

Edvan Gomes de Oliveira Tibúrcio

Pulpotomia de dentes decíduos com cimento de Portland

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2015

Edvan Gomes de Oliveira Tibúrcio

Pulpotomia de dentes decíduos com cimento de Portland

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2015

Edvan Gomes de Oliveira Tibúrcio

Pulpotomia de dentes decíduos com cimento de Portland

Monografia Apresentada à Universidade Fernando Pessoa
como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre
em Medicina Dentária.

Resumo

A pulpotomia é um tratamento endodôntico conservador muito comum para dentes decíduos com grande extensão de cárie com atingimento da polpa coronária, este tratamento tem como objectivo preservar a polpa radicular ou parte dela. Vários materiais e técnicas têm sido empregues na realização de pulpotomias, cada um com a sua finalidade e as suas limitações.

O principal objectivo desta dissertação é analisar, a possibilidade terapêutica da utilização do cimento de Portland na realização de pulpotomias de dentes decíduos e compreender os mecanismos de acção do material assim como as suas propriedades físicas e químicas que tornam viável a sua utilização em pulpotomias de dentes decíduos.

A pesquisa bibliográfica foi realizada nas bases de dados: PubMed, e B-on onde foram utilizadas as palavras-chave em conjunto ou individualmente: *Portland cement*, *Pulpotomy*, *vital pulp therapy*, *primary teeth pulpotomy*. Também foram consultados livros e teses.

Tendo como base a literatura utilizada para desenvolver a dissertação, chegou-se à conclusão que o cimento de Portland é um material económico de fácil acesso e tem demonstrado bons resultados ao nível biológico e com elevado sucesso clínico e radiográfico, sendo possível a sua utilização em pulpotomias de dentes decíduos.

Abstract

The pulpotomy is a very common conservative endodontic treatment for deciduous teeth with deep caries extension with achievement of the coronary pulp, this treatment aims to preserve the radicular pulp or part of it. Various materials and techniques have been employed in the realization of pulpotomy, each with its purpose and its limitations.

The main objective of this dissertation is to analyze the possibility of the therapeutic use of Portland cement in the realization of pulpotomies on deciduous teeth and understand the mechanisms of action of the material as well as their physical and chemical properties that make it feasible to be used in pulpotomies of deciduous teeth.

The bibliographical research was held in databases: Pubmed, and B-on where the key words were used together or individually: *Portland cement, Pulpotomy, vital pulp therapy, primary teeth pulpotomy*. Were also consulted books and theses.

Based on the literature used to develop the dissertation, we come to the conclusion that Portland cement is an economic material and of easy access, it has shown good results at biological level and a high clinical and radiographic success, being possible to be used in pulpotomies of deciduous teeth.

Agradecimentos

Quero agradecer à minha família, em especial aos meus pais e à minha tia pelo apoio incondicional que sempre me deram, sempre presentes nos momentos mais importantes não só da minha vida como de todo o meu percurso académico.

Aos meus amigos de faculdade e companheiros de casa grandes amizades que levo para a vida.

À minha orientadora, Dra. Cristina Silva, pelo incentivo, apoio e disponibilidade que me proporcionou para a realização deste trabalho.

Índice

I. Introdução.....	1
II. Desenvolvimento.....	3
1. Materiais e métodos.....	3
2. Pulpotomia.....	5
i. Formocresol	8
ii. Glutaraldeído	9
iii. Sulfato Férrico	9
iv. Hidróxido de cálcio.....	10
v. Electrocirurgia	12
vi. MTA.....	12
3. Cimento de Portland	14
i. Composição química.....	14
ii. Manipulação, hidratação e tempo de presa	21
1. Manipulação	21
2. Hidratação	21

3.	Tempo de presa	23
iii.	pH.....	24
iv.	Adições ao cimento de Portland	25
1.	Óxido de Bismuto.....	27
2.	Óxido de zircônio	28
3.	Cloreto de cálcio.....	29
v.	Biocompatibilidade	31
vii.	Pulpotomia com cimento de Portland	33
III.	Conclusão	38
IV.	Referências Bibliográficas.....	41

Índice de Imagens

Imagem 1 - Normas Europeias da composição do cimento EN 197-1.....	15
Imagem 2 - Processo de produção do clínquer.....	17
Imagem 3 - Microscopia electrónica de varredura, ProRoot MTA (pó), ampliação 400×	20
Imagem 4 - Microscopia electrónica de varredura, CEM I (pó), ampliação 400×	20
Imagem 5 - Radiopacidade do: cimento de Portland (PC), cimento de Portland com a adição de óxido de bismuto (Bi_2O_3), cimento de Portland com adição de óxido de zircónio (ZrO_2), cimento de Portland com adição de trifluoreto de itérbio (YbF_3), agregado trióxido mineral (MTA)	26

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Principais componentes do Cimento de Portland 16

Tabela 2 - Composição mineralógica típica do cimento de Portland moderno..... 18

Tabela 3 - Tempo de presa do Cimento de Portland 23

Índice de Abreviaturas

MeSH: Medical Subject Headings

Mpa: Mega Pascal

MTA: Agregado trióxido mineral

mg/ml: miligramas por mililitro

mmAl: milímetro de Alumínio

pH: Potencial de Hidrogénio

%: Percentagem

°C: Graus Celcius

wt%: Percentagem de massa

µm: micrómetros

I. Introdução

A pulpotomia é um dos procedimentos clínicos mais aceites para o tratamento de dentes decíduos que apresentam inflamação da polpa coronária sem envolvimento da polpa radicular (Conti et al., 2009).

Este tratamento envolve a remoção da polpa coronária inflamada, de forma a criar condições para que o remanescente pulpar possa responder positivamente ao dano causado. As respostas do complexo dentino-pulpar a um estímulo de agressão à polpa podem ser deposição de dentina terciária, que aumenta a distância entre a lesão e a polpa, e redução da permeabilidade dentinária (Hargreaves et al., 2011).

Ao manter a polpa radicular com vitalidade permite a preservação das unidades dentárias até à época normal de esfoliação. Esta manutenção dos dentes decíduos na cavidade oral é de extrema importância, uma vez que a perda prematura pode levar a problemas de má oclusão, problemas estéticos, fonéticos e mastigatórios (Hargreaves et al., 2011).

Vários materiais e técnicas têm sido empregues na realização de pulpotomias, cada um com a sua finalidade e as suas limitações. Com a tendência evolutiva que se tem verificado ao longo do tempo, das técnicas e dos biomateriais novas alternativas têm sido estudadas com o objectivo de otimizar os resultados da pulpotomia de dentes decíduos.

Dos materiais mais utilizados podem-se destacar o formocresol, o sulfato férrico, o hidróxido de cálcio, o agregado trióxido mineral (MTA) e, mais recentemente o cimento de Portland que tem sido sugerido como um possível material para ser utilizado sobre a polpa dentária em pulpotomias (Conti et al., 2009, Oliveira et al., 2013). Outros materiais e técnicas também têm sido sugeridos na realização de pulpotomias tais com a electrocirurgia, laser, colagénio, glutaraldeído entre outros (Hargreaves et al., 2011).

O cimento de Portland já existe na história dos materiais de construção há muito tempo, data desde 1824 quando foi patenteado por Joseph Aspdin (Funteas et al., 2003).

Actualmente tem sido pesquisado no âmbito da saúde, mais especificamente na área da medicina dentária, como possível substituto de alguns materiais utilizados em procedimentos endodônticos tais como a realização de pulpotomias em dentes decíduos, e protecção pulpar directa e indirecta devido à sua capacidade, entre outras, de induzir a formação de pontes de dentina terciária (Sakai et al., 2009, Oliveira et al., 2013).

Na literatura podemos encontrar os mais variados estudos no âmbito da endodontia, desde estudos sobre as propriedades do cimento de Portland, características físicas e químicas, constituintes, biocompatibilidade do cimento e também estudos que comparam este material com outros materiais principalmente com o MTA. Devido à facilidade de acesso e por se tratar de um material menos dispendioso, o cimento de Portland tem sido considerado como um possível substituto do MTA.

O principal objectivo desta dissertação é analisar, com base na literatura científica actual, a possibilidade terapêutica da utilização do cimento de Portland na realização de pulpotomias de dentes decíduos e também compreender as propriedades físicas e químicas que tornam este material adequado para tal procedimento.

II. Desenvolvimento

1. Materiais e métodos

Para a realização da dissertação foram realizadas pesquisas bibliográficas nas bases de dados: PubMed, e B-on entre os meses de Maio e Julho de 2015.

Foram definidos os seguintes filtros de pesquisa: artigos publicados entre 2000 e 2015, estudos realizados *in vitro* ou *in vivo* em humanos e em animais, redigido em língua inglesa, espanhola ou portuguesa, com resumo disponível.

Foram pesquisadas as seguintes palavras-chave com correspondência MeSH (Medical Subject Headings): *Portland cement, Pulpotomy, vital pulp therapy, primary teeth pulpotomy*. Foram utilizados os operadores booleanos “AND” e “OR” para estabelecer uma relação entre os termos pesquisados, no sentido de refinar a pesquisa e obter resultados mais precisos.

Foram seleccionados os seguintes tipos de estudo: revisões sistemáticas e metanálises, ensaios clínicos randomizados e controlados, estudos de coorte, de caso e controlo, assim como estudos e relatos de casos clínicos.

O interesse dos artigos encontrados foi avaliado inicialmente pelo título e, posteriormente, pelo resumo e texto completo.

De todos os artigos encontrados foram seleccionados 58 artigos considerados relevantes através dos seguintes critérios de inclusão:

- Artigos relacionados com a pulpotomia de dentes decíduos com cimento de Portland,
- Artigos sobre pulpotomia de dentes decíduos,
- Artigos sobre materiais utilizados na realização de pulpotomias,
- Artigos sobre as características físicas e químicas do cimento de Portland,

Adicionalmente também foram utilizados livros e teses de mestrado e doutoramento que se relacionam com a temática. As teses de mestrado e doutoramento foram consultadas na base de dados B-on, seguindo a mesma metodologia explicada anteriormente com a palavra-chave com correspondência MeSH: *pulpotomy*, no mesmo período e de acordo com os mesmos critérios de inclusão previamente mencionados. Os livros foram consultados *online*, em formato *e-book*.

2. Pulpotomia

A terapia de polpas vitais compreende um conjunto de tratamentos realizados para proteger e preservar a polpa dentária num estado saudável. Esta terapia tem como objectivo reverter possíveis danos pulpares causados por cáries, traumas e procedimentos restauradores. Destes tratamentos fazem parte: o tratamento pulpar indirecto, o tratamento pulpar directo e a pulpotomia (Fuks, 2002).

A polpa dentária possui a habilidade de se reparar como qualquer outro tecido do organismo quando o estímulo agressor é removido. Após uma agressão à polpa do dente, o complexo dentino-pulpar desencadeia processos fisiológicos que permitem a formação de uma barreira protectora de dentina terciária (Menezes, 2003). Em situações em que existe uma grande extensão de exposição pulpar, levando à necessidade de remoção de parte da polpa dentária, o remanescente pulpar também pode se reparar após a aplicação de um material de capeamento pulpar. Os odontoblastos e as células semelhantes aos odontoblastos são as células da polpa dentária que, nestas situações, são estimulados a produzir uma dentina terciária, permitindo aumentar a distância entre a polpa e o factor de agressão e também diminuir a permeabilidade dentinária. A protecção da vitalidade da polpa que não é amputada, através da produção de uma ponte dentinária (dentina terciária), também faz parte dos principais objectivos da terapia de polpas vitais (Fuks, 2002, Fuks, 2008).

A pulpotomia é o tratamento mais comum para dentes decíduos com grande extensão de cárie com atingimento da polpa coronária, sem que esta apresente sinais ou sintomas de degeneração. Este tratamento tem como objectivo preservar a polpa radicular ou parte dela, partindo do princípio de que o tecido pulpar radicular está saudável ou é capaz de manter a sua função após amputação da polpa coronal infectada ou afectada (Fuks, 2008, Sonmez et al., 2008, Hargreaves et al., 2011).

Caso a inflamação da polpa coronária se tenha propagado aos tecidos da polpa radicular, devem ser ponderados outros tratamento como pulpectomia ou extracção do dente (Cardoso-Silva, 2010a).

O objectivo de remover a polpa infectada é permitir ao dente decíduo tratado, permanecer assintomático até à sua época normal de esfoliação (Ranly & Garcia-Godoy, 2000, Parisay et al., 2015) de forma a manter o espaço para o dente permanente sucessor e realizar as funções normais de mastigação fonética e estética (Cardoso-Silva, 2010b).

Uma perda prematura de dentes decíduos pode levar a problemas funcionais, estéticos e de mal oclusão (Parisay et al., 2015).

Vários factores influenciam o prognóstico da terapia pulpar, tais como as condições periodontais, a idade, tamanho e natureza da exposição pulpar, contaminação microbiana e estádio de desenvolvimento radicular (Menezes et al., 2004b).

Considera-se que o sucesso da pulpotomia é alcançado quando se mantém a vitalidade da maior parte da polpa radicular, com ausência de sinais clínicos adversos (dor, edema, sensibilidade), ausência de reabsorção interna e externa, ausência de destruição do tecido perirradicular e ausência de danos aos dentes sucessores permanentes (Cardoso-Silva, 2010a, Hargreaves et al., 2011).

As contra-indicações para a realização de uma pulpotomia em dentes decíduos são: história de dor espontânea, sensibilidade à palpação ou percussão, mobilidade patológica, dentes não restauráveis, reabsorção radicular patológica interna ou externa, necrose pulpar, calcificações pulpares, polpa com drenagem serosa purulenta, alargamento patológico do ligamento periodontal, zonas interradiculares e periapicais radiotransparentes, presença de abscessos ou fístula e excesso de sangramento após amputação da polpa coronária (Fuks, 2002, Cardoso-Silva, 2010a, Hargreaves et al., 2011).

O erro de diagnóstico da condição pulpar pode levar à realização de uma pulpotomia num dente no qual o tratamento estaria contra-indicado. Sinais clínicos como o sangramento vermelho vivo e uma consistência (resistência ao corte) adequada da polpa indicam a possibilidade de realização de um tratamento pulpar conservador como a pulpotomia (Menezes, 2003). Um dos sinais mais frequentes de fracasso de uma

pulpotomia é a reabsorção radicular interna, que pode ser verificada com auxílio a radiografias de controlo, no período de seguimento após o tratamento pulpar (Cardoso-Silva, 2010b).

A técnica para remoção da polpa coronária é comum a qualquer procedimento de pulpotomia, realizando-se em primeiro a amputação de toda a polpa coronária e posterior controlo hemorrágico da polpa radicular remanescente (Rodd et al., 2006, Parisay et al., 2015).

Após a remoção da polpa coronária e controlo hemorrágico, a câmara pulpar é preenchida com uma base de um material capeador e restaurado de forma a impossibilitar microinfiltrações (Moretti, 2008).

A escolha do material que se utiliza para realizar o capeamento sobre o tecido pulpar varia de acordo com a finalidade terapêutica que se pretende: preservação da vitalidade da polpa radicular, fixação superficial ou cauterização, ou promover a regeneração da polpa com formação de ponte de dentina (Rodd et al., 2006, Parisay et al., 2015).

Técnica de Pulpotomia (Hargreaves et al., 2011):

- A) Anestesia do dente e isolamento absoluto com dique de borracha,
- B) Remoção de toda a cárie,
- C) Remoção do tecto da câmara pulpar com brocas de alta rotação não cortantes e com refrigeração abundante,
- D) Remoção da polpa coronária com brocas de baixa rotação ou escavador de dentina,
- E) Lavagem da câmara pulpar com solução salina,
- F) Secagem da câmara pulpar com bolas de algodão estéril,
- G) Promoção de homeostasia com bolas de algodão ligeiramente humedecidas colocadas sobre os cotos pulpares durante dois a três minutos,
- H) Após o sangramento estar controlado fazer o recobrimento da polpa radicular com o material pretendido ou submeter a electrocirurgia ou aplicação de laser.

O material ideal para recobrimento da polpa radicular deve possuir propriedades bactericidas e bacteriostáticas, não causar danos no remanescente pulpar e estruturas adjacentes (Lourenço Neto et al., 2014), promover a regeneração da polpa, não interferir com os processos fisiológicos de reabsorção radicular (Sonmez et al., 2008, Parisay et al., 2015), tornar viável a deposição de material mineralizado pelos odontoblastos (Lourenço Neto et al., 2014). Deve também apresentar bom selamento das margens cavitárias, ser adesivo às estruturas dentárias, deve possuir radiopacidade adequada, deve ser insolúvel na cavidade oral e deve apresentar resistência mecânica para suportar forças mastigatórias (Moretti, 2008, Lourenço Neto et al., 2015a).

i. Formocresol

A utilização do formocresol em terapias pulpares foi introduzida por Buckley em 1904, e posteriormente na década de setenta, passou a ser utilizado numa diluição de 1/5 da fórmula original por apresentar menores efeitos tóxicos e a mesma eficácia clínica (Moretti, 2008).

O formocresol foi o material mais utilizado no passado, sendo considerado como *gold-standard* para revestimento pulpar, este material apresenta um excelente êxito clínico e é considerado um excelente bactericida. Dos constituintes do formocresol fazem parte o formaldeído e o cresol num veículo de glicerina e água (solução de Buckley). Apesar de não existir uma correlação directa entre o cancro e a utilização de formocresol em pulpotomias, dados na literatura sugerem que este material tem o potencial de ser tóxico, alergénico, cancerígeno e mutagénico quando existe uma exposição a grandes quantidades do mesmo (Rodd et al., 2006, Sonmez et al., 2008, Parisay et al., 2015).

O formocresol é considerado um agente fixador com capacidades mumificantes (Cardoso-Silva, 2010a). A aplicação deste agente directamente sobre a polpa radicular causa a fixação do tecido pulpar do terço coronário, provoca uma inflamação crónica do terço médio e apenas o terço apical permanece vital. O remanescente pulpar apresenta-se parcialmente ou totalmente necrótico (Sonmez et al., 2008).

Devido às propriedades mumificantes e a forma como interage com o remanescente pulpar (causando necrose e inflamação crônica), pode-se considerar o formocresol como um material não biológico, uma vez que não promove a regeneração pulpar após a sua utilização em pulpotomias (Moretti, 2008).

A Agência Internacional de pesquisa sobre o cancro – IARC, classificou o formaldeído como sendo carcinogénico para humanos em 2004, o que levou à procura de outros materiais com o mesmo sucesso clínico demonstrado pelo formocresol para serem empregues em pulpotomias (Fuks, 2008, Moretti, 2008).

Vários materiais e técnicas têm sido propostos como alternativas à utilização do formocresol tais como: o glutaraldeído, o sulfato férrico, o hidróxido de cálcio, a electrocirurgia, agregado trióxido mineral (MTA), o óxido de zinco-eugenol, pastas iodofórmicas, osso liofilizado, colagénio, proteínas osteogénicas e o laser (Fuks, 2008, Cardoso-Silva, 2010a).

ii. Glutaraldeído

O glutaraldeído, devido às suas propriedades, tem sido apresentado por muitos autores, como um material alternativo ao formocresol para a realização de pulpotomias. Este material apresenta baixa toxicidade, baixo potencial antigénico, e melhores propriedades fixadoras (Ranly & Garcia-Godoy, 2000, Parisay et al., 2015), enquanto outros autores evidenciam que, as diferenças entre estes dois materiais no que consta à distribuição sistémica, citotoxicidade e potencial mutagénico, não são suficientes para propor a utilização de um em detrimento do outro (Shayegan et al., 2008, Hargreaves et al., 2011). O glutaraldeído ainda não foi reconhecido como uma alternativa apropriada com menos efeitos tóxicos e taxas de sucesso clínico similares ao formocresol (Hargreaves et al., 2011).

iii. Sulfato Férrico

O sulfato férrico tem sido amplamente utilizado no âmbito da medicina dentária e dermatologia por ser um agente hemostático (Shayegan et al., 2008).

O sulfato férrico também é um material utilizado em pulpotomias de dentes decíduos. A sua propriedade homeostática provém da reacção do sangue com os iões de ferro e sulfato, formando-se um complexo ferro-proteico, cuja membrana promove a homeostase mecânica dos capilares pulpares amputados. O complexo proteico também previne a formação de coágulos sanguíneos e desta forma minimiza as probabilidades de inflamação e reabsorção interna (Ranly & Garcia-Godoy, 2000, Rodd et al., 2006, Sonmez et al., 2008).

Em vários estudos, o sulfato férrico é sugerido como o material mais adequado à utilização clínica para realizar pulpotomias, uma vez que o formocresol apresenta desvantagem dos seus constituintes terem um potencial carcinogénico, e o MTA é um material comercializado a preços muito elevados (Sonmez et al., 2008).

iv. Hidróxido de cálcio

O hidróxido de cálcio, foi introduzido no âmbito da medicina dentária em 1920 por Hermann (Menezes, 2003), e foi o primeiro agente utilizado em pulpotomias com a habilidade de induzir uma regeneração da dentina (Sonmez et al., 2008).

É um sal básico, branco, com potencial de hidrogénio (pH) alcalino (aproximadamente 12,5 – 12,8), estrutura cristalina e ligeiramente solúvel, que se dissocia em cálcio e iões hidroxilos em solução (Sonmez et al., 2008, Mohammadi & Dummer, 2011).

O hidróxido de cálcio é um material que possui propriedades bactericidas e bacteriostáticas. Devido ao seu elevado pH forma-se um ambiente alcalino incompatível com a sobrevivência bacteriana. Os mecanismos pelos quais este material induz a lise bacteriana são: destruição da membrana celular através da libertação de iões de hidroxilo, desnaturação das proteínas bacterianas pela elevada alcalinidade do material e a inibição da replicação bacteriana pelos danos que os iões de hidroxilo induzem ao DNA bacteriano (Moretti, 2008).

A capacidade deste material em induzir a formação de um tecido mineralizado ou dentina terciária é directamente influenciada pelo seu elevado pH. Através da libertação

de iões de cálcio e de hidróxido, cria-se um ambiente alcalino favorável à activação da fosfatase alcalina, esta enzima está envolvida no processo de mineralização, ao promover a libertação de iões fosfatos que por sua vez interagem com os iões de cálcio da corrente sanguínea para formar um precipitado de fosfato de cálcio, que é a unidade molecular da hidroxiapatita (Mohammadi & Dummer, 2011). O ambiente alcalino permite ainda neutralizar os ácidos produzidos pelos osteoclastos prevenindo a destruição do tecido mineralizado recém-criado. A libertação de iões de cálcio leva a uma redução da permeabilidade dos capilares sanguíneos neoformados no tecido em reparação, reduzindo a quantidade de fluido intercelular e aumentando a concentração de cálcio captado da circulação sanguínea contribuindo para processo de mineralização (Moretti, 2008).

Para que a mineralização ocorra, o hidróxido de cálcio deve estar em contacto directo com o tecido pulpar. Inicialmente forma-se uma zona necrótica adjacente à camada de hidróxido de cálcio. Posteriormente, a ponte de dentina pode ser formada directamente contra a zona necrótica, ou esta zona é reabsorvida e substituída pelo tecido mineralizado (Sonmez et al., 2008).

As células do tecido pulpar diferenciam-se em células semelhantes a odontoblastos abaixo da região de necrose causada pelo hidróxido de cálcio e começam a elaborar a matriz de dentina terciária (Hargreaves et al., 2011).

Vários estudos apontam falhas nas pulpotomias de dentes decíduos realizadas com hidróxido de cálcio devido a reabsorções internas (Sonmez et al., 2008, Lourenço Neto et al., 2014) e inflamação pulpar crónica (Moretti, 2008).

As reabsorções internas sugerem que um processo inflamatório crónico e silencioso pode ter sido desenvolvido, permanecendo sem diagnóstico, resultando numa actividade odontoclástica. Os factores associados a esta alteração são: inadequado controle hemorrágico durante o procedimento, contacto do material de recobrimento com o coágulo sanguíneo, restaurações inapropriadas, falta de selamento o que permite entrada de bactérias causando inflamação pulpar, algum potencial irritante do material utilizado (Lourenço Neto et al., 2014) e a solubilidade do hidróxido de cálcio (Moretti, 2008).

Das opções clínicas terapêuticas disponíveis para realizar pulpotomias, o hidróxido de cálcio, quando comparado com outras opções terapêuticas como o formocresol, o sulfato férrico e o MTA, é considerado o material menos apropriado (Sonmez et al., 2008).

v. Electrocirurgia

A pulpotomia electrocirúrgica é uma técnica não farmacológica homeostática, utilizada directamente sobre o remanescente pulpar radicular, após a amputação de toda a polpa coronária. Esta técnica carboniza e desnatura o tecido pulpar, o que produz uma camada de tecido necrótico entre a polpa remanescente vital e um material de revestimento como o óxido de zinco e eugenol ou o hidróxido de cálcio (Rodd et al., 2006, Hargreaves et al., 2011).

vi. MTA

O Agregado trióxido mineral (MTA) foi inicialmente descrito na literatura em 1993 por Lee, Monsef e Torabinejad, para ser utilizado na reparação de perfurações radiculares laterais. Em 1998, este material foi aprovado pela Food and Drugs Administration (FDA) para a utilização em humanos (Moretti, 2008). É um pó com propriedades aglomerantes, constituído por finas partículas hidrofílicas, que quando misturado com líquido forma um gel coloidal e ocorre uma reacção de toma de presa. Tem um pH alcalino, que logo após ser misturado apresenta um valor inicial de 10,2 e aumenta para 12,5 após 3 horas, permanecendo posteriormente estável, semelhante ao hidróxido de cálcio (Menezes, 2003, Islam et al., 2006a, Oliveira et al., 2007, Sonmez et al., 2008).

O tempo de presa do MTA é de aproximadamente 2 a 4 horas (Dammachke et al., 2005, Cardoso-Silva, 2010b).

Este material é constituído em grande parte por cimento do tipo Portland refinado (Cardoso-Silva, 2010b), formado por compostos cálcicos como o silicato tricálcico, silicato dicálcico, aluminato tricálcico, aluminoferrite tetracálcica, resíduos insolúveis,

também por gesso (sulfato de cálcio di-hidratado) e 20% de óxido de bismuto que confere radiopacidade (Rodd et al., 2006, Islam et al., 2006a, Sonmez et al., 2008).

O MTA é um cimento biocompatível, possui boa capacidade de selamento, é resistente à dissolução pelos fluidos tecidulares, apresenta boa resistência à compressão (aproximadamente 70 MPa) (Moretti, 2008), é radiopaco, possui actividade antimicrobiana e promove a regeneração dos tecidos, quando colocado em contacto directo com tecido pulpar remanescente ou tecidos peri-radulares. Estimula a libertação de citocinas pelas células ósseas, o que indica que promove activamente a formação de tecido duro (De Deus et al., 2005, Rodd et al., 2006, Islam et al., 2006a, Sonmez et al., 2008, Cardoso-Silva, 2010a).

Para além de ser utilizado como material para obturação retrograda em apicectomias e reparação de perfurações radulares e de furca, o MTA também tem sido utilizado para realizar capeamento pulpar, pulpotomia de dentes decíduos e permanentes, apexogénese e apexificação (Yoshino et al., 2013, Antonijevic et al., 2014). Em vários estudos onde foram realizados capeamentos pulpares directos em animais e humanos, este material demonstrou grande sucesso quando comparado com o hidróxido de cálcio, possui uma excelente capacidade de selamento e é capaz de libertar hidróxido de cálcio quando misturado com água (Islam et al., 2006a).

O elevado custo, longo tempo de presa, de duas a quatro horas, dificuldade de manipulação e perda de consistência devido ao excesso de líquido mesmo quando misturado em proporções recomendadas pelo fabricante, são algumas das desvantagens do MTA (Abdullah et al., 2002, Camilleri et al., 2005, Islam et al., 2006a, Islam et al., 2006b, Ong et al., 2012).

O MTA foi primeiramente comercializado numa coloração cinzenta. Em 2002, de forma a melhorar as propriedades exibidas por este cimento ao nível da cor, uma nova formulação foi criada, sendo designada por MTA branco (Dammaschke et al., 2005, Cardoso-Silva et al., 2011).

O MTA branco difere do MTA cinzento na sua composição pela ausência de aluminoferrite tetracálcica. Este composto é responsável pela coloração acinzentada do MTA (Moretti, 2008).

Para ultrapassar as dificuldades de manipulação do MTA e permitir a sua correcta utilização como um cimento obturador canal, foi desenvolvido o MTA Fillapex, um cimento endodôntico com resina na sua constituição (Marques et al., 2013).

A procura por um material que reúna características ideais, mecânicas, físico-químicas e biológicas, e que apresentem êxito clínico e radiográfico semelhantes ao formocresol tem sido constante. O MTA é dos materiais que melhor combina todas estas características mas o seu alto custo não permite a sua utilização a todos os níveis de cuidados de saúde. Como tal deve ser considerada a utilização clínica de um cimento menos dispendioso, com propriedades e composição química semelhantes ao MTA, como o cimento de Portland (Oliveira et al., 2007, Lourenço Neto et al., 2014).

3. Cimento de Portland

i. Composição química

O cimento de Portland foi patenteado em 1824 por Joseph Aspdin, em Inglaterra, o nome do cimento foi dado por este apresentar cor, durabilidade e solidez semelhante às rochas da ilha britânica de Portland (Funteas et al., 2003, Menezes, 2003).

O cimento de Portland é considerado um cimento hidráulico pelas suas propriedades ligantes, aglomerantes e aglutinantes, através da reacção de hidratação com a água, o cimento endurece e toma presa. O termo cimento de Portland é utilizado para designar, de forma generalizada, uma variedade de cimentos (Woodson, 2012).

Actualmente as variedades de cimento de Portland estão divididos e classificados de acordo com a qualidade e tipo de minerais que são adicionados consoante a norma europeia para classificação da composição do cimento EN 197-1. Na norma europeia os cimentos estão divididos em cinco tipos (CEM I, CEM II, CEM III, CEM IV, CEM V),

os cimentos tipo dois (CEM II) estão divididos em sete subtipos de acordo com o tipo de mineral adicionado ou com alguma adição em simultâneo (Kurdowski, 2014).

Cement Type	Designation	Notation	Clinker K	G.G.B.S. S	Silica fume D	Pozzolana		Fly ashes		Burnt Shale T	Limestone		Minor Additional constit.	
						Natural P	Industrial Q	Silic. V	Calcar W		L	LL		
I	Portland Cement	I	95-100	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0-5	
	Portland Slag Cement	II / A-S II / B-S	80-94 65-79	6-20 21-35	-	-	-	-	-	-	-	-	0-5 0-5	
II	Portland Silica Fume Cement	II / A-D	90-94	-	6-10	-	-	-	-	-	-	-	0-5	
	Portland Pozzolana Cement	II / A-P	80-94	-	-	6-20	-	-	-	-	-	-	-	0-5
		II / B-P	65-79	-	-	21-35	-	-	-	-	-	-	-	0-5
		II / A-Q	80-94	-	-	-	6-20	-	-	-	-	-	-	0-5
		II / B-Q	65-79	-	-	-	21-35	-	-	-	-	-	-	0-5
	Portland Fly Ash Cement	II / A-V	80-94	-	-	-	-	6-20	-	-	-	-	-	0-5
		II / B-V	65-79	-	-	-	-	21-35	-	-	-	-	-	0-5
		II / A-W II / B-W	80-94 65-79	- -	- -	- -	- -	- -	6-20 21-35	- -	- -	- -	- -	0-5 0-5
	Portland Burnt Shale Cement	II / A-T	80-94	-	-	-	-	-	-	-	6-20	-	-	0-5
		II / B-T	65-79	-	-	-	-	-	-	-	21-35	-	-	0-5
Portland Limestone Cement	II / A-L	80-94	-	-	-	-	-	-	-	-	6-20	-	0-5	
	II / B-L	65-79	-	-	-	-	-	-	-	-	21-35	-	0-5	
	II / A-LL	80-94	-	-	-	-	-	-	-	-	6-20	6-20	0-5	
	II / B-LL	65-79	-	-	-	-	-	-	-	-	21-35	21-35	0-5	
Portland Composite Cement	II / A-M	80-94	←-----6-20----->											
	II / B-M	65-79	←-----21-35----->											
III	Blastfurnace Cement	III / A	35-64	35-65	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0-5
		III / B	20-34	66-80	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0-5
		III / C	5-19	81-95	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0-5
IV	Pozzolanitic Cement	IV / A	65-89	←-----11-35----->										
		IV / B	45-64	←-----36-55----->										
V	Composite Cement	V / A	40-64	←-----18-30----->										
		V / B	20-39	18-30	31-50	←-----31-50----->								

Imagem 1 - Normas Europeias da composição do cimento EN 197-1 (retirado de Kurdowski, 2014)

O cimento de Portland mistura-se com água para formar um agregado sólido. Este é fabricado a partir do calcário, combinado com silicatos e grande quantidade de calor. A principal fonte de cálcio do cimento deriva em grande parte do calcário, já os silicatos com aluminatos derivam da argila, areia e xisto. (Funteas et al., 2003).

O processo de fabricação do cimento de Portland começa pela extracção do minério, a matéria bruta obtida com variados tamanhos e formas sofre diversos tratamentos como a sedimentação, onde se reduz o tamanho das pedras provenientes da extracção, dosagem e mistura (pré-homogeneização). A matéria-prima misturada é conduzida para fornos rotatórios com altas temperaturas onde é convertida por reacções termoquímicas nos minerais constituintes do clínquer. O clínquer proveniente do forno rotatório, a altas temperaturas na ordem dos 1450°C, é arrefecido e triturado em um moinho de trituração, e por fim são misturadas as adições pretendidas (gesso, calcário, escória de alto-forno e cinza pozolânica) (Menezes, 2003, Woodson, 2012).

O gesso, as cinzas volantes, as escórias granuladas de alto-forno (GGBS), as sílicas de fumo e pozolanas naturais, tais como o xisto calcinado, argila calcinada, ou o

metacaulino, são materiais que podem ser adicionados ao cimento de Portland para melhorar determinadas propriedades do cimento (Kosmatka et al., 2003).

Tabela 1 - Principais componentes do Cimento de Portland (adaptado de Bramante et al., 2013)

Designação	Fórmula química	Percentagem (%)
Óxido de cálcio	CaO	60-66
Sílica	SiO ₂	19-25
Alumina	Al ₂ O ₃	3-8
Óxido de ferro	Fe ₂ O ₃	1-5

Durante o processo de calcinação, que ocorre nos fornos rotatórios, a matéria-prima rica em óxidos de cálcio, alumínio, silicatos e ferro, é transformada por reacções termoquímicas nos principais constituintes do cimento final:

- A temperaturas abaixo dos 100°C dá-se a evaporação da água livre.
- O calcário ou carbonato de cálcio, previamente desidratado, é calcinado a temperaturas na ordem dos 700°C a 900°C. Ocorre descarbonatação ou perda de dióxido de carbono, transformando-se carbonato de cálcio em cal e dióxido de carbono.
- A temperaturas compreendidas entre os 900°C e os 1200°C, com os materiais ainda em fase sólida, ocorre a primeira reacção química entre a cal ou óxido de cálcio (CaO) e a sílica (SiO₂), formando-se o silicato dicálcico (Ca₂SiO₄) ou belite.
- Acima dos 1250°C surge uma fase líquida, constituída fundamentalmente por aluminato tricálcico (Ca₃Al₂O₆) e aluminoferrite tetracálcica (Ca₄Al₂Fe₂O₁₀).
- Com o progressivo aumento da temperatura ao longo do forno rotatório acima dos 1300°C, o silicato dicálcico reage com parte do óxido de cálcio livre para formar, silicato tricálcico (Ca₃SiO₅) (Kosmatka et al., 2003, Lea & Hewlett, 2008).

Pulpotomia de dentes decíduos com cimento de Portland

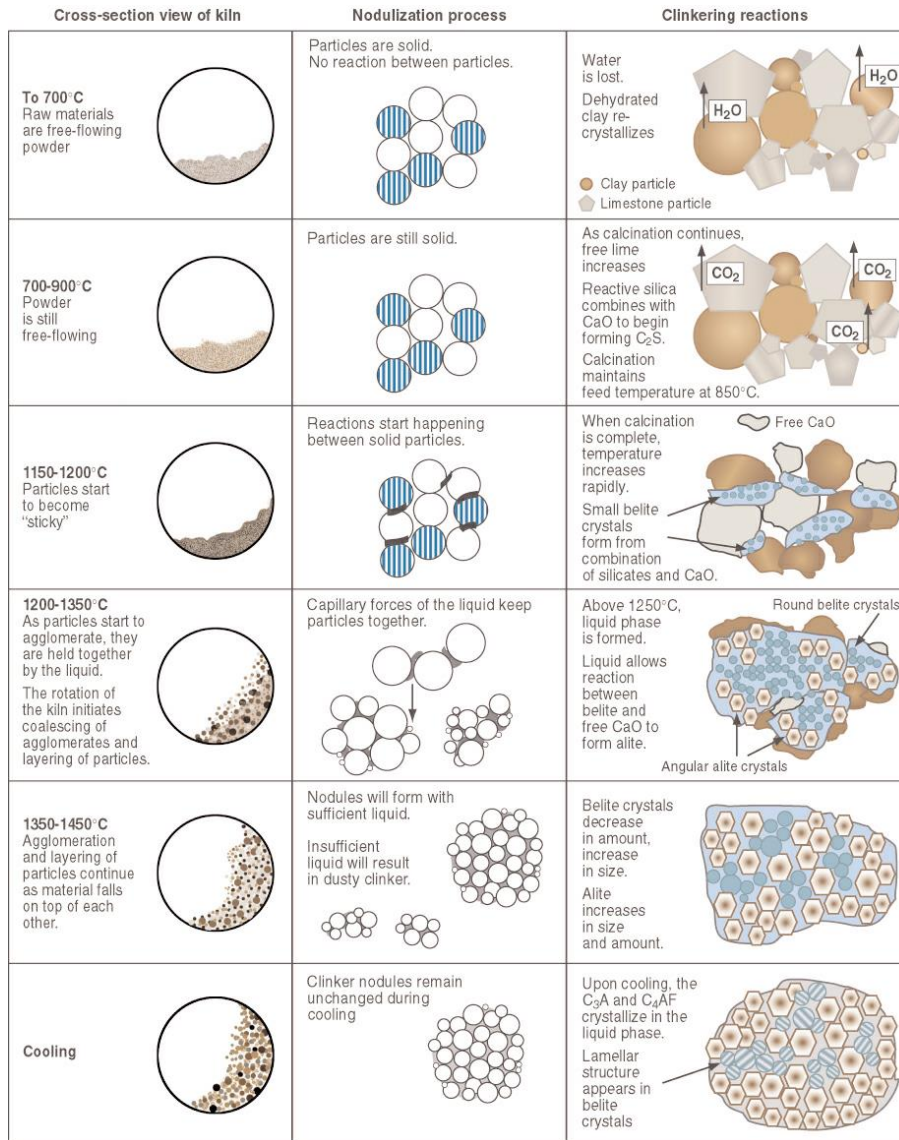


Imagem 2 - Processo de produção do clínquer (retirado de Kosmatka et al., 2003).

O produto final ou clínquer, apresenta como principais componentes as fases impuras; alite (silicato tricálcico - Ca_3SiO_5), belite (silicato dicálcico - Ca_2SiO_4), aluminato (aluminato tricálcico - $\text{Ca}_3\text{Al}_2\text{O}_6$), ferrite (aluminoferrite tetracálcica - $\text{Ca}_4\text{Al}_2\text{Fe}_2\text{O}_{10}$), óxidos alcalinos e outros constituintes minoritários (óxido de magnésio, óxido de titânio, zinco, chumbo e cobre) (Menezes, 2003, Kurdowski, 2014). Adicionam-se cerca de 5% (normalmente de 3-7%) de gesso ($\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) ao cimento para controlar o tempo de presa (Estrela et al., 2000, Oliveira et al., 2007, Li et al., 2013).

Tabela 2 - Composição mineralógica típica do cimento de Portland moderno, (adaptado de Woodson, 2012)

Designação	Fórmula Química	Fórmula do óxido	Fórmula Abreviada ^(a)	Percentagem comum %
Silicato Tricálcico (Alite)	Ca_3SiO_5	$(\text{CaO})_3\text{SiO}_2$	C_3S	50-70
Silicato Dicálcico (Belite)	Ca_2SiO_4	$(\text{CaO})_2\text{SiO}_2$	C_2S	10-30
Aluminato Tricálcico	$\text{Ca}_3\text{Al}_2\text{O}_6$	$(\text{CaO})_3\text{Al}_2\text{O}_3$	C_3A	3-13
Aluminoferrite Tetracálcica	$\text{Ca}_4\text{Al}_2\text{Fe}_2\text{O}_{10}$	$(\text{CaO})_4\text{Al}_2\text{O}_3\text{Fe}_2\text{O}_3$	C_4AF	5-15
Sulfato de Cálcio dihidratado (Gesso)	$\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$	$(\text{CaO})(\text{SO})_3 \cdot (\text{H}_2\text{O})_2$	$\text{C}\bar{\text{S}}\text{H}_2$	3-7

(a) Chave para a fórmula abreviada: A = Al_2O_3 , C = CaO, F = Fe_2O_3 , H = H_2O , S = SiO_2 , $\bar{\text{S}}$ = SO_3

O clínquer é um forte ligante hidráulico, definido por um material sólido formado a altas temperaturas através de uma fusão parcial ou total da matéria bruta do cimento, este é responsável por aumentar a resistência do cimento e baixar a sua solubilidade. Os cimentos de Portland que apresentam grande quantidade de libertação de cálcio possuem menor quantidade de clínquer e maior solubilidade. O cimento de Portland cinzento (também designado de cimento de Portland comum) contém 100% de clínquer mais a adição do gesso, o cimento de Portland branco estrutural é composto por 75% a 100% de clínquer mais a adição do gesso enquanto o cimento não estrutural é composto por 50% a 74% de clínquer, este último apresenta maior solubilidade e maior libertação de cálcio (Gonçalves et al., 2010).

Através da modificação da mistura dos materiais brutos e a variação da temperatura de produção, consegue-se obter ligeiras variações na composição do clínquer de forma a obter diferentes tipos de cimentos de Portland com diferentes propriedades (Woodson, 2012).

Os vários tipos de cimento de Portland variam na sua composição mineralógica e propriedades físicas. O cimento de Portland branco é fabricado com matérias-primas semelhantes ao cimento de Portland comum (CEM I), diferindo apenas no processo de produção durante o qual se minimiza a relação de alguns componentes responsáveis

pela coloração cinzenta do cimento de Portland comum, como o ferro (Fe) e o manganês (Mn) (Song et al., 2006, Islam et al., 2006a, Li et al., 2013).

Uma das maiores preocupações actuais na utilização dos cimentos à base de água (hidráulicos) é a quantidade de arsénio e chumbo presentes no cimento de Portland. Estas impurezas derivam do calcário utilizado na produção do cimento e são co-produtos alcalinos do processo de fabricação. Concentrações destas impurezas foram encontradas no pó do cimento (Islam et al., 2006a).

Em vários estudos realizados sobre a constituição química do MTA e do cimento de Portland, a presença de arsénio não foi mencionada devido à sua baixa concentração nestes materiais, encontrando-se abaixo do mínimo recomendado para ser utilizado em humanos e similar entre ambos, não sendo considerada contra-indicada a utilização clínica destes materiais face a este constituinte (Duarte et al., 2005, Gonçalves et al., 2010).

A constituição química do cimento de Portland tem sido estudada e comparada à do MTA por vários pesquisadores, muitos destes verificaram que a constituição química dos dois materiais é praticamente igual, excepto no que respeita ao óxido de bismuto que está presente no MTA e ausente no cimento de Portland. O óxido de bismuto é responsável por conferir radiopacidade ao MTA (Estrela et al., 2000, Camilleri et al., 2005, Islam et al., 2006a, Song et al., 2006, Oliveira et al., 2007).

Em 2003, Funteas et al., realizaram uma análise comparativa da composição química do MTA e do cimento de Portland, através da espectrometria de emissão por plasma acoplado indutivamente (ICP-ES) e os resultados obtidos identificam que não existem diferenças significativas em 14 dos 15 elementos químicos verificados. Apenas o óxido de bismuto não faz parte da constituição química do cimento de Portland (Funteas et al., 2003).

O MTA e o cimento de Portland além de apresentarem semelhanças na sua constituição, também apresentam mecanismos de acção parecidos: ambos possuem óxido de cálcio que, em mistura com água forma hidróxido de cálcio (Holland et al., 2001b). O

hidróxido de cálcio reage com o dióxido de carbono da polpa e produz cristais de calcite. Estes cristais juntamente com uma rede extracelular de fibronectina são responsáveis pelo início da formação de uma barreira de tecido duro (Holland et al., 2001a).

A capacidade do cimento em promover a deposição de tecido duro mineralizado com aspecto tubular e homogêneo, leva a que ocorra um selamento da polpa radicular remanescente exposta, permitindo assim manter a vitalidade pulpar, sem sinais de necrose, inflamação, hiperemia, e calcificações (Menezes et al., 2004a).

Apesar do cimento de Portland ser um dos constituintes do MTA e vários estudos considerarem ambos os cimentos muito semelhantes relativamente às suas propriedades físicas e químicas é importante referir que o MTA e o cimento de Portland não são materiais iguais. O MTA possui partículas menores que o cimento de Portland, liberta maiores quantidades de íons de cálcio (Dreger et al., 2012), contem menos metais pesados tóxicos como o chumbo (Cu), manganês (Mn), estrôncio (Sr) (Dammaschke et al., 2005) e tem um maior tempo de manipulação (Cardoso-Silva, 2010b).

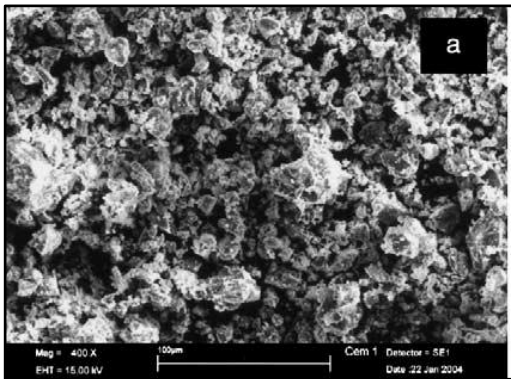


Imagem 4 - Microscopia electrónica de varredura, CEM I (pó), ampliação 400× (retirado de Dammaschke et al., 2005)

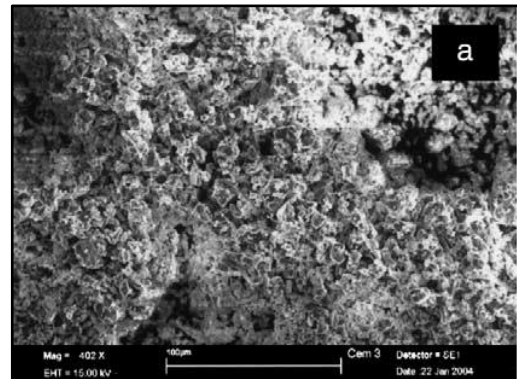


Imagem 3 - Microscopia electrónica de varredura, ProRoot MTA (pó), ampliação 400× (retirado de Dammaschke et al., 2005)

ii. Manipulação, hidratação e tempo de presa

1. Manipulação

O cimento de Portland foi fabricado para utilização em engenharia civil, desta forma a proporção ideal na sua espatulação para utilização em medicina dentária ainda não foi estabelecida (Gonçalves et al., 2010). Neste sentido a manipulação do cimento tem vindo a ser realizada por diversos autores de acordo com as proporções utilizadas no MTA (3:1) (Shayegan et al., 2008, Gonçalves et al., 2010, Oliveira et al., 2013).

A mistura do pó com o líquido do MTA é realizado num bloco de mistura, o pó é gradualmente misturado com o líquido fornecido em ampolas durante um minuto. A proporção pó-líquido deve ser de 3:1, de acordo com as instruções do fabricante (Damaschke et al., 2005).

2. Hidratação

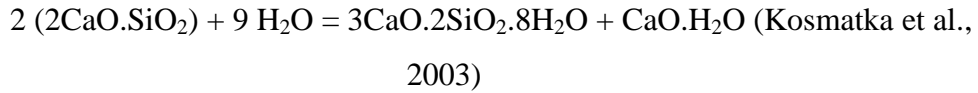
Na mistura do pó do cimento com a água, uma complexa reacção de hidratação ocorre, entre os diferentes componentes do cimento e a água, resultando na formação de uma rede de gel com propriedades adesivas e a consequente reacção de presa do cimento (Li et al., 2013).

O principal constituinte do cimento de Portland hidratado é uma fase designada por silicato de cálcio hidratado ($\text{Ca}_3\text{Si}_2\text{O}_7 \cdot 3\text{H}_2\text{O}$) (Li et al., 2013). O silicato de cálcio hidratado é formado pela hidratação do silicato tricálcico (C_3S) e do silicato dicálcico (C_2S). Este composto é responsável pela força do cimento. Ao mesmo tempo que ocorre a formação de silicato de cálcio hidratado, é também formado hidróxido de cálcio ($\text{CaO} \cdot \text{H}_2\text{O}$), também designado por portlandite (Kosmatka et al., 2003). A formação de silicato de cálcio hidratado e hidróxido de cálcio traduz-se nas seguintes equações:

- Silicato tricálcico + água = Silicato de cálcio hidratado (C-S-H) + hidróxido de cálcio (portlandite)



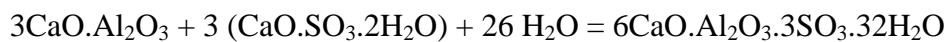
- Silicato dicálcico + água = Silicato de cálcio hidratado (C-S-H) + hidróxido de cálcio (portlandite)



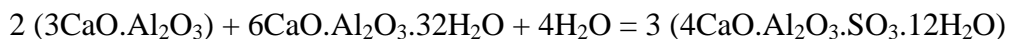
O silicato de cálcio hidratado (C-S-H) é uma fase de gel nanoporoso, que constitui cerca de 70 wt% da matriz do cimento hidratado (Li et al., 2013).

A reacção inicial do aluminato tricálcico (C_3A) com o gesso adicionado ao cimento e a água, produz etringite. Este composto é formado na superfície do aluminato tricálcico (C_3A) causando uma atraso na reacção de hidratação, quando o suplemento de gesso se esgota, o aluminato tricálcico (C_3A) reage com o hidróxido de cálcio e água dando origem ao aluminato tetracálcico hidratado, assim como também reage com etringite para formar uma fase com menor componente sulfato, denominado por monosulfoaluminato de cálcio hidratado (Kosmatka et al., 2003, Lea & Hewlett, 2008, Li et al., 2013).

- Aluminato tricálcico + gesso + água = trissulfoaluminato de cálcio hidratado (etringite)



- Aluminato tricálcico + etringite + água = Monosulfoaluminato de cálcio hidratado

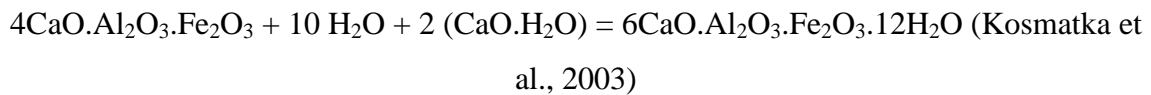


- Aluminato tricálcico + hidróxido de cálcio + água = aluminato tetracálcico hidratado



A hidratação da aluminoferrite tetracálcica (C₄AF) é praticamente idêntica à do aluminato tricálcico (C₃A): os produtos das reações deste constituinte com a água são a aluminoferrite de cálcio hidratado, trissulfoaluminoferrite de cálcio hidratado, monossulfoaluminoferrite de cálcio (Lea & Hewlett, 2008).

- Aluminoferrite tetracálcica + água + hidróxido de cálcio = aluminoferrite de cálcio hidratada



Aproximadamente 95% das partículas do cimento de Portland, são menores que 45 µm com um tamanho médio de 15 µm (Woodson, 2012). A granulometria do cimento afecta a quantidade de calor libertado durante o processo de hidratação. Quanto menores forem as partículas do cimento maior será a taxa de hidratação, acelerando o desenvolvimento das propriedades de resistência do cimento (Kosmatka et al., 2003).

O cimento de Portland pode ser esterilizado em autoclave ou com gás (óxido de etileno) (De Deus et al., 2005, Islam et al., 2006a, Fornetti et al., 2007, Oliveira et al., 2013).

3. Tempo de presa

Após ser misturado com água o tempo de presa do cimento de Portland é determinado, pelo tempo de presa inicial e o tempo de presa final. O tempo de presa inicial corresponde ao tempo necessário para que o cimento, perca a sua fluidez e plasticidade. O tempo de presa final corresponde ao momento em que o cimento adquire um certo grau de rigidez (Kosmatka et al., 2003).

Tabela 3 - Tempo de presa do Cimento de Portland (adaptado de Islam et al., 2006a)

Tipo de cimento	Tempo de Presa inicial (minutos)	Tempo de Presa Final (minutos)
Cimento de Portland comum	70 ± 2.16	170 ± 2.58
Cimento de Portland branco	40 ± 2.16	135 ± 3.56

Vários autores reportam diferentes tempos de presa para o cimento de Portland. A maioria considera que o cimento tem um tempo de presa de 40 minutos a 4 horas. Relativamente ao cimento de Portland comum o tempo de presa final ocorreu ao fim de: 90 minutos (Antonijevic et al., 2014), 70 minutos (Wiltbank et al., 2007). Relativamente ao cimento de Portland branco o tempo de presa final ocorreu ao fim de: 213 minutos (Coleman & Li, 2013), 299 minutos (Hungaro Duarte et al., 2012).

No final do processo de fabricação do cimento de Portland, adiciona-se gesso ao clínquer para permitir retardar o tempo de presa (Camilleri et al., 2005).

O aumento do tempo de presa do cimento de Portland pela adição de gesso tem sido verificado por vários autores, Bramante et al., em 2013, observaram que o tempo de presa inicial e final do cimento de Portland branco sem a adição de gesso é menor do que quando adicionado 2% e 5% de gesso ao clínquer e o aumento da percentagem de adição de gesso ao cimento, aumenta também o tempo de presa (Bramante et al., 2013).

O tempo de presa do cimento de Portland também é afectado pelo tamanho das partículas, proporção água-pó, e misturas que podem ser adicionadas (Kosmatka et al., 2003).

iii. pH

O cimento de Portland e o MTA quando misturados com uma solução aquosa convertem iões de cálcio em hidróxido de cálcio. O hidróxido de cálcio é responsável pelos diferentes valores do pH da solução, ao desassociar-se em iões cálcio e hidroxilos, leva a um aumento do pH, tornando a solução altamente alcalina. Esta reacção promove a acção dos cementoblastos, cria um ambiente desfavorável ao crescimento bacteriano e aumenta a biocompatibilidade dos materiais (Gonçalves et al., 2010).

Segundo relatam Widmann, Lewis, Reid, o pH do cimento de Portland durante o primeiro minuto, logo após ter sido misturado com água, aumenta de 7 para 12,3 subindo até a um máximo de 12,9 após 3 horas (cit. in Fornetti et al., 2007). Vários autores confirmam, que os valores de pH apresentados pelos cimentos à base de silicato

de cálcio variam entre 8 e 13 (Antunes Bortoluzzi et al., 2006, Islam et al., 2006a, Gonçalves et al., 2010, Hungaro Duarte et al., 2012, Guerreiro-Tanomaru et al., 2012, Marciano et al., 2014).

Após a mistura do cimento de Portland com água, os altos valores do pH causam desnaturação das células adjacentes à superfície do material e também de proteínas médias. Porém à medida que o material endurece, há uma alteração do pH e os danos celulares regridem permitindo a regeneração do remanescente pulpar (Saidon et al., 2003). A variação do pH em função do tempo de presa foi também verificada por Hungaro Durate et al. em 2012, na medida em que os valores mais altos de pH do cimento de Portland branco foram observados entre as primeiras 3 e 24 horas seguido de uma redução progressiva e estabilizando o pH em valores alcalinos mais baixos (Hungaro Duarte et al., 2012).

Em 2005, De Deus et al., avaliaram *in vitro* os efeitos citotóxicos de duas marcas de MTA e um cimento de Portland em células endoteliais humanas (ECV 304). Os resultados obtidos neste estudo foram similares entre os três materiais. Inicialmente, devido a um elevado pH dos materiais, ocorreram alterações morfológicas celulares adjacentes às amostras dos materiais. Este efeito citotóxico inicial diminuiu gradualmente ao longo do tempo de experiência, o que permitiu uma reparação da cultura celular (De Deus et al., 2005).

iv. Adições ao cimento de Portland

Misturas aceleradoras como hidróxidos metálicos ou aluminatos podem ser adicionados ao cimento de Portland para reduzir o tempo de presa e melhorar a sua rigidez (Islam et al., 2006b).

O cimento de Portland, quando utilizado como cimento obturador em endodontia, apresenta como desvantagem a sua baixa radiopacidade, não atingindo os valores mínimos requeridos para a sua utilização clínica, desta forma é importante a adição de radiopacificadores ao cimento (Islam et al., 2006a).

Ao contrário do que se verifica quando o cimento de Portland é utilizado em alguns procedimentos endodônticos, a falta de radiopacidade devido à ausência de um material radiopaco na sua constituição química, não compromete a execução de pulpotomias (Conti et al., 2009, Sakai et al., 2009). Porém a radiopacidade do material empregue em pulpotomias é importante para distinguir radiograficamente o cimento das estruturas dentárias e ósseas adjacentes (Lourenço Neto et al., 2014, Lourenco Neto et al., 2015a) e para permitir que o material possua os valores de radiopacidade mínimos recomendados pelas especificações da *International Organization Standardization – ISO 6876/2001* de 3.0 mmAl (Guerreiro Tanomaru et al., 2014, Lourenco Neto et al., 2015a).

A radiopacidade do cimento de Portland comum é menor de 2 mmAl e não está de acordo com os critérios estipulados pelo *American National Standards Institute/American Dental Association – ANSI/ADA*, especificação No.57/2000 (Guerreiro Tanomaru et al., 2014, Lourenco Neto et al., 2015a).

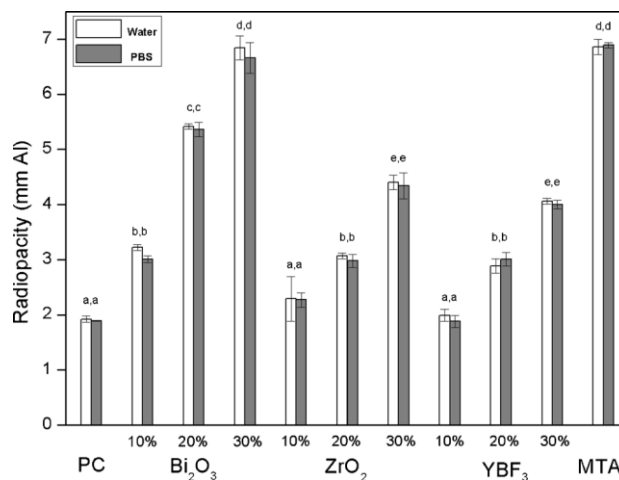


Imagem 5 - Radiopacidade do: cimento de Portland (PC), cimento de Portland com a adição de óxido de bismuto (Bi₂O₃), cimento de Portland com adição de óxido de zircônio (ZrO₂), cimento de Portland com adição de trifluoreto de itérbio (YbF₃), agregado trióxido mineral (MTA) (retirado de Antonijevec et al., 2014).

De forma a ultrapassar esta limitação de falta de radiopacidade do cimento de Portland vários autores têm sugerido e pesquisado diversos materiais com propriedades radiopacificantes como o óxido de bismuto (Bi₂O₃), o óxido de zircônio (ZrO₂), trifluoreto de itérbio (YbF₃). Como se pode observar na imagem 5 estes materiais

quando são adicionados ao cimento de Portland conferem radiopacidade acima dos valores mínimos requeridos para um ser utilizado no âmbito de procedimentos endodônticos (Antonijevic et al., 2014).

O material radiopaco ideal deve ser inerte, não apresentar toxicidade e quando adicionado ao cimento deve permitir a visualização em radiografias sem comprometer outras propriedades do cimento (Antonijevic et al., 2014, Lourenço Neto et al., 2014).

1. Óxido de Bismuto

Alguns autores consideram que o óxido de bismuto (Bi_2O_3) é um material radiopaco inerte no que respeita às reacções químicas de hidratação do cimento de Portland, por não ser incorporado nos produtos destas reacções (Coomaraswamy et al., 2007, Li et al., 2013). No entanto outros autores evidenciam que o óxido de bismuto participa nos mecanismos de hidratação do cimento (Marciano et al., 2014, Antonijevic et al., 2014). Além disso, a sua presença no cimento também:

- Retarda o processo de hidratação (Hungaro Duarte et al., 2012),
- Aumenta o tempo de presa (Hungaro Duarte et al., 2012),
- Aumenta a captação de água (Antonijevic et al., 2014),
- Diminui a resistência mecânica e durabilidade da matriz de cimento resultante (Antonijevic et al., 2014),
- Diminui a força compressiva (Coomaraswamy et al., 2007)
- Aumenta a porosidade geral que pode ser associada à solubilidade ou degradação do cimento (Coomaraswamy et al., 2007).

A porosidade do cimento pode derivar de duas fontes, a primeira pela água adicionada ao pó do cimento para a manipulação e que não é consumida na reacção de hidratação uma vez que a percentagem do pó do cimento com a adição do agente radiopacificador é diminuída e este último não interage na reacção de hidratação; a segunda pelo ar preso na matriz da pasta do cimento derivado de partículas de pó não hidratadas e bolhas de ar (Coomaraswamy et al., 2007).

A adição do óxido de Bismuto ao cimento de Portland foi relatada em alguns estudos, por não intervir na biocompatibilidade do cimento (Camilleri et al., 2005, Min et al., 2007, Min et al., 2009, Marciano et al., 2014).

Alguns autores também verificaram que a adição de óxido de Bismuto não altera os níveis de pH do cimento promovendo um aumento do pH similar entre o cimento de Portland comum e o cimento de Portland com radiopacificadores (Guerreiro-Tanomaru et al., 2012, Marciano et al., 2014). No entanto os resultados obtidos por Hungaro Duarte et al. em 2012 sugerem que a adição de uma agente radiopacificador (óxido de bismuto) ao cimento de Portland branco, numa proporção de 20% para 80% respectivamente, reduz o volume de cimento e desta forma reduz a produção de hidróxido de cálcio durante as reações de hidratação, levando a uma diminuição dos valores de pH apresentados pelos cimentos com radiopacificadores quando comparados com o cimento de Portland branco (Hungaro Duarte et al., 2012).

Vários agentes radiopacificadores, como o sulfato de bário, óxido de zircónio (Li et al., 2013), iodofórmio (CHI_3), óxido de nióbio (Nb_2O_5) (Guerreiro Tanomaru et al., 2014), pó de ouro, trifluoreto de itérbio (YbF_3), dióxido de titânio, óxido de chumbo, subnitrito de cálcio, tungstato de cálcio (Hungaro Duarte et al., 2012), carbonato de bismuto e subnitrito de bismuto, têm sido propostos na produção da próxima geração de cimentos hidráulicos de silicato de cálcio como alternativa ao óxido de bismuto, de forma a ultrapassar as suas desvantagens (Antonijevic et al., 2014).

2. Óxido de zircónio

O óxido de zircónio (ZrO_2) é um agente radiopacificador sugerido para substituir o óxido de bismuto, devido a ser bio-inerte e biocompatível, este é amplamente utilizado na reparação de tecidos dentários e ósseos (Li et al., 2013, Lourenco Neto et al., 2015a).

As propriedades antimicrobianas do cimento de Portland com a adição do óxido de zircónio, em vários estudos, demonstraram não ter sido alteradas (Guerreiro-Tanomaru et al., 2012, Lourenço Neto et al., 2014, Guerreiro Tanomaru et al., 2014).

Dados na literatura relativamente a algumas propriedades do cimento de Portland com adição de óxido de zircónio são confusos e contraditórios. Alguns autores sugerem que o óxido de zircónio:

- Não interfere com a libertação de iões de cálcio do cimento (Lourenço Neto et al., 2014),
- Mantém os valores de pH similares ao cimento de Portland comum (Guerreiro-Tanomaru et al., 2012, Lourenço Neto et al., 2014),
- Não altera a solubilidade (Lourenço Neto et al., 2014),
- Não influencia o tempo de presa (Antonijevic et al., 2014),
- Não altera as propriedades de selamento e de força do cimento (Lourenço Neto et al., 2014, Guerreiro Tanomaru et al., 2014)
- Não interfere com os mecanismos de hidratação (Coleman & Li, 2013, Guerreiro Tanomaru et al., 2014).

Outros autores sugerem que a adição de 20% de óxido de zircónio altera significativamente o tempo de presa inicial e final do cimento de Portland branco (diminui em 25 minutos e 22 minutos respectivamente) (Coleman & Li, 2013), diminui o pH, e também diminui a libertação de cálcio do cimento devido a um menor volume do mesmo (Hungaro Duarte et al., 2012).

A adição de 20% de micro partículas de óxido de zircónio ao cimento de Portland branco demonstrou ser suficiente para conferir um correcto valor de radiopacidade ao cimento para ser utilizado no âmbito de procedimentos dentários (Li et al., 2013, Guerreiro Tanomaru et al., 2014, Antonijevic et al., 2014)

3. Cloreto de cálcio

O cimento de Portland apresenta algumas desvantagens tais como um longo tempo de presa e dificuldades de manuseamento. Estas desvantagens favorecem a sua solubilidade, desintegração e deslocação. Na tentativa de diminuir o tempo de presa do cimento vários autores têm sugerido a adição de aceleradores como o cloreto de cálcio (CaCl_2), formato de cálcio, nitrato de cálcio e gel de hipoclorito de sódio (NaOCl)

(Wiltbank et al., 2007, Ong et al., 2012). Alguns estudos mostram que o cloreto de cálcio:

- Reduz o tempo de presa do cimento de Portland de três horas para vinte a trinta minutos (Ong et al., 2012),
- Aumenta as capacidades de selamento do cimento (Ong et al., 2012),
- Aumenta a liberação de íons de cálcio (Antunes Bortoluzzi et al., 2006),
- Aumenta o pH inicial (Antunes Bortoluzzi et al., 2006),
- Mantém a estabilidade dimensional do cimento (Wiltbank et al., 2007).

O cloreto de cálcio é um composto químico higroscópico (tendência a absorver água), que pode ser apresentado em diferentes formulações. A fórmula dihidratada ($\text{CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) possui uma natureza menos higroscópica do que a formulação anidra (não contém água) (Ong et al., 2012).

Uma variante do cimento de Portland comum, designada por cimento de Portland acelerado (cimento de Portland com adição de cloreto de cálcio) é um material que apresenta biocompatibilidade e potencial para promover regeneração óssea. Em estudos *in vitro* este material demonstrou a capacidade de estimular uma resposta biológica em células de osteossarcomas humanos (SaOS-2) através da produção de citocinas e proteínas específicas do osso (marcadores da remodelação óssea) e a adição de cloreto de cálcio a 10% e 15% não influenciou a biocompatibilidade do cimento (Abdullah et al., 2002).

Porém um estudo *in vitro* realizado por Ong et al., em 2012, em células estaminais de dentes decíduos humanos esfoliados (SHED), revelou que o cimento de Portland branco acelerado pela adição de 10% de cloreto de cálcio di-hidratado, a concentrações de 25 mg/ml, possuem moderada citotoxicidade perante as células estaminais (Ong et al., 2012).

v. Biocompatibilidade

A citotoxicidade dos materiais utilizados em terapias pulpares, pode gerar danos ou irritações, causando degeneração do tecido pulpar o que leva a um atraso no processo de recuperação (Min et al., 2007). Desta forma é importante investigar o potencial de biocompatibilidade dos materiais dentários, utilizados em procedimentos como a pulpotomia, que possam estar em contacto directo com tecidos humanos (Lourenço Neto et al., 2014).

Vários estudos, *in vivo* e *in vitro*, têm sido realizados em diferente linhagens celulares e diferentes espécies animais, com o intuito de avaliar os efeitos biológicos do cimento de Portland e também de outros materiais (Min et al., 2007).

Em estudos *in vitro* o cimento de Portland demonstrou não ser citotóxico, possuir boa biocompatibilidade e não induzir danos ao ácido desoxirribonucleico (DNA) celular (genotoxicidade), quando testado em culturas de fibroblastos de ratos (L929) (Saidon et al., 2003), em células de linfomas de ratos (Ribeiro et al., 2005), células de osteossarcomas humanos (SaOS-2) (Abdullah et al., 2002), em linfócitos periféricos humanos (Braz et al., 2006), células da polpa humana (Min et al., 2007, Min et al., 2009) e fibroblastos do ligamento periodontal humano (Yoshino et al., 2013).

Estudos realizados *in vivo* em diversos animais, evidenciaram a biocompatibilidade e o potencial de regeneração tecidual do cimento de Portland, quando colocados na mandíbula de porcos-da-índia (Saidon et al., 2003), em ratos (Holland et al., 2001b, Menezes et al., 2005, Dreger et al., 2012, Bramante et al., 2013) e em cães (Holland et al., 2001a, Menezes et al., 2004b).

O cimento de Portland e o MTA representam um substrato biocompatível (Menezes et al., 2004b), ao qual, células podem aderir, proliferar e produzir novos tecidos (Min et al., 2007).

Min et al., em dois estudos *in vitro*, realizados em 2007 e 2009 em células da polpa humana, verificaram que o cimento de Portland comum e o cimento de Portland

radiopaco, com a adição de óxido de bismuto, induzem a expressão de proteínas não colagénicas características (marcadores) do tecido mineralizado como a sialofosfoproteína dentinária e a osteonectina. A sialofosfoproteína é uma proteína da matriz dentinária com um papel importante na diferenciação odontoblástica e formação dentária, a osteonectina é uma fosfoglicoproteína envolvida no processo de mineralização do osso e dentina. Esta é sintetizada pelos osteoblastos humanos em células da polpa humana (Min et al., 2009). Estes resultados indicam que o cimento de Portland comum, assim como o cimento de Portland com adição de óxido de bismuto, são biocompatíveis, e induzem a diferenciação odontoblástica assim como a mineralização da estrutura dentária através da formação de uma dentina reparadora (Min et al., 2007, Min et al., 2009).

A capacidade do cimento de Portland em promover a formação de uma ponte de dentina, pode ser atribuída a um excelente selamento, o que previne a difusão do material para os tecidos e reduz a microinfiltração durante o período de cicatrização (Menezes et al., 2004b).

vi. Potencial antimicrobiano

O potencial antimicrobiano do cimento de Portland tem sido demonstrado em vários estudos, entre os quais o estudo de Sipert et al., em 2005, no qual analisaram *in vitro* a actividade antimicrobiana de vários materiais, entre os quais o cimento de Portland, perante sete estirpes de microorganismos (*Enterococcus faecalis*, *Escherichia coli*, *Micrococcus luteus*, *Staphylococcus aureus*, *Staphylococcus epidermidis*, *Pseudomonas aeruginosa* e *Candida albicans*). O cimento de Portland apenas não inibiu o crescimento de uma estirpe, a *Escherichia coli* (Sipert et al., 2005).

Em 2014, Guerreiro Tanomaru et al., também analisaram *in vitro* a actividade antimicrobiana do cimento de Portland associado a micro e nano partículas de óxido de zircónio e óxido de nióbio e do MTA, perante algumas estirpes bacterianas (*Enterococcus faecalis*, *Candida albicans*, *Pseudomonas aeruginosa*, *Streptococcus mutans* e *Kocuria rhizophila*). Os resultados obtidos foram semelhantes entre todos os

materiais testados, com halos de inibição para todas as estirpes testadas, comprovando o potencial antimicrobiano dos cimentos testados (Guerreiro Tanomaru et al., 2014).

vii. Pulpotomia com cimento de Portland

Holland et al., em 2001, analisaram o comportamento da polpa dentária em dezoito dentes de cães, sessenta dias após pulpotomia e protecção pulpar directa com cimento de Portland e MTA. Foram observadas nas amostras de ambos os materiais resultados semelhantes, com formação de pontes de dentina tubular com espessura variável em continuidade com a dentina lateral e protecção da polpa radicular remanescente sem reacções inflamatórias (Holland et al., 2001a).

Menezes et al., em 2004, investigaram a resposta pulpar de dentes de cães, cento e vinte dias após pulpotomia e protecção pulpar directa com MTA Angelus e cimento de Portland branco. Os resultados obtidos evidenciam uma similaridade entre ambos os materiais. Foram encontradas pontes de tecido mineralizado com espessura satisfatória assim como ausência de inflamação, necrose e calcificações. Os autores concluem que o cimento de Portland e cimento de Portland branco têm o potencial de serem utilizados em situações clínicas nas quais o MTA tem sido utilizado, porém indicam a necessidade de se realizarem mais estudos (Menezes et al., 2004a).

Menezes et al., em 2004, investigaram a resposta pulpar de cães cento e vinte dias após pulpotomia e protecção pulpar directa com MTA Angelus, ProRoot, cimento de Portland e cimento de Portland branco. Os resultados obtidos foram muito parecidos entre os quatro materiais, a vitalidade pulpar foi mantida sem sinais de necrose ou inflamação e foi observada a formação de uma ponte de tecido duro homogéneo, com uma espessura considerável (Menezes et al., 2004b).

Fornetti et al., em 2007, realizaram um estudo em humanos, para comparar a resposta pulpar de dentes decíduos submetidos a pulpotomia com cimento de Portland e formocresol de Buckley diluído a 1/5. Foram realizadas 68 pulpotomias de dentes decíduos de 52 crianças com idades compreendidas entre os 5 e 9 anos e as avaliações clínicas e radiográficas foram realizadas ao fim de 3, 6 e 12 meses. Os resultados

obtidos, evidenciam um sucesso clínico de 100% para ambos os materiais. Relativamente à formação de uma barreira dentinária, durante todos os períodos de observação, nenhum dos dentes tratados com formocresol apresentou formação desta barreira e apenas dois dentes tratados com cimento de Portland apresentaram ao fim de 3 meses, não havendo diferenças estatisticamente significativas entre ambos os grupos de materiais. A estenose radicular foi observada em todos os dentes (34) tratados com cimento de Portland e apenas em um dente tratado com formocresol. O cimento de Portland provocou uma ligeira alteração da pigmentação da coroa dentária em todos os dentes o que não se verificou nos dentes tratados com formocresol, devido à presença de íões de ferro na composição do cimento (Fornetti et al., 2007).

Shayegan et al., em 2008, realizaram pulpotomias em cinquenta dentes decíduos de porcos, com o objectivo de avaliar e comparar os efeitos do formocresol, sulfato férrico, MTA branco e cimento de Portland branco e beta fosfato tricálcico (beta-TCP) nos dentes pulpotomizados. Os resultados obtidos não mostram diferenças significativas entre o MTA branco, o cimento de Portland branco e beta fosfato tricálcico, nos parâmetros de resposta pulpar face aos materiais, formação de tecido duro, e preservação do tecido pulpar normal. Porém quando comparados com o sulfato férrico e o formocresol, os materiais acima referidos apresentam diferenças significativas mostrando melhores resultados. Os resultados obtidos nos dentes pulpotomizados com cimento de Portland branco exibiram pontes calcificadas na zona pulpar exposta em todas as amostras, presença de depósitos irregulares de um material calcificado e amorfo e algumas zonas de cálcio não incorporado na ponte calcificada. Todas as amostras apresentaram uma camada odontoblástica normal, sem inflamação pulpar (Shayegan et al., 2008).

Conti et al., em 2009, apresentaram dois casos clínicos de pulpotomias realizadas com cimento de Portland, em molares decíduos mandibulares de duas crianças. Foram realizadas consultas controlo ao fim de três, seis e doze meses, com exames clínicos e radiográficos. O exame clínico dos dentes tratados e da área perirradicular, revelou o sucesso do tratamento face à manutenção do dente. Estes não apresentaram sintomatologia e mantiveram a vitalidade pulpar. Ao fim de três meses, os exames radiográficos, permitiram a observação de uma pressuposta ponte dentinária adjacente à

camada de cimento em todos os dentes tratados. Os autores concluíram que o cimento de Portland pode ser uma alternativa ao formocresol e MTA, eficaz e mais econômica para realizar pulpotomias de molares decíduos (Conti et al., 2009).

Sakai et al., em 2009, compararam o sucesso clínico e radiográfico de pulpotomias realizadas com cimento de Portland e MTA cinzento (Angelus), em trinta dentes decíduos cariados de crianças entre os cinco e nove anos de idade. Foram realizadas avaliações periódicas aos seis, doze, dezoito e vinte e quatro meses após o tratamento. Os resultados obtidos revelaram um sucesso clínico e radiográfico de 100% para ambos os materiais. Sinais de insucesso do tratamento tais como mobilidade, trajectos fistulosos, edema, inflamação e reabsorção interna radicular não foram observados em nenhum dos dentes tratados. Ambos os materiais, sem diferenças estatísticas significativas, induziram a formação de pontes de dentina observáveis radiograficamente. A obliteração do canal radicular, pela deposição de dentina terciária é uma consequência da tentativa de reparação por parte do tecido pulpar remanescente, indicando a presença de vitalidade pulpar. Todos os dentes tratados com cimento de Portland, ao fim de seis meses, apresentaram um início da deposição de material mineralizado e todos os dentes apresentaram uma ligeira alteração de cor acinzentada. Os autores perante os resultados obtidos sugerem o cimento de Portland como uma alternativa eficaz e menos dispendiosa que o MTA, em pulpotomias de molares decíduos (Sakai et al., 2009).

Oliveira et al., em 2013, realizaram um estudo para comparar a resposta clínica radiográfica e histológica da polpa ao MTA, hidróxido de cálcio e cimento de Portland, quando utilizados em pulpotomias de dentes decíduos humanos. Foram realizadas quarenta e cinco pulpotomias de molares decíduos mandibulares em crianças entre os cinco e nove anos de idade e as avaliações clínicas e radiográficas foram realizadas ao fim de 6, 12 e 24 meses. Os resultados obtidos evidenciam um sucesso clínico e radiográfico de 100% para as pulpotomias realizadas com MTA e cimento de Portland em todos os períodos de observação, alguns dentes tratados com hidróxido de cálcio apresentaram insucesso clínico e radiográfico. Dos insucessos radiográficos o mais comum foi a reabsorção interna, além deste também a destruição do osso interradicular e radiolusência na zona de furca foram observados. Dos insucessos clínicos destacam-

se a mobilidade dentária fístula e edema. As análises histológicas revelaram a deposição de material mineralizado causando obliteração canalar nos dentes tratados com MTA e cimento de Portland. Nos dentes tratados com hidróxido de cálcio as análises histológicas revelaram a presença de áreas necróticas nos canais radiculares assim como algumas zonas com um discreto infiltrado inflamatório crônico. Os autores concluíram que o MTA e o cimento de Portland podem ser considerados materiais eficazes na realização de pulpotomias de dentes decíduos quando comparados com o hidróxido de cálcio (Oliveira et al., 2013).

Lourenço Neto et al., em 2015, realizaram um estudo com o intuito de avaliar o resultado de pulpotomias realizadas em trinta molares mandibulares decíduos de crianças, com idades compreendidas entre os cinco e nove anos, com cimento de Portland ao qual foram adicionados agentes radiopacos tais como o iodofórmio (CHI_3) e o óxido de zircônio (ZrO_2) numa proporção de 20% de material radiopaco para 80% de cimento de Portland. Foram realizados exames clínicos e radiográficos em consultas de controlo ao fim de 6, 12 e 24 meses e os resultados apontam para uma taxa de sucesso de 100% para todos os materiais testados sem diferenças estatisticamente significativas entre estes. Os autores concluíram, com base nos resultados obtidos, que o cimento de Portland com a adição dos agentes radiopacos exibiu resultados clínicos e radiográficos satisfatórios na realização de pulpotomias de molares decíduos (Lourenço Neto et al., 2015a).

Lourenço Neto et al., em 2015, realizaram um estudo para avaliar a imunolocalização de uma proteína da matriz dentinária (DMP)-1, em dentes pulpotomizados com diferentes materiais para capeamento pulpar. Destes materiais fazem parte o formocresol, hidróxido de cálcio, MTA, solução de corticosteroides/antibiótico com hidróxido de cálcio e cimento de Portland. Foram utilizados vinte e cinco primeiros molares decíduos durante um período que compreendeu ao tempo normal de exfoliação dos dentes, ao fim do qual estes foram extraídos para análise histológica e imunolocalização da proteína (DMP)-1. Os resultados obtidos pelos autores mostram a capacidade do cimento de Portland em induzir a reparação tecidual pulpar através da formação de uma barreira de tecido duro, ausência de inflamação, presença de uma camada odontoblástica organizada, ausência de reabsorções radiculares internas, calcificações pulpares e

grande quantidade de vascularização. As pontes de tecido mineralizado assim como as células em contacto com o cimento Portland, foram coradas com o anticorpo DMP-1. Esta imunocoloração da proteína comprova a capacidade reparativa e bioinductiva do cimento, uma vez que esta proteína regula a mineralização da dentina e induz a diferenciação de células da polpa em células semelhantes a odontoblastos (Lourenco Neto et al., 2015b).

III. Conclusão

O objectivo do tratamento pulpar conservador como a pulpotomia de dentes decíduos é preservar a polpa radicular vital de forma a poder manter o dente durante o seu período normal de esfoliação na arcada dentária. Para tal realiza-se a remoção da polpa coronária, e criam-se condições necessárias para que a polpa radicular diagnosticada como saudável possa regenerar, evitando assim uma perda prematura do dente decíduo e as consequentes complicações.

O sucesso da pulpotomia engloba diversos factores entre os quais o diagnóstico da condição pulpar é de extrema importância. Deve ser realizada uma correcta história clínica e associada ao exame clínico, testes de percussão, palpação, e radiografias permitem ao clínico tomar as decisões necessárias para avançar para a pulpotomia em detrimento de outras opções terapêuticas.

As radiografias são importantes não só na fase de diagnóstico com também nas consultas de controlo onde permitem detectar possíveis fracassos do procedimento.

A escolha do material para recobrimento pulpar é também determinante no índice de sucesso do tratamento, o material ideal deve: exibir propriedades antimicrobianas, ser biocompatível, promover regeneração pulpar, possuir boa capacidade de selamento, possuir radiopacidade adequada, ser insolúvel em meio oral e apresentar resistência mecânica.

Compete ao clínico escolher um material que para além de apresentar as melhores propriedades para realizar uma pulpotomia em dentes decíduos, também seja vantajoso ao nível custo-benefício. Vários materiais têm sido experimentados e estudados, o cimento de Portland devido a todas as suas propriedades, devido a ser um material de fácil acesso e baixo custo, tem sido considerado uma alternativa a alguns materiais hoje em dia utilizados.

O cimento de Portland é um cimento hidráulico que reage com a água e toma presa. O seu tempo de presa é de 40 minutos a 4 horas, possui um pH alcalino, tem propriedades antimicrobianas, é um material biocompatível e possui boa capacidade de selamento.

As propriedades antimicrobianas do cimento de Portland, provêm do seu pH alcalino, este cria um ambiente desfavorável ao crescimento bacteriano. Esta propriedade do cimento de Portland é também partilhada por outros materiais tais como o hidróxido de cálcio e o MTA. Durante a manipulação do cimento de Portland um dos produtos da hidratação é precisamente o hidróxido de cálcio.

Tal como o hidróxido de cálcio e o MTA, o cimento de Portland é capaz de induzir a formação de uma barreira de dentina terciária. Esta barreira contribui para a boa capacidade de selamento do cimento isolando a polpa radicular remanescente. A obliteração do canal radicular e a formação de uma ponte de dentina terciária são consequências da tentativa de regeneração por parte do tecido pulpar remanescente. O que evidencia que o cimento de Portland promove a regeneração pulpar e é um substrato ao qual células podem aderir e proliferar.

Em vários estudos realizados em humanos, em animais e *in vitro*, o cimento de Portland comprovou ser: biocompatível, não possuir citotoxicidade, não causar danos ao DNA celular e induzir a expressão de proteínas características do tecido mineralizado.

Em casos clínicos em que foi utilizado o cimento de Portland como material para recobrimento pulpar em pulpotomias de dentes decíduos os autores reportam um sucesso clínico e radiográfico de 100% na utilização do cimento em um período de 6, 12 e 24 meses, formação de dentina terciária e tecido remanescente pulpar livre de inflamação ou necrose.

Vários estudos sugerem adições ao cimento de Portland de forma a ultrapassar algumas características do cimento consideradas desvantajosas tais como: o elevado tempo de presa e a radiopacidade insuficiente para ser utilizado como um material endodôntico. Dos vários materiais sugeridos o cloreto de cálcio como acelerador do tempo de presa e o óxido de zircónio a 20% como agente radiopacificador parecem ser promissores.

O cimento de Portland é um material económico que tem demonstrado bons resultados ao nível biológico e com elevado sucesso clínico e radiográfico, sendo por isso possível a sua utilização em pulpotomias de dentes decíduos.

Mais estudos clínicos em humanos a longo prazo devem ser realizados para comprovar a eficácia clínica do material e a para confirmar a sua total segurança para ser utilizado em humanos.

IV. Referências Bibliográficas

Abdullah, D., Pitt Ford, T. R., Papaioannou, S., Nicholson, J. & McDonald, F. (2002). An evaluation of accelerated Portland cement as a restorative material. *Biomaterials*, 23,pp. 4001-4010.

Antonijevic, D., Medigovic, I., Zrilic, M., Jokic, B., Vukovic, Z. & Todorovic, L. (2014). The influence of different radiopacifying agents on the radiopacity, compressive strength, setting time, and porosity of Portland cement. *Clinical Oral Investigation*, 18,pp. 1597-1604.

Antunes Bortoluzzi, E., Juarez Broom, N., Antonio Hungaro Duarte, M., De Oliveira Demarchi, A. C. & Monteiro Bramante, C. (2006). The use of a setting accelerator and its effect on pH and calcium ion release of mineral trioxide aggregate and white Portland cement. *Journal of Endodontics*, 32,pp. 1194-1197.

Bramante, C. M., Kato, M. M., Assis, G. F. D., Duarte, M. a. H., Bernardineli, N., Moraes, I. G. D., Garcia, R. B., Ordinola-Zapata, R. & Bramante, A. S. (2013). Biocompatibility and setting time of CPM-MTA and white Portland cement clinker with or without calcium sulfate. *Journal of Applied Oral Science*, 21,pp. 32-36.

Braz, M. G., Camargo, E. A., Salvadori, D. M., Marques, M. E. & Ribeiro, D. A. (2006). Evaluation of genetic damage in human peripheral lymphocytes exposed to mineral trioxide aggregate and Portland cements. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33,pp. 234-239.

Camilleri, J., Montesin, F. E., Di Silvio, L. & Pitt Ford, T. R. (2005). The chemical constitution and biocompatibility of accelerated Portland cement for endodontic use. *International Endodontic Journal*, 38,pp. 834-842.

Cardoso-Silva, C., Barberia, E., Maroto, M. & Garcia-Godoy, F. (2011). Clinical study of Mineral Trioxide Aggregate in primary molars. Comparison between Grey and White MTA--a long term follow-up (84 months). *Journal of Dentistry*, 39,pp. 187-193.

Cardoso-Silva, C., Barberia, E. (2010a). Utilização do Agregado Trióxido Mineral (MTA) em pulpotomias de molares temporários. *Dentistry Clínica*, pp. 34-37.

Cardoso-Silva, C., Casimiro-Andrade, D., Barberia, E., Maroto, M. (2010b). Agregado Trióxido Mineral (MTA), aplicações em odontopediatria. *Revista da Ordem dos Médicos Dentistas*, 7, pp. 14-22.

Coleman, N. J. & Li, Q. (2013). The impact of zirconium oxide radiopacifier on the early hydration behaviour of white Portland cement. *Materials Science & Engineering. C: Materials for Biological Applications*, 33, pp. 427-433.

Conti, T. R., Sakai, V. T., Fornetti, A. P., Moretti, A. B., Oliveira, T. M., Lourenco Neto, N., Machado, M. A. & Abdo, R. C. (2009). Pulpotomies with Portland cement in human primary molars. *Journal of Applied Oral Science*, 17, pp. 66-69.

Coomaraswamy, K. S., Lumley, P. J. & Hofmann, M. P. (2007). Effect of bismuth oxide radioopacifier content on the material properties of an endodontic Portland cement-based (MTA-like) system. *Journal of Endodontics*, 33, pp. 295-298.

Dammaschke, T., Gerth, H. U., Zuchner, H. & Schafer, E. (2005). Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dental Materials*, 21, pp. 731-738.

De Deus, G., Ximenes, R., Gurgel-Filho, E. D., Plotkowski, M. C. & Coutinho-Filho, T. (2005). Cytotoxicity of MTA and Portland cement on human ECV 304 endothelial cells. *International Endodontic Journal*, 38, pp. 604-609.

Dreger, L. A., Felipe, W. T., Reyes-Carmona, J. F., Felipe, G. S., Bortoluzzi, E. A. & Felipe, M. C. (2012). Mineral trioxide aggregate and Portland cement promote biomineralization in vivo. *Journal of Endodontics*, 38, pp. 324-329.

Duarte, M. A., De Oliveira Demarchi, A. C., Yamashita, J. C., Kuga, M. C. & De Campos Fraga, S. (2005). Arsenic release provided by MTA and Portland cement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 99,pp. 648-650.

Estrela, C., Bammann, L. L., Estrela, C. R., Silva, R. S. & Pecora, J. D. (2000). Antimicrobial and chemical study of MTA, Portland cement, calcium hydroxide paste, Sealapex and Dycal. *Brazilian Dental Journal*, 11,pp. 3-9.

Fornetti, A. P. C., Lourenço Neto, N., Moretti, A. B. S., Oliveira, T. M., Sakai, V. T., Silva, S. M. B., Machado, M. a. a. M. & Abdo, R. C. C. 2007. *Estudo clínico e radiográfico do formocresol de Buckley a 1/5 e do cimento Portland utilizados para pulpotomias em dentes decíduos humanos*. Tese de Mestrado, Universidade de São Paulo.

Fuks, A. B. (2002). Current concepts in vital primary pulp therapy. *European Journal of Paediatric Dentistry*, 3,pp. 115-120.

Fuks, A. B. (2008). Vital pulp therapy with new materials for primary teeth: new directions and treatment perspectives. *Journal of Endodontics*, 34,pp. S18-S24.

Funteas, U. R., Wallace, J. A. & Fochtman, E. W. (2003). A comparative analysis of Mineral Trioxide Aggregate and Portland cement. *Australian Endodontic Journal*, 29,pp. 43-44.

Gonçalves, J. L., Viapiana, R., Miranda, C. E., Borges, A. H. & Cruz Filho, A. M. (2010). Evaluation of physico-chemical properties of Portland cements and MTA. *Brazilian Oral Research*, 24,pp. 277-283.

Guerreiro-Tanomaru, J. M., Cornelio, A. L., Andolfatto, C., Salles, L. P. & Tanomaru-Filho, M. (2012). pH and Antimicrobial Activity of Portland Cement Associated with Different Radiopacifying Agents. *International Scholarly Research Notices Dentistry*, 2012,pp. 1-5.

Guerreiro Tanomaru, J. M., Storto, I., Da Silva, G. F., Bosso, R., Costa, B. C., Bernardi, M. I. B. & Tanomaru-Filho, M. (2014). Radiopacity, pH and antimicrobial activity of Portland cement associated with micro- and nanoparticles of zirconium oxide and niobium oxide. *Dental Materials Journal*, 33,pp. 466-470.

Hargreaves, K. M., Cohen, S. & Berman, L. H. (2011). *Cohen's pathways of the pulp*, St. Louis, Mo., Mosby Elsevier.

Holland, R., De Souza, V., Murata, S. S., Nery, M. J., Bernabe, P. F., Otoboni Filho, J. A. & Dezan Junior, E. (2001a). Healing process of dog dental pulp after pulpotomy and pulp covering with mineral trioxide aggregate or Portland cement. *Brazilian Dental Journal*, 12,pp. 109-113.

Holland, R., De Souza, V., Nery, M. J., Faraco Junior, I. M., Bernabe, P. F., Otoboni Filho, J. A. & Dezan Junior, E. (2001b). Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tube filled with mineral trioxide aggregate, Portland cement or calcium hydroxide. *Brazilian Dental Journal*, 12,pp. 3-8.

Hungaro Duarte, M. A., Minotti, P. G., Rodrigues, C. T., Zapata, R. O., Bramante, C. M., Tanomaru Filho, M., Vivian, R. R., Gomes De Moraes, I. & Bombarda De Andrade, F. (2012). Effect of different radiopacifying agents on the physicochemical properties of white Portland cement and white mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 38,pp. 394-397.

Islam, I., Chng, H. K. & Yap, A. U. (2006a). Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement. *Journal of Endodontics*, 32,pp. 193-197.

Islam, I., Chng, H. K. & Yap, A. U. (2006b). X-ray diffraction analysis of mineral trioxide aggregate and Portland cement. *International Endodontic Journal*, 39,pp. 220-225.

Kosmatka, S. H., Kerkhoff, B. & Panarese, W. C. (2003). *Design and control of concrete mixtures*, Skokie, Portland Cement Association.

Kurdowski, W. (2014). *Cement and concrete chemistry*, Dordrecht, Springer.

Lea, F. M. & Hewlett, P. C. (2008). *Lea's chemistry of cement and concrete*, Oxford; MA, Elsevier Butterworth- Heinemann.

Li, Q., Deacon, A. D. & Coleman, N. J. (2013). The impact of zirconium oxide nanoparticles on the hydration chemistry and biocompatibility of white Portland cement. *Dental Materials Journal*, 32,pp. 808-815.

Lourenço Neto, N., C. T. Marques, N., Paula Fernandes, A., Rodini, C. O., A. H. Duarte, M., C. Lima, M., A. A. M. Machado, M., C. C. Abdo, R. & M. Oliveira, T. (2014). Biocompatibility of Portland cement combined with different radiopacifying agents. *Journal of Oral Science*, 56,pp. 29-34.

Lourenco Neto, N., Marques, N. C., Fernandes, A. P., Hungaro Duarte, M. A., Abdo, R. C., Machado, M. A. & Oliveira, T. M. (2015a). Clinical and radiographic evaluation of Portland cement added to radiopacifying agents in primary molar pulpotomies. *European Archives of Paediatric Dentistry*.

Lourenco Neto, N., Marques, N. C., Fernandes, A. P., Rodini, C. O., Sakai, V. T., Abdo, R. C., Machado, M. A., Santos, C. F. & Oliveira, T. M. (2015b). Immunolocalization of dentin matrix protein-1 in human primary teeth treated with different pulp capping materials. *Journal of Biomedical Materials Research Part B Applied Biomaterials*, 00B.

Marciano, M. A., Garcia, R. B., Cavenago, B. C., Minotti, P. G., Midená, R. Z., Guimarães, B. M., Ordinola-Zapata, R. & Duarte, M. a. H. (2014). Influence of bismuth oxide concentration on the pH level and biocompatibility of white Portland cement. *Journal of Applied Oral Science*, 22,pp. 268-273.

Marques, N. C. T., Lourenço Neto, N., Fernandes, A. P., Rodini, C. D. O., Duarte, M. a. H. & Oliveira, T. M. (2013). Rat subcutaneous tissue response to MTA Fillapex and Portland cement. *Brazilian Dental Journal*, 24,pp. 10-14.

Menezes, R. 2003. *Avaliação microscópica da resposta do complexo dentino-pulpar de dentes de cães ao agregado de trióxido mineral, cimento de Portland e cimento de Portland branco após pulpotomia*. Tese de Mestrado, Universidade de São Paulo.

Menezes, R., Bramante, C. M., Garcia, R. B., Letra, A., Carvalho, V. G., Carneiro, E., Brunini, S., Oliveira, R. C., Canova, G. C. & Moraes, F. G. (2004a). Microscopic analysis of dog dental pulp after pulpotomy and pulp protection with mineral trioxide aggregate and white Portland cement. *Journal of Applied Oral Science*, 12,pp. 104-107.

Menezes, R., Bramante, C. M., Letra, A., Carvalho, V. G. & Garcia, R. B. (2004b). Histologic evaluation of pulpotomies in dog using two types of mineral trioxide aggregate and regular and white Portland cements as wound dressings. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 98,pp. 376-379.

Menezes, R., Moraes, F. G., Oliveira, R. C., Letra, A., Garcia, R. B., Moraes, I. G. D. & Bramante, C. M. (2005). Subcutaneous Tissue Reactions to MTA, Portland cement an an experimental cement. *Revista de Clínica e Pesquisa Odontológica* 1,pp. 11-13.

Min, K. S., Kim, H. I., Park, H. J., Pi, S. H., Hong, C. U. & Kim, E. C. (2007). Human pulp cells response to Portland cement in vitro. *Journal of Endodontics*, 33,pp. 163-166.

Min, K. S., Lee, S. I., Lee, Y. & Kim, E. C. (2009). Effect of radiopaque Portland cement on mineralization in human dental pulp cells. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 108,pp. e82-6.

Mohammadi, Z. & Dummer, P. M. (2011). Properties and applications of calcium hydroxide in endodontics and dental traumatology. *International Endodontic Journal*, 44,pp. 697-730.

Moretti, A. B. S. 2008. *Estudo clínico, radiográfico e microscópico dos efeitos do formocresol de Buckley diluído a 1/5, hidróxido de cálcio PA e agregado trióxido mineral (MTA) em pulpotomias de dentes decíduos humanos*. Tese de Doutorado, Universidade de São Paulo.

Oliveira, M. G., Xavier, C. B., Demarco, F. F., Pinheiro, A. L., Costa, A. T. & Pozza, D. H. (2007). Comparative chemical study of MTA and Portland cements. *Brazilian Dental Journal*, 18,pp. 3-7.

Oliveira, T. M., Moretti, A. B., Sakai, V. T., Lourenco Neto, N., Santos, C. F., Machado, M. A. & Abdo, R. C. (2013). Clinical, radiographic and histologic analysis of the effects of pulp capping materials used in pulpotomies of human primary teeth. *European Archives of Paediatric Dentistry*, 14,pp. 65-71.

Ong, R. M., Luddin, N., Ahmed, H. M. & Omar, N. S. (2012). Cytotoxicity of accelerated white MTA and Malaysian white Portland cement on stem cells from human exfoliated deciduous teeth (SHED): An in vitro study. *Singapore Dental Journal*, 33,pp. 19-23.

Parisay, I., Ghoddsi, J. & Forghani, M. (2015). A review on vital pulp therapy in primary teeth. *Iranian Endodontic Journal*, 10,pp. 6-15.

Ranly, D. M. & Garcia-Godoy, F. (2000). Current and potential pulp therapies for primary and young permanent teeth. *Journal of Dentistry*, 28,pp. 153-161.

Ribeiro, D., Duarte, M., Matsumoto, M., Marques, M. & Salvadori, D. (2005). Biocompatibility In Vitro Tests of Mineral Trioxide Aggregate and Regular and White Portland Cements. *Journal of Endodontics*, 31,pp. 605-607.

Rodd, H. D., Waterhouse, P. J., Fuks, A. B., Fayle, S. A., Moffat, M. A. & British Society of Paediatric, D. (2006). Pulp therapy for primary molars. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 16 pp. 15-23.

Saidon, J., He, J., Zhu, Q., Safavi, K. & Spangberg, L. S. (2003). Cell and tissue reactions to mineral trioxide aggregate and Portland cement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 95,pp. 483-489.

Sakai, V. T., Moretti, A. B., Oliveira, T. M., Fornetti, A. P., Santos, C. F., Machado, M. A. & Abdo, R. C. (2009). Pulpotomy of human primary molars with MTA and Portland cement: a randomised controlled trial. *British Dental Journal*, 207,pp. E5; 1-5.

Shayegan, A., Petein, M. & Abbeele, A. V. (2008). Beta-tricalcium phosphate, white mineral trioxide aggregate, white Portland cement, ferric sulfate, and formocresol used as pulpotomy agents in primary pig teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, 105,pp. 536-542.

Sipert, C. R., Hussne, R. P., Nishiyama, C. K. & Torres, S. A. (2005). In vitro antimicrobial activity of Fill Canal, Sealapex, Mineral Trioxide Aggregate, Portland cement and EndoRez. *International Endodontic Journal*, 38,pp. 539-543.

Song, J. S., Mante, F. K., Romanow, W. J. & Kim, S. (2006). Chemical analysis of powder and set forms of Portland cement, gray ProRoot MTA, white ProRoot MTA, and gray MTA-Angelus. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 102,pp. 809-815.

Sonmez, D., Sari, S. & Cetinbas, T. (2008). A Comparison of four pulpotomy techniques in primary molars: a long-term follow-up. *Journal of Endodontics*, 34,pp. 950-955.

Wiltbank, K. B., Schwartz, S. A. & Schindler, W. G. (2007). Effect of selected accelerants on the physical properties of mineral trioxide aggregate and Portland cement. *Journal Endodontics*, 33,pp. 1235-1238.

Woodson, R. D. (2012). *Concrete portable handbook*, Amsterdam, Elsevier.

Yoshino, P., Nishiyama, C. K., Modena, K. C., Santos, C. F. & Sipert, C. R. (2013). In vitro cytotoxicity of white MTA, MTA Fillapex(R) and Portland cement on human periodontal ligament fibroblasts. *Brazilian Dental Journal*, 24,pp. 111-116.