

## ALUMINATOS DE CÁLCIO E SEU POTENCIAL PARA APLICAÇÃO EM ENDODONTIA E ORTOPEDIA

*G. L. dos Santos, T. L. Andrade, I. R. Oliveira*

Universidade do Vale do Paraíba – Univap  
Av. Shishima Hifumi 2911, São José dos Campos – SP, 12244-000

**Resumo-** Os materiais de maior uso em Endodontia como retro-obturador ou selador de defeitos na comunicação da raiz com o periodonto lateral (MTA, mineral trioxide aggregate) e em Ortopedia, para fixar implantes e na remodelação óssea perdida (PMMA, polimetilmetacrilato), apresentam algumas propriedades limitantes necessitando assim de alterações em suas composições bem como desenvolvimento de materiais alternativos. Neste contexto, um novo biomaterial a base de cimento de aluminato de cálcio (CAC) tem sido estudado visando preservar as propriedades positivas e aplicações clínicas do MTA e PMMA superando algumas de suas desvantagens. Entretanto, estes estudos têm sido baseados em produtos comerciais (mistura de fases). Por isso, a síntese das fases isoladas foi estudada previamente e neste trabalho é apresentada sua caracterização quanto à temperatura de reação de hidratação, trabalhabilidade e tempo de pega, pH e solubilização de íons em contato com água e solução simuladora de fluido corporal (SBF).

**Palavras-chave:** cimento de aluminato de cálcio, temperatura, tempo de pega, pH, condutividade iônica, fluido corporal simulado.

**Área do Conhecimento:** Engenharia

### Introdução

O material de maior destaque como obturador retrógrado é o MTA. Ele é utilizado como retrobturação, capeamentos pulparez diretos, reparações de perfurações radiculares ou de furcas e defeitos de reabsorção perfurantes (TORABINEJAD et al., 1995).

O MTA endurece na presença de umidade e de pó de finas partículas hidrofílicas que endurecem após hidratação. O pó é composto principalmente por silicato tricálcico, aluminato tricálcico, óxido tricálcico e óxido de silicato, além de pequenas quantidades de outros óxidos minerais e da adição de óxido de bismuto, responsável pela radiopacidade do material. O mecanismo de ação do MTA é descrito pela conversão do óxido de cálcio presente no pó em hidróxido de cálcio ao realizar-se a preparação da pasta com a água. O hidróxido de cálcio, por sua vez, em contato com os fluidos tissulares se dissocia em íons cálcio e hidroxila. Os íons cálcio reagem com o gás carbônico dos tecidos dando origem a granulações de calcita. A própria alcalinidade do meio estimula células do tecido conjuntivo a secretar uma glicoproteína, a “fibronectina”, a qual em contato com os cristais de calcita favorece o depósito de colágeno tipo I. A continuidade desse processo, agora com íons  $Ca^{2+}$  endógenos, proporciona a mineralização do tecido, então denominado “tecido duro”. Por causa dessa alta alcalinidade, semelhante à de uma solução de hidróxido de cálcio, também se atribui ao MTA a característica

de tornar o meio inóspito ao crescimento de bactérias (ROBERTS et al., 2008). Contudo, o MTA possui baixa resistência mecânica à compressão e este é um importante fator a ser considerado quando um material reparador é colocado em uma cavidade que irá sofrer pressão oclusal, como preenchimento de canal do dente (TORABINEJAD et al., 1995) ou quando usado como base restauradora. Outra limitação do MTA diz respeito ao seu longo tempo de pega (BORTOLUZZI et al., 2007). Quando usado como um material para preenchimento de canal o rápido endurecimento deve também reduzir o risco de deslocamento do material e contaminação. O endurecimento do material tão logo colocado na cavidade permite menor tempo de contato do material não endurecido com tecidos vitais (TORABINEJAD et al., 1995).

Outro biomaterial de destaque é o cimento ósseo, também conhecido como cimento ortopédico ou acrílico, PMMA. O PMMA um material composto pela mistura de um monômero (líquido) e um polímero (pó), os quais são unidos pelo processo de polimerização. Atualmente, todos os cimentos ósseos no mercado são baseados quimicamente na mesma substância, o metilmetacrilato (MMA), um éster do ácido metacrílico. O PMMA pode servir como um espaçador, como um veículo de entrega de antibióticos e também pode ser colocado para eliminar o espaço morto. O cimento ortopédico é usado na cirurgia do quadril, na cirurgia da coluna vertebral, ombro, cotovelo, etc. É o principal

componente para fixar as próteses dentro dos ossos (ORÉFICE et al., 2006; SAHA et al., 2004).

O processo de polimerização transforma o líquido viscoso inicial em um material deformável macio e finalmente em um cimento, endurecendo-se rapidamente (6-8 minutos) com um aumento associado na temperatura.

O processo de polimerização é uma reação exotérmica, fazendo com que temperaturas superiores à 90°C sejam atingidas dentro do corpo humano. Estas temperaturas são prejudiciais às células em contato com o cimento, causando necrose do tecido ósseo ao redor da região do implante. Além disso, a necrose química pode ser atribuída também à liberação de monômero não-reagido.

A alta velocidade de reação do polímero também pode ocasionar queda da resistência mecânica do material, associada à má homogeneização durante o preparo, bem como a incorporação de ar. Na fixação de próteses o cimento atua como homogeneizador e amortecedor de altas tensões, principalmente de compressão. Falhas deste material podem ocasionar a soltura de próteses conduzindo inevitavelmente a novas cirurgias (ORÉFICE et al., 2006; SAHA et al., 2004).

Neste contexto, um novo biomaterial a base de CAC tem sido estudado visando preservar as propriedades positivas e aplicações clínicas do MTA e PMMA permitindo que suas aplicações possam ser estendidas, superando as limitações apresentadas por esses materiais (PANDOLFELLI et al., 2007; BURGER et al., 2010).

O CAC comercial é composto principalmente pelas fases CA ( $\text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3$ ) e  $\text{CA}_2$  ( $\text{CaO} \cdot 2\text{Al}_2\text{O}_3$ ) as quais são responsáveis pelo seu processo de endurecimento hidráulico (PARKER et al., 1982). A dissolução dessas fases em contato com a água promove a liberação dos íons  $\text{Ca}^{2+}$ ,  $\text{Al}(\text{OH})_4^-$  e  $\text{OH}^-$ , o que é, devido a saturação da solução, seguido pela precipitação de hidratos de aluminato de cálcio, compostos por  $\text{CaO}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$  e  $\text{H}_2\text{O}$  e hidróxido de alumínio (ALT et al., 2003).

Rotas de produção do CAC foram estudadas (ANDRADE et al., 2011) com a finalidade de conhecer os processos de síntese e indicar a melhor rota para a produção isolada de cada uma das diferentes fases do CAC e do nível de impureza presente no material e assim desenvolver uma composição mais adequada, potencializando o uso do CAC nas áreas pretendidas.

Dessa forma, uma vez otimizada a produção de cada uma das fases do CAC, este trabalho tem como objetivo apresentar a sua caracterização quanto à temperatura de reação de hidratação; trabalhabilidade/tempo de pega e quanto a

influência sobre pH e solubilização de íons em contato com água e SBF.

## Metodologia

Diferentes fases do CAC foram sintetizadas previamente por meio da calcinação de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  e  $\text{CaO}$  utilizando-se um forno elétrico (Lindberg Blue – USA), em diferentes temperaturas com patamar de uma hora. Os materiais usados na síntese das fases foram alumina calcinada A1000SG (99,8%  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , Almatis) e óxido de cálcio (100%  $\text{CaO}$ , Vetec).

As matérias-primas foram adicionadas em um frasco de polietileno de alta densidade (HDPE) contendo esferas de alumina na proporção 5:1 (esferas:pó). O frasco foi mantido em um moinho de bolas durante uma hora para a homogeneização da mistura. As quantidades utilizadas das diferentes matérias-primas bem como as condições de queima foram ajustadas visando à produção de CAC com diferentes fases isoladas: CA ( $\text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3$ ),  $\text{CA}_2$  ( $\text{CaO} \cdot 2\text{Al}_2\text{O}_3$ ),  $\text{C}_3\text{A}$  ( $3\text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3$ ) e  $\text{C}_{12}\text{A}_7$  ( $12\text{CaO} \cdot 7\text{Al}_2\text{O}_3$ ). A determinação da proporção entre as matérias-primas foi realizada com base no diagrama de equilíbrio para o sistema binário  $\text{Al}_2\text{O}_3$ - $\text{CaO}$  (ANDRADE et al., 2011). Os materiais sintetizados foram desaglomerados em almofariz de porcelana e a produção das diferentes fases foi confirmada por difração de raios-X empregando-se um difratômetro, modelo XRD-6000 da Shimadzu e radiação  $\text{Cu-K}\alpha$  ( $\lambda = 1,54439 \text{ \AA}$ ). Posteriormente, as fases isoladas foram submetidas a um processo de moagem a seco durante 17 horas usando moinho de bolas e esferas de alumina na proporção 5:1 (esferas:pó) (ANDRADE et al., 2011). Após a moagem, as fases sintetizadas foram caracterizadas quanto à temperatura de reação de hidratação; trabalhabilidade e tempo de pega; pH e solubilização de íons em contato com água e SBF. O MTA-branco (Angelus-Brasil) e o cimento ósseo PMMA (Biomecânica-Brasil) foram usados como materiais de controle.

A preparação das suspensões aquosas das diferentes fases do CAC foi realizada adicionando água aos pós até a obtenção de uma massa moldável. A concentração de sólidos obtida foi próxima ao material de controle (MTA) no caso das fases CA e  $\text{CA}_2$ , enquanto. Para as fases  $\text{C}_3\text{A}$  e  $\text{C}_{12}\text{A}_7$  foi necessário a adição de um maior teor de água devido ao aquecimento da suspensão (Tabela I).

Para os ensaios de avaliação do aumento de temperatura, as suspensões aquosas dos materiais foram preparadas efetuando-se a mistura da água ao pó a temperatura ambiente seguida da adição em um suporte o qual permitiu o controle da temperatura em 37°C. A temperatura

de reação de hidratação foi avaliada por meio da inserção de um termopar nas suspensões sendo as medidas imediatamente iniciadas. O termopar foi conectado a um equipamento medidor de pH com sensor de temperatura individual (MA 522/E, Marconi) com aquisição automática de dados (1 dado/segundo). No caso do material controle, PMMA, o monômero líquido foi misturado ao pó e o sensor de temperatura imediatamente inserido.

Tabela I: Concentração de sólidos usada na preparação de suspensões aquosas dos materiais.

Material	Concentração de sólidos (%-p)
MTA	65
CA	63
CA <sub>2</sub>	67
C <sub>3</sub> A	59
C <sub>12</sub> A <sub>7</sub>	50

Suspensões aquosas das diferentes fases sintetizadas também foram preparadas com concentrações de sólidos apresentadas na Tabela I e utilizadas para os ensaios de trabalhabilidade e tempo de pega. Para esses ensaios as suspensões foram vertidas em um porta amostra (180 ml) para medidas quanto ao tempo de endurecimento inicial (trabalhabilidade) e final (pega) usando um equipamento de registro automático Vicat (Vicatron E044-Solotest), mantendo-se a temperatura ambiente em aproximadamente 37°C.

Os ensaios para as medidas de tempo de endurecimento consistiram em medir a distância de penetração da agulha na amostra a cada 3 ou 4 minutos para aquelas contendo (C<sub>3</sub>A ou C<sub>12</sub>A<sub>7</sub>) e (CA ou CA<sub>2</sub>), respectivamente. As medidas foram realizadas até que a agulha não conseguisse mais penetrar na amostra, indicando seu endurecimento final.

Suspensões aquosas das diferentes fases sintetizadas também foram preparadas de acordo com a Tabela I e usadas na preparação de amostras (10 mm de diâmetro x 5 mm de altura). Após a preparação, as suspensões foram vertidas nos moldes, os quais foram mantidos em estufa a 37°C durante 24 horas em ambiente saturado. Após este tempo, as amostras foram desmoldadas e mantidas a 37°C em ambiente saturado durante 7 dias. Após esse período foram colocadas em acetona para parada da reação de hidratação e usadas para avaliação do pH e solubilização de íons (condutividade iônica).

Os ensaios consistiram em medidas de pH e condutividade iônica em 50 ml de água ou do SBF em contato com as amostras das fases, em função do tempo (até 21 dias). Foram utilizados um equipamento medidor de pH e um condutímetro,

ambos com sensor de temperatura individual (MA 522/E e MA 521/E, Marconi).

A preparação das SBF seguiu procedimentos descritos na literatura por Kokubo. O SBF foi preparado utilizando-se uma quantidade de reagentes a fim de reproduzir a concentração de íons (mM) inorgânica presentes no plasma humano.

**Resultados**

Os resultados quanto à avaliação da temperatura de hidratação das fases sintetizadas são apresentados na Figura 1, sendo o MTA e o PMMA usados como materiais de controle.

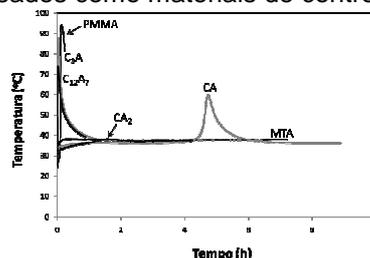


Figura 1: Variação da temperatura de suspensões aquosas de fases do CAC em função do tempo, usando o MTA e PMMA.

Os resultados das medidas da distância de penetração da agulha nas amostras em função do tempo envolvidos nos ensaios de trabalhabilidade e tempo de pega são apresentados na Figura 2.

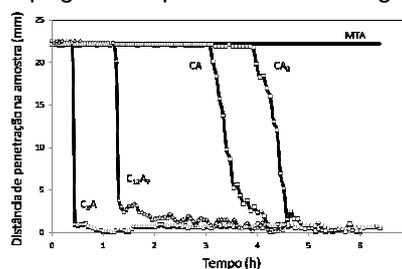
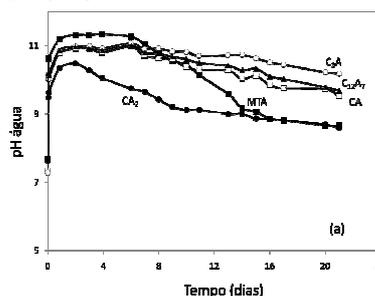


Figura 2: Avaliação da pega de suspensões aquosas de fases do CAC em função do tempo, usando o MTA como material de controle.

As fases sintetizadas apresentaram trabalhabilidade e tempo de pega que variaram conforme a sequência: CA<sub>2</sub> > CA > C<sub>12</sub>A<sub>7</sub> > C<sub>3</sub>A.

Os resultados das medidas de pH e condutividade iônica em água e em solução SBF são apresentados nas Figuras 3 e 4, respectivamente.



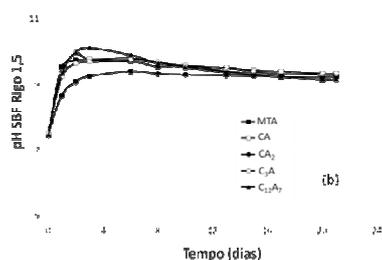


Figura 3: pH em função do tempo para (a) água, (b) solução SBF Kokubo 1,5 e as amostras endurecidas de MTA puro ou fases do CAC.

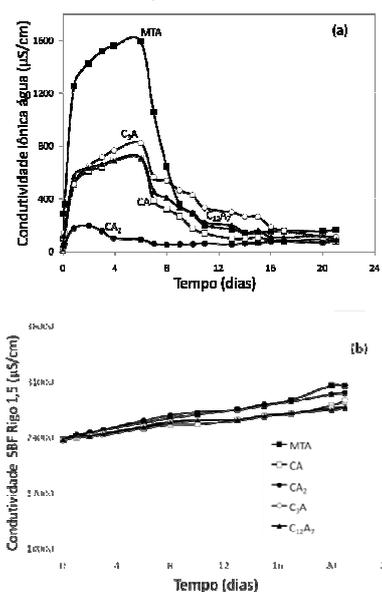


Figura 4: Condutividade iônica em função do tempo para (a) água, (b) solução SBF Kokubo 1,5 em contato com amostras endurecidas de MTA puro ou diferentes fases do CAC.

**Discussão**

Temperatura de reação de hidratação

As fases C<sub>3</sub>A e C<sub>12</sub>A<sub>7</sub> apresentaram alta temperatura, imediatamente após a adição dos pós a água. Isso ocorreu devido as fases mais ricas em CaO apresentarem grande afinidade pela água liberando uma grande quantidade de calor (ANDRADE et al., 2011). As outras fases apresentaram menor aumento de temperatura, principalmente a fase CA<sub>2</sub> mais rica em Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. Por outro lado, para o MTA não foi verificado aumento de temperatura dentro de todo o tempo do ensaio indicando uma cinética lenta de hidratação deste ligante e longo tempo de pega.

Dessa forma, baseado no aumento da temperatura indicativo da cinética de reação, é esperado que as fases do cimento aluminoso apresentem um comportamento mais adequado para aplicações odontológicas uma vez que endurecem mais rapidamente quando comparadas ao MTA. Entretanto, quando se considera a

temperatura alcançada, as fases com exceção da fase CA<sub>2</sub> mostraram-se prejudiciais aos tecidos. O tecido ósseo é sensível ao aquecimento ao nível de 47°C, e temperatura em torno de 60°C ou superior resulta em paralisação permanente do fluxo sanguíneo e necrose do tecido ósseo (ORÉFICE et al., 2006).

Como visto o biomaterial de maior uso na fixação de próteses, consolidação de fraturas ou reconstrução de defeitos ósseos, o PMMA, é preparado por meio de um processo de polimerização o qual libera uma grande quantidade de calor. De fato, temperatura superior a 90°C foi observada para este material (Figura 1).

Dessa forma, a fase CA<sub>2</sub> também se apresenta como a mais indicada para aplicações em ortopedia uma vez que não desenvolvem grande aumento de temperatura durante o seu processo de hidratação. O desenvolvimento de composições com baixa temperatura de reação é fundamental para evitar a necrose do tecido ósseo ao redor da região do implante (ORÉFICE et al., 2006).

Além disso, cabe ressaltar que estudos ainda são necessários visando aumento da resistência mecânica das fases de CAC visando sua aplicação em Ortopedia. A incorporação de compostos de reforço como partículas ou fibras pode auxiliar na dissipação do calor gerado durante a hidratação do cimento.

Trabalhabilidade e tempo de pega

A diferença imposta pelo processo de hidratação das diferentes fases anidras está relacionada com a quantidade relativa entre as concentrações de Ca<sup>2+</sup> e Al(OH)<sup>4-</sup> que cada uma delas pode gerar em solução. Conseqüentemente, a concentração dos íons Ca<sup>2+</sup> e Al(OH)<sup>4-</sup> em solução permitirá e ditará a fase de hidrato que será formada. A relação entre as concentrações desses íons em solução é convencionalmente representada por C/A que expressa a quantidade de cálcio e de alumínio na forma de CaO e Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, respectivamente (SORRENTINO et al.,). Sendo assim, o valor de C/A determina qual hidrato será formado em uma determinada temperatura. Para a temperatura de 25°C e relação entre [Ca<sup>2+</sup>] e [Al(OH)<sup>4-</sup>] próximas a 1, a formação do hidrato CAH<sub>10</sub> é favorecida. Com o aumento dessa relação, ou seja, para maiores teores de Ca<sup>2+</sup>, passa-se a favorecer a formação de C<sub>2</sub>AH<sub>8</sub>. Já para maiores concentrações de Al(OH)<sup>4-</sup> é predominante a formação de AH<sub>3</sub> (SORRENTINO et al.,). Os diferentes tipos de hidratos formados a partir do processo de hidratação do CAC diferem quanto ao grau de solubilidade, na seguinte ordem C<sub>3</sub>AH<sub>6</sub> < C<sub>2</sub>AH<sub>8</sub> < CAH<sub>10</sub> < AH<sub>3</sub>. A formação do tipo menos solúvel (mais rico em cálcio) é favorecida

com o aumento do cálcio disponível para reação ou pelo aumento da temperatura. Isso implica numa alta velocidade de precipitação reduzindo o tempo de pega do cimento. Um raciocínio semelhante pode ser aplicado para se entender o atraso no tempo de pega quando o hidrato favorecido é o  $AH_3$ , que inicialmente tem uma solubilidade maior que os demais hidratos e por esse motivo requer um maior período de indução.

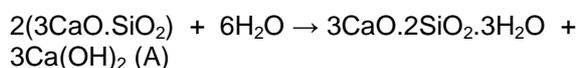
O comportamento verificado neste trabalho quanto à trabalhabilidade e tempo de pega é compatível com o apresentado acima para as diferentes fases estudadas, uma vez que quanto maior o teor de  $CaO$ , mais rápido é o endurecimento do cimento e menor é o tempo de pega como verificado para a fase  $C_{12}A_7$  e principalmente a  $C_3A$ . Isso ocorre porque fases anidras mais ricas em cálcio, quando hidratadas, favorecem a formação de hidratos menos solúveis. Assim, o estágio de precipitação dos hidratos é acelerado. Tal estágio do processo de hidratação de ligantes hidráulicos é o responsável pelo travamento da estrutura, endurecimento do material e ganho de resistência mecânica. Por outro lado, a fase  $CA_2$  apresentou o maior tempo de pega devido ao menor teor de  $CaO$ .

O resultado para o MTA confirmou o longo tempo de pega indicado nos ensaios de temperatura, o que consiste em uma das suas principais desvantagens na aplicação em endodontia. O material reparador deve apresentar trabalhabilidade suficientemente grande para permitir a sua adequada aplicação e um curto tempo de pega, uma vez o rápido endurecimento deve reduzir o risco de deslocamento do material e contaminação (TORABINEJAD et al., 1995; CAMILLERI et al., 2008). O tempo de pega curto também facilita a dinâmica do atendimento clínico uma vez que passos subsequentes a aplicação do material reparador, como o selamento do canal radicular, podem ser realizados na mesma sessão.

#### pH e solubilização de íons

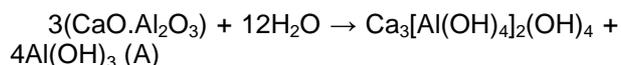
A solubilização de íons  $OH^-$  a partir das pastilhas é responsável pelo aumento do pH e da condutividade do meio enquanto a liberação de íons  $Ca^{2+}$  e  $OH^-$ .

O principal componente do MTA do responsável pela solubilização de íons é o hidróxido de cálcio que em contato com a água libera uma grande quantidade de íons  $Ca^{2+}$  e  $OH^-$  no meio, o que pode ser associado ao significativo aumento inicial do pH (Figura 3a) e principalmente da condutividade iônica (Figura 4a) da água:



Após aproximadamente 5 dias, as medidas da amostra MTA endurecido em contato com a água, indicaram uma condutividade de  $1600 \mu S/cm$  a qual esta associada à grande liberação de íons  $Ca^{2+}$ . Após esse tempo foi verificado uma queda na condutividade o que pode ser atribuído a formação de carbonato de cálcio que induz o consumo dos íons  $Ca^{2+}$  e liberação de íons  $H^+$  no meio, diminuindo também o pH.

Já as fases sintetizadas ( $CA$ ,  $CA_2$ ,  $C_3A$  e  $C_{12}A_7$ ) após processo de hidratação e cura são formadas por hidratos de aluminato de cálcio e hidróxido de alumínio:



A liberação dos íons  $OH^-$  na água pode ser atribuída apenas as dissoluções dos hidratos de aluminato de cálcio, uma vez que o hidróxido de alumínio é insolúvel em água. Assim, quanto maior a quantidade de  $OH^-$  presente no hidrato, maior será o pH. Os hidratos formados a partir da fase anidra  $CA_2$  são menos ricos em  $CaO$  e portanto liberam menos íons  $OH^-$  justificando o menor aumento de pH entre as fases.

A liberação de íons cálcio também depende do tipo de hidrato formado a partir das diferentes fases anidras. Quanto mais rica em cálcio for a fase anidra, mais cálcio para solubilização quando em contato com a água terá o hidrato de aluminato de cálcio presente na amostra endurecida. Dessa forma, a condutividade das fases também foi menor para a fase  $CA_2$ .

Em relação ao pH, todos os materiais avaliados apresentaram a capacidade de alcalinizar o meio. O nível de alcalinização do meio em contato com um material determina a sua atividade antibacteriana. No caso da odontologia a reincidência de cáries é considerada o principal motivo que leva uma restauração a falhar. Deste modo, o emprego de agentes de cimentação que possuam propriedades antibacterianas é de considerável importância clínica. Entretanto, a atividade antibacteriana é favorecida em condições de pH acima de 9,5 uma vez que bactérias não sobrevivem neste nível de pH. Os resultados das medidas de pH para os materiais avaliados mostraram que tal condição é obtida facilmente em água mas não nas soluções de SBF já que se trata de meios tamponados visando o controle do pH do meio fisiológico. Por outro lado, os menores níveis de pH alcançados para as fases de CAC principalmente em soluções de SBF indicam vantagens quanto as aplicações em ortopedia. Nestas aplicações, um requisito ideal do cimento para reparação óssea é a de desenvolver um pH neutro (6,5-8,5) durante e depois da pega para evitar efeitos citotóxicos.

Na solução de fluido corporal o comportamento da condutividade foi muito diferente do verificado em água, principalmente para o MTA. O fato da condutividade do MTA não aumentar tanto em SBF como ocorreu em água pode ser explicado pela reação dos íons  $\text{Ca}^{2+}$  liberados do hidróxido de cálcio, com íons fosfato ( $\text{PO}_4^{3-}$ ) da solução SBF produzindo cristais de apatita sobre a superfície do MTA.

O SBF é uma solução com concentrações inorgânicas similares ao do fluido extracelular humano, sendo uma solução metaestável contendo íons de cálcio e fosfato supersaturados, a fim de reproduzir a formação de apatita (GEORGE, 1994). Os íons  $\text{Ca}^{2+}$  liberados do MTA são pouco solúveis em fluidos biológicos resultando na precipitação de hidroxiapatita (HA).

Dessa forma, o consumo dos íons  $\text{Ca}^{2+}$  e  $\text{OH}^-$  provenientes do MTA para a formação de HA pode explicar o fato da condutividade não ter aumentado como observado na água, além do menor valor de pH alcançado inicialmente em soluções SBF comparado a água.

Por outro lado, as fases do CAC também não apresentaram aumento da condutividade em SBF como verificado em água, o que indica a sua capacidade de apresentar formação de apatita ainda que menos significativo quando comparado ao MTA devido ao menor teor de íons cálcio liberado.

### Conclusão

As fases  $\text{C}_3\text{A}$  e  $\text{C}_{12}\text{A}_7$  apresentaram uma grande elevação de temperatura, não sendo indicadas para aplicações em contato com tecidos vivos uma vez que pode causar a sua necrose. As fases CA, CA2 foram as que apresentaram um menor aumento na temperatura.

A fase  $\text{CA}_2$  e principalmente a CA também apresentaram tempo de pega inferior ao MTA o que indica que essas fases podem superar uma das principais desvantagens apresentadas por esse produto na aplicação em endodontia.

Por outro lado, a fase CA e principalmente a  $\text{CA}_2$  apresentaram a menor capacidade de alcalinizar o meio e solubilização de íons cálcio indicando sua menor capacidade de promover um ambiente antibacteriano e de interação com íons presentes no SBF. Dessa forma, os resultados apresentados indicaram as fases CA e  $\text{CA}_2$  como as mais promissoras para dar continuidade aos estudos em busca de uma composição ideal para as aplicações pretendidas.

### Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPESP pelo suporte financeiro.

### Referências

- ALT, C; WONG, L; PARR, C. Measuring castable rheology by exothermic profile. *Refractories Applications and News* 8 (2003) 15-8.
- ANDRADE, T. L; SANTOS, G. L; PANDOLFELLI, V. C; OLIVEIRA, I. R. Avaliação da síntese das fases de cimento de aluminato de cálcio. *Revista Cerâmica*, aceito para publicação (2011).
- BORTOLUZZI, E. A; ARAÚJO, G. S; TANOMARU, J. M. G; TANOMARU FILHO, M. Marginal gingiva discoloration by gray MTA: a case report. *Journal of Endodontics* 33 (2007) 325-327.
- BURGER, C. P. Cimento de Aluminato de Cálcio Uso em defeitos ósseos induzidos em fêmures de coelhos (*Oryctolagus cuniculus*). Dissertação (mestrado), UNESP - Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, Jaboticabal, (2010).
- CAMILLERI, J. The physical properties of accelerated portland cement for endodontics use. *International Endodontic Journal* 41 (2008) 151-157.
- GEORGE, C. M. Aspects of calcium aluminate cement hydration, In: *Refractories Symposium*. The American Ceramic Society, St. Louis, (1994) 1-21.
- ORÉFICE, R. L; PEREIRA, M. M; MANSUR, H. S. *Biomateriais: Fundamentos e Aplicações*, Editora, Cultura Médica, Rio de Janeiro, Brasil (2006).
- PANDOLFELLI, V. C; OLIVEIRA, I. R; ROSSETTO, H. L; JACOBOWITZ, M. Composição a base de cimento aluminoso para aplicações em endodontia e produto cimentício obtido. Registro de patente INPI 0704502-6. Universidade Federal de São Carlos, (2007).
- PARKER, K. M; SHARP, J. H. Refractory calcium aluminate cements. *British Ceramic Transactions Journal* 81 (1982) 35-42.
- ROBERTS, H. W; TOTH, J. M; BERZINS, D. W; CHARLTON, D. G. Mineral trioxide aggregate material use in endodontic treatment: A review of the literature. *Dental Materials* 24 (2008) 149-164.
- SAHA, S; PAL, S. Mechanical properties of bone cement: A review. *Journal of Biomedical Materials Research* 18 (2004) 435-462.
- SAYAGO, M. E. M; PINTO, P. L. M; COLLESI, J. P. P. Cirurgia perirradicular. In: Lopes H.P.; Siqueira Jr, J. F. *Endodontia: biologia e técnica*, São Paulo: Medsi, 1999. Cap.26, p. 577-597.
- SORRENTINO, D; SORRENTINO, F; GEORGE, M. Mechanisms of hydration of calcium aluminate cements, *Materials Science of Concrete IV*, Edited by J. Skalny and S. Mindess, ACS. Westerville.
- TORABINEJAD, M; HONG, C. U; MCDONALD, F; PITT FORD, T. R. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *Journal of Endodontics* 21 (1995) 349-353.