

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

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

*Universidade do Vale do Paraíba - Univap

**Universidade Federal de São Carlos - DEMa - UFSCar

Av. Shishima Hifumi 2911, São José dos Campos – SP, 12244-000

ivonero@univap.br

RESUMO

Os materiais de maior uso nas áreas de endodontia e de reconstrução óssea 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 baseando-se em produtos comerciais compostos por uma mistura de fases. Melhorias neste sentido podem ser alcançadas pesquisando as rotas de síntese do CAC visando o adequado balanço entre as fases e o controle das impurezas. Uma vez otimizada a produção de fases de CAC isoladamente, este trabalho tem como objetivo apresentar a sua caracterização quanto à temperatura de reação de hidratação; trabalhabilidade e tempo de presa; pH, solubilização de íons e dissolução em contato com água e diferentes soluções simuladoras de fluido corporal. Os resultados apresentados indicaram a fase CA como a fase mais promissora para as aplicações nas áreas da saúde.

Palavras-chave: aluminato de cálcio, MTA, propriedades, fluido corporal simulado.

INTRODUÇÃO

O material reparador de maior uso em endodontia é o MTA (Mineral Trioxide Aggregate). Trata-se de um ligante hidráulico constituído por 75% de cimento Portland e 25% de óxido de bismuto, cuja finalidade deste último é conferir radiopacidade ao material. A grande vantagem do MTA frente aos demais materiais é o fato de se tornar

biocompatível aos tecidos dentais. Isso deriva de sua capacidade em dissociar íons Ca^{2+} e OH^- quando o contato com a água é efetuado. Assim, o pH inicial de 10,2 é elevado à 12,5 três horas após a mistura com a água. Por causa dessa alta alcalinidade, semelhante à de uma solução de hidróxido de cálcio, atribui-se ao MTA a característica de tornar o meio inóspito ao crescimento de bactérias e de induzir à formação de tecido duro quando utilizado como material reparador⁽¹⁾.

Contudo, o MTA possui limitações como baixa resistência mecânica à compressão (30MPa) após o período de 24 horas, chegando a 40MPa após 21 dias. Isso representa um valor relativamente baixo comparado à resistência à compressão do amálgama de prata, 312MPa, o que permite sua utilização apenas como “retro-obturador”, ou selador de defeitos na comunicação da raiz com o periodonto lateral, em função da ausência de cargas que o solicitam diretamente^(1,2). Essa especificidade eleva seu preço de mercado excedendo os USD 100/g. Outras limitações do MTA consistem no escurecimento do dente ao longo do tempo e seu longo tempo de pega, superior à 1 hora^(1,3).

Em outra área da saúde, a Ortopedia, o biomaterial de maior destaque na fixação de próteses, consolidação de fraturas ou reconstrução de defeitos ósseos é o cimento ósseo, também conhecido como cimento ortopédico ou acrílico^(4,5).

O cimento ósseo é um material composto pela mistura de um polímero (pó) e um monômero (líquido), conhecidos como polimetilmetacrilato (PMMA), 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 processo de polimerização é uma reação exotérmica que libera uma grande quantidade de calor, 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, podendo causar 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. Um aspecto ainda mais crítico é que, depois de implantado o PMMA não induz qualquer tipo de remodelação óssea, pois não é um material bioativo⁽⁶⁾.

Neste contexto, um novo biomaterial a base de cimento de aluminato de cálcio (CAC) comercial tem sido estudado^(7,8) visando preservar as propriedades positivas e aplicações clínicas dos materiais correntes nas áreas de endodontia permitindo que

suas aplicações possam ser estendidas, superando as desvantagens apresentadas por esses materiais. O cimento de aluminato de cálcio também tem sido estudado como um cimento reparador em defeitos ósseos⁽⁹⁾.

Rotas de produção de cimento de aluminato de cálcio têm sido estudadas⁽¹⁰⁾ 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 na área da saúde.

Dessa forma, uma vez otimizada a produção de cada uma das fases do CAC, este trabalho tem como objetivo apresentar a sua caracterização quanto a temperatura de reação de hidratação; trabalhabilidade e tempo de presa; pH, solubilização de íons e dissolução em contato com água e diferentes soluções simuladoras de fluido corporal (SBF).

MATERIAIS E MÉTODOS

Diferentes fases de cimento de aluminato de cálcio foram sintetizadas previamente por meio da calcinação de Al_2O_3 e 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% Al_2O_3 , Almatis) e óxido de cálcio (100% 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 ($\text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3$), CA_2 ($\text{CaO} \cdot 2\text{Al}_2\text{O}_3$), C_3A ($3\text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3$) e C_{12}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 Al_2O_3 - CaO ⁽¹⁰⁾. 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)⁽¹⁰⁾.

Após a moagem, as fases sintetizadas foram caracterizadas quanto à temperatura de reação de hidratação; trabalhabilidade e tempo de presa; pH e solubilização de íons. O MTA-branco (Angelus-Brasil) foi usado como material 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 CA₂, enquanto para as fases C₃A e C₁₂A₇ 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).

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

Material	Concentração de sólidos (%-p)
MTA	65
CA	63
CA ₂	67
C ₃ A	59
C ₁₂ A ₇	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 presa. Para esses ensaios as suspensões foram vertidas em um porta amostra (180 ml) para medidas quanto ao tempo de endurecimento inicial (trabalhabilidade) e final (presa) usando um equipamento de registro automático Vicat (Vicatronic 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_3A ou $C_{12}A_7$) e (CA ou CA_2), 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 diferentes soluções simuladoras de fluido corporal (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 soluções de fluido corporal simulada (SBF) seguiu procedimentos descritos na literatura por Kokubo e Rigo^(11,12).

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Temperatura de reação de hidratação

Durante a hidratação das fases de cimento de aluminato de cálcio, certa quantidade de calor é liberada fazendo com que a temperatura da pasta de cimento aumente (reação exotérmica)⁽¹³⁾. Dessa forma, por meio da introdução de um termopar na pasta de ligante hidráulico, o aumento de temperatura pode ser detectado e usado como indicativo da reação dos cimentos com a água, constituindo-se assim, numa técnica muito simples para acompanhamento da evolução da reação com o tempo.

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

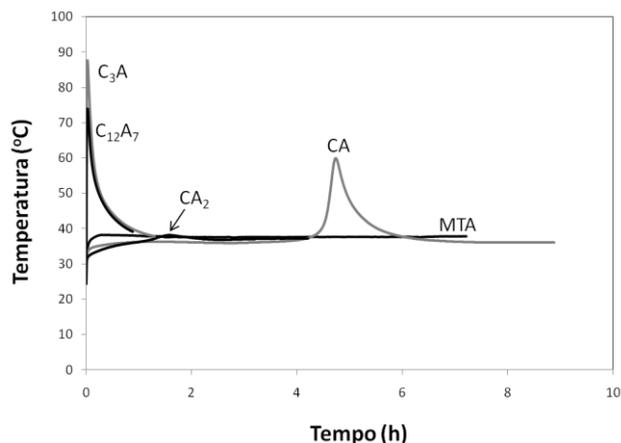


Figura 1: Variação da temperatura de suspensões aquosas de fases de cimento de aluminato de cálcio em função do tempo, usando o MTA como material de controle.

As fases C_3A e $C_{12}A_7$ apresentaram uma grande elevação de 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⁽¹⁰⁾. As outras fases apresentaram menor aumento de temperatura, principalmente a fase CA_2 mais rica em Al_2O_3 . 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.

Dessa forma, as fases CA e CA_2 apresentam-se como as mais indicadas para aplicações odontológicas uma vez que endurecem mais rapidamente quando comparadas ao MTA.

Além disso, as fases CA e CA_2 , baseando-se apenas na evolução de calor, apresentam-se como as mais indicadas também para aplicações em ortopedia uma vez que não desenvolvem grande aumento de temperatura durante o seu processo de hidratação como ocorre com o PMMA. O desenvolvimento de composições com baixa temperatura de reação é fundamental para evitar a necrose do tecido ósseo ao redor da região do implante⁽⁴⁾.

Trabalhabilidade e tempo de presa

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

As fases sintetizadas apresentaram trabalhabilidade e tempo de presa que variaram conforme a sequência: $CA_2 > CA > C_{12}A_7 > C_3A$.

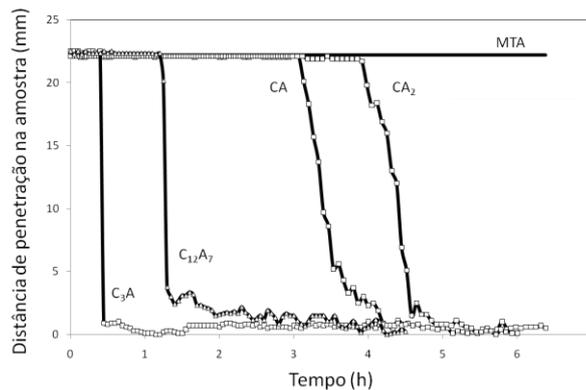


Figura 2: Avaliação da pega de suspensões aquosas de fases de cimento de aluminato de cálcio em função do tempo, usando o MTA como material de controle.

A diferença imposta pelo processo de hidratação das diferentes fases anidras está relacionada com a quantidade relativa entre as concentrações de Ca^{2+} e $\text{Al}(\text{OH})_4^-$ que cada uma delas pode gerar em solução. Conseqüentemente, a concentração dos íons Ca^{2+} e $\text{Al}(\text{OH})_4^-$ em solução permitirá e ditará a fase de hidrato que será formada.

Sendo assim, para a temperatura de 25°C e relação entre $[\text{Ca}^{2+}]$ e $[\text{Al}(\text{OH})_4^-]$ próximas a 1, a formação do hidrato CAH_{10} é favorecida. Com o aumento dessa relação, ou seja, para maiores teores de Ca^{2+} , passa-se a favorecer a formação de C_2AH_8 . Já para maiores concentrações de $\text{Al}(\text{OH})_4^-$ é predominante a formação de AH_3 .

Os diferentes tipos de hidratos formados a partir do processo de hidratação do CAC diferem quanto ao grau de solubilidade, na seguinte ordem $\text{C}_3\text{AH}_6 < \text{C}_2\text{AH}_8 < \text{CAH}_{10} < \text{AH}_3$. 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.

O comportamento verificado neste trabalho quanto à trabalhabilidade e tempo de presa 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 presa 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 agente de cimentação deve apresentar trabalhabilidade suficientemente grande para permitir o preenchimento do interior da restauração ou cavidade óssea e sua reação de presa deve ser rápido o suficiente para garantir que o cimento apresente propriedades adequadas às suas funções⁽⁴⁾.

pH e solubilização de íons

A solubilização de íons OH⁻ a partir das pastilhas é responsável pelo aumento do pH do meio enquanto a liberação de íons Ca²⁺ e OH⁻ é responsável pelo aumento da condutividade iônica.

O principal componente do MTA endurecido responsável pela solubilização de íons é o hidróxido de cálcio que em contato com a água libera uma grande quantidade de íons Ca²⁺ e OH⁻ no meio, o que pode ser associado ao significativo aumento inicial do pH e principalmente da condutividade iônica da água.

Após aproximadamente 5 dias, as medidas da amostra MTA endurecido em contato com a água, indicaram uma condutividade de 1600 µS/cm a qual esta associada à grande liberação de íons Ca²⁺. 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 Ca²⁺ e liberação de íons H⁺ no meio, diminuindo também o pH.

Já as fases sintetizadas (CA, CA₂, C₃A e C₁₂A₇) 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 CA₂ 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⁽⁴⁾. 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. No método de preparo de Rigo, é utilizado um teor consideravelmente menor do tampão tris $[(CH_2OH)_3CNH_2]$ sendo verificado, neste caso, níveis de pH consideravelmente maiores comparado as soluções de Kokubo.

Por outro lado, os menores níveis de pH alcançados para as fases de CAC principalmente em soluções de SBF Kokubo 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⁽⁴⁾.

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 Ca^{2+} liberados do hidróxido de cálcio, com íons fosfato $(PO_4)^{3-}$ da solução SBF produzindo cristais de apatita sobre a superfície do MTA.

O SBF é uma solução simuladora do fluido corporal 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^(13,14). Os íons Ca^{2+} liberados do MTA são pouco solúveis em fluidos biológicos resultando na precipitação de hidroxiapatita (HA).

Dessa forma, o consumo dos íons Ca^{2+} e 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.

CONCLUSÕES

As fases C_3A e $C_{12}A_7$ apresentaram uma grande elevação de temperatura durante a sua hidratação não sendo indicadas para aplicações em contato com tecidos vivos uma vez que pode causar a sua necrose. Por outro lado, menores aumentos de temperatura foram verificados para a fase CA e principalmente a fase CA_2 .

A fase 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. Além disso, podem ser combinadas com aditivos específicos para o ajuste do tempo ideal visando outras aplicações como na ortopedia.

Por outro lado, a fase CA e principalmente a 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 na solução simuladora de fluido corporal (SBF).

Dessa forma, os resultados apresentados indicaram a fase CA como a fase mais promissora para as aplicações nas áreas da saúde.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à FAPESP pelo suporte financeiro.

REFERÊNCIAS

- (1) 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**, p.149-164, 2008.
- (2) ASGARY, S.; SHAHABI, S.; JAFARZADEH, T.; AMINI, S.; KHEIRIEH, S. The properties of a new endodontic material. *Journal of Endodontics* **34**, p.990-993, 2008.

- (3) BORTOLUZZI, E. A.; ARAÚJO, G. S.; GUERREIRO-TANOMARU, J. M.; TANOMARU-FILHO, M. Marginal gingiva discoloration by gray MTA: a case report. *Journal of Endodontics* **33**, p.325-327, 2007.
- (4) ORÉFICE, R. L.; PEREIRA, M.; MANSUR, H. S. ***Biomateriais: Fundamentos e Aplicações***, Editora, Cultura Médica, Rio de Janeiro, Brasil 2006.
- (5) SAHA, S.; PAL, S. Mechanical properties of bone cement: A review. *Journal of Biomedical Materials Research* **18**, p.435-462, 2004.
- (6) ALVES, H. L. R.; SANTOS, L. A.; BERGMANN C. P. Influência de aditivos na injetabilidade de cimento ósseo de fosfato tricálcico. *Revista Matéria* **11**, p.324-331, 2006.
- (7) PANDOLFELLI, V. C.; OLIVEIRA, I. R.; ROSSETO, H. L.; JACOBOVITZ, 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.
- (8) OLIVEIRA, I. R., PANDOLFELLI, V. C.; JACOBOVITZ, M. Chemical, physical and mechanical properties of a novel calcium aluminate endodontic cement. *International Endodontic Journal* **43**, p.1069-1076, 2010.
- (9) BURGE, 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.
- (10) ANDRADE, T. L.; SANTOS, G. L.; PANDOLFELLI, V. C.; OLIVEIRA, I. R. Avaliação da síntese das fases de cimento de aluminato de cálcio. Submetido à *Revista Cerâmica*, 2011.
- (11) KOKUBO, T.; TAKADAMA, H.; How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity? *Biomaterials* **27**, p.2907-2915, 2006.
- (12) RIGO, E. C. S.; BOSCHI, A. O.; YOSHIMOTO, M.; Evaluation in vitro and in vivo of biomimetic hydroxyapatite coated on titanium dental implants. *Materials Science and Engineering* **24**, p.647-651, 2004.
- (13) GEORGE, C. M. Aspects of calcium aluminate cement hydration, In: *Refractories Symposium*. The American Ceramic Society, St. Louis, p.1-21, 1994.

CALCIUM ALUMINATES POTENTIAL FOR ENDODONTICS AND ORTHOPEDICS APPLICATIONS

ABSTRACT

The mostly used material in the areas of endodontics (MTA, mineral trioxide aggregate) and bone reconstruction (PMMA, polymethyl methacrylate) present some limiting properties requiring thus changes in their compositions as well as the development of alternative materials. In this context, a novel biomaterial-based calcium aluminate cement (CAC) has been studied in order to keep the positive properties and clinical applications of MTA and PMMA, overcoming some their disadvantages. Recent studies involving the use of CAC are based on commercial products consisting of a mixture of phases. Improvements can be attained by searching the synthesis routes of CAC aiming the proper balance between the phases and the control of impurities that may impair its performance in applications in the areas of health. By the optimization of the CAC phases production, this article aims to present their characterization based on hydration temperature; working time and setting time; pH, ions solubilization and dissolution in contact with water and different solutions of simulated body fluid. The results indicated the CA phase as the most suitable for application in the areas of health.

Key-words: calcium aluminate cement phases, MTA, properties, simulated body fluid.