



República Federativa do Brasil  
Ministério do Desenvolvimento, Indústria  
e Comércio Exterior  
Instituto Nacional de Propriedade Industrial

(21) BR 10 2012 012884-5 A2

(22) Data de Depósito: 29/05/2012  
(43) Data da Publicação: 02/12/2014  
(RPI 2291)



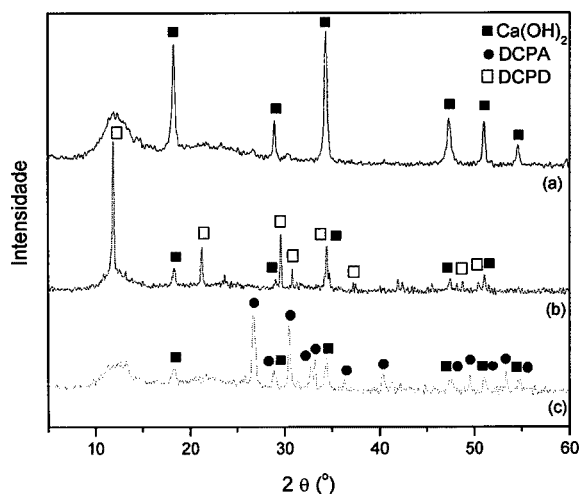
(51) Int.Cl.:  
C08K 3/32  
C08K 5/5415  
C08L 83/10  
A61L 27/32

(54) **Título:** COMPÓSITO DE FOSFATO DE CÁLCIO NANOESTRUTURADO E BORRACHA DE SILICONE, PROCESSO DE PRODUÇÃO DE COMPÓSITO DE FOSFATO DE CÁLCIO NANOESTRUTURADO E BORRACHA DE SILICONE E USO DE COMPÓSITO DE FOSFATO DE CÁLCIO NANOESTRUTURADO E BORRACHA DE SILICONE NA PRODUÇÃO DE COMPOSTOS PARA SUBSTITUIÇÃO DE TECIDO ORGÂNICO.

(73) **Titular(es):** Bbio Supply Indústria e Comércio de Equipamentos Médicos Ltda, Hospital de Clínicas de Porto Alegre, Universidade Federal do Rio Grande do Sul

(72) **Inventor(es):** Amarílio Vieira de Macedo Neto, Edison Martins da Silva Junior, Hugo Goulart de Oliveira, Ivan Miranda, Luís Alberto dos Santos, Marcelo Saraiva dos Santos, Maurício Guidi Saueressig, Oscar Jacinto Bareiro Ferreira, Paulo Roberto Stefani Sanches, Paulo Roberto Walter Ferreira, Vânia Caldas de Sousa

(57) **Resumo:** COMPÓSITO DE FOSFATO DE CÁLCIO NANOESTRUTURADO E BORRACHA DE SILICONE, PROCESSO DE PRODUÇÃO DE COMPÓSITO DE FOSFATO DE CÁLCIO NANOESTRUTURADO E BORRACHA DE SILICONE E USO DE COMPÓSITO DE FOSFATO DE CÁLCIO NANOESTRUTURADO E BORRACHA DE SILICONE NA PRODUÇÃO DE COMPOSTOS PARA SUBSTITUIÇÃO DE TECIDO ORGÂNICO - A presente invenção descreve material biomimético, mais especificamente, um composto de fosfato de cálcio nanoestruturado e borracha de silicone, seu processo de produção a partir da modificação de elastômeros baseados em polidimetilsiloxano e incorporação de partículas de fosfato de cálcio obtidas por reação in situ em única etapa, e adicionalmente, o uso do composto de fosfato de cálcio nanoestruturado e borracha de silicone na produção de compostos para substituição de tecido orgânico.



### **Relatório Descritivo de Patente de Invenção**

COMPÓSITO DE FOSFATO DE CÁLCIO NANOESTRUTURADO E BORRACHA DE SILICONE, PROCESSO DE PRODUÇÃO DE COMPÓSITO DE FOSFATO DE CÁLCIO NANOESTRUTURADO E BORRACHA DE SILICONE E USO DE  
5 COMPÓSITO DE FOSFATO DE CÁLCIO NANOESTRUTURADO E BORRACHA DE SILICONE NA PRODUÇÃO DE COMPOSTOS PARA SUBSTITUIÇÃO DE TECIDO ORGÂNICO.

#### **Campo da Invenção**

10 A presente invenção descreve material biomimético, mais especificamente, um compósito de fosfato de cálcio nanoestruturado e borracha de silicone, processo de produção a partir da modificação de elastômeros baseados em polidimetilsiloxano e formação de partículas de fosfato de cálcio obtidas por reação *in situ* em única etapa, e adicionalmente, o  
15 uso do compósito de fosfato de cálcio nanoestruturado e borracha de silicone na produção de compósitos para substituição de tecido orgânico. A presente invenção pertence à área da química e biomedicina.

#### **Antecedentes da Invenção**

20 A biomimética é uma área da ciência que tem por objetivo o estudo das estruturas biológicas e de suas funções, procurando buscar novos métodos e conhecimentos através de análise, utilizando esse conhecimento em diferentes domínios da ciência. O material biomimético tem como função imitar um material natural através de meios artificiais, neste caso em específico, de  
25 tecido humano

Polímeros de silicone são cadeias de átomos de silício e oxigênio em que os átomos de silício transportam dois radicais orgânicos. Os siloxanos são formados por cadeias de três a oito átomos de silício com um menor teor de volatilidade do que os silanos. Os siloxanos, comparativamente aos silanos,  
30 possuem uma energia superficial cerca de 10% inferior, uma maior reatividade

e um menor tempo para formação da superfície hidrofóbica. Os polidimetilsiloxanos são polímeros de silicone que são constituídos de átomos de silício substituídos com grupos metil e ligados por átomos de oxigênio, compreendendo uma série de materiais biocompatíveis. Estes compostos exibem uma combinação interessante de propriedades. Estas incluem temperaturas muito baixas de transição vítrea ( $T_g = -123\text{ }^\circ\text{C}$ ), alta estabilidade térmica, à radiação UV e à oxidação, baixa energia de superfície, hidrofobicidade, alta permeabilidade a gases, boas propriedades elétricas e inércia fisiológica.

10 Borracha elastomérica de silicone caracteriza um polímero inorgânico a base de silicone, sendo material amorfo e com boas propriedades elásticas, ou seja, suporta deformações expressivas antes da ocorrência de ruptura. As notáveis propriedades elásticas têm origem no fato de serem polímeros lineares que, à temperatura ambiente, bem acima da temperatura de transição  
15 vítrea, são líquidos viscosos; as forças coesivas entre as cadeias poliméricas são muito baixas, de mesma ordem de grandeza das existentes nos líquidos moleculares voláteis e nos gases. A reticulação das cadeias, com ligações fortes, é que permite a recuperação elástica destes materiais.

Cargas são materiais sólidos que são adicionados em quantidades  
20 suficientes aos polímeros durante o processamento para diminuir o custo final, ou para alterar, de forma controlada alguma, propriedade, seja mecânica, de superfície, química ou física, entre outras.

Biocerâmicas e biovidros são materiais cerâmicos biocompatíveis, sendo um subconjunto importante de biomateriais. São comumente utilizados  
25 em procedimentos médicos, principalmente em enxertos e implantes.

A hidroxiapatita é uma forma mineral natural de apatita de cálcio, cuja sua fórmula  $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$ , é geralmente escrita como  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  para indicar que a célula unitária de cristal é composta por duas entidades. O íon  $\text{OH}^-$  pode ser substituído por cloreto de flúor, ou carbonato, produzindo  
30 fluorapatita ou cloroapatita. A hidroxiapatita é comumente usada como um material para substituir ossos ou como um revestimento para promover

crescimento ósseo em implantes protéticos. A hidroxiapatita é um dos materiais mais biocompatíveis conhecidos, estabelecendo ligações de natureza química entre ela e os tecidos ósseos.

A presente invenção descreve um novo e inventivo material biomimético, a partir da modificação de borracha elastomérica de silicone e formação de partículas de fosfato de cálcio, compreendendo a formação de cargas *in situ* na matriz polimérica em etapa única, além de permitir a obtenção de cargas de fosfatos de cálcio de tamanho nanométrico, dispensando o processo de prévia modificação superficial das cargas antes da mistura, para acoplamento destas à matriz polimérica.

No âmbito patentário, foram localizados alguns documentos relevantes que serão descritos a seguir.

O documento US 0,134,160 descreve um artifício implantável para fins médicos, contendo camada de fosfato de cálcio, tendo esta camada características desejadas de adesão e porosidade. A camada de fosfato de cálcio é depositada sobre o substrato por processo de aerosol-gel ou processo sol-gel ou deposição eletro-forética ou deposição eletro-química; sendo que uma segunda camada de fosfato de cálcio pode ser depositada sobre a primeira. A referida camada de fosfato de cálcio é hidroxiapatita e o substrato onde a deposição é realizada pode ser constituído de aço inoxidável, liga de cobalto, titânio cobalto cromo ou liga metálica.

O documento CN 101028537 descreve método obtenção de material biomimético de borracha de silicone com camada de apatita. Um método biônico para a preparação da camada de apatita sobre a superfície da borracha de sílica inclui etapas como a moagem da superfície de borracha de silicone, lavagem, em seguida imersão em álcool contendo  $\text{CaCl}_2$  e solução aquosa de  $\text{K}_2\text{HPO}_4 \cdot 3\text{H}_2\text{O}$  para formar camada de fosfato de cálcio amorfo sobre a superfície de borracha de silicone, e mergulhando-o em solução de Ca-P saturada por determinado tempo. O intuito é utilizar como implante hipodérmico com excelente biocompatibilidade.

O documento CN 1887366 descreve material para preenchimento de tecidos biológicos. O material é composto por borracha de silicone e biocerâmicas de fosfato de cálcio com tamanho de 30µm a 150µm. A biocerâmica é adicionada a borracha de silicone e em seguida é sulfurizada. O material possui inatividade biológica e boa plasticidade, a biocerâmica possui boa degradabilidade e boa biocompatibilidade, além de propriedades mecânicas adequadas ao uso.

O documento US 5,766,247 descreve material para bioincorporação compreendendo hidroxiapatita ultrafina em pó com partículas da proporção de 2 µm ou menor com um polímero ou oligômero. A hidroxiapatita usada contém 1% a 10% de carbonato, íons flúor e íons cloro no lugar de OH<sup>-</sup>. O processo de obtenção da hidroxiapatita é realizado através de síntese úmida a 200 °C ou menos e seca a 400 °C para formação de pó ultrafino; em seguida ocorre a mistura de 5 %(m/m) a 30 %(m/m) de hidroxiapatita com o polímero ou oligômero.

O documento US 0,094,419 descreve material compósito poroso contendo silicone com hidroxiapatita e β fosfato de tricálcio (β-TCP). A taxa em peso do silicone com hidroxiapatita é de 50% a 90% e do β-TCP 10 % a 50 %. O método de preparação sujeita coral natural a tratamento hidrotérmico em solução de (NH<sub>4</sub>)<sub>2</sub>HPO<sub>4</sub> em seguida sujeitando o coral natural a tratamento de dissolução térmica em acetato de silicone ou solução de acetona saturada; em seguida ocorre a conversão de parte do silicone substituído com hidroxiapatita em β-TCP por tratamento térmico a 800 °C a 1200 °C por 1 a 6 horas. O compósito obtido possui boa biocompatibilidade e boa biodegradabilidade.

O documento US 0,040,389 descreve material biocompatível baseado em hidroxiapatita e silicone com intuito de funcionar como osso substituto. O material contém, com relação à hidroxiapatita, P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>-CaO 10 %(m/m), silicone 10 % (m/m) . O processo de preparação consiste em síntese em fase líquida de mistura homogênea de hidroxiapatita e silicone, o que permite fusão vítrea, a temperatura é 1100 °C a 1350 °C.

O documento US 0,224,341 descreve borracha de silicone preenchida com hidroxiapatita modifica contendo organopolisiloxanos e uma viscosidade de 100 mPa a 25 °C. Neste invento a hidroxiapatita esta livre de reforços de sílica, sendo basicamente o único material de reforço.

5 O documento WO 2010/079316 descreve um silicato inorgânico substituído com fosfato de cálcio hidroxiapatita usado como material biocompatível, possui uma razão Ca/P entre 2,05 e 2,55 e uma razão Ca/(Si+P) menor que 1,66 e é livre de íons carbonato. O material possui grande quantidade de silicone incorporado na fase hidroxiapatita e também  
10 possui íons cálcio, fósforo, hidrogênio e oxigênio. O processo de preparação do material compreende a precipitação do silicato substituído com apatita dos reagentes contendo cálcio, fósforo e silicone em pH 9 e a calcificação do precipitado em temperatura de 400°C a 1050°C.

O documento WO 2005/102281 descreve composição contendo  
15 hidroxiapatita obtida como uma mistura de fosfato de cálcio, óxido de cálcio e porogênio inorgânico removível. O processo de produção do referido material compreende a mistura de oxido de metal de transição, óxido de cálcio, fosfato de cálcio, em proporções adequadas para prover uma decomposição espinodal, com a região de imiscibilidade do diagrama de CaO-P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>-MO, onde  
20 MO é o óxido de um metal de transição, à uma temperatura suficiente para decomposição spinodal e remoção do MO do produto da decomposição. O composto porogênio deve estar em proporção para fornecer porosidade adequada, entre 55% a 70%. A decomposição spinodal envolve a separação de fase liquida simples em duas fases liquidas interconectadas por rede  
25 continua; a fase primaria compreende hidroxiapatita e a fase secundária óxido de ferro.

A presente invenção difere dos documentos citados acima por vários motivos, mas não restringindo às citadas a seguir: (1) descreve material biomimético, mais especificamente, compósito nanoestruturado de  
30 hidroxiapatita e borracha de silicone com capacidade de estimulação de formação de tecido ósseo; (2) processo de produção a partir da modificação de

elastômeros baseados no polidimetilsiloxano e incorporação de partículas de fosfato de cálcio com formação de cargas *in situ* na matriz polimérica em etapa única, sendo as cargas de fosfatos de cálcio de tamanho nanométrico; (3) o compósito obtido apresenta aumento da resistência mecânica e do módulo de elasticidade com relação ao silicone puro, isto mantendo a deformação na ruptura do silicone.

Do que se depreende da literatura pesquisada, não foram encontrados documentos antecipando ou sugerindo os ensinamentos da presente invenção, de forma que a solução aqui proposta possui novidade e atividade inventiva frente ao estado da técnica.

### **Sumário da Invenção**

A presente invenção descreve novo e inventivo material biomimético, mais especificamente, um compósito de fosfato de cálcio nanoestruturado e borracha de silicone, a partir da modificação de borracha elastomérica de silicone e formação de partículas de fosfato de cálcio, e uso de compósito de fosfato de cálcio nanoestruturado produção de composto para substituição de tecido orgânico

A principal vantagem deste invento é formação de cargas *in situ* na matriz polimérica em etapa única; além de permitir a obtenção de cargas de fosfatos de cálcio de tamanho nanométrico; dispensar o processo de prévia modificação das cargas antes da mistura; aumentar a resistência mecânica do silicone, aumentar o módulo de elasticidade do silicone, manter a deformação até a ruptura do silicone; aumentar a tenacidade do silicone; capacidade de ligar organicamente aos tecidos (bioatividade); estimulação à formação de tecido ósseo; elevada biocompatibilidade.

É um objeto da presente invenção compósito de fosfato de cálcio nanoestruturado e borracha de silicone obtido pela modificação de elastômeros e formação de cargas com formato de partículas na matriz polimérica.

É um objeto da presente invenção processo de produção de compósito de fosfato de calcio nanoestruturado e borracha de silicone compreendendo as etapas de:

- 5 a) Obtenção de fosfato dicálcico dihidratado (DCPD) como carga na matriz de polidimetil siloxano (PDMS);
- b) Reação de entrecruzamento do PDMS e transformação do DCPD em fosfato dicálcico anidro (DCPA);
- c) Obtenção do compósito PDMS/DCPA;
- e) Modificação da borracha de silicone baseada no (PDMS);
- 10 f) Imersão do compósito obtido em uma solução aquosa para promover a transformação de DCPA em hidroxiapatita (HAp).

Em uma realização preferencial a imersão do compósito ocorre em solução de plasma sanguíneo simulado (SBF) ou em uma solução aquosa contendo íons hidroxila em solução.

15 Em uma realização preferencial a cura do PDMS é feita com peróxido de dicumila ou com catalisadores a base de platina.

Em uma realização preferencial a formação do DCPD ocorre com a adição de  $H_3PO_4$ .

20 Em uma realização preferencial, as referidas cargas são de fosfato de cálcio.

Em uma realização preferencial as cargas *in situ* possuem tamanho nanométrico.

25 É, adicionalmente, um objeto da presente invenção o uso de compósito de fosfato de cálcio nanoestruturado e borracha de silicone objetivando a produção de compositos para substituição/recuperação de tecido orgânico.

Em uma realização preferencial o uso do compósito compreende a substituição/recuperação de osso compacto.

30 Estes e outros objetos da invenção serão imediatamente valorizados pelos versados na arte e pelas empresas com interesses no segmento, e serão descritos em detalhes suficientes para sua reprodução na descrição a seguir.



### **Breve Descrição das Figuras**

Figura 1: Difractogramas obtidos durante as etapas de elaboração do compósito de borracha elastomérica de silicone com a adição de 20%(v/v) de  $\text{Ca(OH)}_2$ , (a) incorporação do  $\text{Ca(OH)}_2$  à matriz elastomérica, (b) adição do  $\text{H}_3\text{PO}_4$  e formação da fase DCPD, com a presença de  $\text{Ca(OH)}_2$  remanescente e (c) compósito após cura, com a obtenção da fase DCPD, com a presença de  $\text{Ca(OH)}_2$  remanescente.

Figura 2: Difractogramas obtidos dos compósitos reforçados com (a) 10, (b) 15, (c) 20, (d) 25 e (e) 30 %(v/v) de  $\text{Ca(OH)}_2$ . Difractogramas obtidos por DRX dos compósitos com a adição de frações volumétricas de  $\text{Ca(OH)}_2$  de 10–30 %(v/v).

### **Descrição Detalhada da Invenção**

Os exemplos aqui mostrados têm o intuito somente de exemplificar uma das inúmeras maneiras de se realizar a invenção, contudo sem limitar, o escopo da mesma.

O invento baseia-se na modificação da borracha elastomérica de silicone permitindo a formação de cargas *in situ* na matriz polimérica em etapa única, além de permitir a obtenção de cargas de fosfatos de cálcio de tamanho nanométrico, dispensando o processo de previa modificação superficial das cargas antes da mistura. Comparado com a borracha elastomérica de silicone pura, o compósito resultante da mistura da borracha com a hidroxiapatita causará um menor dano aos eritrócitos. Isto acontece, pois os radicais não polares localizados lateralmente à espiral de ligações silicone-oxigênio da cadeia principal são de baixa polaridade e contribuem para a destruição dos eritrócitos

A hidroxiapatita inorgânica e bioativa irá alterar a estrutura da superfície da borracha de silicone mediante o desenvolvimento de um diferente grau de eletro-ionização em um meio hidratado, conferindo à superfície do compósito nanoestruturado de hidroxiapatita e borracha de silicone

hidrofilicidade e alterar a carga superficial, com a conseqüente diminuição do dano aos eritrócitos. As limitações associadas ao uso da borracha de silicone pura podem ser superadas mediante a incorporação de hidroxiapatita à matriz da borracha de silicone.

5

### **Exemplo 1. Realização Preferencial**

#### **Modificação da borracha de silicone**

O processo de modificação da borracha de silicone envolve o uso de elastômero polidimetilsiloxano (PDMS) o qual pode ser curado mediante o uso de peróxidos, como realização preferencial, peróxido de dicumila ou empregando catalisadores de cura, como por exemplo, catalisadores a base de platina.

Primeiramente, incorpora-se a carga em forma de partículas, preferencialmente em misturador de rolos, ou calandra, esta carga atua como fonte de cálcio, podendo ser utilizados preferencialmente os compostos hidróxido de cálcio ou cloreto de cálcio ou nitrato de cálcio.

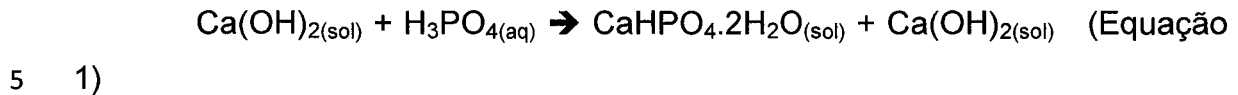
Em seguida, adiciona-se o líquido, que atua como fonte de fósforo, preferencialmente solução de ácido fosfórico. Efetua-se etapa de mistura, preferencialmente em misturador de rolos ou calandra, para permitir a reação entre os materiais incorporados, dando lugar à formação do fosfato de cálcio, depois se produz a reação de entrecruzamento do silicone, a alta temperatura e sob compressão, de maneira a obter a borracha elastomérica.

Em seguida é efetuada etapa de imersão do compósito obtido em uma solução aquosa contendo íons fosfato e de cálcio, seja no plasma sanguíneo simulado, também denominado SBF, ou em uma solução aquosa contendo íons hidroxila em solução, solução aquosa de NaOH. Esta imersão tem como objetivo solubilizar o  $\text{Ca(OH)}_2$  remanescente no compósito e transformar o fosfato de cálcio obtido em hidroxiapatita.

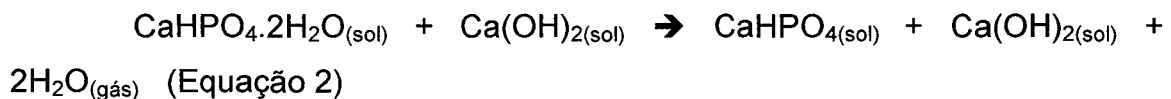
#### **Obtenção do Compósito**

Descrição das etapas do processo de elaboração do compósito com 20% (v/v) de  $\text{Ca(OH)}_2$ . O silicone com  $\text{Ca(OH)}_2$  com a incorporação de  $\text{H}_3\text{PO}_4$

levou a obtenção de fosfato dicálcico dihidratado (DCPD) com  $\text{Ca(OH)}_2$  remanescente. Tal reação pode ser representada da seguinte maneira:



10 Após a etapa de cura do compósito a  $185^\circ\text{C}$ , o DCPD libera duas moléculas de água, levando a obtenção do fosfato dicálcico anidro (DCPA), sendo que esta reação acontece a  $80^\circ\text{C}$ . Esta reação de desidratação pode ser representada da seguinte forma:



15 O tamanho de cristalito da fase DCPA calculado mediante a equação de Debye-Scherrer resultou em 24nm.

Foi observada a formação da fase DCPA com quantidades remanescentes de  $\text{Ca(OH)}_2$ . A presença do  $\text{Ca(OH)}_2$  remanescente indica que a reação de conversão  $\text{Ca(OH)}_2/\text{DCPA}$  não foi completa, possivelmente como conseqüência da baixa solubilidade do  $\text{Ca(OH)}_2$ , o que diminui a quantidade de íons  $\text{Ca}^{+2}$  em solução disponíveis para reagirem com íons  $\text{HPO}_4^{-2}$ , condição necessária para a obtenção do DCPD.

20

Nos compósitos carregados com 20 e 30 %(v/v) de  $\text{Ca(OH)}_2$  também foi detectada a presença da fase hidroxiapatita.

25 Os versados na arte valorizarão os conhecimentos aqui apresentados e poderão reproduzir a invenção nas modalidades apresentadas e em outros variantes, abrangidos no escopo das reivindicações anexas.

### Reivindicações

COMPÓSITO DE FOSFATO DE CÁLCIO NANOESTRUTURADO E BORRACHA DE SILICONE, PROCESSO DE PRODUÇÃO DE COMPÓSITO DE FOSFATO DE CÁLCIO NANOESTRUTURADO E BORRACHA DE SILICONE E USO DE  
5 COMPÓSITO DE FOSFATO DE CÁLCIO NANOESTRUTURADO E BORRACHA DE SILICONE NA PRODUÇÃO DE COMPOSTOS PARA SUBSTITUIÇÃO DE TECIDO ORGÂNICO.

1. Compósito **caracterizado por** compreender fosfato de cálcio e  
10 borracha de silicone e por ser obtido pela modificação de elastômeros e incorporação de cargas com formato de partículas matriz polimérica.
2. Compósito, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado por** compreender a modificação do polidimetilsiloxano.
3. Compósito, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado por**  
15 compreender a formação de cargas em uma única etapa.
4. Compósito, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado por** possuir fosfatos de cálcio nanoestruturados como carga de reforço.
5. Compósito, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado por** possuir hidroxiapatita nanoestruturada como carga de reforço.
- 20 6. Compósito, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado por** compreender a formação de cargas *in situ*.
7. Compósito, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado por** compreender cargas *in situ* com tamanho nanométrico.
8. Compósito, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado por**  
25 compreender a cura do elastômero polidimetilsiloxano (PDMS) com peróxido de dicumila ou catalisadores a base de platina.
9. Processo de produção de compósito nanoestruturado de hidroxiapatita e borracha de silicone **caracterizado por** compreender as etapas de:

a) Obtenção de fosfato dicálcico dihidratado (DCPD) como carga na matriz de polidimetil siloxano (PDMS);

b) Reação de entrecruzamento do PDMS e transformação do DCPD em fosfato dicálcico anidro (DCPA);

5 c) Obtenção do compósito PDMS/DCPA;

e) Modificação da borracha de silicone baseada no (PDMS);

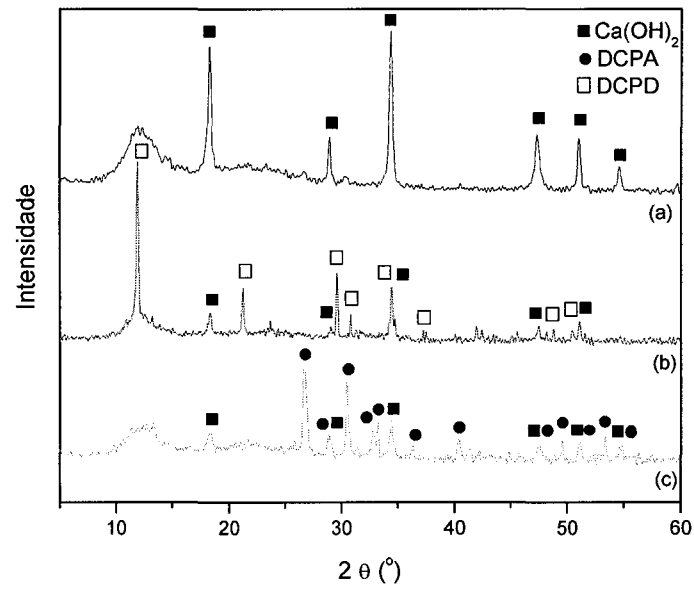
f) Imersão do compósito obtido em uma solução aquosa para promover a transformação de DCPA em hidroxiapatita (HAp).

10 10. Processo, de acordo com a reivindicação 9, **caracterizado por** compreender a adição de solução contendo hidroxila, durante a etapa de mistura, para permitir a transformação de DCPA em hidroxiapatita.

11. Uso de compósito nanoestruturado de hidroxiapatita e borracha de silicone **caracterizado por** ser utilizado para produção de compostos para substituição/recuperação de tecidos orgânicos.

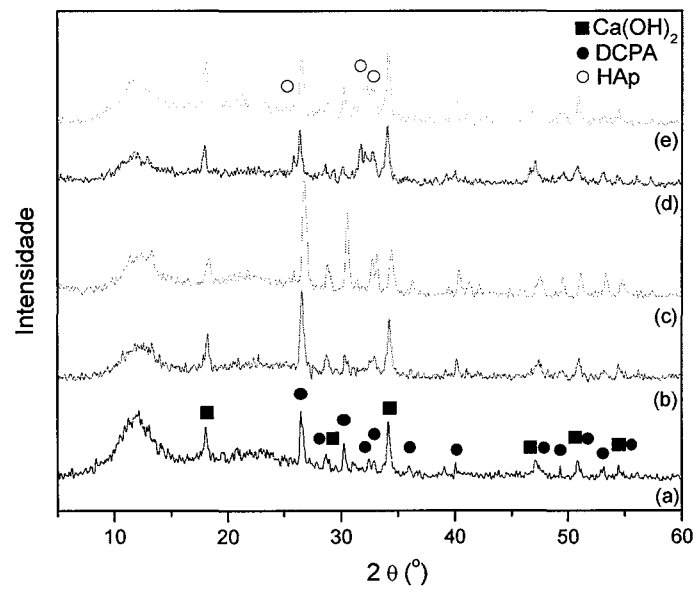
**Figuras**

Figura 1



5

Figura 2



### Resumo

COMPÓSITO DE FOSFATO DE CÁLCIO NANOESTRUTURADO E BORRACHA DE SILICONE, PROCESSO DE PRODUÇÃO DE COMPÓSITO DE FOSFATO DE CÁLCIO NANOESTRUTURADO E BORRACHA DE SILICONE E USO DE  
5 COMPÓSITO DE FOSFATO DE CÁLCIO NANOESTRUTURADO E BORRACHA DE SILICONE NA PRODUÇÃO DE COMPOSTOS PARA SUBSTITUIÇÃO DE TECIDO ORGÂNICO.

A presente invenção descreve material biomimético, mais  
10 especificamente, um compósito de fosfato de cálcio nanoestruturado e borracha de silicone, seu processo de produção a partir da modificação de elastômeros baseados em polidimetilsiloxano e incorporação de partículas de fosfato de cálcio obtidas por reação *in situ* em única etapa, e adicionalmente, o uso do compósito de fosfato de calcio nanoestruturado e borracha de silicone  
15 na produção de compostos para substituição de tecido orgânico.