{Ca}_4(\text{PO}_4)_2$  - TTCP).

### 3.7. Compósito Metal-Cerâmico

Uma alternativa para melhorar as propriedades mecânicas do  $\beta$ -fosfato tricálcico, é o desenvolvimento de materiais compósitos através da adição de uma fase de reforço, (KAWACHI et al., 2000). GEMELI et al., (2012) tem desenvolvido um compósito de Ti e TCP, cuja microestrutura pode ser observada na fig.4.

#### Micrografia SEM da mistura de Ti e TCP





## The 4<sup>th</sup> International Congress University Industry Cooperation

Congreso Internacional de Cooperación Universidad-Industria  
Congresso Internacional de Cooperação Universidade-Indústria

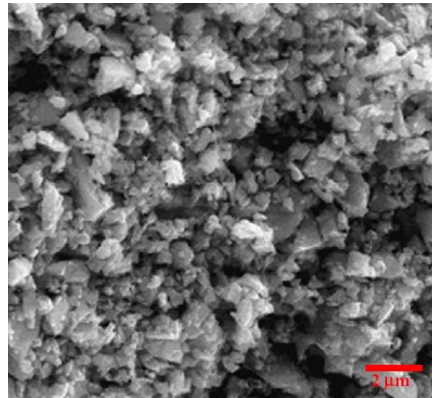


Figura 4: Visualização do tamanho das partículas do compósito antes da sinterização. Fonte GEMELI et al., 2012

O autor também verificou a presença de poros na micrografia da superfície polida deste compósito o que pode ser visto na fig.5.

### Micrografia SEM da superfície polida da mistura de Ti e TCP

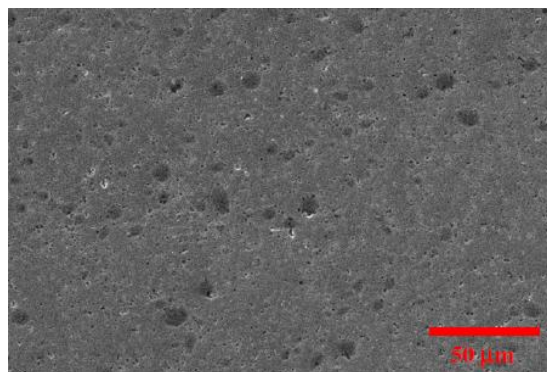


Figura 5: Visualização dos poros na superfície do compósito.  
Fonte GEMELI et al., 2012

Tricoteaux et al (2011) comprovou que há uma relação entre a temperatura de calcinação, a temperatura de sinterização, sobre a densidade do composto formado. Assim como a quantidade de poros formada e o módulo elástico do compósito. Na figura 6 pode-se ver como a porosidade afeta a porosidade do compósito.

### Módulo elástico x porosidade

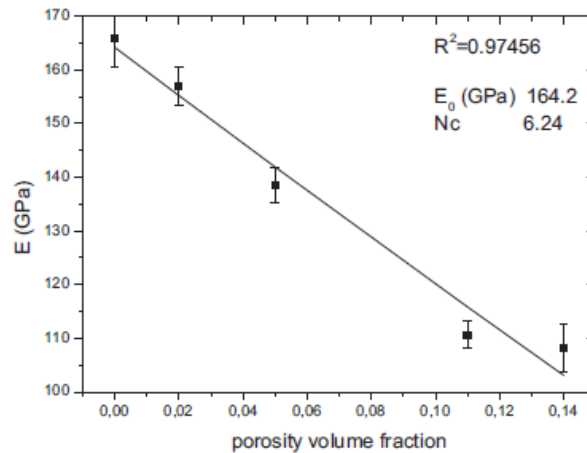


Figura 6 Variação do módulo elástico em função do tamanho dos poros.  
Fonte: TRICOTEAUX et al, 2011

Diversos estudos buscam outras formulações químicas a fim de conseguirem associar as propriedades químicas e mecânicas de forma a obter um material próximo ao osso humano. Na tab.1 podemos observar as diferenças entre o módulo elástico dos materiais atualmente utilizados nos implantes ortopédicos e o osso humano.

#### Comparação do módulo elástico (GPa) dos materiais utilizados em implantes

Osso cortical	Osso esponjoso	Hidroxiapatita	Aço 316L	Titânio	B-TCP
7-30	0,05-0,5	10-100	193	100-105	7

Tabela 1: Módulo elástico  
Fonte: (FERREIRA, 2009) e (BRAGA, 2007)

Como base nestes dados, verifica-se que todos os biomateriais acima não possuem módulo elástico semelhante ao do osso. Assim a melhor forma de tentar obter um biomaterial com o módulo elástico próximo ao do osso é através da busca por associar as propriedades dos diferentes materiais. Este trabalho busca encontrar uma proporção ideal da relação metal-cerâmica a fim de conseguir um módulo elástico semelhante ao do osso humano.

#### 4. CONCLUSÃO

Podemos concluir que um biocompósito metal-cerâmica poderá viabilizar a fabricação de um implante ortopédico com propriedades mecânicas melhores que as dos implantes atuais. Sendo possível a resolução dos problemas de falhas na artroplastia total de quadril.

Da mesma forma, podemos concluir que tanto a HA quanto o  $\beta$ -TCP são bons materiais para fazerem parte de compósitos porosos e com propriedades osteointegradoras. Sendo o  $\beta$ -TCP preferível devido ao maior tempo de residência tecidual.

Uma vez que o que se propõe é um compósito poroso metal-cerâmico, estima-se que o baixo custo da cerâmica e a baixa densidade do material, ou seja, uma massa menor em relação ao seu volume, uma vez que será poroso, terá um custo de fabricação menor em relação aos materiais atualmente utilizados.



## The 4<sup>th</sup> International Congress University Industry Cooperation

Congreso Internacional de Cooperación Universidad-Industria  
Congresso Internacional de Cooperação Universidade-Indústria



Além disso, será utilizada a técnica de metalurgia do pó, a qual produz, comprovadamente, peças que resistem ao atrito, ideal para os implantes da artroplastia total de quadril.

O que se espera que venha a ser um modelo químico e mecânico ideal, uma vez que pretendemos associar as propriedades do  $\beta$ -TCP com as do aço 316L a fim de conferir ao biocompósito uma redução do módulo elástico, de forma que se assemelhe ao módulo elástico do osso. Assim, este menor módulo elástico permitirá a melhor transferência de cargas entre o corpo e o implante, fazendo com que seja haja a preservação do estoque ósseo e uma melhor ancoragem.

Verificando os valores das matérias primas precursoras do compósito temos que os preços estão em cerca de R\$200 / Kg de titânio, ao passo que R\$ 1,20/Kg aço 316L e R\$ 3,00/Kg de tricálcio Fosfato (TCP) pode-se estimar que o implante produzido a partir do aço 316L e das cerâmicas de fosfato terão uma considerável diminuição em seu custo final.(fonte: <http://portuguese.alibaba.com> ). Esta diminuição poderá vir a contribuir com um menor custo das cirurgias de artroplastia total de quadril, desonerando o orçamento do SUS.

Parcerias entre a universidade e a indústria seria uma forma de viabilizar a implementação desta proposta, oferecendo não só ao SUS como também às seguradoras de saúde, uma prótese mais eficiente e de menor custo final.

## REFERÊNCIAS

- AZEVEDO, V.V.C. et al, Materiais cerâmicos utilizados para implantes, Revista Eletrônica de Materiais e Processos, v.3.1 (2008) 31-39.
- BRAGA, Francisco José Corrêa, Modificação de superfície empregando-se laser e recobrimento de implantes dentários de titânio com apatitas, Tese de Doutorado, Departamento de Engenharia Mecânica, UNESP, 2007.
- BRACCO, O.L., Custo hospitalar para tratamento da fratura aguda do fêmur por osteoporose em dois hospitais-escola conveniados ao SUS, J Bras Econ Saúde 2009(1); 1:3-10
- BRITO, F.I.G., MEDEIROS, K.F., LOURENÇO, J.M., Um estudo teórico sobre a sinterização na metalurgia do pó, Holos, Ano 23, Vol. 3, 2007.
- CALLISTER, W.D., SONS, J.W., Materials Science and Engineering an Introduction, Inc., New York, NY, 1991.
- CARDOSO et al., Curso de Ciência dos Materiais: e-book, LMDM - Laboratório de Materiais Didáticos Multimídia, 2007, [www.cienciadosmateriais.org](http://www.cienciadosmateriais.org)
- CARNEIRO, A.C.S., Obtenção de cerâmicas à base de tricálcio fosfatos utilizando óxido de magnésio como aditivo. Dissertação (Mestrado em Eng. de Materiais), UFRN, 2000.
- CGEE - Materiais avançados no Brasil 2010-2022. Brasília: Centro de Gestão e Estudos Estratégicos, 2010, disponível em [http://www.lnnano.org.br/wpcontent/uploads/2012/01/Livro\\_Materiais\\_Avançados\\_2010\\_CGEE.pdf](http://www.lnnano.org.br/wpcontent/uploads/2012/01/Livro_Materiais_Avançados_2010_CGEE.pdf)
- CHIAVERINI, V., Metalurgia do pó – Técnica e Produtos, 3a. Edição, São Paulo, 1992
- DALLAVALLI, M.J., Apostila do curso de Biomateriais e Biomecânica (2007), Laboratório de Materiais Biocompatíveis, Departamento de Engenharia, Universidade Federal do Paraná, Disponível em: <http://www.gea.ufpr.br/lamabio/didatico/index.php>
- DUEK, E.A.R., Polímeros bioabsorvíveis: propriedades e aplicações, Tópicos em biomateriais, Informativo da Área de Ciência e Engenharia dos Biomateriais, Ano 1, No. 2, 2ª. Quinzena de setembro de 2006.
- FERREIRA, M.S.F., Fabricação e caracterização microestrutural de sólidos celulares de aço inoxidável 316L austenítico por meio do processo de metalurgia de pó para aplicações biomédicas. Tese de doutorado. Departamento de Mecânica. UNIVAP. 2009.



## The 4<sup>th</sup> International Congress University Industry Cooperation

Congreso Internacional de Cooperación Universidad-Industria  
Congresso Internacional de Cooperação Universidade-Indústria



- FILHO, A.A.M., Síntese e caracterização de hidroxiapatita e compósitos a partir de matéria-prima reciclada, Tese (Doutorado em Eng. de Materiais), Universidade Federal de Ouro Preto, jun 2006.
- FONSECA, F.M. et al, Fabricação de biocerâmicas porosas de hidroxiapatita por gelcasting, Revista Militar de Ciência e Tecnologia, Vol XXVIII, 2011. Disponível em:  
[http://rmct.ime.eb.br/arquivos/RMCT\\_1\\_tri\\_2011/caracteriza\\_microestrut\\_hidroxi.pdf](http://rmct.ime.eb.br/arquivos/RMCT_1_tri_2011/caracteriza_microestrut_hidroxi.pdf)
- GEMELI, E. et al, Microstructural study of a titanium-based biocomposite produced by the powder metallurgy process with TiH<sub>2</sub> and nanometric  $\beta$ -TCP powders, Materials Science and Engineering C, fev, 2012
- GUASTALDI, A.C., APARECIDA, A.H., Fosfato de cálcio de interesse biológico: importância como biomateriais, propriedades e métodos de obtenção de recobrimento. Química Nova, Vol 33, No. 6, 1352-1358, 2010.
- GOMES, U.U., Pós Metálicos - Metalurgia do Pó, Grupo de Tecnologia dos Pós UFRN, disponível em <http://grupopo.vilabol.uol.com.br/sobremp.htm>
- GRANDI, G. et al, Comparative Histomorphometric Analysis Between ( $\beta$ -TCP Cement and ( $\beta$ -TCP/HA granules in the bone repair of rat calvarie. Materials Research, 2011, 14(6):11-16
- HENCH, L.L., WILSON, J. Introduction to bioceramics. Singapore: World Scientific Publishing Co. Pte. Ltda, 1993, p 1-15.
- KAWACHI, E.Y. et al, Biocerâmicas: Tendências e Perspectivas de uma área interdisciplinar. Química Nova, 23(4) (2000)
- LENG, Y. et al, TEM study of calcium phosphate precipitation on HA/TCP ceramics, Biomaterials 24 (2003) 2125–2131
- LIMA, P.M. Biomateriais, Tópicos em biomateriais, Informativo da área de ciência e engenharia dos biomateriais, Ano 1, No. 1, 1<sup>a</sup>. Quinzena de setembro de 2006.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE - Portaria No. 88 de 17/04/2003
- RODRIGUES, A.S., NETO, S.C.V., Aplicação do carbono vítreo em ortopedia humana e veterinária, v. 2, n. 2 (2007): [Revista de Ciências Biológicas e Saúde](http://sare.anhanguera.com/index.php/rencs/article/viewFile/309/309), disponível em:  
<http://sare.anhanguera.com/index.php/rencs/article/viewFile/309/309>
- PRADO DA SILVA, M.H.P., Apostila de Biomateriais. Disponível em [http://mesoppi.cat.cbpf.br/e2006/posgraduacao/pdf\\_p3/ApostilaBiomateriais.pdf](http://mesoppi.cat.cbpf.br/e2006/posgraduacao/pdf_p3/ApostilaBiomateriais.pdf)
- SCHWARTSMANN, C.R. et al., Novas superfícies em artroplastia total do quadril, Revista Brasileira de Ortopedia, 2012, 47(2):154-9.
- SOARES, G.A., Estudo Estratégico de Ciência, Tecnologia e Inovação. Fórum de Biotecnologia e Biomateriais. UFRJ, 2005.
- TRICOTEUAUX, A., et al. Influence of porosity on the mechanical properties of microporous  $\beta$ -TCP bioceramics by usual and instrumented Vickers microindentation, Journal of the European Ceramic Society 31 (2011) 1361–1369
- TRINDADE, A. O, Obtenção de titânio com porosidade controlada por metalurgia do pó – Pós metálicos – Metalurgia do pó- Metal Mundi. Disponível em <http://www.metalmundi.com/si/site/2026>
- ZHAO, J. et al., Transcriptome analysis of  $\beta$ -TCP implanted in dog mandible, Bone 48 (2011) 864–877

### GLOSSÁRIO:

IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

SUS – Sistema Único de Saúde do Brasil

HA - hidroxiapatita

TCP – tricálcio fosfato

**MEV-SEM – Microscópio eletrônico de varredura modalidade *Scanning Electron Microscopy***