

I – Introdução

No início da década de 90 a equipa de pesquisadores californianos, liderada pelo Professor e pesquisador Mahmoud Torabinejad, idealizou e desenvolveu um novo material com o objectivo de selar comunicações entre o sistema tridimensional de canais radiculares e a superfície externa do dente, denominando-o de Agregado Trióxido Mineral – MTA (Darvell & Wu, 2011; Roberts *et al.*, 2008; Tessare *et al.*, 2005).

Segundo os estudos clínicos publicados, o MTA parece ser uma promessa concreta na Medicina Dentária, principalmente na área da Endodontia, sendo que é aprovado pela *Food and Drug Administration*, por exemplo, no selamento de perfurações radiculares, como barreira apical ou em protecções pulpares (Holland *et al.*, 2002).

Este novo material apresenta os mesmos constituintes do Cimento de Portland, contendo apenas a adição de óxido de bismuto na sua fórmula, o que lhe concede uma radiopacidade superior à dos tecidos duros dentários. É composto por silicato tricálcico, silicato dicálcico, aluminato tricálcico, aluminato férrico tetracálcico, sulfato de cálcio dihidratado, óxido de bismuto e alguns óxidos e iões minerais em quantidades menores. O seu pH inicial é de 10.2, aumentando para 12.5 três horas após a sua manipulação, e apresenta um tempo de presa de, aproximadamente, 4 horas (Roberts *et al.*, 2008; Torabinejad & Parirokh, 2010).

Após a sua descoberta, o MTA estimulou estudos constantes para o aperfeiçoamento de algumas das suas falhas como o longo tempo de presa, o reduzido tempo de trabalho, a sua difícil manipulação e a sua alta radiopacidade que, em certos casos, acaba por promover a alteração de cor do dente tratado. Inicialmente, apenas um tipo de MTA estava presente no mercado mas, actualmente, o refinamento da sua produção oferece aos profissionais da Medicina Dentária um leque de escolhas mais abrangente e consoante o tipo de caso. Actualmente, são utilizados como material obturador apical, como reparador de perfurações radiculares, como material para protecção pulpar directa, em pulpotomias, nas obturações radiculares de dentes imaturos e, tenta-se inclusive,

adaptar a sua utilização a qualquer tipo de obturação radicular (Darvell & Wu, 2011; Parirokh & Torabinejad, 2010; Roberts *et al.*, 2008; Tessare *et al.*, 2005;).

Como tal, o trabalho apresentado em seguida foca três objectivos principais diferentes:

- Resumo do estado da arte do MTA na comunidade científica, assim como a indicação dos diferentes tipos de cimento existentes no mercado;
- Comparação da sua constituição com a do Cimento de Portland e compreensão da possível substituição do MTA por este cimento;
- Explicação da sua utilização em Medicina Dentária, principalmente no campo da Endodontia, e que evolução segue.

Para tal, foi elaborada uma revisão bibliográfica tendo em atenção artigos disponíveis *on-line*, nas bibliotecas da Universidade Fernando Pessoa - Faculdade de Ciências da Saúde e na Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, durante os meses de Abril e Maio do ano de 2012. Na pesquisa inicial, apenas seriam englobados artigos nos idiomas Português, Inglês e Espanhol e que se encontrassem totalmente disponíveis (*full-text*) nos motores de busca www.pubmed.com, www.sciencedirect.com e www.scielo.br/scielo. Os *sites* dos fabricantes, assim como algumas imagens, foram obtidos através do www.google.com.

As palavras-chave utilizadas foram “*MTA*”, “*portland cement*”, “*WMTA*”, “*Mineral Trioxide Aggregate*” e relacionaram-se algumas palavras-chave com o marcador booleano “*and*”: “*MTA*” and “*dentistry*”; “*MTA*” and “*Endodontics*”.

O total dos 164 artigos encontrados foi, posteriormente, sujeito aos seguintes critérios de inclusão: a) datar entre os anos de 2000 e 2012, com excepção para os livros de enquadramento teórico; b) artigos com similaridade entre o título e o maior número de palavras-chave em comum; c) artigos de revisão, meta-análise e estudos randomizados controlados; d) *full-text* disponível *on-line*; e) publicados em revistas indexadas. Por fim obtiveram-se 62 artigos, além do livro utilizado e de 4 sites para obtenção de imagens.

Revisão bibliográfica		Nº total de artigos encontrados	Nº após sujeitos aos critérios de inclusão
Motores de busca	Pubmed <i>(www.pubmed.com)</i>	67	23
	Sciencedirect <i>(www.sciencedirect.com)</i>	81	27
	Scielo <i>(www.scielo.br/scielo)</i>	15	12
Sites da Internet		4	4
Livros		1	1

Esta busca para a recolha de material bibliográfico sofreu algumas limitações, entre elas, a indisponibilidade *on-line* de determinados artigos importantes, principalmente os que datavam do corrente ano, o que tornou difícil o acesso aos dados mais recentes, assim como as diferenças metodológicas que os artigos apresentavam, principalmente os que abordavam estudos sobre as propriedades do MTA. Estes, que não seguiam um fio condutor comum tornavam, por vezes, complicada, senão impossível, a obtenção de uma possível comparação.

II – Desenvolvimento

1. Breve introdução à constituição do MTA

Em 1990, a equipa liderada pelo professor Mahmoud Torabinejad desenvolveu, a partir do Cimento de Portland, o Agregado Trióxido Mineral (MTA), tendo este sido introduzido na Medicina Dentária, no ano de 1993, como um material viável para a obturação de perfurações radiculares. No entanto, apenas em 1999 é que este cimento foi patenteado e a comercialização da sua fórmula inicial realizada sob o nome de *ProRoot* MTA (Gomes-Filho *et al.*, 2011; Gonçalves *et al.*, 2010; Reis-Araújo, *et al.*, 2007).

De acordo com o fabricante, o primeiro cimento de MTA derivava de um refinamento dos componentes do Cimento de Portland (CP) – uma mistura de silicato de cálcio, silicato tricálcico, alumínio tricálcico, ferrite de alumínio tetracálcico, sulfato de cálcio (*gypsum*) e outros óxidos e iões minerais em quantidades mais pequenas – como o óxido de bismuto, uma substância utilizada para o aumento da radiopacidade, capaz de conferir uma cor opaca superior à cor da dentina (Centenaro & Palma, 2011; Gonçalves *et al.*, 2010; Roberts *et al.*, 2008).

O processo de elaboração do MTA é similar ao do CP. Num simples resumo, os seus constituintes, em bruto, são esmagados e unidos nas proporções requeridas, sendo aquecido, gradualmente, entre os 1400 e os 1500°C. A água livre evapora-se, decompondo-se (calcinando) e, ao perder a união com o hidróxido de carbono, produz o chamado clínquer na forma de nódulos esféricos (1-25mm). Após o seu arrefecimento, o sulfato de cálcio é adicionado e a mistura transformada num pó muito fino, forma final da sua comercialização (Darvell & Wu, 2011).

Com o intuito de aprofundar o conhecimento sobre as propriedades físicas, químicas e biológicas importantes presentes neste cimento, para que pudesse ser utilizado em Medicina Dentária nas suas diversas situações clínicas, iniciaram-se estudos para o

estabelecimento das suas principais propriedades. Estipulou-se que o MTA é um cimento biocompatível, hidrófilo e radiopaco, com uma acção antimicrobiana ampla e promotor de um selamento marginal adequado, característica prioritária na prevenção de microinfiltrações. Em adição, estudos *in vivo* mostraram o MTA como indutor da dentinogénese, cementogénese e osteogénese (Gomes-Filho *et al.*, 2011; Tessare *et al.*, 2005). No entanto, apesar das suas características favoráveis, este apresenta um tempo de trabalho e uma manipulação longe das ideais, além de um tempo de presa demasiado longo para a sua utilização na prática clínica (Gomes-Filho *et al.*, 2010; Gomes-Filho *et al.*, 2011).



Imagem nº 1 - Exemplo da embalagem de *ProRoot* MTA original. Adaptado de Dentsply, 2012.

Até ao ano de 2002, só o MTA de coloração cinzenta era conhecido (*GMTA*), sendo que, ainda durante esse ano, foi introduzido o MTA de coloração branca (*WMTA*), sob o nome de *ProRoot WMTA* (empresa *Dentsply Endodontics*, sediada em *Tulsa, Oklahoma, USA*). Este surgiu na tentativa de se verem ultrapassados os problemas estéticos apresentados pela coloração de dentes tratados com *GMTA*, devido ao óxido de bismuto existente na sua constituição. Assim, a partir desse ano, dois diferentes tipos de MTA passaram a ser categorizados: o tradicional, *GMTA*, e o novo, *WMTA*, com os estudos microscópicos a mostrarem que este último apresentava quantidades mais baixas de ferrite de alumínio (menos $\pm 90.8\%$), alumínio (menos $\pm 54.9\%$) e magnésio (menos $\pm 56.5\%$). Estes dados levantaram a suspeita que a coloração cinzenta advinha, também, da presença, em demasia, do ião ferrite (Parirokh & Torabinejad, 2010; Roberts *et al.*, 2008).

Tabela nº1 – Resumo da composição química do *ProRoot WMTA* e do *ProRoot GMTA*. Adaptado de Roberts *et al.*, 2008; Tessare *et al.*, 2005.

Composição química	WMTA	GMTA
<i>CaO</i>	±44.23	±40.45
<i>SiO₂</i>	±21.20	±17.00
<i>Bi₂O₃</i>	±16.13	±15.90
<i>Al₂O₃</i>	±1.92	±4.26
<i>MgO</i>	±1.35	±3.10
<i>SO₃</i>	±0.53	±0.51
<i>Cl</i>	±0.43	±0.43
<i>FeO</i>	±0.40	±4.39



Imagem nº 2 – Exemplo da embalagem de *ProRoot WMTA*. Adaptado de Dentsply, 2012.

Partindo da sua fórmula original, outros estudos surgiram com o intuito de aperfeiçoarem e optimizarem as qualidades iniciais do MTA. A *Angelus - Indústria de Produtos Odontológicos Ltda*, situada em Londrina, PR, Brasil – desenvolveu cimentos MTA brancos e cinzentos, com uma fórmula mais recente, para diferentes aplicações práticas em Medicina Dentária. De acordo com o seu fabricante, este é totalmente sintetizado em laboratório, sob condições altamente controladas, assegurando-se, assim, a diminuição da concentração de substâncias contaminantes e tóxicas, como o arsénico. Devido a esta alegada alta pureza, terá um efeito tóxico mais baixo nas células pulpares permitindo uma maior efectividade e um diminuído tempo de cura dos tecidos após tratamentos como a protecção directa da polpa ou pulpotomias (Lessa *et al.*, 2010).

De-Deus *et al.* (cit in Lessa *et al.*, 2010) demonstraram, recentemente, que o *WMTA Angelus*, o *MTA-Bio* e o CP apresentam uma grande similaridade na habilidade de selar perfurações de furca em dentes humanos extraídos.



Imagem n°3 - Versão comercial do MTA *Angelus*. Adaptado de MTA-Angelus, 2012.

Este cimento pode, também, ser denominado de cimento hidráulico, uma vez que se mantém estável na presença de água, tendo em conta que a sua reacção ocorre por hidratação por contraste com a maioria dos sistemas ácido-base normalmente utilizados em MD. Nenhum termo genérico, para este tipo de material, parece ter sido adoptado até ao momento, uma vez que este pode ser utilizado fora do contexto dentário e, como tal, um nome genérico parece ser necessário quando outras versões surgirem, tanto para questões de ensino, como de procura e standardização. Os termos “Cimento de Silicato Hidráulico” e “Silicato Hidráulico” foram propostos uma vez que “hidráulico” é suficiente para distinguir estes materiais dos outros cimentos utilizados em MD, que se baseiam, normalmente, em reacções fosfóricas (Darvell & Wu, 2011).

2. Composição química de diferentes tipos de MTA existentes no mercado

Os cimentos pertencem à classe de materiais chamados de aglomerantes hidráulicos, uma vez que endurecem quando misturados com água, sendo resistentes à mesma (Barbosa *et al.*, 2007).

Tabela nº2 – Exemplo dos constituintes químicos de algumas marcas de MTA disponíveis no mercado, segundo os seus fabricantes. Adaptado de Darvell & Wu, 2011.

Produto	Distribuidor	Composição (%)	Propriedades	Forças
Gray ProRoot MTA	<i>Dentsply</i> , Tulsa, OK, USA	O (30.5), Ca (37.2), Si (7.9), S (0.8), Mg (1), Al (1.7), K (0.3), Fe ⁺ (2.8), Bi (17.9)	Rácio pó-água – 1/0.35 g/mL com água estéril; Tempo de presa – 4h Tempo de trabalho – 5 min. Após hidratação forma-se um gel coloidal, totalmente endurecido ao fim de 4 semanas;	Força compressiva – 28.4 MPa e ao fim de 7 dias sobe para 67 MPa;
Coloração dentária ProRoot MTA		Diminuída quantidade de Fe ⁺	Ao fim de 4 semanas a cor é restaurada; substituinte do <i>WMTA</i> original;	
GMTA Angelus	<i>Angelus</i> Indústria de Produtos Odontológicos <i>Ltda.</i> , Brasil	SiO ₂ ; Na ₂ O, K ₂ O, Al ₂ O ₃ , Fe ₂ O ₃ , SO ₃ , Bi ₂ O ₃ , CaO, MgO, resíduos insolúveis de CaO, K ₂ SO ₄ , Na ₂ SO ₄ e sílica;	Rácio pó-água – 0.14/0.04 g/mL; Tempo de presa – 15 min.	Fracção – 48%
WMTA Angelus Reduzido		Reduzida a quantidade de Fe ₂ O ₃		Fracção – 53%, Força compressiva – 44.2 MPa ao fim de 28 dias;

O *GMTA* foi introduzido na MD, mais concretamente na Endodontia, como um cimento obturador e reparador de perfurações laterais radiculares. O *ProRoot MTA* é a versão comercial, introduzida pela *Dentsply*, mas os detalhes da sua preparação não são totalmente conhecidos. O fabricante refere, no entanto, que este é sujeito a condições de extrema segurança, especificamente definidos para a *Dentsply*, seguindo as normas da *FDA* para propósitos médicos (Hamad *et al.*, 2005; Schembri *et al.*, 2010).

A versão branca, eliminando a coloração do dente pelo cimento foi introduzida como *WMTA ProRoot*. Foi reportado, em estudos *in vivo* com ratos, que os osteoblastos reagiam de maneira distinta quando em contacto com a superfície dos diferentes cimentos (*GMTA* e *WMTA*). Asgary *et al.* (*cit in* Hamad *et al.*, 2005) concluíram que as diferenças mais significativas centravam-se nas quantidades dos compostos Al_2O_3 , MgO e, especialmente, de FeO. Além disso, o *GMTA* apresentava menor infiltração, quando comparado com o *WMTA*, a nível da barreira apical e com contagens menores de colónias bacterianas como a *Fusobacterium necleatum* nas perfurações de furca, enquanto outros como Al-Hezaimi (*cit in* Hamad *et al.*, 2005) não encontraram diferenças entre os cimentos. A microinfiltração que o material sofre pode ser estudada através da filtração de fluido, de coloração e de modelos bacterianos, embora seja aceite que a técnica de coloração apresenta melhores resultados do que a filtração de fluidos (Hamad *et al.*, 2005).

Por seu lado, o MTA reduzido é um aerosil com 8% de resinas, 42.5% de sulfato de bário a 5% e *Bis-GMA* a 20% - uma resina biocompatível aceite pela *Food and Drug Administration* dos EUA -, com 2.4% de um modificador e 0.32% de um iniciador. O *Bis-GMA*, a principal molécula neste tipo de MTA, é altamente solúvel e pode interagir negativamente com os tecidos, promovendo uma ligação entre o componente adesivo e os tecidos vitais. A fórmula não influencia a cicatrização alveolar, especialmente 90 dias após a sua colocação. O estudo de Gomes-Filho *et al.* (2010) concluiu que este tipo de MTA pode servir de alternativa na obturação de canais por ser facilmente manipulável e, portanto, apresentar melhor inserção, além das propriedades biológicas mostradas na investigação. São necessários mais estudos sobre as suas propriedades, especialmente as suas indicações clínicas (por ex. a sua biocompatibilidade quando comparado com o MTA tradicional) (Gomes-Filho *et al.*, 2010; Koulaouzidou *et al.*, 2008).

Reporta-se que o MTA *Angelus* apresenta uma composição muito similar à do *ProRoot* MTA e ao CP, embora com uma quantidade inferior de óxido de bismuto, o que resultará em menos radiopacidade (Schembri *et al.*, 2010).

O *MTA-Bio*, desenvolvido pela mesma empresa que o *Angelus* como sendo uma forma mais pura, segundo outros estudos, liberta mais iões de cálcio para a solução do que o *ProRoot MTA*, promovendo, como tal, um maior pH e um ambiente mais antibacteriano. De acordo com o seu fabricante, este contém 80% de CP base na sua constituição, enquanto o *WMTA ProRoot* contém apenas 75%. A maior quantidade de CP no primeiro resulta numa mais alta concentração de clínquer, limitando a solubilidade do material, sendo que a principal diferença nos cimentos é a concentração de sulfato de cálcio, 5% mais alto do que no *ProRoot*. Se este não existisse, endurecia imediatamente em contacto com a água, portanto, assim acaba por aumentar o tempo de trabalho e os componentes têm tempo de se reorganizarem, produzindo uma estrutura mais resistente e com maior durabilidade. No entanto, tal como MTA reduzido, são necessários mais estudos para explicar o modo que estas alterações interferem nas suas propriedades (Gonçalves *et al.*, 2010; Schembri *et al.*, 2010).

Mais recentemente, uma nova fórmula de MTA para cimento endodôntico, composta por CP em gel, com água, sulfato de bário e um emulsificador, cujas funções são melhorar as propriedades de manuseamento, mostrou uma resposta similar às oferecidas pelo MTA *Angelus*. Uma fórmula de MTA, para ser usada como selador, mostrou uma adequada biocompatibilidade quando comparada com aquela observada no MTA tradicional (Gomes-Filho *et al.*, 2011).

3. Características do tempo de trabalho, tempo de presa e reacção de humificação

i) Tempo de trabalho, de presa e manuseamento do MTA

Torabinejad *et al.* (*cit in* Tessare *et al.*, 2005) descreveu as propriedades físico-químicas do cimento de MTA aquando da sua descoberta. Este é obtido através da mistura de um pó, sob a forma de uma estrutura amorfa com aparência granular e cristalizada, fornecido pelo fabricante, com água esterilizada, normalmente num rácio de 3:1 pó/líquido. Esta mistura deve, ao fim de 30' a 60', apresentar uma consistência arenosa, sendo que o tempo total de manipulação limita-se a pouco menos de 4/5 minutos, embora este possa ser aumentado se a mistura for coberta, diminuindo a evaporação da água (Gomes-Filho *et al.*, 2011).

O seu tempo de presa alcança, aproximadamente as 3/4 horas, tornando-o o material com tempo de presa mais longo, quando comparado à amálgama, ao óxido de zinco eugenol e ao IRM, apesar do *WMTA* parecer apresentar um tempo mais baixo, derivado aos valores diminuídos de aluminato tricálcico. Além disso, necessita, normalmente, de uma mistura adicional para se iniciar o processo de humificação, tornando este dois pontos as principais contra-indicações do MTA (Darvell & Wu, 2011; Gomes-Filho *et al.*, 2010; Parirokh & Torabinejad, 2010).

A reacção de hidratação é lenta e, como tal, a utilização do MTA tende a ultrapassar o tempo previsto para uma consulta normal no consultório dentário, uma vez que são precisas pelo menos 4 horas até que possa ser colocado outro material por cima do MTA. Apesar de os resultados parecerem unânimes na maioria dos estudos, é necessário dar especial atenção ao tempo de presa calculado pelas empresas responsáveis pela comercialização do MTA, uma vez que este se baseia em testes de penetração e pode não indicar, totalmente, o grau de hidratação levando a valores erróneos (Centenaro & Palma, 2011; Darvell & Wu, 2011).

Aquando da sua espatulação, esta mistura apresenta um pH alcalino de 10 e, ao fim de aproximadamente 3 horas, este aumenta para 12.5, mantendo-se constante ao longo do tempo de vida. Estudos em animais (Holland & Menezes *cit in* Moretti *et al.*, 2008) e em humanos (Eidelman, Holan & Fuks, Agamy *et al.*, Farsi, *et al.*, Maroto *et al.*, Caicedo *et al.*, Aeinehchi *et al. cit in* Moretti *et al.*, 2008), quanto às suas propriedades física e químicas, confirmaram que o pH se mantém constante a 12.5.

Devido à sua consistência granulosa, ao tempo de trabalho curto e ao tempo de presa lento, o MTA torna-se difícil de manusear, ocorrendo uma perda inicial de material, uma vez que este é pouco aderente em determinadas locas. Estes problemas tendem a ser ultrapassados com o desenvolvimento e introdução de sistemas de entrega específicos para a inserção do MTA, embora este cimento tenha sempre a tendência de escorrer quando em excesso (Ber *et al.*, 2007; Darvell & Wu, 2011).

Entre os instrumentos utilizados para inserir este material pode ser citado o porta-amálgama, a seringa *Centrix*® ou o aplicador de MTA. Em casos onde o acesso é de pequena dimensão, estes instrumentos podem tornar-se de difícil manuseamento, colocando em risco a adaptação marginal do material, pois a mistura desidrata rapidamente, esfarelado e endurecendo até se tornar pouco manuseável (Belardinelli *et al.*, 2007).

Outros aconselham a utilização de pequenas mangas de *Teflon* para diminuir, o mais possível, a sua dispersão inicial (Belardinelli *et al.*, 2007). Investigações comparam a colocação manual com a ultrassónica na espessura final de MTA, em tubos de polietileno. Os autores acabaram por concluir que a colocação manual resulta numa maior adaptação mas, por contraste, que a resistência à penetração bacteriana era superior após o uso de ultrassons, sendo necessários mais estudos para comprovar estes factos (Parirokh & Torabinejad, 2010).

ii) Reacção de humidificação e solidificação

Com o aumento da sua popularidade, o MTA tornou-se alvo de experiências e estudos aprofundados sobre as suas características e as possíveis alterações físicas, químicas e biológicas das suas propriedades. Torabinejad *et al.* (*cit in* Holland *et al.*, 2002) observou que a reacção que o MTA sofre divide-se em duas fases específicas constituídas pela formação de óxido de cálcio e de fosfato de cálcio. Verificaram, ainda, que o óxido de cálcio apresentava-se na forma de discretos cristais e o fosfato como uma estrutura amorfa, sendo que os primeiros eram um dos componentes principais do MTA e, portanto, deixando antever uma similaridade entre a acção deste cimento e a do hidróxido de cálcio no estímulo de crescimento de tecido duro dentinário. Durante a solidificação, a zona mais aguçada dos cristais, com forma de agulha, preenche os espaços entre os cristais de forma cúbica, formando uma massa cristalizada (Holland *et al.*, 2002; Roberts *et al.*, 2008).

No estudo de Gonçalves *et al.* (2010), às 3, 24 e 72 horas de espatulação, a concentração média de cálcio na solução era similar. No entanto, às 168 horas, a quantidade de cálcio libertado era estatisticamente diferente. As divergências na concentração de cálcio, em períodos muito extensos, são atribuídas à solubilidade do material e à concentração de clínquer. Os componentes do material solubilizam em diferentes tempos uma vez que cada composto possui um produto solúvel distinto (Gonçalves *et al.*, 2010).

Devido à sua característica hidrófila, o MTA pode ser utilizado em meio húmido, sendo a água a responsável pela activação da reacção química de endurecimento do material, não perdendo propriedades quando em contacto com, por exemplo, a saliva e dando-lhe vantagem sobre os demais materiais (amálgama, *Super-EBA* e IRM, por exemplo) quando têm de ser utilizados em zonas húmidas como nas perfurações radiculares, na protecção pulpar ou nas retroobturações (Centenaro & Palma, 2011; Darvell & Wu, 2011).

Teoricamente, o MTA deveria solidificar na mesma proporção que os outros cimentos que envolvem materiais anídricos, ocorrendo uma cristalização em massa dos seus

componentes. No entanto, devido à lentidão da solidificação e à pouca consistência de manuseamento, experiências com outros tipos de soluções e aditivos, que não a água, mostraram que o líquido escolhido exerce alterações no tempo de manipulação e na força compressiva final do cimento. Foram testadas soluções com uma percentagem de 3 a 5% de clorido de cálcio, lubrificantes baseados em água e géis de hipoclorito de sódio, sendo que o tempo de manipulação e a força compressiva final eram significativamente mais baixos do que quando misturados com água esterilizada. Preparações líquidas com lidocaína a 2% pareciam aumentar o tempo de manipulação, sendo que a força compressiva não era significativamente afectada. Por outro lado, quando o pó era misturado com gluconato de clorohexidina, a reacção não ocorria, o que demonstra a necessidade da reacção de hidratação. Assim, a água ou uma solução que possua uma quantidade de suficiente de água para a difusão durante a reacção de hidratação, será a ideal. No entanto, se os profissionais considerarem diferentes soluções para além da água estéril, deverão ter em conta a necessidade do potencial terapêutico, em pró ou não, da perda de determinadas propriedades físicas do material (Darvell & Wu, 2011; Roberts *et al.*, 2008).

O MTA sofre uma significativa expansão durante a sua reacção e, como tal, pode ser usado como base em restaurações dentária. A sua boa adesão às paredes dentinárias e o aumento da adaptação marginal reduz a ocorrência de microinfiltrações e a penetração de bactérias ou dos seus bioprodutos no tecido pulpar. No entanto, este pode solubilizar quando aplicado perto ou directamente sobre os tecidos pulpares se a humidade existente for suficiente. Nestas condições, a reacção pode ser atrasada, permitindo a dissolução dos componentes químicos que poderão, eventualmente, causar efeitos tóxicos nas células pulpares e influenciar na cura da mesma (Lessa *et al.*, 2010).

4. Efeitos fisiológicos e resposta celular ao MTA

i) Radiopacidade do MTA

Tanto a ISO como a ANSI/ADA adotaram valores equivalentes na escala de alumínio, em ordem a analisar os diferentes materiais quanto à sua radiopacidade. É sabido que a radiopacidade de 1mm de dentina é equivalente a 1mm de alumínio, portanto os padrões da ISO 6876/2001 estabeleceram 3mm de alumínio como o mínimo de radiopacidade nos seladores radiculares. A ANSI/ADA especificou em 1984 que os materiais seladores deverão ter, no mínimo, 2mm de Al para serem mais radiopacos do que o osso ou a dentina (Borges *et al.*, 2011; Guerriero-Tanomaru *et al.*, 2009).

Tabela 3 - Materiais e seus constituintes segundo o fabricante. Adaptado de Borges *et al.*, 2011.

Selamento canal	Composição	Fabricante
Portland Branco estrutural	<i>Clínquer</i> (75-100%), <i>Gypsum</i> (3%) e carbonato (0-25%)	Votorantim, Cimentos Brasil
Gray Portland	<i>Clínquer</i> cinzento (97%) e <i>Gypsum</i> (3%)	Votorantim, Cimentos Brasil
White Portland não estrutural	<i>Clínquer</i> branco (50-74%), <i>Gypsum</i> (3%) e carbonato (26-50%)	Votorantim, Cimentos Brasil
MTA BIO	CP (80%) e óxido de bismuto (20%)	<i>Angelus</i> Industria, Londrina, Brasil
GMTA ProRoot	CP (75%), óxido de bismuto (20%) e <i>Gypsum</i> (5%)	<i>Dentsply</i> -Tulsa Dental, USA
WMTA ProRoot	CP (75%), óxido de bismuto (20%) e <i>Gypsum</i> (15%)	<i>Dentsply</i> -Tulsa Dental, USA

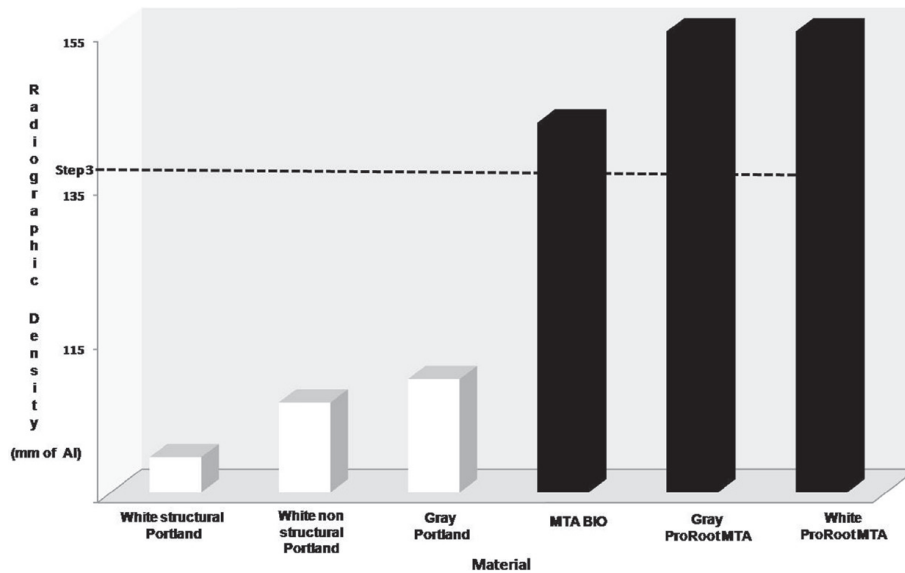


Imagem nº4 – Comparação entre os cimentos e a sua radiopacidade. As barras de cor preta do gráfico relacionam-se com cimentos cuja radiopacidade preenche as especificações da ANSI-ADA e as de cor branca os que não alcançam os valores recomendados (Borges *et al.*, 2011).

ii) Força de compressão

O material utilizado na reparação de lesões de furca deve responder, claro está, às forças oclusais de mastigação. Em estudos recentes, o máximo de força de mordida é de, aproximadamente, 649 N em todos os dentes e de 265 N quando a mordida é efectuada apenas com um dente, estando significativamente associada ao género, idade, saúde em geral e suporte oclusal do paciente. Estudos declaram uma força de mordida média de 512 N em homens e 443 N em mulheres. No estudo de Unal *et al.* (2010), às 24 horas, o MTA demonstrava uma força compressiva mais baixa (40 MPa) de entre a amálgama, o óxido de zinco eugenol e o IRM, que aumentava ao fim de 21 dias para 67 MPa. O MTA não deve ser colocado em zonas funcionais uma vez que tem uma força compressiva baixa, e como tal, em força oclusal directa. No entanto, estudos reportam sucesso clínico e radiográfico quando colocado em zonas de força compressiva quando o dente era restaurado com uma coroa de cerâmica (Unal *et al.*, 2010).

A sua força de compressão é baixa nas primeiras 24 horas mas, com o passar do tempo (\pm 21 dias), é significativamente superior à do IRM (próximo dos 70 Mpa) e inferior à

amálgama (311 Mpa). Este solidifica numa estrutura dura, apresentando uma solubilidade insignificante e a sua espessura é de, aproximadamente, 7.17 mm (Araújo *et al.*, 2007; Faraco & Holland, 2004; Moretti *et al.*, 2008; Reis-Araújo, *et al.*, 2007; Roberts *et al.*, 2008; Tessare *et al.*, 2005).

Segundo estudos que comparam o efeito da pressão de condensação na força compressiva e na microestrutura do *WMTA*, a força de compressão diminui consoante a pressão aplicada durante a condensação. A aplicação de uma grande força durante a condensação do cimento resulta em microcanais abertos, o que pode levar a uma compactação excessiva das moléculas do MTA e à absorção de menos água, essencial para a reacção (Parirokh & Torabinejad, 2010).

iii) Citotoxicidade do MTA – presença de arsénico no composto

A concentração de arsénico no material tem de ser determinada uma vez que este é tóxico e o máximo de concentração de arsénico na água, para humanos, deve ser de, ou inferior a, 0.05 mg/L (Gonçalves *et al.*, 2010).

O CP tipo 1 é o principal componente presente no MTA e, como tal, pode conter metais pesados na sua constituição, principalmente arsénico – um metaloide tóxico que pode ser encontrado na água, no ar e no solo, sob formas orgânicas e inorgânicas, em diferentes estádios de oxidação. A sua toxicidade atinge o fígado, os rins e o sistema nervoso periférico, assim como pode causar problemas digestivos, glandulares, sanguíneos e desordens respiratórias. Por exemplo, nos roedores, a dose média letal de arsénico é 36 vezes mais baixa do que a de outros metais (Bramante *et al.*, 2008; Matsunaga, *et al.*, 2010).

De acordo com a standardização da *International Standards Organization* (ISO) 9917-1, de 2003, intitulada *Dental Waterbase cements – Part 1: Powder/liquid acid-base cements*, os materiais utilizados em MD não podem conter mais de 2g/kg de arsénico (2 ppm) (De-Deus *et al.*, 2009; Matsunaga, *et al.*, 2010).

Duarte *et al.* (*cit in* Bramante *et al.*, 2008) avalia a libertação de arsénico no CP e em diferentes tipos de MTA, sendo que no *ProRoot GMTA* e no *MTA Angelus* foram encontrados níveis de arsénico abaixo do limite especificado pela ISO, embora estes tenham avaliado a libertação do ião do composto e não a sua presença no mesmo. No entanto, segundo o estudo de Matsunaga *et al.* (2010), dos estudos analisados sobre a quantidade de arsénico presente tanto no MTA como no CP, a presença deste só foi verificada em 4 estudos, sendo que os métodos de preparação e extracção do MTA são diferentes em todos e, ainda, diferentes do *standard* original da ISO, apresentando resultados totalmente divergentes. Estes incluem diferentes quantidades na preparação da mistura do cimento, alterações no volume da reacção e no tempo de reacção (Bramante *et al.*, 2008; Matsunaga *et al.*, 2010).

A *Carta ao Editor*, de Primus (*cit in* Bramante *et al.*, 2008), concorda com estes resultados, embora avance que as quantidades de arsénico no *ProRoot* MTA são muito baixas devido às condições de controlo do fabricante e fazendo uma crítica séria aos modelos experimentais utilizados, lançando controvérsia sobre a real leitura quantitativa de arsénico no MTA (Bramante *et al.*, 2008; De-Deus *et al.*, 2009; Matsunaga, *et al.*, 2010).

A pequena quantidade de arsénico encontrada no estudo de De-Deus *et al.* (2009) – que analisa a quantidade deste nos cimentos *WCP*, *WMTA Angelus*, *MTA-Bio*, *ProRoot WMTA* e *ProRoot GMTA* – é consistente com a boa toxicidade, tanto do MTA como do CP, encontrada no estudo de Duarte *et al.* (*cit in* Bramante *et al.*, 2008) embora os componentes de arsénico possam unir-se com os grupos sulfidril, que actuam como inibidores enzimáticos, afectando o metabolismo celular (De-Deus *et al.*, 2009).

A ISO 9917-1 *Standard* recomenda a diminuição da quantidade de arsénico libertado, em que estudos falam na utilização de ácidos fortes para medir a quantidade presente do ião no cimento em vez de medirem apenas a quantidade que é libertada, uma vez que os ácidos podem dissolver as amostras e, mais facilmente, os metais podem ser detectados e observados (Chang *et al.*, 2011).

Apesar de não terem sido efectuados estudos para outros metais pesados, é sabido que o crómio hexavalente é um poderoso metal pesado, tóxico, mutagénico e cancerígeno, também presente nos derivados do CP (Chang *et al.*, 2011).

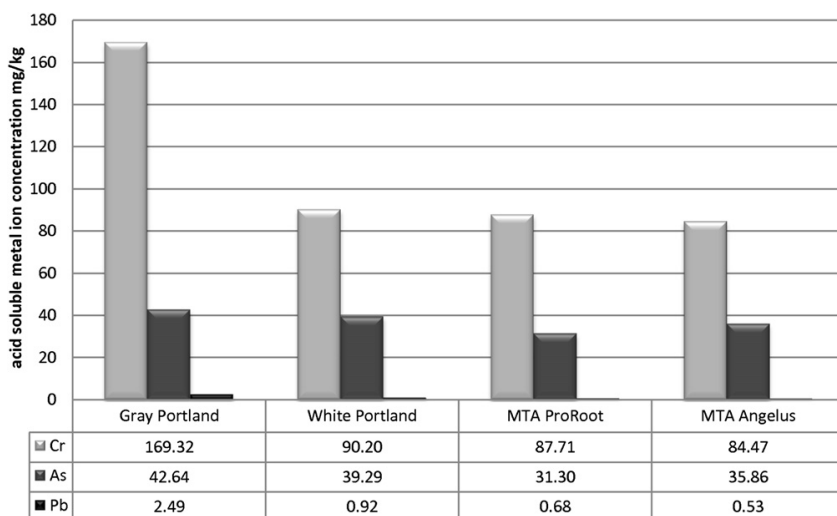


Imagem nº5 - Quantidade dos iões crómio, arsénio e chumbo nos diferentes cimentos estudados por Schembri *et al.*, 2010. Adaptado de Schembri *et al.*, 2010.

O CP, o *ProRoot* MTA e o *MTA Angelus* mostraram níveis mais altos de concentração de arsénico, diferente da directiva da ISO. Ambos os MTA's apresentaram um nível similar de contaminação quando comparados com o CP. Se tivermos em atenção que o peso total do MTA só é composto por 80% deste cimento, esta contaminação é, assim, mais alta. A maioria dos estudos efectuados anteriormente apresentavam quantidades de arsénico mais baixas do que neste estudo mas, mais uma vez, a metodologia dos outros estudos sofreu algumas alterações à original fornecida pela directiva *standard* (Schembri *et al.*, 2010).

A citotoxicidade do *GMTA*, amálgama e óxido de zinco eugenol, assim como controlos positivos e negativos, foram medidos usando a viabilidade celular e a actividade da desidrogenase mitocondrial nos fibroblastos do ligamento periodontal humano, 24 horas após a sua exposição aos materiais testados. Aquando do contacto, a sequência de citotoxicidade parecia ser amálgama>óxido de zinco>MTA, sendo que após 24 horas era óxido de zinco>amálgama>MTA. Dois estudos diferentes mostram que o *GMTA* não afecta negativamente esta fase mitocondrial do ligamento (Roberts *et al.*, 2008).

Se a qualidade e quantidade do ligamento celular em contacto com materiais obturadores apicais pode ser usada como critério na avaliação da citotoxicidade do material, então o *GMTA* endurecido parece ser a menos tóxica, com valores a diminuir ao longo do tempo. Estudos mostram uma proliferação celular acentuada no *GMTA* ao contrário do que acontece, por exemplo, com a *gutta-percha* (Roberts *et al.*, 2008).

iv) **Biocompatibilidade do MTA com os tecidos dentários**

O termo biocompatibilidade é muitas vezes descrito como a habilidade do material para responder apropriadamente durante uma aplicação específica. De acordo com a ISO-6876, numerosos estudos utilizaram o MTA como selante para comunicações naturais, patológicas ou iatrogénicas, com a biocompatibilidade a ser avaliada tanto *in vivo* como *in vitro* (Aminozarbian *et al.*, 2012).

A biocompatibilidade dos materiais seladores de canais radiculares em relação aos tecidos periapicais é importante para alcançar sucesso na terapia endodôntica. Um material biocompatível de obturação de canais radiculares não poderá retardar o processo de reparo tecidual mas sim suportar o processo reparador e regenerativo dos tecidos. O MTA apresenta um potencial condutor e indutor de cementoblastos e odontoblastos, aglomerando, proliferando e expressando proteínas, além da sua capacidade em libertar os principais componentes catiónicos e accionar a reparação de superfícies dentárias com precipitados estruturais e quimicamente similares à hidroxiapatite. Este permite a união de células cementoblásticas, o crescimento e a produção de genes de matriz mineralizada e a expressão de proteínas da matriz envolvidas na mineralização. Nas propriedades permissivas do MTA, as que dizem respeito à cementogénese permanecem incertas, uma vez que a fonte do novo cimento ainda não está elucidada, havendo duas possibilidades: uma que estes derivam dos remanescentes celulares do ligamento periodontal e outra do crescimento de tecido conjuntivo a partir do osso. A capacidade do MTA em induzir a resposta celular deve-se ao fosfato de cálcio, que pode causar uma mudança de comportamento celular,

simulando a aderência dos odontoblastos ao MTA (Mota *et al.*, 2010; Reis-Araújo *et al.*, 2007).

Quando comparado o potencial biocompatível do *WMTA* e do *GMTA*, não se observou nenhuma diferença entre os cimentos, excepto na diferença de tamanho das suas partículas, maiores neste último (Mota *et al.*, 2010).

Estudos mostram que o MTA *Angelus* e o *ProRoot* MTA são biocompatíveis quando testados em células pulpares de ratos e em fibroblastos pulmonares humanos. Os dois tipos de MTA eram significativamente menos citotóxicos do que o *Super-Eba* e o *Vitrabond*. Estes resultados encontram-se em concordâncias com outros. As duas marcas têm uma composição química parecida embora tenham uma percentagem maior de óxido de bismuto do que o *Angelus*. O *WMTA* também foi estudado e tem efeitos citotóxicos similares, ajudando na reparação da polpa e na formação de uma ponte de tecido duro (Koulaouzidou *et al.*, 2008).

O alto valor de pH do *ProRoot GMTA* induz à lise celular dos fibroblastos de ratos e dos macrófagos nas linhas celulares que se encontram em contacto directo com o material; no entanto, a sua biocompatibilidade mostrou-se favorável, sem alterações na morfologia e com um impacto limitado no crescimento das mesmas às 72 horas, no estudo de Roberts *et al.* (2008). Tanto o *WMTA* como o hidróxido de cálcio e o óxido de zinco eugenol não demonstraram qualquer efeito na viabilidade celular destas células (Roberts *et al.*, 2008).

Martínez Lalis *et al.* (2009) analisaram a biocompatibilidade do Cimento Portland Modificado (CPM) e do MTA em ratos, por via subcutânea, através da introdução de três tubos de silicone em cada rato (um contendo MTA, outro CPM e outro vazio). Após o sacrifício dos animais, houve processamento histológico das amostras dos tecidos. O CPM mostrou, em determinado período, menor inflamação com eosinófilos e tecido conjuntivo imaturo e o MTA um infiltrado similar, sem eosinófilos, com tecido necrótico e células gigantes multinucleadas, durante o mesmo período. No período intermédio, os dois materiais apresentaram similaridade nos resultados obtidos anteriormente. Após

30 dias, ou seja, um período ainda maior, observou-se a formação de tecido fibroso com colágeno maduro em ambos os materiais. Já os tubos vazios não apresentaram eosinófilos durante o estudo. Estes resultados indicam uma resposta semelhante entre os materiais avaliados e com boas perspectivas de cicatrização (*cit in* Centenaro & Palma, 2011).

A comparação da biocompatibilidade entre o *GMTA* e o *WMTA* é recorrente na literatura, embora poucos estudos estejam empenhados em descobrir qual o factor chave para a biocompatibilidade deste cimento, sendo que alguns especulam que deriva da formação de hidróxido de cálcio (Roberts *et al.*, 2008).

Sarkar *et al.* (*cit in* Roberts *et al.*, 2008) reportou a formação de um precipitado branco, ao fim de 1 a 2 horas, na superfície do *GMTA* ao mesmo tempo que a análise microscópica à suspensão de precipitado revelou uma morfologia globular, composta por oxigénio, cálcio e fósforo juntamente com bismuto, silicone e alumínio, enquanto a análise de *raio-x* sugeriu a presença de hidroxiapatite, embora os rácios de cálcio-fósforo fossem diferentes, confirmado por Bozeman *et al.* (*cit in* Roberts *et al.*, 2008). Estes estudos reforçam a ideia de que os precipitados formados com o MTA são quimicamente e estruturalmente similares à hidroxiapatite e que o *GMTA* produzia duas vezes mais cristais do que o *WMTA*, especulando que estes cimentos podem não ter o mesmo nível de bioactividade (Roberts *et al.*, 2008).

Apesar de estudos carcinogénicos não parecerem ter sido efectuados para o MTA, é sabido que as substâncias carcinogénicas são mutagénicas e, baseando-se na literatura, o cimento de MTA não as apresenta e, portanto, dificilmente será carcinogénico (Roberts *et al.*, 2008).

Pelo menos um estudo na literatura utilizou a *Salonella typhimurium* LT-2 para demonstrar que o MTA não era mutagénico, enquanto outro estudo mostrou que entre a amálgama, o óxido de zinco eugenol e o MTA, apenas este último não parecia tóxico a nível neuronal, além de não irritarem os tecidos nervosos – sistema nociceptivo.

Inclusive, era mais efectivo na depressão da dor de uma infecção de formalina em comparação com o eugenol (Torabinejad & Parirokh, 2010).

v) **Resposta imune**

Em adição à sua alcalinidade bacteriana, é reportado que o MTA tem uma resposta adaptativa imune, com aumento da actividade do anticorpo *IgG* contra os patogénios endodônticos, e induz a migração de neutrófilos por via da actividade dos macrófagos, em roedores. O efeito anti-inflamatório com supressão das citocinas inflamatórias foi também encontrada em polpas dentárias de ratos, embora ainda não esteja determinada a causa destes feitos (Darvell & Wu, 2011).

vi) **Formação de dentina reparadora**

Apesar dos resultados favoráveis obtidos pelo MTA convencional para o tratamento conservador de exposições pulpares, ainda pouco é sabido sobre o seu efeito nos odontoblastos (Lessa *et al.*, 2010). Balto (*cit in* Lessa *et al.*, 2010) avaliou a morfologia dos fibroblastos humanos quando em contacto com o *ProRoot* MTA antes e depois deste endurecer, observando que um pequeno número de células viáveis permaneceu aderida ao novo material e que outras exibiam alterações morfológicas, sugerindo uma possível toxicidade de alguns dos componentes libertados pelo MTA quando em contacto com os elementos celulares.

Vários estudos analisando o hidróxido de cálcio mostram a presença de granulações no tecido conjuntivo subcutâneo, através da reacção do cálcio do hidróxido com o gás carbónico do tecido. Quando células pulpares eram colocadas em contacto, ocorria neoformação de células com aspecto morfológico similar aos odontoblastos e, na ausência de granulações de calcita, ocorria proliferação dos fibroblastos. O estudo de Holland *et al.* (2012) mostra a similaridade dos resultados entre o hidróxido de cálcio e o MTA, com formação de granulações de calcita e uma ponte de tecido duro subjacente, sugerindo que os mecanismos de acção dos dois materiais seriam os mesmos. O óxido de cálcio do pó do MTA, em contacto com a água, seria convertido em hidróxido de

cálcio, que em contacto com os fluidos tecidulares se dissociaria em iões de cálcio, reagindo com o gás carbónico dos tecidos e dando origem às granulações de calcita. Junto a estas granulações haveria acumulação de fibronetina, que permitiria adesão e diferenciação celular, com formação de uma ponte de tecido duro (Holland *et al.*, 2012).

Experiências *in vitro* têm demonstrado que o MTA apresenta a capacidade de simular a diferenciação e activação celular, contribuindo para a formação de tecido duro ou para a sua mineralização. A incubação de tecido gengival e periodontal com fibroblastos causa a indução de fenótipos osteogénicos assim como estimula a produção de uma proteína morfogénica. Em estudos mais recentes, onde foi utilizada uma linha celular de cementoblastos, o WMTA induziu a biomineralização destas células e causou a regulação da sua expressão no *mRNA* do colagénio tipo I (Okiji & Yoshida, 2009).

O MTA pode promover a formação de dentina terciária pela diferenciação de células progenitoras em odontoblastos, que proliferaram e atingem o local onde se apresenta este cimento. A dissolução de certos iões (como o alumínio ou o cálcio) do MTA solubiliza a matriz de componentes extracelulares da dentina, incluindo proteínas não colagénias, entre outras, transformando o factor de crescimento (TGF-1) que media a actividade celular na dentinogénese (Darvell & Wu, 2011).

Estudos *in vitro* investigaram a força de ligação do MTA com a dentina, após imersão em 5.25% de NaOCl, 2% de gluconato de clorohexidina e *Glyde*, durante 2 horas. O *Glyde* pareceu diminuir a força desta ligação, embora este estudo pareça pouco relevante uma vez que, dificilmente, qualquer um dos materiais citados permanece mais de 2 horas na cavidade oral durante um procedimento clínico. Outro estudo comparou a força do compósito e de um compómero com o *WMTA* e os resultados determinaram que um adesivo *total-etch* produz uma maior ligação quando comparado com sistemas adesivos de 1 passo *self-etch* (Parirokh & Torabinejad, 2010).

5. Indicações do MTA em Medicina Dentária

Um dos objectivos do tratamento odontológico é a manutenção do dente em função no sistema estomatognático, propiciando condições para a sua saúde e vitalidade. A Endodontia dedica-se quase exclusivamente à saúde pulpar, tecido ricamente vascularizado, que tem por função a resposta imunológica às agressões sofridas pela peça dentária, principalmente de origem bacteriana, impedindo ou atrasando a invasão do sistema de canais radiculares e a consequente perda das estruturas de suporte, onde facilmente alcançariam a corrente sanguínea para outras partes do corpo (Britto *et al.*, 2009).

O sucesso dos tratamentos endodônticos depende da prevenção e do controlo das infecções dos canais radiculares, que são alcançados por uma correcta limpeza, conformação e obturação. Uma pobre obturação pode levar a uma falha endodôntica, apesar da excelência da preparação químico-mecânica por uma técnica séptica e atraumática (Bernards *et al.*, 2010).

i) Perfurações radiculares

A Associação Americana de Endodontia e o Glossário de Termos Endodônticos definem perfurações radiculares como complicações de etiologia iatrogénica – por ex., durante a preparação de cavidades de acesso endodôntica – ou patológica – precedida de processos de cárie ou reabsorção externa/interna –, com uma comunicação entre o sistema de canais radiculares e a superfície externa do dente. Foram definidas por Alhadainy, em 1994 e, independentemente da sua causa etiológica, permitem a contaminação bacteriana e danos nas estruturas de suporte que incitam à inflamação, à reabsorção óssea, à destruição do ligamento periodontal, à proliferação de epitélio e desenvolvimento de bolsas periodontais que podem comprometer o prognóstico de um dente (Britto *et al.*, 2009; Centenaro & Palma, 2011; Hamad *et al.*, 2006; Neto, 2003; Unal *et al.*, 2010).

O objectivo principal da terapia endodôntica passa pela remoção de bactérias e selamento do canal radicular, promovendo regeneração óssea e manutenção da peça dentária em boca, com ausência de patologia. Diversos estudos demonstram que as perfurações radiculares complicam o alcance destes objectivos (Hamad *et al.*, 2006). Na prática dentária diária, torna-se um problema de difícil solução, considerando-se a obliteração destas perfurações com os materiais existentes, como a amálgama, o ionómero de vidro, cimentos à base de óxido de zinco eugenol e as resinas compostas (Centenaro & Palma, 2011).

Idealmente, para promover a descontaminação bacteriana, as perfurações devem ser reparadas o mais rápido possível com um material biocompatível. A escolha do material selador para uma perfuração radicular é, além de um diagnóstico correcto e de um plano de tratamento imediato, a chave para o sucesso do procedimento de reparação. O prognóstico das perfurações depende da sua localização, do tamanho e do tempo de contaminação da lesão. Uma perfuração na furca, a nível da crista óssea, sugere um bom prognóstico; o tamanho é um factor determinante e alguns autores sugerem o uso de uma matriz interna para evitar a extrusão de material selador e consequente inflamação tecidual; finalmente, o intervalo de tempo da exposição é um factor crítico uma vez que a contaminação do defeito pode levar à falha na reparação (Hamad *et al.*, 2006; Mente *et al.*, 2010; Unal *et al.*, 2010).

Um material obturador radicular deve apresentar características biológicas e físico-químicas apropriadas, entre elas: a) não deverá ser tóxico e como tal, não deve irritar os tecidos periapicais; b) não deve ser reabsorvível; c) deve ser radiopaco; d) bactericida ou bacteriostático; e) apresentar adesividade e estabilidade dimensional, impedindo a circulação do fluido entre o canal radicular e o ápice; f) deve ser insolúvel nos fluidos tecidulares; g) capaz de preencher espaços vazios, com um *flow* adequado e h) idealmente, deve induzir a estimulação de uma reparação e selamento biológicos, pela deposição de tecido mineralizado no forâmen apical (Bernards *et al.*, 2010; Unal *et al.*, 2010; Vanni *et al.*, 2010).

Os materiais obturadores mais utilizados na reparação de perfurações radiculares baseiam-se em resinas, no óxido de zinco eugenol normal ou modificado, em hidróxido de cálcio, no ionómero de vidro ou, mais recentemente, no MTA (Bernards *et al.*, 2010). Este cimento parece possuir todas as boas características, apresentando resultados com fiabilidade na obturação de falsos trajectos e lesões de furca quando sujeito a exames microscópicos. Os tecidos periodontais estudados, após perfurações e subsequente selamento com MTA, demonstram a reparação do periodonto e formação de novo cemento sobre o material em grande parte dos casos (Unal *et al.*, 2010).

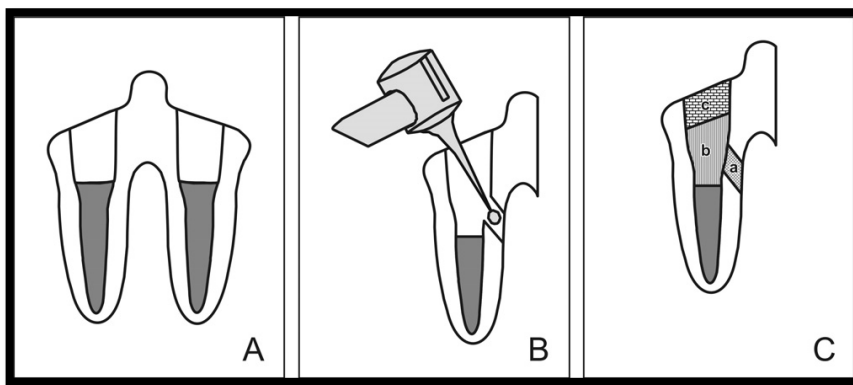


Imagem nº6 – Esquema de uma perfuração radicular em cães: A) obturação canal; B) perfuração lateral; C) obturação da perfuração com MTA (a) e selamento da cavidade com ionómero de vidro (b) e amálgama (c). Adaptado de Holland *et al.*, 2007.

O grande problema na utilização da maioria dos materiais dentários refere-se à dificuldade de limitar a sua colocação no trajecto da perfuração, devido à falta de um anteparo no momento da condensação do material, ocorrendo, com grande frequência, o extravasamento deste para o espaço periodontal, facto que influencia negativamente o reparo da zona perfurada. Para contornar este problema, muitos autores indicam a utilização de uma matriz no fundo do trajecto para actuar como uma barreira contra o extravasamento, permitindo uma condensação mais eficiente do material selador e evitando a presença de humidade no local (Neto, 2003).

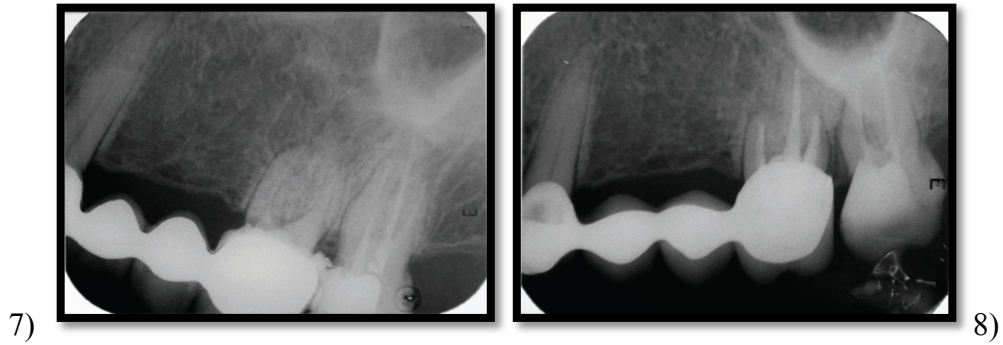


Imagem nº7 e 8 - Formação de osso após selar lesão de furca com MTA (imagem nº1 – antes, imagem nº2 – *follow-up* de dois anos). Adaptado de Unal *et al.*, 2010.

O problema das técnicas de coloração é que não é medido o volume real absorvido mas sim o ponto mais profundo alcançado pela coloração. Apesar deste facto, Torabinejad *et al.* (*cit in* Hashem e Hassanien, 2008) clama que o material que consegue evitar a penetração de pequenas moléculas também o fará com substâncias maiores, como as bactérias ou os seus bioprodutos. Camps & Pashley (*cit in* Hashem & Hassanien, 2008) reportaram que as técnicas de coloração têm os mesmos resultados que os testes de filtração de fluido, salvando muito tempo de laboratório (Hashem & Hassanien, 2008).

No estudo de Hashem & Hassanien (2008), ao contrário do *ProRoot* MTA, o MTA *Angelus* demonstrou uma absorção significativa quando usado sem matriz, o que pode ser explicado pela diferente composição de ambos os materiais. O MTA *Angelus* não contém sulfato de cálcio e apresenta uma baixa percentagem de óxido de bismuto que resulta na redução do tempo de presa. No entanto, esta redução pode impedir o MTA *Angelus* de se adaptar melhor às paredes da cavidade, necessitando de mais investigação.

O estudo de Neto *et al.* (2010) comparou a utilização do *ProRoot* MTA, o MTA *Angelus* e o *White CP* em perfurações de pré-molares e caninos, sem colocação de membrana na porção óssea do canal, mostrando a formação de um infiltrado inflamatório intenso. Os autores não recomendam o uso de CP branco em Endodontia porque pode causar reacções adversas quando em contacto com os tecidos periodontais, admitindo que estas podem ocorrer por falta de uma barreira na parte óssea do canal. No

entanto, o baixo número da amostra e o facto de se limitar a dentes de cães, serve apenas de preparação para futuros estudos uma vez que a análise estatística é pequena.

i.1) Estudos do MTA na reparação de perfurações

Estudos *in vivo*, em humanos, provam que o MTA parece ser um cimento com apropriadas propriedades na restauração de perfurações radiculares, embora se aconselhe a realização do tratamento endodôntico na consulta imediatamente seguinte à sua colocação, para diminuição da hemorragia e permitindo a descontaminação de todos os canais com hipoclorito de sódio (Unal *et al.*, 2010). Além disso, apresenta uma capacidade indutora de biomineralização, com formação de estruturas dentinárias e cementárias no local da ruptura (Gomes-Filho *et al.*, 2011; Unal *et al.*, 2010).

Os estudos de Oliveira *et al.* e Silveira *et al.* (*cit in* Unal *et al.*, 2010) reportaram perfurações de furca, em dentes decíduos tratados com MTA, e registaram os resultados finais, obtendo uma taxa de sucesso clínico e radiográfico significativa. Maine *et al.* (*cit in* Unal *et al.*, 2010), noutro estudo, concluiu que este cimento providencia uma efectividade seladora fiável e pode ser considerado um material com bom prognóstico neste tipo de perfurações, enquanto Economies *et al.* (*cit in* Unal *et al.*, 2010) reportou a biocompatibilidade do mesmo, quando simulou a reparação dos tecidos periodontais, com deposição de cimento e inflamação de estudos *in vivo*, com cães (Unal *et al.*, 2010).

Por outro lado, tendo em conta a nível de microinfiltração em perfurações tapadas com MTA, segundo os trabalhos de Lee, Monsef, Torabinejad e Torabinejad *et al.* (*cit in* Neto, 2003), não foram encontradas falhas no interface material-dente, embora estes resultados possam ser adulterados devido ao tipo de estudo de análise da microinfiltração (Neto, 2003; Unal *et al.*, 2010).

Normalmente, na tentativa de avaliar o nível de microinfiltração entre o material e o dente, são utilizadas técnicas de coloração, uma vez que são fáceis de efectuar e não necessitam de materiais sofisticados para a sua avaliação. No entanto, apesar da sua

popularidade, apresentam algumas desvantagens como um tamanho molecular inferior ao tamanho de uma bactéria, os estudos não analisarem toda a superfície de infiltração e o facto de serem estáticas, não reflectindo a dinâmica de interacção com os tecidos periapicais (Hamad *et al.*, 2006).

O azul-de-metileno é o corante mais comumente utilizado, em diferentes concentrações e tempos de imersão. No entanto, alguns materiais utilizados em MD, têm a capacidade de diminuir e/ou alterar a estabilidade da cor deste corante, reduzindo a sua intensidade óptica e, como tal, fazendo questionar a sua utilização e os resultados obtidos nos estudos em que foi utilizado, tanto em perfurações como na obturação retrógrada, por exemplo (Vogt *et al.*, 2006). De acordo com Wu (*cit in* Vogt *et al.*, 2006), o MTA promove uma redução de 73% da densidade óptica do azul-de-metileno, promovendo falsos negativos nos estudos das microinfiltração.

Nos estudos acima citados (Neto, 2003), todos os autores referidos utilizaram a técnica da coloração com o marcador azul-de-metileno, o que faz antever que o resultado negativo a qualquer tipo de infiltração pode ser erróneo. Os estudos de Silva Neto *et al.* (*cit in* Neto, 2003) confirmaram estes resultados.

Apesar do nitrato de prata ter um peso molecular mais baixo quando comparado com o azul-de-metileno, ficou demonstrado no estudo de Vogt *et al.* (2006), que apresenta uma penetrabilidade mais baixa, assim como já foi posto em hipótese que uma reacção química promove a penetração do nitrato de prata no próprio MTA (Vogt *et al.*, 2006).

A presença de uma matriz parece ser necessária para melhorar a adaptação do MTA, similar à matriz metálica utilizada nas classes II para colocação de amálgama, por exemplo. Estudos com IRM, sem matriz, mostraram maiores doses de absorção de azul-de-metileno pelo IRM, que decrescem com grande significado quando esta era utilizada, mostrando uma melhor adaptação. A matriz prevenia a extrusão excessiva e controlava a mistura, dando melhor adaptação e selabilidade. Com base no estudo de Hashem *et al.* (2008), pode-se concluir que o *ProRoot* MTA tem uma grande capacidade seladora e

pode ser usado sem matriz em reparações de perfurações de furca, enquanto o MTA *Angelus* e o IRM deve ser utilizado com uma matriz interna (Hashem *et al.*, 2008).

Desde 1993, o *GMTA* passou por uma série de alterações uma vez que um estudo recente de Asgary *et al.* (*cit in* Hamad *et al.*, 2006) detectou apenas pequenas quantidades de fósforo e predominância de óxidos no *ProRoot* MTA – CaO, o SiO₂ e o Bi₂O₃ –. A única diferença advém da diminuição do óxido de ferro usado no *ProRoot WMTA*, causando a mudança de cor, e as percentagens de cálcio, alumina e sílica em cada um (Hamad *et al.*, 2006). Desde 2003, a *Dentsply* alterou o tamanho da distribuição dos cristais em ambos os cimentos *ProRoot* por serem menores a 10 µm, mostrando que o tamanho pode alterar as propriedades físicas do cimento. Partículas mais pequenas aumentam a superfície disponível para hidratação, aumentando a força de ligação entre estas (Hamad *et al.*, 2006).

Uma das propriedades mais importantes de um material selador é a sua capacidade de molhabilidade, ou seja, a capacidade de fluir e penetrar nas irregularidades dos canais acessórios do sistema tridimensional de canais. De acordo com as especificações da ADA e da ISO, os testes promovidos por estes apresentam os 20mm como o diâmetro mínimo requerido para um cimento apresentar uma boa propriedade de fluxo (Bernards *et al.*, 2010).

As estatísticas mostram, em testes efectuados por Bernards *et al.* (2010), que o *AH Plus* tem maior potencial obturador que os outros cimentos (Tabela nº3), resultados comprovados por outros estudos como o de Siqueira *et al.* (*cit in* Bernards *et al.*, 2010; Mota *et al.*, 2010; Vanni *et al.*, 2010).

Tabela nº4 - Comparação de três materiais diferentes na obturação em Endodontia, tendo em conta os mm de fluxo. Adaptado de Bernards *et al.*, 2010; Mota *et al.*, 2010.

Material	Tamanho (mm)	Desvio padrão
Sealer 26	29.51 mm	0.41
AH Plus	37.47 mm	1.50
MTA Obtura	27.65 mm	1.46

Além disso, esta é também influenciada pelo tamanho das partículas, sendo que as mais pequenas fornecem maior capacidade de fluxo ao cimento. Idealmente, um selador deve ter um fluxo moderado, uma vez que, se for excessivo, esta característica fica intimamente ligada com o risco de extravasamento apical do material. No entanto, no estudo de Bernards *et al.* (2010), o MTA obtura apresentou a pior taxa de fluxo, no entanto, superior ao mínimo requerido pela ADA. Devido a esta propriedade, pensa-se que tenha mais dificuldade em penetrar nas ramificações e irregularidades do que os outros selantes testados. Mais estudos são necessários (Bernards *et al.*, 2010).

Apesar de várias investigações tentarem determinar as propriedades selantes do *GMTA*, apenas 3 estudos foram publicados comparando a habilidade seladora do *GMTA* e do *WMTA*. Os resultados de Hamad *et al.* (2006) foram consistentes com dois dos três estudos, uma vez que Ferris *et al.* (*cit in* Hamad *et al.*, 2006) não encontrou diferença entre os dois cimentos no selamento de lesões de furca de molares humanos extraídos e Al-Hezaimi *et al.* (*cit in* Hamad *et al.*, 2006) não encontrou diferenças na saliva entre o *GMTA* e o *WMTA* quando usados como obturação retrógrada de canais radiculares.

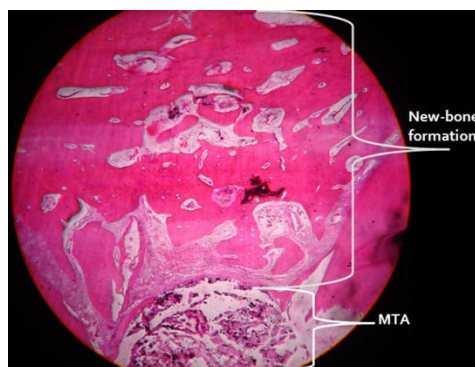


Imagem nº9 - Lesão de furca reparada com MTA e formação de novo osso. Adaptado de Neto *et al.*, 2012.

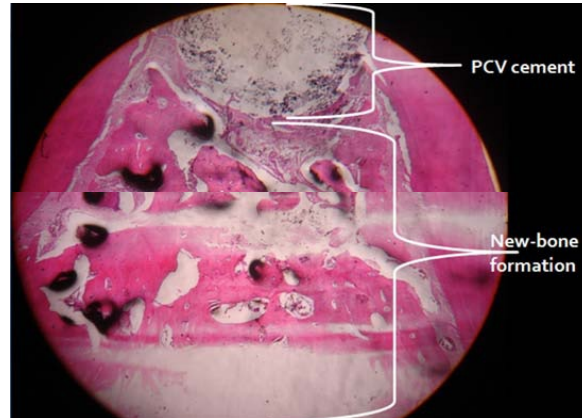


Imagem nº10 - Lesão de furca reparada com CP e a formação de novo osso. Adaptado de Neto *et al.*, 2012

i.2) Estudos comparativos MTA vs amálgama

O estudo de Ford *et al.* (*cit in* Fukunaga *et al.*, 2007) baseou-se na observação da utilização do MTA, comparativamente à amálgama, no tratamento de perfurações de furca em cães, efectuando perfurações nos soalhos das cavidades pulpares dos dentes. Destes, metade foram restaurados com amálgama e a outra metade com MTA. Após a exposição à cavidade oral durante 6 semanas, houve a formação de cemento sobre o MTA em 83.33% dos casos, sem presença bacteriana, com ausência de proliferação epitelial e inflamação moderada em 16.66% dos casos. No grupo onde as perfurações ficaram expostas ao meio bucal, obteve-se a formação de cemento sobre o MTA em 28.57%, com ausência bacteriana, proliferação epitelial em 42.85% e inflamação moderada e severa na percentagem de 28.57%. O MTA acabou por demonstrar maior efectividade do que a amálgama (Fukunaga *et al.*, 2007).

i.3) Estudos comparativos MTA vs hidróxido de cálcio

No estudo de Holland *et al.* (2002), foi colocado hidróxido de cálcio e MTA em tecido subcutâneo de ratos, *in vivo*. Ambos os materiais determinaram a formação de granulações e uma ponte de tecido duro subjacente, demonstrando que o mecanismo de acção de ambos é semelhante. Ao realizar a preparação do pó de MTA com água, após o endurecimento de MTA, forma-se óxido de cálcio, que reage com os fluidos tecidulares

e se dissocia em iões de cálcio e de hidroxila. Em contacto com os tecidos, o MTA reage com estes, dando origem às granulações que atraíam e acumulavam fibronectina, permitindo a adesão e diferenciação celular e formando uma ponte de tecido duro (Holland *et al.*, 2002; Mota *et al.*, 2010).

Visando a reparação dos tecidos adjacentes às perfurações radiculares, Stavileci *et al.* (2008) estudaram os efeitos do cloreto de cálcio misturado com MTA, em diferentes quantidades. Testaram o pH e a libertação de cálcio em tempos diferentes. A adição de 5% de cloreto de cálcio determinou um pH mais baixo no MTA, já com 10% elevou-se o pH deste e libertou mais cálcio para os tecidos adjacentes à perfuração. Demonstrou-se com isto, que o cloreto de cálcio melhorou as propriedades biológicas do MTA (Centenaro & Palma, 2011).

ii) Apicetomia e obturação retrógrada

A obturação retrógrada refere-se, normalmente, a dentes com infecções periapicais persistentes ou quando a terapia convencional falha. Alguns materiais, apesar de controversos entre os Endodontistas, são indicados como materiais de obturação retrógrada, inclusive a amálgama, as resinas compostas, o IRM, o ionómero de vidro, a *gutta-percha*, os cimentos de óxido de zinco eugenol, os policarboxilatos e o MTA. A maioria apresenta desvantagens a nível da citotoxicidade e da microinfiltração. O MTA é, correntemente, uma escolha popular neste tipo de tratamentos uma vez que parece apresentar um nível superior de biocompatibilidade e de capacidade seladora (Cohen & Hargreaves, 1994; Isla *et al.*, 2006).

O objectivo primário de uma obturação retrógrada é a existência de um segundo selamento. Apesar de só mais recentemente o MTA ter sido comercializado, as suas características fazem com que seja muito solicitado para este tipo de tratamentos. O sucesso clínico após estes tratamentos situa-se entre os 58% e os 96%, dependendo do diagnóstico, das amostras do controlo e randomização das mesmas e de um critério uniformizado de avaliação. Apesar de serem complicados de serem atingidos, os ensaios

clínicos randomizados são os que fornecem maiores e melhores informações (Lindeboom *et al.*, 2005).

Muitos materiais foram utilizados como materiais de obturação retrógrada, incluindo a amálgama, a *gutta-percha*, o óxido de zinco eugenol, o IRM ®, o *Super-EBA*, o ionómero de vidro, o *Cavit*, as resinas compostas e o MTA, e embora o MTA apresente boas propriedades, o material ideal ainda não foi encontrado (Al-Hiyasat *et al.*, 2010). Estes materiais encontram-se em contacto com os tecidos periapicais, requerendo uma biocompatibilidade acrescida, aderir à estrutura dos tecidos duros dentários, estável dimensionalmente, resistente à dissolução, antibacteriano, radiopaco e facilmente manipulável.

A migração dos fibroblastos, a ligação e a orientação dos mesmos são passos um pré-requisito para o seguinte processo de regeneração. Como a ligação celular é a fase inicial da função celular, foi considerado como o indicador mais sensível de citotoxicidade. A citotoxicidade *in vitro* destes materiais representa o primeiro estágio dos testes a materiais utilizados para o efeito do biomaterial no número celular, no crescimento celular, na integridade da membrana, na actividade enzimática ou nos efeitos genéticos, assim como a adesão celular foi sugerida como critério de avaliação (Al-Hiyasa *et al.*, 2010).

Os microrganismos representam uma peça chave no desenvolvimento e na progressão das patologias pulpares e periapicais, bem como nas falhas dos tratamentos endodônticos. A falha de um tratamento endodôntico inicial ou erros acidentais como as perfurações podem ser tratados com sucesso através de modalidades cirúrgicas. O resultado do tratamento depende da eliminação com sucesso das bactérias e dos tecidos infectados associados, assim como do selamento com efectividade da zona apical para prevenir futuras contaminações (Hezaimi *et al.*, 2006).

A manipulação do MTA pode ser influenciada por variáveis como a quantidade de água utilizada durante a mistura, procedimento de mistura, humidade ambiental, pressão e temperatura. No entanto, o MTA é capaz de libertar, parcialmente as suas fracções

solúveis em ambientes aquosos. Preparações de diferentes proporções água/pó podem apresentar diferentes solubilidades, com a taxa a aumentar à medida que o rácio água/pó também aumenta (Hezaimi *et al.*, 2006).

A susceptibilidade de *E. faecalis* e de *S. sanguis* tanto ao *GMTA* como ao *WMTA* é diferente. O *GMTA* é efectivo contra *S. sanguis* a uma concentração de 3.12 mg/ml, enquanto contra o *E. faecalis* só o é em concentrações de 12.5 mg/ml ou superiores. Já o *WMTA* não foi efectivo em nenhuma concentração contra o *E. faecalis* no teste de Hezaimi *et al.* (2006). Este pode implicar variações na tolerância a certos componentes do MTA e podem, também, ter um papel importante na interacção dos mesmos (Hezaimi *et al.*, 2006).

Tendo isto em conta, é reportado que o principal componente químico a ser libertado pelo MTA em solução aquosa é o hidróxido de cálcio. Especula-se que o aumento de pH resultante da dissociação do hidróxido de cálcio em cálcio e iões de hidróxido pode ser responsável pela acção antimicrobiana das preparações de MTA contra *E. faecalis* e *S. sanguis*. No entanto, e assumindo que a diferença entre os dois cimentos é de apenas 6%, o aumento do pH, isolado, não pode explicar as diferenças de acção antibacteriana entre preparações usadas no estudo de Hezaimi *et al.* (2006). Pode-se assumir, como hipótese, que componentes como o ferro também têm um papel importante nesta acção. Estes resultados estão em concordância com Sipert *et al.* e Eldeniz *et al.* (*cit in* Hezaimi *et al.*, 2006) que reportam que o MTA pode atrasar ou inibir o crescimento de *E. faecalis*. No entanto, estes estudos vão contra o de Torabinejad *et al.* (*cit in* Hezaimi *et al.*, 2006) que não encontrou efeito inibitório contra o *E. faecalis*. Estas diferenças podem ser provocadas por variações na metodologia ou na composição dos materiais (Hezaimi *et al.*, 2006).

O MTA, por seu lado, fornece uma superfície dura (diferente do hidróxido de cálcio), não-reabsorvível, com adaptação à cavidade comparável ao *Super-EBA*, levando à reparação tecidual similar à encontrada com o hidróxido de cálcio (Cohen & Hargreaves, 1994).

No entanto, a principal desvantagem do MTA advém da sua difícil colocação, manuseamento e ao seu longo tempo de presa, resultando em desaparecimento de material e falta no selamento apical (Maltezos *et al.*, 2006).

Os materiais retroobturadores devem apresentar radiopacidade suficiente para serem, radiograficamente, distinguidos das estruturas que os rodeiam como o dente ou o osso alveolar, e para revelar espaços abertos e contornos inapropriados. No estudo de Borges *et al.* (2011), apenas o *ProRoot* MTA cinzento e branco e o *MTA-Bio*, entre os materiais estudados, têm as densidades recomendadas pela ADA talvez por terem mais 20% de óxido de bismuto na sua composição. No entanto, outros estudos reportam uma menor quantidade na composição do *MTA-Bio*, justificando a sua baixa radiopacidade quando comparado com qualquer dos *ProRoot* (Borges *et al.*, 2011).

O estudo de Baek *et al.* (*cit in* Belardinelli *et al.*, 2007) avaliou a resposta tecidual e a regeneração do cimento em canais retroobturados com MTA, amálgama e *Super-EBA*, observando uma resposta mais favorável com o MTA, com uma neoformação de cimento, sugerindo que se obtém uma barreira biológica no ápice com MTA. Este estudo mostrou ainda, claramente, que a amálgama não é biologicamente adequada como material retroobturador, embora tenha sido o *Super-EBA*, de todos, a mostrar menor infiltrado celular inflamatório. Células plasmáticas, linfócitos e células gigantes foram encontradas frequentemente com uma pequena presença de polimorfonucleados (PMNs). Não houve crescimento em redor da amálgama nem do *Super-EBA* mas, na maioria dos casos, cresceu com MTA (Mota *et al.*, 2010).

Uma parte do cálcio libertado pelo MTA/CP tem origem no hidróxido de cálcio produzido pela hidratação do cimento, e outra parte no tungstênio de cálcio presente na mistura. O estudo de Duarte *et al.* (2002) demonstra isso mesmo e que os valores mais altos de pH foram alcançados entre as 3 e as 24 horas, podendo justificar porque *WMTA* o libertava menos cálcio, uma vez que tem um tempo de trabalho mais pequeno que o *ProRoot* MTA e o CP. A adição de radiopacificador aumentou o tempo de trabalho do CP uma vez que afectaram a hidratação e alteraram o tempo de trabalho (Duarte *et al.*, 2002).

A literatura mostra uma reacção para o *ProRoot* MTA entre 40 a 140 minutos (inicial e final, respectivamente). Estes valores são mais altos dos que os obtidos para o MTA *Angelus* e estão relacionados com a presença ou ausência de sulfato de cálcio nestes cimentos, que resulta no aumento ou decréscimo do tempo de reacção (Duarte *et al.*, 2002).

Vivan *et al.* (*cit in* Duarte *et al.*, 2002) adicionou 3% de sulfato de cálcio ao CP, obtendo um maior tempo de reacção do que o MTA *Angelus*, levando a supor que este apresenta pouco sulfato de cálcio na sua composição. Tem sido reportado que cimentos com mais tempo de reacção têm maior tendência para a dissolução durante a cirurgia endodôntica, enquanto os tempos demasiado curtos podem impor dificuldades técnicas durante a aplicação do material pelo seu endurecimento rápido (Duarte *et al.*, 2002).

Nas análises de solubilidade, os materiais, segundo a ANSI/ADA devem ter um valor mínimo de 57/2000, sem uma solubilidade superior a 3%. Além disso, é recomendada a imersão dos materiais para testes de coloração após a reacção estar completa, o que é difícil de mimetizar em condições clínicas *in vivo*, uma vez que o material entra imediatamente em contacto com os fluidos orais (Duarte *et al.*, 2002).

Os estudos *in vitro* têm uma significância limitada uma vez que não são feitos sob as condições biológicas ambientais reais, além de que os resultados em animais, *in vivo*, apenas podem ser extrapolados para humanos com muita precaução uma vez que os ensaios clínicos envolvem protocolos e *design* com numerosas variáveis que fazem as comparações praticamente impossíveis (Sánchez *et al.*, 2008).

ii.1) MTA vs IRM na obturação retrógrada

O estudo de Lindeboom *et al.* (2005) compara a utilização de IRM e MTA na obturação de diferentes dentes monorradiculares, não incluindo as raízes de molares uma vez que não está provado que os resultados das Endodontias em mono e em multirradiculares possam ser comparadas. Após um ano de *follow-up* não foi descoberta nenhuma diferença significativa, sendo este resultado consistente com resultados de estudos

similares publicados. Os sintomas durante o *follow-up* foram raros e as falhas visíveis nos tratamentos ocorreram como descobertas radiográficas esporádicas (Lindeboom *et al.*, 2005).

Schwartz-Arad *et al.* (*cit in* Lindeboom *et al.*, 2005) analisaram, em estudos clínicos retrospectivos, os resultados da amálgama e do IRM como material retroobturador, encontrando cura em 50% e 18.8% dos casos, respectivamente, sendo que o autor acha que seria necessário mais do que um ano de *follow-up*.

Os cimentos baseados em MTA têm sido investigados a nível mundial para aplicações endodônticas. O uso de material retroobturador, em animais, mostrou a indução de uma resposta inflamatória baixa, assim como é usado como protector e reparador de perfurações, e uma barreira para dentes com ápices abertos. Apesar de ser usado mais do que outro material, é muito caro, limitando o seu uso (Borges *et al.*, 2011).

No estudo de Otani *et al.* (2011), dentes sem polpa e onde foi promovida uma periodontite apical por contaminação do canal radicular, com posterior apicetomia, mostrou que os tecidos e contacto com IRM continham células inflamatórias, embora o grau da mesma fosse baixo e este seja cientificamente aceitável. Foi também reportado que a longo prazo, apresenta uma selabilidade inadequada. Aquando da observação do tecido em contacto com o MTA, houve um depósito constante de cimento e uma prevenção da microinfiltração. Embora os estudos mostrem que, ao longo do tempo, o MTA vai perdendo a sua capacidade seladora, permitindo infiltrações, o facto de promover a deposição de cimento pode ajudar na prevenção das mesmas embora os estudos sobre este facto sejam escassos (Otani *et al.*, 2011).

ii.2) MTA vs amálgama na obturação retrógrada

Uma revisão englobando estudos clínicos sobre os cimentos dentários utilizados em obturações retrógradas, mostravam que a amálgama é o material mais utilizado nos grupos de controlo e o MTA seria um material promissor (Aminoarbian *et al.*, 2012). As vantagens da amálgama são o seu baixo custo, a sua facilidade de manuseamento e o

seu sucesso clínico demonstrado, sendo que as desvantagens passam pelo facto de ser um metal duro. O MTA parece apresentar melhores resultados a nível das infiltrações em diferentes estudos com o de Poste *et al.* (2010) e sua biocompatibilidade e o facto de ser uma técnica sensível aumenta as suas propriedades boas.



Imagem nº11 – Radiografia de pré-tratamento e radiografia de *follow-up*, 12 meses depois, de uma apicetomia com obturação retrógrada com MTA. Adaptado de Lindeboom *et al.*, 2005.

iii) Protecção pulpar directa

A reparação pulpar é um processo complexo cujos mecanismos não estão totalmente compreendidos, como por exemplo, a formação do tecido duro que se sobrepõe após um tratamento reparador. O processo inflamatório pode levar à reparação do tecido pulpar, com ou sem formação de uma ponte de dentina, a fibrose ou a necrose da polpa (Cavalcanti *et al.*, 2011).

O principal objectivo da protecção pulpar directa é a manutenção da vitalidade e da função da polpa dentária após exposição ao ambiente. Apesar de os materiais que se baseiam no hidróxido de cálcio terem sido extensivamente utilizados neste procedimento, devido ao seu potencial indutor da reparação dos tecidos duros e formação de uma ponte dentinária, o MTA, mais recentemente, tem recebido maior atenção como substituto do hidróxido de cálcio, apresentando resultados clínicos promissores (Okiji e Yoshida, 2009).

Análises histológicas e imunohistoquímicas em humanos e em animais demonstram a formação de dentina reparativa por células odontoblásticas originadas pela diferenciação de progenitores que proliferam sobre a protecção com MTA. Este cimento parece trabalhar na preservação da vitalidade pulpar em dentes permanentes, promovendo a formação de pontes dentinárias por dentinogénese induzida, parecendo ser mais consistente e proeminente do que a protecção com hidróxido de cálcio (Darvell & Wu, 2011).

Os resultados histológicos do estudo de Eskandarizadeh *et al.* (2011), com uma amostra de 10 dentes por cada grupo de estudo, apresentaram resultados superiores do MTA sobre o *Dycal*, assim como aconteceu em outros estudos, mesmo com uma amostra inferior de dentes humanos por grupo (Eskandarizadeh *et al.*, 2011). No entanto, os estudos comparativos entre o MTA e o hidróxido de cálcio são muitas vezes conflituosos aquando da análise da formação da ponte calcificada, não parecendo haver uma diferença significativa. Em contraste, outros mostraram superioridade do MTA a este nível e de inflamação pulpar (Eskandarizadeh *et al.*, 2011).

Enquanto algumas investigações em humanos, a nível de protecção pulpar, utilizam terceiros molares maxilares e mandibulares ou pré-molares candidatos para extracção, outros, como o de Eskandarizadeh *et al.* (2011), utilizam dentes permanentes intactos candidatos para extracção por razões ortodónticas, o que pode não mimetizar as condições clínicas reais, quando os dentes apresentam cáries ou inflamação aguda/crónica da polpa anterior ao tratamento. As preocupações éticas são uma das maiores razões que impedem os investigadores de fazer protecções em dentes com cárie uma vez que, quando a avaliação histológica é realizada, o dente tem de ser extraído para processamento do tecido (Eskandarizadeh *et al.*, 2011).

As investigações em animais, que comparam o *WMTA* e o *GMTA* na protecção directa pulpar, mostram uma resposta similar da polpa na primeira e segunda semana de intervalo após o procedimento. Nair *et al.* (*cit in* Eskandarizadeh *et al.*, 2011) assumem que os resultados em animais não são conclusivos nem transponíveis para humanos, embora o estudo de Eskandarizadeh *et al.* (2011) esteja de acordo com estudos prévios

realizados em animais e que não mostram diferença histológica com qualquer um dos materiais (Eskandarizadeh *et al.*, 2011).

As presenças de células inflamatórias na polpa com protecção, com ambos os tipos de MTA, no estudo de Eskandarizadeh *et al.* (2011), devem-se a restaurações da cavidade com amálgama. Apesar das excelentes capacidades seladoras do MTA terem sido confirmadas, não conseguem prevenir, totalmente, a microinfiltração das bactérias da cavidade oral através da restauração de amálgama (Eskandarizadeh *et al.*, 2011).

O processo reparativo após a exposição da polpa dentária, seguida por protecção pulpar depende do processo inflamatório que se desenvolve, influenciado pela citotoxicidade e pela habilidade dos materiais em induzir a produção de citocinas (Cavalcanti *et al.*, 2011). Já foi demonstrado que o MTA causa o movimento dos neutrófilos em direcção à cavidade e que este fenómeno depende dos macrófagos devido à libertação de mediadores inflamatórios. O MTA pode ser considerado um bom material de escolha porque aumenta a secreção de IL-1 e menos IL-8, responsáveis pela mediação inflamatória de cura, unido às outras vantagens biológicas como um bom selamento (Cavalcanti *et al.*, 2011).

O hidróxido de cálcio foi proposto como material de protecção pulpar nos estudos de Eda em 1961 e Holland, 1971 (*cit in* Koulaouzidou *et al.*, 2008), que revelaram bons resultados após a sua utilização, tanto morfológicamente como histoquimicamente, no entanto, sem o comparar com outros materiais (Koulaouzidou *et al.*, 2008).

iii.1) MTA vs Hidróxido de cálcio na protecção pulpar directa

Um estudo retrospectivo investigou os resultados de 108 pacientes, num total de 122 dentes com exposições pulpares, em que 69% dos dentes foram tapados com *ProRoot* MTA e 53 com pasta de hidróxido de cálcio, seguidos de exames num *follow-up* médio de 27 meses, com parâmetros clínicos e radiográficos incorporados e derivados de estudos prévios, efectuados por examinadores independentes calibrados (Mente *et al.*, 2010).

O principal objectivo do capeamento pulpar é a manutenção da integridade da polpa dentária após a sua exposição com a utilização de um material de protecção adequado. O hidróxido de cálcio nos estudos de Eda (1961) e de Holland (1971) *cit in* Briso *et al.* (2006) revelaram os bons resultados da sua utilização, tanto nos aspectos morfológicos como histoquímicos. A área de necrose, quando a polpa não está protegida por um bom selamento marginal dado pelos materiais restauradores, pode falhar na formação de tecido duro que deverá apresentar um aspecto parecido com a dentina (Briso *et al.*, 2006).

O estudo de Briso *et al.* (2006) utiliza o hidróxido de cálcio na zona da exposição na sua forma química pura, uma vez que a maioria dos estudos emprega um cimento de hidróxido de cálcio que pode incluir outras substâncias na sua composição, interferindo com os resultados. A importância das restaurações sem falhas no interface foi reportada por Kanka em 1990 (*cit in* Briso *et al.*, 2006), após visualização de problemas na polpa em dentes com falhas no selamento e penetração bacteriana.

Ford *et al.* (*cit in* Mota *et al.*, 2010), foram os primeiros a avaliar a performance do MTA na protecção pulpar e demonstraram que este é superior quando comparado com o hidróxido de cálcio. As pesquisas continuaram e em 2008, Accorinte *et al.* (2008) avaliaram a resposta histomorfológica de polpas dentárias humanas protegidas com MTA e hidróxido de cálcio. Todos os grupos responderam positivamente em termos de formação de tecido duro, resposta inflamatória e outros achados pulpare, com uma resposta inferior na formação de dentina em dentes com hidróxido de cálcio. A presença de tecido necrótico próximo do tecido duro sugere que o MTA, similarmente ao hidróxido de cálcio, causa necrose inicial por coagulação em contacto com o tecido conjuntivo pulpar (Mota *et al.*, 2010, Reis-Araújo *et al.*, 2007).

Estrela *et al.* (2000), investigaram a acção antibacteriana do MTA, CP, da pasta de hidróxido de cálcio, Sealapex[®] e Dycal[®] em amostras de materiais expostas a meios de cultura contendo *S. aureus*, *E. faecalis*, *Pseudomonas aeruginosa*, *Bacillus* e *Candida Albicans*. Os resultados mostram que o hidróxido de cálcio foi superior na inibição bacteriana em relação aos outros materiais testados (Fukunaga *et al.*, 2007).

iv) Obturação radicular de dentes com ápice imaturo

A formação completa da raiz e o fecho do forâmen apical continuam cerca de 3 anos após a erupção do dente. Se a polpa de dentes permanentes ainda imaturos for danificada, pode ocorrer necrose do dente, permitindo a entrada de bactérias e irritantes nos túbulos dentinários. Um tratamento endodôntico deve ser realizado antes que se inicie uma reabsorção radicular mas, uma vez que não existe a constrição apical natural do dente, torna-se uma dificuldade acrescida (Hunes & Aydinbelge, 2012).

Por um grande período de tempo, o hidróxido de cálcio foi o único material a ser utilizado na formação do ápice, tratamento que consistia em estímulos repetidos com hidróxido de cálcio, ao longo de seis a dezoito meses, até ao fecho apical, trazendo consigo inconvenientes como: a) o tratamento envolvia um grande número de visitas ao dentista, por um período de tempo muito longo, levando a re-infecção do dente e tornando mais difícil a realização de uma restauração permanente; b) fracturas cervicais ocorriam com frequência durante ou após o tratamento com hidróxido de cálcio, devido à fragilidade das paredes dentinárias do dente imaturo. Para evitar estes problemas, o uso de materiais que induziam a mineralização, como o MTA, começaram a ser utilizadas para formação de uma barreira apical (Beslot-Neveu *et al.*, 2010; Hunes & Aydinbelge, 2012). Com base nesta descoberta, o MTA parece ser apropriado para o selamento apical de canais radiculares com ápices abertos que impõem técnicas de obturação mais desafiadoras (Hayashi *et al.*, 2004).



Imagem nº12 - Radiografia que demonstra uma área de radiolucidez apical na zona dos incisivos. Foi realizada obturação com MTA, com regeneração da lâmina dura da área apical ao fim de 2 anos.

Adaptado de Hayashi *et al.*, 2004.

Na técnica de formação de uma barreira apical, os canais devem estar desinfectados temporariamente com hidróxido de cálcio antes da colocação do MTA, por duas semanas, uma vez que a preparação químico-mecânica dos canais não é suficiente para a desinfecção completa do sistema de canais radiculares. O MTA não deve ser empurrado para os tecidos periapicais e é recomendado o uso de microscópio para a apropriada colocação do mesmo. O estudo de Erdem & Sepet (*cit in Hunes et al.*, 2012) reporta um caso de extrusão apical do MTA onde não houve cura completa.

Apesar dos danos severos dos ápices dos dentes tratados no estudo de Hayashi *et al.* (2004), uma regeneração do tecido periapical foi observada ao fim de 2 anos após a obturação. Esta cura demonstra a alta habilidade de regeneração promovida pelo MTA tanto como barreira apical como aprofundação (Hayashi *et al.*, 2004).

6. Proximidade química entre o MTA e o CP – utilização do CP como alternativa ao MTA

Em 1824, Joseph Aspdin patenteou um produto denominado de Cimento de Portland, obtido a partir da calcinação da mistura de rochas calcárias provenientes da localidade de Portland, em Inglaterra, e materiais silico-argilosos. O produto calcinado, depois de finamente moído, apresentava propriedades aglomerantes quando misturado com água, além de estabilidade dimensional. A partir de então, o fabrico e as características físico-químicas deste cimento têm evoluído constantemente (Barbosa *et al.*, 2007).

Devido à presença, ou ausência, de ferrite e do óxido de bismuto, este cimento pode, igualmente, ter uma coloração branca ou cinzenta, sendo que o CP branco é classificado como estrutural ou não estrutural. O cimento não estrutural contém uma quantidade menor de clínquer e *gypsum*, 50% a 73%, o que altera as propriedades estruturais do material, uma vez que o clínquer aumenta a resistência do material e diminui a solubilidade. No entanto, tanto o CP como o MTA apresentam uma actividade antimicrobiana similar, biocompatibilidade, capacidade seladora, adaptação marginal, cicatrização tecidual e perirradicular, capacidade para a formação de barreiras de dentina, estabilidade dimensional e tolerância às misturas (Gonçalves *et al.*, 2010).

Em Medicina Dentária, o CP é estudado extensivamente como possível substituto do MTA devido ao seu baixo custo e à possibilidade da fácil obtenção do mesmo, embora sejam necessários mais estudos sobre a sua performance histológica em determinados casos, como na regeneração dos tecidos após o seu uso em perfurações radiculares (Gonçalves *et al.*, 2010; 52).

i) Comparação da composição do MTA com o CP

A similaridade entre o CP e o MTA não é acidental já que ambos são a inspiração e, simultaneamente, a matéria experimental. Na realidade, uma primeira patente referia o CP como um dos principais componentes do MTA, embora este tenha sido, durante muitos anos, contra-indicado no contexto dentário devido aos metais pesados existentes

na sua constituição, à falta de uma adequada radiopacidade, à distribuição errónea das partículas e à sua relativa alta solubilidade sob algumas formas, embora a sua capacidade antimicrobiana e seladora fosse substancial (Darvell e Wu, 2011).

O CP é desenhado para a construção civil e, como tal, ainda não está especificado na literatura um rácio de utilização para a MD, sendo utilizado com o mesmo rácio do que o MTA – 3:1 pó/líquido segundo o seu fabricante – resultando num preparado com uma consistência parecida à de uma sopa. O fabricante sugere que um excesso de pó pode ser adicionado à mistura, embora as características físico-químicas desta adição sejam desconhecidas, uma vez que os estudos existentes não mostram diferenças significativas entre diferentes concentrações de pó/líquido (Gonçalves *et al.*, 2010). A composição do MTA é similar ao CP tipo I, sem aditivos. A sua resistência à compressão é baixa, o que se pode tornar numa desvantagem na utilização do mesmo, como selante de perfurações radiculares (Neto *et al.*, 2010).

Ambos os cimentos são ricos em iões de cálcio, posteriormente convertidos em hidróxido de cálcio quando em contacto com a água, durante a reacção de hidratação. O hidróxido de cálcio dissocia-se depois em iões de cálcio e hidroxis, aumentando o pH da solução e promovendo um ambiente desfavorável para o crescimento bacteriano. Alternativamente, o aumento de pH e da concentração dos iões de cálcio ampliam a biocompatibilidade e promovem a acção dos cementoblastos que reparam os tecidos. Assim, diferentes concentrações de cálcio no cimento levarão a diferentes valores de pH. No entanto, o pH da solução acaba por estabilizar ao longo do tempo devido à saturação do hidróxido de cálcio (Gonçalves *et al.*, 2010).

Os resultados encontrados por Wucherpfenning & Green, Funteas, Wallac e Fochtman, Duarte *et al.* e Camilleri *et al.* (*cit in* Barbosa *et al.*, 2007) são concordantes no que diz respeito à semelhança na composição química entre o MTA e o CP. Os autores enfatizam a presença de óxido de bismuto na composição do MTA, o que lhe confere a radiopacidade como diferença fulcral, mas não são unânimes na não detecção total deste no CP, ainda que acrescentando a baixa concentração de arsénico em ambos.

A fórmula original do CP não apresentava óxido de bismuto, determinando uma baixa radiopacidade do mesmo e tornando-o impossível de distinguir dos outros tecidos dentários, não alcançando os requerimentos da ADA. Os estudos radiográficos implicam métodos digitais que determinam os valores cinzentos, envolvendo a digitalização radiográfica e *software* específico para determinar a radiopacidade dos cimentos. No entanto, mais recentemente, outras substâncias radiopacas têm sido adicionadas ao CP, alterando esta fraca propriedade, promovendo uma radiopacidade satisfatória, mais alta do que a da dentina, embora sejam necessários mais estudos para observar a não alteração das propriedades físico-químicas e biocompatibilidade originais do CP por estes agentes (Borges *et al.*, 2011).

A adição de óxido de bismuto na composição do CP, segundo Camilleri *et al.* (*cit in* Barbosa *et al.*, 2007) não interferiu na biocompatibilidade do mesmo, tendo este facto sido comprovado, *in vitro*, através do cultivo celular e de fotomorfologia, assim como *in vivo*, através de contacto com o tecido conjuntivo pulpar de ratos e cães (*cit in* Barbosa *et al.*, 2007). Pelo contrário, no estudo de Neto *et al.* (2010), a adição de óxido de bismuto alterou adversamente as propriedades físicas do CP, baixando a sua resistência mecânica e aumentando a porosidade, assim como diminuiu a resistência à compressão, contra-indicando a sua utilização em zonas que necessitem de grande resistência, como nas lesões de furca (Neto *et al.*, 2010).

Os cimentos cinzentos e brancos estruturais Portland contêm largas quantidades de clínquer, e como tal, alto pH. Resultados similares são encontrados no estudo de Islam *et al.* (*cit in* Gonçalves *et al.*, 2010), onde o pH de qualquer uma das formas do CP era mais alto do que no MTA. Em alternativa, no estudo de Duarte *et al.* (*cit in* Gonçalves *et al.*, 2010), era adicionada água fresca após a medição de cada pH, baixando-o consecutivamente mas necessitando de um longo período para estabilizar (Gonçalves *et al.*, 2010).

Martínez Lalis *et al.* (*cit in* Centenaro & Palma, 2011) analisaram a biocompatibilidade do CP Modificado (CPM) e do MTA em ratos, por via subcutânea, através da introdução de três tubos de silicone em cada rato (um contendo MTA, outro CPM e

outro vazio, de controlo). Após o sacrifício dos mesmos, houve um processamento histológico das amostras dos tecidos e análise das mesmas. O CPM mostrou uma reacção inflamatória num período de tempo mais curto, com atracção de eosinófilos e formação de tecido conjuntivo imaturo. O MTA obteve um infiltrado inflamatório similar ao CP, mas com ausência de eosinófilos e com tecido necrótico e células gigantes multinucleadas, durante o mesmo período de tempo. Após 30 dias, ou seja, num período ainda maior, observou-se a formação de tecido fibroso, com colagénio maduro a formar-se em ambos os materiais. Já os tubos de controlo não apresentaram a presença de eosinófilos durante todo o estudo. Isso indica uma resposta semelhante entre os materiais avaliados na perspectiva da biocompatibilidade e cicatrização dos tecidos (Centenaro & Pala, 2011).

Apesar da concentração de arsénico e de outros elementos ser baixa no MTA e no CP, é necessário pesar o efeito desses químicos aquando das suas aplicações clínicas. Para conhecer as propriedades físico-químicas do CP e do MTA, a quantidade de arsénico e de iões de cálcio libertadas desses materiais têm de ser medidas e avaliadas (Gonçalves *et al.*, 2010). No entanto, continua a existir uma resistência na utilização do CP como material de escolha na protecção pulpar directa, devido às informações incompletas que a literatura apresenta sobre a sua inocuidade e eficácia, uma vez que poucos artigos foram realizados com o CP na forma comercial actualmente disponível (Barbosa *et al.*, 2007).

ii) Alterações das propriedades dos cimentos por adição de diferentes substâncias como o CaCl₂

Uma vez que o manuseamento do MTA é complicado de realizar e o material apresenta uma pobre consistência, vários estudos tentam torná-lo mais coesivo e moldável, tal como o IRM, com alterações químicas promovidas pela adição de diferentes substâncias. Esta vontade de alterar as propriedades mais fracas do CP e do MTA, como o tempo de manipulação e de presa, levanta uma acesa discussão sobre a adição de aceleradores durante a reacção de hidratação (Guerriero-Tanomaru *et al.*, 2009).

A adição de glucose ou ácido cítrico em baixas concentrações – 0.1%, de ácido láctico e/ou de cloreto de cálcio (CaCl_2) –, como aceleradores do tempo de presa, tem sido proposta. O gluconato de lactato de cálcio (GLC) é um sal de cálcio solúvel, com ácido láctico e ácido glucónico, utilizado muitas vezes em comprimidos de cálcio mas pouco estudado como acelerador nas reacções do MTA (Lee *et al.*, 2011).

O CP e o MTA têm uma composição semelhante e apresentam as mesmas dificuldades de manuseamento e de colocação em certos ambientes. Para estudar a melhoria destas características, o estudo de Guerriero-Tanomaru *et al.* (2009), escolheu um aditivo industrial do cimento, o MC (metilcelulose) – que une as moléculas de água ao cimento, tornando-o mais dissolúvel, aumentando a coesividade e plasticidade, diminuindo a dispersão – para testar. Além deste, o CaCl_2 é usado para acelerar a reacção do CP, baixando o tempo de reacção de 3 a 4 horas por acelerar o tempo de hidratação e como tal, o da reacção. Embora o mecanismo de acção não seja totalmente compreendido, acredita-se que o CaCl_2 seja parcialmente consumido durante a hidratação, reagindo com o tricálcio de alumínio e formando cloroaluminato, penetrando nos poros do cimento e acelerando a hidratação dos silicatos, com rápida cristalização, reduzindo o tempo de presa (Bortoluzzi *et al. cit in* Lee *et al.*, 2011; Guerriero-Tanomaru *et al.*, 2009).

Como nota, é preciso ter em atenção que não existem testes estandardizados para avaliar as características de manuseamento dos materiais (Guerriero-Tanomaru *et al.*, 2009).

Concentrações mais altas de MC têm a capacidade de aprisionar ar e reter maiores quantidades de H_2O , alterando a sua força e retardando a sua reacção. No entanto, quantidades superiores a 2% de CaCl_2 apresentam efeitos adversos, com o risco de alterações dimensionais do cimento por secagem rápida. Embora o CP tenha sido avaliado primeiramente ao MTA, todas as concentrações usadas têm aumentado a capacidade de manuseamento dos materiais, aproximando-os do IRM (Guerriero-Tanomaru *et al.*, 2009).

A utilização de ácido cítrico também foi estudada por Lee *et al.* (2011). Uma percentagem de 0.1 parece acelerar a reacção mas, em quantidades inferiores, pode retardá-la devido à cristalização e à condução eléctrica. O CLG, por sua vez, reduz a água disponível na reacção, fazendo o CLG amorfo precipitar-se e ter um comportamento semelhante ao plástico, baixando o tempo de reacção do MTA (Lee *et al.*, 2011).

A força compressiva dos cimentos, que é comumente utilizada para avaliar misturas de cimentos, foi calculada para determinar se os aditivos tinham algum efeito adverso nas propriedades químicas dos cimentos. No estudo de Guerriero-Tanomaru *et al.* (2009), ao fim de 3 semanas, a força compressiva do CP era similar à reportada na literatura, numa proporção de 3:1, e o CaCl_2 aumentava-a significativamente em 24 horas, como seria de esperar, devido à aceleração da reacção inicial. Ao fim de 3 semanas, a adição de MC, com ou sem CaCl_2 , tinha reduzido significativamente a força compressiva do CP de controlo. No entanto, os estudos demonstram diferenças nas forças compressivas de diferentes MTA, mostrando que talvez a sua composição seja igualmente diferente. Alguns autores acreditam que um excesso de óxido de bismuto pode levar à diminuição da força do cimento e, ao contrário dos testes com CP, a adição de MC e CaCl_2 não altera, em 24 horas, a força compressiva do MTA. Acredita-se que seja por causa do MTA já ter a uma força compressiva baixa, quando comparado com o CP, pela adição do óxido de bismuto (Guerriero-Tanomaru *et al.*, 2009).

O estudo de Abdullah *et al.* (*cit in* Post *et al.*, 2010) reportou que a melhoria por adição do CaCl_2 não interferiu com a biocompatibilidade, nem com a potencial osteocondução do cimento, não alterando a conformação da forma base dos cristais nem com a sua composição química principal de cálcio e iões fosfato (Post *et al.*, 2010).

Tendo em conta estas características, no estudo de Lee *et al.* (2011), o tempo de reacção do MTA, quando este era misturado com aceleradores de hidratação, era menor do que quando misturado com água, mas a força compressiva e o pH também eram reduzidos. A força compressiva é importante em zonas onde a pressão oclusal é alta, como nas

lesões de furca e o pH apresenta um papel muito importante nas propriedades antimicrobianas o que pode reduzir as boas propriedades do MTA (Lee *et al.*, 2011).

Um tempo mais pequeno de reacção seria benéfico uma vez que permitiria menos contaminantes da cavidade oral que o afectem adversamente, promovendo uma colocação fiável do material restaurador (protecção pulpar) e diminuindo o período de saída do cimento. A combinação de MC e CaCl_2 diminui significativamente o tempo de reacção, como esperado, principalmente quando é utilizada 1% desta dicotomia (Guerrero-Tanomaru *et al.*, 2009).

Abdullah *et al.* (*cit in* Post *et al.*, 2010) adicionou entre 10% a 15% de CaCl_2 ao CP, obtendo resultados similares com aqueles encontrados no MTA e CP puros. O cloreto de cálcio é utilizado como aditivo do cimento na construção civil desde 1863, para regular o tempo de reacção, sendo o principal componente das substâncias aceleradoras, reduzindo a incorporação de água e permitindo ao cimento resistir à pressão hidrostática, impedindo a dissolução do cimento na mesma (Post *et al.*, 2010).

Neste estudo, o *ProRoot* MTA exibiu valores mais altos de infiltração, similares aos de Neto *et al.* (2010), mas diferentes da maioria dos autores talvez pela metodologia ser diferente, uma vez que demoraram 24 horas antes de pôr a mistura com técnica de coloração o que levou o MTA a alguma expansão, aumentando a capacidade seladora consequente enquanto no estudo de Post *et al.* (2010), foram imersos imediatamente após obturação retrógrada.

Torabinejad *et al.* (*cit in* Post *et al.*, 2010) observou uma maior infiltração em dentes com obturação e imediatamente colocados em tinta, sugerindo que isto advém do tempo de reacção longo, uma vez que os outros estudos demonstram uma infiltração marginal mínima ou ausente apesar de utilizarem o azul-de-metileno. De lembrar que o azul-de-metileno pode descolorir em contacto com materiais alcalinos, perdendo as suas capacidades.

O estudo de Miller (*cit in Post et al., 2010*) demonstrou uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos de *WMTA Angelus* com CaCl_2 e *WPC*, *WMTA Angelus* e *WPC* com CaCl_2 , *WPC* e CaCl_2 e *WPC*, *WPC* com CaCl_2 e *ProRoot MTA*. Genericamente, o CaCl_2 aumentou a capacidade seladora dos cimentos, sendo que o *WPC* com CaCl_2 foi, estatisticamente, superior aos outros cimentos, de acordo com o teste de Miller, devido à sua constituição não estrutural que contém pouco sulfato de cálcio quando comparado com os estruturais. O sulfato de cálcio permite o atraso no tempo de reacção do CP e por esta razão foi removido da fórmula do *WMTA Angelus*, que teve o segundo melhor resultado. Quando combinado com o efeito do CaCl_2 , o sulfato de cálcio acelerou o tempo de reacção, reduzindo a infiltração. O CP não estrutural é rico em materiais carbonatos, tornando-se mais fáceis de manobrar uma vez que as dimensões das partículas destes materiais intercalam-se com as partículas de outros componentes do cimento, actuando como lubrificante (*Post et al., 2010*).

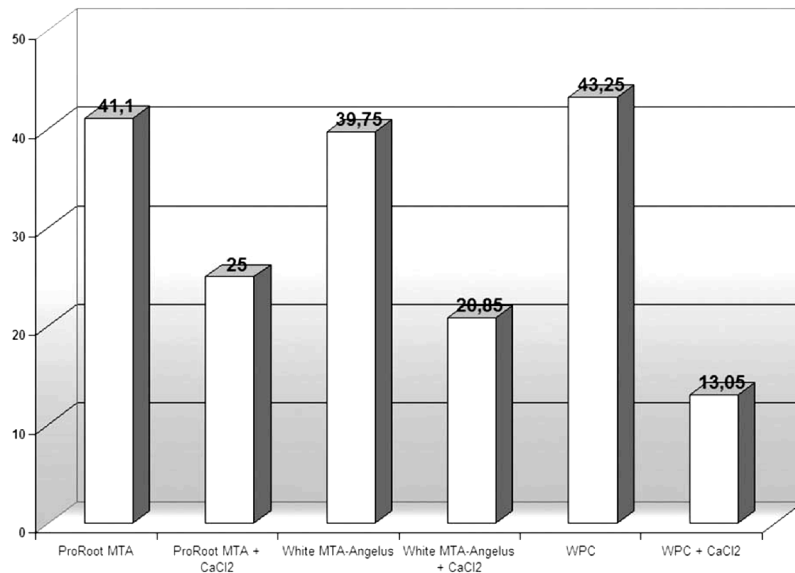


Imagem nº13 - Percentagem de microinfiltração no estudo de Post *et al.*, 2010. Adaptado de Post *et al.*, 2010.

III – Conclusão

Desde a sua descoberta, o MTA tem sido gradualmente mais utilizado em Medicina Dentária uma vez que as suas propriedades parecem ultrapassar as dos materiais conhecidos até ao momento. Entre estas vantagens encontra-se: o facto de a reacção ocorrer por hidratação, dando-lhe uma vantagem imediata sobre a amálgama ou o IRM; ter uma força compressiva ao nível dos outros materiais; ser biocompatível; induzir dentinogénese e cementogénese, entre outras.

Apesar das boas propriedades que o cimento de MTA parece apresentar, e a sua utilização frequente na Medicina Dentária de hoje em dia, continua a apresentar os mesmos problemas aquando da sua descoberta: potencial de descoloração do dente, presença de elementos tóxicos na sua composição, dificuldade de manuseamento, longo tempo de presa, custo elevado, a não descoberta de um solvente próprio para este material que permite alterar algumas das suas piores propriedades e a dificuldade da sua remoção.

Estas desvantagens limitam a sua utilização total na Medicina Dentária. Por exemplo, o facto de o tempo de presa ser muito longo acaba por tornar-se um impedimento para a obturação total, em Endodontia, de uma peça dentária. Além disso, a sua colocação em locais pequenas e em zonas de difícil acesso, como nas lesões de furca ou nas perfurações mais apicais, leva a que sejam necessários mais estudos clínicos com o objectivo de tornar o material mais maleável, diminuindo o seu tempo de presa e aumentando o seu tempo de manipulação.

No entanto, os estudos existentes e apresentados pela literatura continuam a mostrar falhas muito importantes para o conhecimento total deste material. Actualmente, ainda não se encontra totalmente esclarecido como actuam todos os tipos de MTA, nem o resultado da adição ou subtracção de certas moléculas, o mecanismo de indução da dentinogénese, além de se continuar a medir a quantidade de substâncias tóxicas que o MTA liberta e não a percentagem realmente presente no composto.

Os testes a que este cimento é sujeito também não mostram um protocolo *standard*, pelo que cada estudo parece apresentar a sua própria metodologia, o que pode implicar alterações nos resultados e dificuldades, senão impossibilitar, a comparação dos mesmos.

Assim, os próximos estudos poderiam passar por uma planificação e elaboração de um protocolo comum para avaliação da libertação de iões tóxicos ou a microinfiltração, por exemplo.

IV - Bibliografia

1. Al-Hiyasat, A., Al-sa'eed, O., Darmani, H. (2010). Quality of cellular attachment to various root-end filling materials. *Journal of Application Oral Science*, 20 (2);
2. Aminozarbian, M., BArati, M., Salehi, I., Mousavi, S. (2012). Biocompatibility of mineral trioxide aggregate ant three new endodontic cements: an animal study. *Dental Research Journal*, 9 (1), pp. 54-59;
3. Angelus. (2012). Angelus: produtos odontológicos. [Em linha]. Disponível em <http://www.angelus.ind.br/>. [Consultado em 3 de Maio de 2012];
4. Araújo, C. *et al.* (2007). Estudo histológico comparativo entre o MTA e o cimento de Portland. *Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo*, 189 (2), pp. 137-146;
5. Barbosa, A. *et al.* (2007). Propriedades do cimento Portland e sua utilização na Odontologia: revisão de literatura. *Pesquisa Brasileira de Odontopediatria e Clínica Integrada*, 7 (1), pp. 89-94;
6. Belardinelli, B., Lemos, É., Shimabuko, D. (2007). Avaliação *in vitro* da infiltração marginal em perfurações de furca utilizando-se agregado trióxido mineral e resina composta. *Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo*, 19 (3), pp. 250-256;
7. Ber, B., Hattom, J., Stewart, G. (2007). Chemical modification of ProRoot MTA to improve handling characteristics and decrease setting time. *Journal of Endodontics*, 33 (10), pp. 1231-1233;

8. Bernardis, R. *et al.* (2010). Evaluation of the flow rate of 3 endodontic sealers: Sealer 26, AH Plus and MTA Obtura. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 109; pp. 47-49;
9. Beslot-Neveu, A. *et al.* (2010). Mineral trioxide aggregate versus calcium hydroxide in apexification of non vital immature teeth: study protocol for a randomized controlled trial. *Trials Journal*, 12, pp. 174-182;
10. Borges, A. *et al.* (2011). Radiopacity evaluation of Portland and MTA-based cements by digital radiographic system. *Journal of Application Oral Science*, 19 (3), pp. 228-232;
11. Bramante, C. *et al.* (2008). Presence of arsenic in different types of MTA and white and gray Portland cement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 106, pp. 909-913;
12. Briso, A., Rahal, V., Mestreneur, S., Junior, E. (2006). Biological response of pulps submitted to different capping trials. *Brazilian of Oral Research*, 20 (3), pp. 219-225;
13. Britto, M., Macedo, R., Nabeshima, K. (2009). Avaliação da capacidade seladora do Agregado Trióxido Mineral – MTA e cimento de *Grossman* em perfurações na região de furca. *Electronic Journal of Endodontics*, 8 (2), pp. 231-237;
14. Cavalcanti, B. *et al.* (2011) Pulp capping materials exert an effect on the secretion of IL-1 β and IL-8 by migrating human neutrophils. *Brazilian Oral Research*, 25 (1), pp. 13-18;
15. Centenaro, W., Palma, L. (2011). Relato do uso de MTA (Agregado Trióxido Mineral) em caso de perfuração radicular de dente permanente. *Erechim*, 35 (129), pp. 7-16;

16. Chang, S. *et al.* (2011). Heavy metal analysis of Ortho MTA and ProRoot MTA. *Journal of Endodontology*, 37 (12), pp. 1673-1677;
17. Cohen, S., Hargreaves, K. (1994). Pathways of the pulp. São Francisco, Mosby-Year Book.
18. Darvell, B., Wu, R. (2011). “MTA” – Na hydraulic silicate cement: review update and setting reaction. *Dental Materials*, 27, pp. 407-422;
19. De-Deus, G. *et al.* (2009). Negligible expression of arsenic in some commercially available brands of Portland cement and Mineral Trioxide Aggregate. *Journal of Endodontics*, 35 (6), pp. 887-890;
20. Dentsply. (2012). Dentsply Dental Forum. [Em linha]. Disponível em http://www.dentsply-asia.com/forum/pro_root.htm. [Consultado em 3 de Maio de 2012];
21. Dentsply. (2012). The new ProRoot MTA from Dentsply. [Em linha]. Disponível em http://www.nature.com/bdj/journal/v193/n7/fig_tab/4801579i5.htm. [Consultado em 3. de Maio de 2012];
22. Duarte, M. *et al.* (2002). Effect of different radiopacifying agents on the physicochemical properties of White Portland cement and white Mineral Trioxide Aggregate. *Journal of Endodontics*, 38 (3), pp. 394-397;
23. Eskandarizadeh, A., Shahpaasandzadeh, M., Shahpasandzadeh, M., Torabi, M., Parirokh, M. (2011). A comparative study on dental pulp response to calcium hydroxide, white and grey mineral trioxide aggregate as pulp capping agents. *Journal of Conservative Dentistry*, 14 (4), pp. 351-355;

24. Faraco, J., Holland, R. (2004). Histomorphological response of dog's dental pulp capped with White Mineral Trioxide Aggregate. *Brazilian Dental Journal*, 15 (2), pp. 104-108;
25. Fukunaga, D. *et al.* (2007). Utilização do Agregado Trióxido Mineral (MTA) no tratamento das perfurações radiculares: relato caso clínico. *Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo*, 19 (3), pp. 347-353;
26. Gomes-Filho, J. *et al.* (2009). Evaluation of the tissue reaction to fast endodontic cement (CER) and Angelus MTA. *Journal of Endodontics*, 35 (10), pp. 1377-1380;
27. Gomes-Filho, J. *et al.* (2010). Evaluation of alveolar socket response to Angelus MTA and experimental light-cure MTA. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 110, pp. 93-97;
28. Gomes-Filho, J. *et al.* (2011). Evaluation of rat alveolar bone response to Angelus MTA or experimental light-cured Mineral Trioxide Aggregate using fluorochromes. *Journal of Endodontics*, 37 (2), pp. 250-259;
29. Gonçalves, J. *et al.* (2010). Evaluation of physico-chemical properties of Portland cements and MTA. *Brazilian Oral Research*, 24 (3), pp. 277-283;
30. Guerriero-Tanomaru, J. *et al.* (2009). Radiopacity evaluation of root canal sealers containing calcium hydroxide and MTA. *Brazilian Oral Research*, 23 (2), pp. 119-123;
31. Hamad, H., Tordik, P., NeClanahan, S. (2006). Furcation perforation repair comparing Gray and White MTA: a dye extraction study. *Journal of Endodontics*, 32 (4), pp. 337-340;

32. Hashem, A., Hassanien, E. (2008). ProRoot MTA, MTA-Angelus and IRM used to repair large furcation perforations: sealability study. *Journal of Endodontics*, 34 (1), pp. 59-61;
33. Hayashi, M., Simizu, A., Ebisu, S. (2004). MTA for obturation of mandibular Central Incisors with open apices: case report. *Journal of Endodontics*, 30 (2), pp. 120-122;
34. Hezaimi, K. *et al.* (2006). Antibacterial effect of two mineral trioxide aggregate (MTA) preparations against *Enterococcus faecalis* and *Streptococcus sanguis in vitro*. *Journal of Endodontics*, 32 (11), pp. 1053-1056;
35. Holland, R. *et al.* (2002). Agregado Trióxido Mineral (MTA): composição, mecanismo de ação, comportamento biológico e emprego clínico. *Revista Ciências Odontológicas*, 5 (5), pp. 7-21;
36. Holland, R. *et al.* (2002). Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tubes filled with a white mineral trioxide aggregate. *Brazilian Dental Journal*, 13, pp. 23-26;
37. Holland, R. *et al.* (2007). Reaction of the lateral periodontium of dog's teeth to contaminated and noncontaminated perforations filled with mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 33 (10), pp. 1192-1197;
38. Hunes, B., Aydinbelge, H. (2012). Mineral Trioxide Aggregate apical plug method for the treatment of nonvital immature permanent maxillary incisors: three case reports. *Journal of Conservative Dentistry*, 15 (1), pp. 73-76;
39. Isla, I., Chng, H., Yap, A. (2006). Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and Portland cement. *Journal of Endodontics*, 32 (3), pp. 193-197;

40. Koulaouzidou, E. *et al.* (2008). In vitro evaluation of the cytotoxicity of *ProRoot* MTA and MTA *Angelus*. *Journal of Oral Science*, 50 (4), pp. 397-402;
41. Koulaouzidou, E., Economides, N., Beltes, P., Geromichaelos, G., Papazisis, K. (2008). In vitro evaluation of the cytotoxicity of *ProRoot* MTA and MTA *Angelus*. *Journal of Oral Science*, 50 (4), pp.397-402;
42. Lee, B. *et al.* (2011). Improvement of the properties of Mineral Trioxide Aggregate by mixing with hydration accelerators. *Journal of Endodontics*, 37 (10), pp. 1433-1437;
43. Lessa, F. *et al.* (2010). Cytotoxic effect of White-MTA and MTA-Bio cements on Odontoblast-Like Cells (MDPC-23). *Brazilian Dental Journal*, 21 (1), pp. 24-31;
44. Lindeboom, J. *et al.* (2005). A comparative prospective randomized clinical study of MTA and IRM as root-end filling materials in single-rooted teeth in endodontic surgery. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 110, pp. 495-500;
45. Maltezos, C. *et al.* (2006). Comparison of the sealing of Resilon, Pro Root MTA, and Super-EBA as root-end filling materials: a bacterial leakage study. *Journal of Endodontics*, 32 (4), pp. 324-327;
46. Matsunaga, T. *et al.* (2010). Analysis of arsenic in gray and White Mineral Trioxide Aggregate by using atomic absorption spectrometry. *Journal of Endodontics*, 36 (12), pp. 1988-1990;
47. Mente, J. *et al.* (2010). Mineral Trioxide Aggregate or calcium hydroxide direct pulp capping: an analysis of the clinical treatment outcome. *Journal of Endodontics*, 36 (5), pp. 806-813;

48. Moretti, A. *et al.* (2008). Avaliação de pulpotomias utilizando formocresol, hidróxido de cálcio e Agregado Trióxido Mineral (MTA) em molares decíduos. *Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo*, 20 (3), pp. 247-253;
49. Mota, C. *et al.* (2010). Propriedades e aspectos biológicos do Agregado Trióxido Mineral: revisão da literatura. *Revista Odontológica da UNESP*; 39 (1), pp. 49-54;
50. MTA-Angelus. (2012). MTA Angelus on-line catalogue. [Em linha]. Disponível em <http://www.qedendo.co.uk/acatalog/MTA-Angelus.html>. [Consultado em 3 de Maio de 2012];
51. Neto, J. *et al.* (2010). Root perforations treatment using mineral trioxide aggregate and Portland cements. *Acta Cirúrgica Brasileira*, 25 (6), pp.470-484;
52. Neto, U. (2003). Capacidade seladora proporcionada por alguns matérias quando utilizados em perfurações na região de furca de molares humanos extraídos. *Journal of Application Oral Science*, 11 (1), pp. 27-33;
53. Okiji, T., Yoshida, K. (2009). Reparative dentinogenesis induced by mineral trioxide aggregate: a review from the biological and physicochemical points of view. *International Journal of Dentistry*, 124 (3), pp. 309-311;
54. Otani, K. *et al.* (2011). Healing of experimental apical periodontites after apicectomy using different sealing materials on the resected root end. *Dental Materials Journal*, 30 (4), pp. 485-492;
55. Parirokh, M., Torabinejad, M. (2010). Mineral Trioxide Aggregate: a comprehensive literature review – part I: chemical, physical and antibacterial properties. *Journal of Endodontics*, 36 (1), pp. 16-27;

56. Post, L. *et al.* (2010). Sealing ability of MTA and amalgam in different root-end preparations and resection bevel angles: an *in vitro* evaluation using marginal dye leakage. *Brazilian Dental Journal*, 21 (5), pp. 416-419;
57. Post, L. *et al.* (2010). Sealing ability of MTA and amalgam in different root-end preparations and resection bevel angles: an *in vitro* evaluation using marginal dye leakage. *Brazilian Dental Journal*, 21 (5), pp. 416-419;
58. Reis-Araújo, C. *et al.* (2007). Estudo histológico comparativo entre o MTA e o cimento de Portland. *Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo*, 19 (2), pp. 137-146;
59. Roberts, H., Toth, J., Berzins, D., Charlton, D. (2008). Mineral Trioxide Aggregate material use in endodontic treatment: a review of the literature. *Dental Materials*, 24, pp. 149-164;
60. Sánchez, A., Berocal, M., González, J. (2008). Metaanalysis of filler materials in periapical surgery. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal* , 13 (3), pp. 180-185;
61. Schembri, M., Peplow, G., Camilleri, J. (2010). Analyses of heavy metals in Mineral Trioxide Aggregate and Portland cement. *Journal of Endodontics*, 36 (7), pp. 1210-1215;
62. Tessare, P. *et al.* (2005). Características e Aplicações clínicas do agregado trióxido mineral – MTA. Uma nova perspectiva em Endodontia, revisão da literatura. *Electronic Journal of Endodontics*, 4 (1);
63. Torabinejad, M., Parirokh, M. (2010). Mineral Trioxide Aggregate: a comprehensive literature review – Part II: leakage and biocompatibility investigations. *Journal of Endodontics*, 36 (2), pp. 190-102;

64. Torabinejad, M., Parirokh, M. (2010). Mineral Trioxide Aggregate: a comprehensive literature review – Part III: clinical applications, drawbacks and mechanism of action. *Journal of Endodontics*, 36 (3), pp. 400-413;
65. Unal, G., Maden, M., Isidan, T. (2010). Repair of furcal iatrogenic perforation with mineral trioxide aggregate: two years follow-up of two cases. *European Journal of Dentistry*, 4, pp.475-481;
66. Vanni, J. *et al.* (2010). Radiographic evaluation of furcal perforations sealed with different materials in gods' teeth. *Journal of Applying Oral Science*, pp. 421-424;
67. Vogt, B. *et al.* (2006): Dentin penetrability evaluation of three different dyes in root-end cavities filled with mineral trioxide aggregate (MTA). *Brazilian Oral Research*, 20 (2), 132-136;