

Carina Almeida Vicente

Restaurações extensas em dentes posteriores vitais

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2011



Carina Almeida Vicente

Restaurações extensas em dentes posteriores vitais

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2011

Carina Almeida Vicente

Restaurações extensas em dentes posteriores vitais

---

Trabalho apresentado à Universidade Fernando Pessoa, como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestrado em Medicina Dentária.

## Resumo

A sociedade actual valoriza, cada vez mais, a estética. Assim, foi imposta a melhoria e simplificação das técnicas restauradoras para dentes posteriores. A presente revisão bibliográfica tem como objectivo descrever materiais e técnicas restauradoras passíveis de utilização em dentes posteriores vitais e promover a escolha de planos de tratamento individualizados, ideais para cada situação clínica. Assim, foi realizada uma pesquisa manual e via *online*, através do motor de busca “Google”, “MEDLINE/PubMed”, “ScienceDirect” e “B-On”, com as seguintes palavras-chave: “*direct restorations*”, “*indirect restorations*”, “*composite resin*”, “*indirect resin composites*”, “*inlays*”, “*onlays*”, “*glass ionomer*”, “*amalgam*”, “*compomer*”, “*adhesive techniques*”, “*luting agents*”, “*dental cements*”. Verificou-se que os sistemas *total-etch* são os mais usados, nas restaurações directas e indirectas, com melhores resultados clínicos; as resinas compostas devem ser aplicadas segundo a técnica incremental, em cavidades pequenas a moderadas; nestas situações clínicas os IV, IVMR e compómeros podem ser usados apenas como materiais provisórios e em alguns casos como bases; a amálgama, por apresentar carência de estética, tem uso limitado; as restaurações indirectas são indicadas para cavidades posteriores de maiores dimensões; as RCI devem ser aplicadas sempre que as restaurações cerâmicas não estão indicadas; os *inlays* e *onlays* cerâmicos são indicados em cavidades classe I e II amplas, podendo causar desgaste da dentição oposta; as coroas totais, por serem menos conservadoras, são, muitas vezes, contra-indicadas em lesões posteriores extensas; os cimentos mais usados, com melhores resultados clínicos, em restaurações indirectas estéticas são os cimentos de resina. O desenvolvimento de materiais já existentes, de novos materiais, assim como novos estudos são necessários para determinar, com precisão, as suas características.

## Abstract

Today's society values, increasingly, the aesthetics. Thus, improving and simplifying techniques for restoring teeth, were imposed. The purpose of this literature review is to describe materials and restorative techniques which may be used in posterior vital teeth and promote the choice of individualized treatment plans, ideal for every clinical situation. Thus, a survey was conducted through manual and online search, using "Google", "MEDLINE/PubMed", "ScienceDirect" and "B-On", with the following keywords: "direct restorations", "indirect restorations," " composite resin "," indirect resin composites "," inlay, "" onlay "," glass ionomer "," amalgam "," compomer "," adhesive techniques "," luting agents "," dental cements". It was found that total-etch systems are most commonly used, with better clinical results, in direct and indirect restorations; the composite resins should be applied according to incremental technique, in small to moderate cavities; in these clinical situations IV, IVMR and compomers can only be used as temporary materials and, in some cases, as basis; the amalgam, because lack of aesthetics, has limited use; indirect restorations are indicated for larger cavities; the RCI should be applied when ceramic restorations are not indicated; the ceramic inlays and onlays can be applied in large class I and II and may cause wear of opposing dentition; the crowns are less conservative, and are often contraindicated in extensive injuries; the cements most commonly used, with better clinical results in indirect aesthetic restorations, are resin cements. The development of today's materials, new materials, as well as new studies are needed to determine accurately their characteristics.

## **Dedicatória**

Dedico este trabalho à mulher mais forte, resistente, amorosa, exemplar e inteligente que conheço...

Obrigada Mãe! 😊

## **Agradecimentos**

Obrigada meu Deus por estares sempre presente!

Obrigada Mãe por sempre me apoiares, por teres objectivos de vida que me influenciam e por me proporcionares uma vida pessoal e uma formação académica excelente!

Obrigada Mica, minha irmã, amiga, colega e binómia por me acompanhares na maior parte dos percursos da minha vida!

Obrigada Paulo, meu namorado, amigo e colega, por te juntares à minha vida, tornando-a mais feliz!

Obrigada Mestre Carlos Falcão, pela disponibilidade, pelos conselhos pedagógicos e pela perseverança!

Obrigada a todas as pessoas que me influenciaram positivamente durante esta etapa!

## Índice Geral

<b>Índice de Imagens</b> .....	<i>i</i>
<b>Índice de Figuras</b> .....	<i>i i</i>
<b>Índice de Tabelas</b> .....	<i>iv</i>
<b>Índice de Abreviaturas e Siglas</b> .....	<i>v</i>
<b>Introdução</b> .....	Erro! Marcador não definido. 1
Material e Métodos .....	4
<b>Desenvolvimento</b> .....	6
<b>I. Características estruturais dos dentes posteriores vitais muito destruídos</b> ....	6
1. Esmalte .....	7
2. Dentina .....	8
3. Biomecânica dos Dentes Posteriores Vitais muito destruídos .....	9
<b>II. Técnicas Adesivas</b> .....	11
1. Condicionamento e adesão ao esmalte .....	11
2. Condicionamento e adesão à dentina.....	12
i. Sistema <i>total-etch</i> ou <i>etch-and-rinse</i> .....	12
ii. Sistema <i>self-etch</i> ou <i>etch-and-dry</i> .....	13
3. Classificação dos sistemas adesivos .....	14
<b>III. Restaurações de dentes posteriores vitais- Restaurações Directas</b> .....	16
1. Resinas Compostas Directas .....	16

i.	Classificação das Resinas Compostas.....	19
2.	Amálgama .....	22
3.	Ionómero de Vidro.....	23
4.	Ionómero de Vidro modificado por Resina.....	24
5.	Compómeros.....	25
<b>IV</b>	<b>Restaurações de dentes posteriores vitais - Restaurações Indirectas.....</b>	<b>27</b>
1.	<b>Tipos de Materiais Restauradores (resina composta e cerâmica) e Tipos de Restaurações (restaurações parciais e totais).....</b>	<b>27</b>
i.	Restauração Indirecta ( <i>inlays</i> e <i>onlays</i> ) em Resina Composta.....	28
ii.	Restaurações Parciais ( <i>inlays</i> e <i>onlays</i> ) em Cerâmica.....	32
iii.	Restaurações Totais - Coroas Totais Metal-Cerâmicas ou Cerâmicas.....	35
iv.	Classificação dos Sistemas Cerâmicos.....	36
a)	Sistema Procera®.....	37
b)	Sistema In-Ceram®.....	39
c)	Sistema IPS-Empress®.....	40
d)	Sistema de CAD/CAM®.....	41
2.	<b>Cimentação das Restaurações Indirectas .....</b>	<b>43</b>
i.	Cimento de Resina.....	43
ii.	Cimento de Ionómero de Vidro.....	45
iii.	Cimento de Ionómero de Vidro Modificado por Resina....	46
	<b>Conclusão .....</b>	<b>51</b>
	<b>Referências Bibliográficas.....</b>	<b>I</b>
	<b>Anexos (Protocolos, Figuras, Tabelas).....</b>	<b>a</b>

## Índice de Imagens

<b>Imagem 1-</b> Gestão de lesão de cárie dentária profunda.....	6
<b>Imagem 2-</b> Diversos tipos e técnicas restauradoras passíveis de serem aplicadas em cavidades posteriores extensas de dentes vitais.....	15

## Índice de Figuras

<b>Fig. 1-</b> Diagrama esquemático das estruturas dentárias esmalte e dentina.....	k
<b>Fig. 2-</b> Fotomicrografia obtida por microscopia eletrónica de varredura por emissão de campo de uma secção transversal de dentina condicionada com ácido ortofosfórico 37.5%.....	l
<b>Fig. 3-</b> Fotomicrografia electrónica de transmissão, por desmineralização, evidenciando a interface resina-dentina.....	l
<b>Fig. 4-</b> Classificação dos sistemas adesivos.....	m
<b>Fig. 5-</b> Técnica incremental oblíqua.....	n
<b>Fig. 6-</b> Técnica incremental modificada.....	n
<b>Fig. 7-</b> Vista oclusal dos dentes 3.6 e 3.7. Presença de lesões classe I.....	o
<b>Fig. 8-</b> Aspecto final das restaurações de resina composta, após verificação dos contactos oclusais.....	o
<b>Fig. 9-</b> Vista oclusal dos dentes 3.6 e 3.7. Presença de pequenas restaurações a amálgama.....	o
<b>Fig. 10-</b> Aspecto final das restaurações de resina composta, após verificação dos contactos oclusais, acabamento e polimento.....	o
<b>Fig. 11-</b> Vista oclusal da restauração a amálgama, após acabamento e polimento.....	o
<b>Fig. 12-</b> Consistência do IV para ser empregado como material de cimentação.....	p
<b>Fig. 13-</b> Vista oclusal do dente 3.7 com restauração de resina composta comprometida...	p
<b>Fig. 14-</b> Aspecto final da restauração de ionómero de vidro.....	p
<b>Fig. 15-</b> Dente 3.6 com restauração ocluso-distal em amálgama.....	q
<b>Fig. 16-</b> <i>Inlay</i> em resina composta – SR Adoro, Ivoclar Vivadent®.....	q

**Fig. 17-** *Inlay* em resina composta, após cimentação adesiva.....q

**Fig. 18-** Dente 4.6 com restauração mesio-ocluso-distal em amálgama.....q

**Fig. 19-** *Onlay* cerâmico.....q

**Fig. 20-** *Onlay* cerâmico após cimentação adesiva.....q

## Índice de Tabelas

<b>Tab. I</b> - Propriedades dos tecidos dentários esmalte e dentina.....	r
<b>Tab. II</b> - Factores que influenciam a magnitude da tensão formada na interface restauração-dente.....	r
<b>Tab. III</b> - Factores que influenciam a contracção de polimerização.....	s
<b>Tab. IV</b> - Propriedades das resinas compostas.....	t
<b>Tab. V</b> - Factores que influenciam a longevidade das restaurações dentárias.....	t
<b>Tab. VI</b> - Comparação de compósitos e compómeros, CIV e CIVMR. ....	u
<b>Tab. VII</b> - Guia de escolha dos materiais restauradores.....	u
<b>Tab. VIII</b> - Propriedades dos materiais dentários. ....	v
<b>Tab. IX</b> - Propriedades dos diferentes tipos de cimentos.....	v
<b>Tab. X</b> - Agentes de cimentação usados para as diferentes restaurações fixa.....	w
<b>Tab. XI</b> - Comparação de materiais restauradores directos.....	x/y
<b>Tab. XII</b> - Comparação de materiais restauradores indirectos.....	z

## Índice de Abreviaturas e Siglas

≅- aproximadamente

>- maior

<- menor

≤- menor ou igual

ATM- articulação temporomandibular

bis-GMA- *bisphenol-Aglycidylmethacrylate*

CAD-CAM- *Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing*

CEREC- *computer-assisted CERamic REConstruction*

CIV- Cimento de Ionómero de Vidro

CIVMR- Cimento de Ionómero de Vidro Modificado por Resina

DEJ- junção esmalte/dentina

EBPADMA- *ethoxylated bisphenol A dimethacrylate*

Ex.- Exemplo

Fig.- Figura

HEMA- hidroxietilmetacrilato

HF- ácido fluorídrico

IV- ionómero de vidro

IVMR- ionómero de vidro modificado por resina

LPCR- Resinas Compostas confeccionadas em laboratório

M- molares

mm- milímetros

Min- minutos

MO- mesio-oclusal

MOD- mesio-ocluso-distal

PM- pré-molares

PPF- prótese parcial fixa

RCD- resinas compostas directas

RCI- resinas compostas indirectas

Seg- segundos

Tab.- Tabela

TEGDMA- *triethylenglycol-dimethacrylate*

TENC- Tratamento Endodôntico Não Cirúrgico

TIM- Técnica Incremental Modificada

TIO- Técnica Incremental Oblíqua

UDMA- uretano dimetacrilato

VL- vestibulo-lingual

## **Introdução**

A evolução dos materiais e das técnicas restauradoras, bem como a melhor compreensão da estrutura dentária e do progresso da cárie dentária, resultou na modificação dos princípios dos preparos cavitários propostos por Black há mais de 100 anos. O progresso dos materiais adesivos e o diagnóstico mais preciso das cáries, através de técnicas radiográficas, impulsionou diferentes conceitos: não há necessidade de retenção criada pela forma da cavidade; as lesões de cárie são diagnosticadas e tratadas em fases mais iniciais, promovendo maior conservação de tecido dentário sadio (Jacobsen, 2008).

A diversidade dos materiais e complexidade de algumas técnicas, bem como as restrições económicas dos pacientes, impõem um conhecimento vasto e actual por parte do clínico, de forma a este poder seleccionar a opção de tratamento mais adequada para cada caso (Ramos, 2009).

Contudo, a pressa para lançar novos produtos no mercado e de implementar planos de tratamento mediáticos, bem como o desejo que os clínicos têm de agradar os pacientes, formam uma tríade inquietante, com pouca consideração para a avaliação do risco/benefício da reabilitação dentária (Sadowsky, 2006).

Assim, na presença de um dente posterior vital, com lesão de cárie extensa, restauração insatisfatória ou fractura dentária, o médico dentista deve ponderar considerações estéticas, biomecânicas, anatómicas e financeiras (Soares et al., 2006), de forma a escolher um plano de tratamento ideal. Deve também considerar, entre outros factores, a longevidade da restauração e do dente e as consequências na saúde oral do paciente (Kolker, 2006).

A escolha do tipo de restauração depende não só da quantidade de estrutura dentária remanescente, mas também da motivação do paciente, higiene oral, condição periodontal e oclusão (Jacobsen, 2008).

O material restaurador escolhido deve recobrir a estrutura dentária, apresentando propriedades mecânicas similares ao dente, boa adaptação marginal, biocompatibilidade estética e preservando o máximo de estrutura dentária saudável (Santos, Garcia e

Palma-Dibb, 2005). Em áreas posteriores que sofrem grandes tensões são necessários materiais com grande força flexural e módulo de elasticidade, baixa deformação e grande resistência ao impacto e à fadiga (Nandini, 2010).

Nos últimos anos, a predilecção por restaurações estéticas, por parte dos pacientes, desencadeou o desenvolvimento de materiais restauradores não metálicos (Ereifej et al., 2009). As alternativas mais populares para as restaurações metálicas são as resinas compostas directas, ionómeros de vidro, compómeros, resinas compostas indirectas e cerâmicas (Hubsch et al., 2000, Cetin et al., 2009). Apesar das amálgamas dentárias apresentarem resultados a longo prazo excelentes, criou-se especulação sobre os possíveis riscos de saúde associados ao mercúrio (Clarkson, 2002). Assim, nos últimos anos, a aplicação de restaurações de resina composta directa aumentou, tornando-se rotina para muitos médicos dentistas (Abbas et al., 2003, Fagundes et al., 2006).

O desejo crescente de estética, a necessidade de escolher a técnica restauradora mais adequada, de otimizar a longevidade das restaurações e de simplificar a prática clínica motivaram a presente autora a desenvolver o tema “Restaurações extensas em dentes posteriores vitais”. Deste modo, é fundamental comparar as propriedades biológicas e mecânicas dos diferentes métodos restauradores e especificar as suas utilizações para cada uma das situações clínicas, de forma a permitir a escolha adequada de planos de tratamento individualizados.

A presente revisão bibliográfica tem como objectivos: descrever as características estruturais dos dentes posteriores vitais muito destruídos, bem como a sua biomecânica; analisar as diferentes técnicas adesivas e verificar qual a mais indicada para cada situação; descrever restaurações directas e os diferentes materiais utilizados nesta técnica (resinas compostas directas, amálgama, ionómero de vidro, ionómero de vidro modificado por resina e compómeros), possibilitando a escolha adequada para cada caso clínico; analisar as diferentes técnicas de cimentação e descrever as restaurações indirectas (*inlays*, *onlays* e coroas) e os diferentes materiais utilizados nesta técnica (resina composta e cerâmica), permitindo a selecção adequada para cada situação clínica.

Na discussão do trabalho dever-se-ão comparar e analisar as diferentes técnicas usadas nas diferentes situações, comparando as suas indicações e contra-indicações, de forma a

verificar quais as técnicas mais apropriadas para cada situação clínica, permitindo uma selecção facilitada.

Desta forma, no final desta revisão bibliográfica, a autora propõe-se responder às seguintes questões:

- Quais as características principais do esmalte e dentina e qual a biomecânica dos dentes posteriores vitais muito destruídos?
- Quais os sistemas adesivos mais usados actualmente e quais os mais eficazes?
- Que tipos de materiais se podem aplicar nas técnicas directas, em dentes posteriores vitais? Quais os mais apropriados às diferentes situações clínicas?
- Que tipos de materiais se podem aplicar nas técnicas indirectas, em dentes posteriores vitais? Quais os mais apropriados às diferentes situações clínicas?
- Quais os cimentos mais usados actualmente e quais os mais apropriados às diferentes situações clínicas?

## Materiais e métodos

A presente revisão bibliográfica foi baseada em informação científica devidamente publicada. Não se definiram limites temporais específicos. Foram, no entanto, preferidos estudos, livros e artigos actuais.

A pesquisa foi realizada manualmente na biblioteca da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto e Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade Fernando Pessoa. Na pesquisa manual foram seleccionados livros e artigos nas áreas de Medicina Dentária, Dentística e Prostodontia.

Para além da pesquisa manual, realizou-se uma pesquisa via *online*, através do motor de busca “Google”, assim como das bases de dados primárias “MEDLINE/PubMed”, “ScienceDirect” e “B-On”. As palavras-chave seleccionadas foram: “*direct restorations*”, “*indirect restorations*”, “*composite resin*”, “*indirect resin composites*”, “*inlays*”, “*onlays*”, “*glass ionomer*”, “*amalgam*”, “*compomer*”, “*adhesive techniques*”, “*luting agents*”, “*dental cements*”.

Ao longo do trabalho descrever-se-ão, de forma resumida, as características do esmalte e da dentina, bem como a biomecânica dos dentes posteriores. As técnicas adesivas vão ser desenvolvidas, de forma a concluir qual a melhor a ser implementada. Vão-se descrever as diferentes técnicas directas e indirectas, assim como os cimentos usados nas técnicas indirectas. De forma resumida, no final do presente trabalho, irão-se concluir quais as técnicas adesivas e de cimentação mais adequadas e quais os métodos restauradores ideais, para cada caso particular de lesões em dentes posteriores. Também se fará uma discussão dos resultados, de forma a se comparar e analisar os resultados obtidos.

No final da presente revisão bibliográfica concluiu-se que os sistemas adesivos *total-etch* são os mais usados, com melhores resultados clínicos. A colocação de resinas compostas tornou-se uma prática comum para a maioria dos médicos dentistas, devendo ser aplicadas segundo a técnica incremental, em cavidades pequenas a

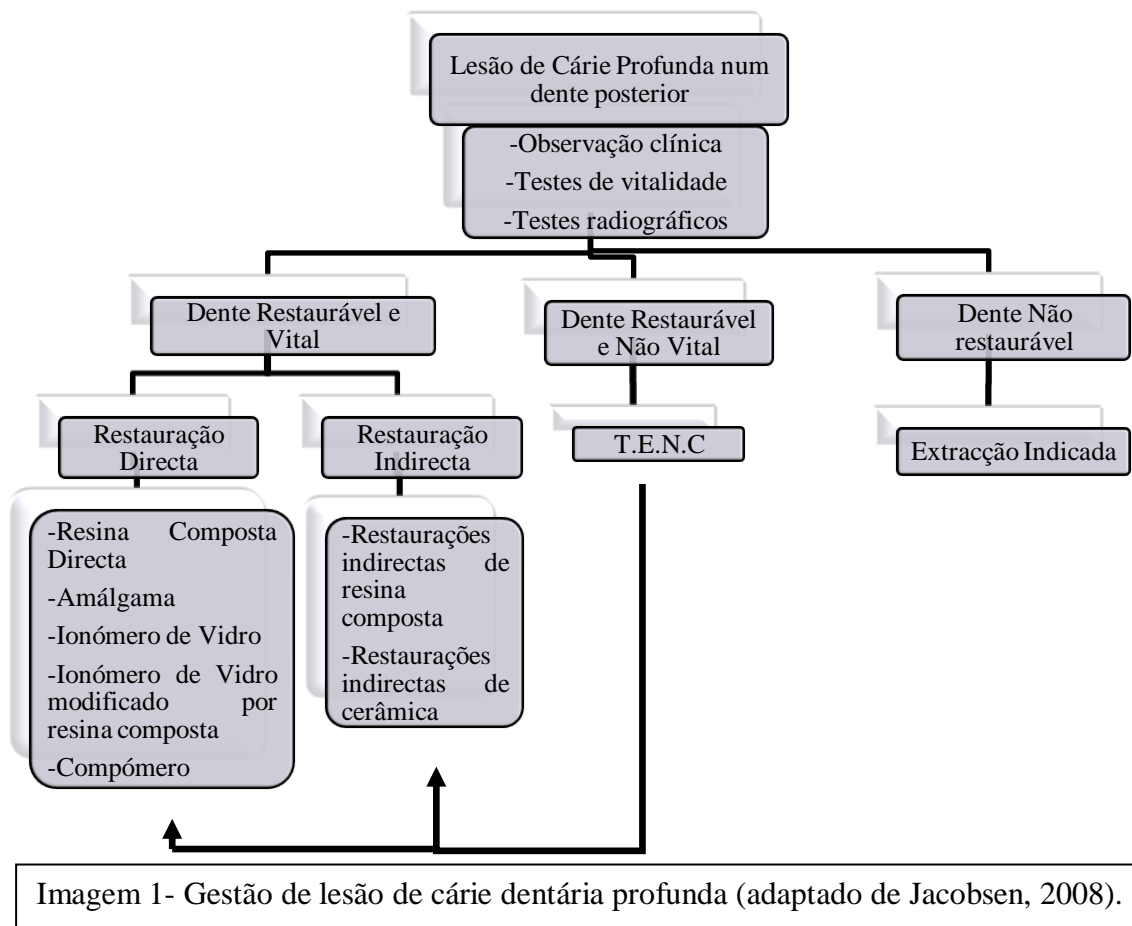
moderadas. Este material estético veio substituir, em grande escala, a amálgama dentária. Em áreas de grande tensão, nos dentes posteriores, os IV, IVMR e compómeros não são indicados como materiais restauradores definitivos. As restaurações indirectas são indicadas para cavidades posteriores de maiores dimensões, apresentando muitas vantagens em relação aos materiais das técnicas directas. Cada vez mais se aplicam restaurações únicas, desenhadas e individualizadas para o desenho da lesão dentária. Como as coroas totais são menos conservadoras, são, muitas vezes, contra-indicadas em lesões posteriores extensas. Os cimentos mais usados, com melhores resultados clínicos, em restaurações indirectas estéticas são os cimentos de resina. A realização de novos estudos é necessária para se determinar, com precisão, as características dos materiais já existentes e de novos materiais.

## Desenvolvimento

### I- Características estruturais dos dentes posteriores vitais muito destruídos

Os dentes desempenham funções de extrema importância não só na mastigação e fonética, mas também na estética facial do ser humano (Zheng et al., 2009).

Quando ocorre lesão dentária, deve-se fazer uma avaliação inicial da sua extensão através da aparência clínica e radiográfica. No entanto, estes métodos podem subestimar o tamanho real da lesão, sendo que a exploração é essencial antes de se tomar a decisão sobre o plano de tratamento a empregar (Jacobsen, 2008).



A estrutura dentária é composta por três tecidos mineralizados: esmalte, dentina e cimento, que envolvem o tecido conjuntivo laxo- polpa dentária (Berkovitz et al., 2004). De seguida descrever-se-ão os tecidos mineralizados esmalte e dentina, e a biomecânica dos dentes posteriores.

## 1. Esmalte

O conhecimento das propriedades mecânicas do esmalte torna-se imprescindível para calcular a dissipação das tensões no dente, desenvolver materiais restauradores biomiméticos e desempenhar actos clínicos conservadores (Spears, 1997, Berkovitz et al., 2004). Assim, o esmalte dentário é a camada mais exterior da coroa dentária, sendo o tecido mais duro, de origem biológica (Berkovitz et al., 2004), comparável a outros tecidos biológicos como o osso e a dentina, que exhibe uma estrutura hierárquica única e complexa (Bechtle et al., 2010). A microestrutura altamente orientada do esmalte resulta na anisotropia das suas propriedades mecânicas (Spears, 1997, Habelitz et al., 2001).

O esmalte é constituído por: hidroxiapatite de cálcio ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ), na forma de cristalitos (88-90% de volume), material orgânico (1-2% do volume) e água (5-10% do volume). O conteúdo mineral aumenta da junção amelodentinária para a superfície (Berkovitz et al., 2004). O esmalte superficial é mais duro, denso e radiopaco e menos poroso e solúvel do que o subsuperficial; a dureza e densidade decrescem no sentido superfície/interior e cúspide/margem cervical (Berkovitz et al., 2004). Por ter alta resistência à abrasão, o desgaste ocorre muito lentamente, sendo capaz de suportar forças de cisalhamento e impacto. Além disso, apresenta um módulo de elasticidade alto, que com o apoio flexível da dentina subjacente, diminui a possibilidade de fractura (Berkovitz et al., 2004).

Nos dentes permanentes posteriores não desgastados, existe maior espessura nas pontas das cúspides (cerca de 2,5mm) e nas superfícies laterais (cerca de 1,3mm). A espessura decresce gradualmente até à margem cervical, onde é menor (Berkovitz et al., 2004). O desgaste da estrutura dentária ocorre, inevitavelmente, com o envelhecimento, dependendo de: dieta, hábitos mastigatórios e factores patológicos diversos (Berkovitz et al., 2004, Zheng et al., 2009).

Na Tab. I estão descritas algumas propriedades do esmalte.

## 2. Dentina

A dentina forma a maior parte do dente, estando recoberta por esmalte na porção coronária, e cimento na porção radicular (Berkovitz et al., 2004).

A dentina é o tecido mineralizado mais abundante no dente humano. Deve-se, assim, conhecer as suas propriedades mecânicas de forma a: prever os efeitos das alterações microestruturais devido às cáries, esclerose e envelhecimento dentários e compreender os efeitos dos diferentes procedimentos restauradores. Estes variam desde a escolha do tipo de preparo cavitário até à escolha do método adesivo (Kinney et al., 2003).

A dentina é caracterizada por Marshall et al. (1997), como sendo um complexo vital, biológico, composto hidratado, que pode ser modificado por processos biológicos, patológicos e pela idade. Podem-se distinguir diferentes tipos de dentina: primária, secundária, terciária reparadora, esclerótica e hipermineralizada. O volume e conformação da dentina variam com o tamanho e forma do dente (Marshall et al., 1997).

A dentina é constituída por matéria inorgânica, na forma de cristais de hidroxiapatite rica em cálcio (50% do volume); matéria orgânica, que na sua grande maioria são fibras de colagénio tipo I (30% do volume); e água (20% do volume). A composição varia com a profundidade. Há menos túbulos dentinários na junção esmalte/dentina (DEJ), sendo esta composta, predominantemente, por dentina intertubular; há maior quantidade de túbulos dentinários na superfície pré-dentinária, próxima à câmara pulpar. Aqui encontram-se os corpos celulares dos odontoblastos e existe menos quantidade de dentina intertubular. Os túbulos dentinários são constituídos por fluído extracelular e pelos processos dos odontoblastos (Berkovitz et al., 2004) (Fig. 1).

Os cristalitos são pobres em cálcio e ricos em carbonatos, quando comparados à hidroxiapatite pura. Embora similares na forma, são muito menores (aproximadamente 35x10x100nm) do que os que se encontram no esmalte. Os cristalitos de dentina mineralizada são encontrados dentro e entre as fibrilas de colagénio (Berkovitz et al., 2004).

A dentina é menos dura que o esmalte e é permeável. A permeabilidade depende do tamanho e frequência dos túbulos, os quais decrescem com a idade. A matriz orgânica e a arquitetura tubular fornecem resistência flexural, capacidade de tensão e compressão maior do que a do esmalte (Berkovitz et al., 2004).

A polpa dentária, em resposta ao estímulo externo (cárie, atrição, preparo cavitário, microinfiltração da restauração, trauma), origina uma resposta tecidual, formando dentina terciária. Este tipo de dentina é um tecido duro, depositado na superfície pulpar, em resposta a um estímulo externo, que actua como uma barreira para a progressão de cárie e toxinas. A presença de dentina secundária, embora não seja uma resposta ao estímulo externo, contribui para a função de barreira da dentina (Berkovitz et al., 2004).

Na Tab. I estão descritas algumas propriedades da dentina.

## 2. Biomecânica dos Dentes Posteriores Vitais muito destruídos

A relação inter-oclusal e a anatomia dos dentes posteriores, especialmente dos pré-molares superiores, facilitam a deflexão e fractura das cúspides perante carga oclusal. A inclinação cuspídea dos pré-molares superiores é muito maior do que a dos molares superiores, resultando em diferentes resistências e padrões de fractura (Couegnat et al., 2006, Mondelli et al., 2007, Ingraham *cit. in* Mondelli et al 2009). Também se sabe que há maior incidência de *cracks* nos molares devido à interferência intercuspídea ou às parafunções; a menor distância à ATM, quando comparado com os PM, pode resultar em maior força aplicada durante a mastigação (Signore et al., 2007).

⇒Bader et al. (2001), no seu estudo, verificaram que ocorreram mais fracturas completas em dentes posteriores do que anteriores. E que nos dentes posteriores ocorreram mais fracturas pela seguinte ordem decrescente: molares inferiores, pré-molares superiores, molares superiores e pré-molares inferiores (Bader et al., 2001).

Quanto às cúspides sabe-se que as cúspides de não trabalho são mais estreitas, têm menor quantidade de esmalte e apresentam menor inclinação angular do que as cúspides de trabalho. Assim, estão mais susceptíveis aos vectores horizontais das forças

mastigatórias (Khera et al *cit. in* Dejak et al 2003), sendo mais frequente a sua fractura (Bader et al., 2001, Mondelli et al., 2007).

Em dentes intactos a separação cuspídea raramente ocorre, devido à presença de: tecto da câmara pulpar, pontes e cristas marginais. Estas são consideradas estruturas que fortalecem o dente (Freitas et al., 2002), essenciais para proteger a biomecânica da coroa (Magne et al., 2002). Portanto, quando as cristas marginais são removidas, ocorre redução significativa da resistência à fractura do dente (Mondelli et al *cit. in*. Rodolpho et al 2006).

A resistência à fractura é inversamente proporcional à quantidade de estrutura dentária removida (Mondelli et al., 2007). A perda de estrutura dentária, devido a cáries, preparo cavitário ou trauma, leva à diminuição da resistência à fractura (Joynt et al., 1987, Freitas et al., 2002, St-Georges et al., 2003, Santos et al., 2005, Couegnat et al., 2006, Cubas et al., 2011). O risco de fractura é maior nas cavidades MOD que nas MO (González-López et al., 2007). St-Georges et al. (2003), verificaram que cavidades MOD largas e profundas, em pré-molares superiores, enfraqueceram o dente em 59%.

A resistência à fractura depende de: módulo de elasticidade do sistema restaurador, distribuição de tensões fornecida pelo material restaurador, tipo de adesivo usado (Fonseca et al., 2007) e da profundidade da cavidade. Esta última está directamente relacionada com a deflexão e flexibilidade cuspídea (Blaser et al. *cit. in*. Mondelli et al 2007).

Vários autores concordam que os dentes restaurados ou apenas com preparo cavitário são menos resistentes à fractura que os dentes intactos (Arola et al., 2001, St-Georges et al., 2003; Santos, et al., 2005, Fonseca et al., 2007). Os dentes restaurados apresentam menor resistência à fractura, possivelmente porque a presença da restauração modifica a localização da máxima tensão (Arola et al., 2001). Sabe-se que os dentes com 3 ou mais superfícies restauradas são mais susceptíveis de sofrer fracturas (Dejak et al., 2003). Também se sabe que os dentes restaurados são significativamente mais fortes do que os dentes preparados mas não restaurados (Joynt et al., 1987).

## II- Técnicas Adesivas

Em 1955 Buonocore, através da observação do pré-tratamento de superfície para pintura de chapas dos cascos dos navios, desenvolveu o condicionamento ácido do esmalte dentário. Na época, através da aplicação de ácido ortofosfórico 85%, ocorreu união, mais duradoura, da resina acrílica aos tecidos duros do dente (Bispo, 2010).

Denehy e Torney, em 1976, foram os primeiros autores a propôr o uso de materiais adesivos para reforçar a estrutura dentária e oferecer suporte ao esmalte alterado pela preparação da cavidade (Denehy et al., 1976 *cit. in*. Freitas et al 2002).

O progresso na tecnologia adesiva permitiu a evolução da composição dos sistemas adesivos (Santos, Garcia e Palma-Dibb, 2005). Assim, nos testes *in vitro* muitos adesivos dentários apresentam resistência de união similar à dentina e ao esmalte (Van Meerbeek et al., 1998, Swift et al., 2001). Actualmente, as técnicas adesivas promovem: reforço cuspídeo, retenção da restauração, resistência à fractura e selamento hermético da interface restauração-dente, de modo a prevenir microinfiltrações das margens da restauração, sensibilidade pós-operatória e cáries secundárias (Abbas et al., 2003, van Landuyt et al., 2007).

Todos os sistemas adesivos contêm componentes similares, mas em proporções diferentes, sendo eles: monómeros de resina acrílica, solventes orgânicos, iniciadores e inibidores e, por vezes, carga inorgânica (van Landuyt et al., 2007).

### 1. Condicionamento e adesão ao esmalte

Através do condicionamento ácido (ácido ortofosfórico 30-40% em solução aquosa), há remoção de *smear layer* e de 10µm do esmalte superficial, criando-se uma camada porosa de 5-50µm de profundidade. Verifica-se um aumento da área de superfície e o esmalte adquire capacidade de molhabilidade. A quantidade inorgânica removida depende de: concentração do ácido, duração do condicionamento ácido e composição (Buonocore, *cit. in* Geissberger 2010). A resina de baixa viscosidade flui para as

microporosidades; após polimerização adere-se micromecanicamente ao esmalte, através da formação de prolongamentos de resina- *resin tags* (Ramos, 2009).

A adesão ao esmalte permite o selamento marginal e protege a adesão à dentina, impedindo a sua degradação (De Munck et al *cit. in* Geissberger 2010). As forças de adesão (cisalhamento) ao esmalte são da ordem dos 20 MPa (Swift et al., 1995).

## 2. Condicionamento e adesão à dentina

A adesão à dentina é dificultada pela sua estrutura histológica complexa e composição variada: enquanto o esmalte tem 92% de volume de hidroxiapatite inorgânica, a dentina tem, em média, apenas 45%; enquanto o esmalte apresenta disposição regular dos cristais de hidroxiapatite, a hidroxiapatite da dentina está disposta aleatoriamente, na matriz orgânica, constituída, principalmente, por colagéneo (Swift, 1995, Santos, Garcia e Palma-Dibb, 2005); enquanto no esmalte ocorre entrelaçamento da resina nos *etch-pits* do esmalte, na dentina é necessário o entrelaçamento das fibrilas de colagéneo expostas à resina (Asmussen et al., 1991).

Durante o processo do preparo cavitário cria-se a *smear layer*, que é uma barreira entre o sistema adesivo e a dentina. Esta deve ser parcial ou totalmente removida através do sistema adesivo *self-etch* ou *etch-and-dry*; ou do sistema adesivo *total-etch* ou *etch-and-rinse* (Ramos, 2009).

### i. Sistema *total-etch* ou *etch-and-rinse*

Este sistema é o mais comumente utilizado. Devido à variação da solubilidade do esmalte e da dentina, o ácido fosfórico 35% requer aproximadamente 30seg de contacto com o esmalte e 20seg com a dentina (Geissberger, 2010). Assim, remove completamente a *smear layer*, abrindo os túbulos dentinários; desmineraliza 5-10µm da superfície intra e intertubular da dentina, expondo o colagéneo. Uma vez que os túbulos dentinários contêm líquido, os monómeros hidrofílicos penetram mais facilmente nos túbulos e na rede de colagéneo (Geissberger, 2010) (Fig. 2). Cria-se, assim, a camada

híbrida ou zona de interdifusão (Nakabayashi e Saimi 1996) (Fig. 3), que pode funcionar como meio libertador das tensões da contracção de polimerização (Van Meerbeek, et al., 1993, Swift et al., 2001). Após a lavagem do ácido, aplica-se o primer hidrofílico. Desta forma, mantém-se a superfície dentinária húmida e impede que as fibras de colágeno entrem em colapso. Após a fotopolimerização criam-se *tags* de resina (Geissberger, 2010).

ii. Sistema *self-etch* ou *etch-and-dry*

O sistema *self-etch* dissolve, parcialmente, a *smear layer*, incorporando-a no processo adesivo, uma vez que a aplicação não é seguida de lavagem com água, mas sim de secagem, para a evaporação do solvente. O *self-etching primer* é um monómero ligeiramente ácido, que dissolve, parcialmente, a *smear layer* e os *smear plugs*, desmineraliza a dentina e infiltra simultaneamente a *smear layer* e a dentina desmineralizada (Ramos, 2009). Tal como o *total-etch*, o *self-etch* forte, com pH mais baixo (menos de 1), remove completamente a hidroxiapatite da dentina, resultando numa camada híbrida espessa, em dentina relativamente profunda (Yoshida et al., 2004). Contudo o *self-etch* moderado, com pH mais alto (cerca de 2), forma uma camada híbrida menos espessa, na qual a hidroxiapatite fica apenas parcialmente exposta às fibrilas de colagénio (Nakabayashi e Saimi, 1996).

A força de união dos adesivos é dependente da: área ocupada pelos *tags* de resina, área de dentina intertubular infiltrada pela resina e área de adesão de superfície (Toledano et al. *cit. in*. Pegado et al 2010). A quantidade de dentina intertubular disponível depende da profundidade - à medida que a profundidade da dentina aumenta, há menos dentina intertubular, e mais conteúdo de água (Swift, Perdigão e Heymann 1995). Pegado et al. (2010) verificaram que a força de união obtida na dentina superficial foi significativamente maior que na dentina profunda.

Por vezes assume-se que o maior conteúdo de água impede a adesão. Contudo, para alguns sistemas adesivos, as forças de ligação são melhoradas devido à presença de fluído dentinário ou de água, uma vez que estes previnem a contracção e a desmineralização da dentina (Kanca, 1992, Marshall et al., 1997).

### 3. Classificação dos Sistemas Adesivos

As primeiras duas gerações de adesivos apresentaram forças de adesão muito baixas. Assim, em 1982, Bowen, Cobb e Rapson introduziram a 3ª geração de adesivos, os quais atingiram forças de adesão na dentina de 21Mpa (valor próximo ao da adesão entre esmalte e resina). Contudo, este adesivo não apresentava desempenho clínico satisfatório (Bowen, Cobb e Rapson, 1982).

O sistema *total-etch*, de três passos (4ª geração) consiste na aplicação de um ácido condicionador, seguido de lavagem, um *primer* e, finalmente, uma resina adesiva ou adesivo. Através desta técnica verificou-se: aumento das forças adesivas à dentina e redução da irritação pulpar (Summitt et al. *cit. in* Geissberger 2010) (Fig. 4).

De forma a simplificar o procedimento clínico, os fabricantes combinaram o *primer* e o adesivo numa só solução. Assim, o sistema *total-etch*, de dois passos (5ª geração) consiste no condicionamento ácido, seguido da aplicação do *primer/adesivo* (Ramos, 2009). Normalmente aplicam-se duas camadas deste componente. A primeira camada actua como *primer* na superfície condicionada; a segunda camada permite a entrada dos monómeros do adesivo nos túbulos dentinários. Este sistema necessita que, após o condicionamento ácido, a superfície dentinária permaneça húmida, de modo a permitir boa adesão e reduzir a sensibilidade pós-operatória (Geissberger, 2010) (Fig. 4).

No sistema *self-etch* de dois passos (6ª geração) aplica-se o *self-etch primer* e, de seguida, a resina adesiva ou adesivo. O *self-etch primer* condiciona a dentina através do monómero acídico (pH 2) (Fig.4). O sistema *self-etch* de um passo ou *all-in-one* (7ª geração) foi colocado no mercado de forma a simplificar, ainda mais, o protocolo de aplicação dos sistemas adesivos. Este sistema combina numa só solução (resina adesiva *self-etching*), as funções do ácido, primer e adesivo (Fig.4). Normalmente estes adesivos apresentam maior espessura do que os seus precedentes, o que pode ser um problema na adesão das restaurações indirectas (Geissberger, 2010).

⇒ Turkmen et al., (2011) verificaram que os sistemas adesivos *etch-and-rinse* produziram maior resistência à tensão nas restaurações directas de resina composta, ao contrário dos adesivos *self-etch*, que produziram a menor resistência à tensão.

⇒Van Landuyt (2007) verificou que, apesar da simplicidade da técnica clínica, os adesivos *all-in-one* apresentam um desempenho clínico pior do que os adesivos precedentes, pois exibem: baixa força de adesão e durabilidade, separação de fases, maior absorção de água e vida útil reduzida (Van Landuyt et al., 2007). Assim, recomenda-se precaução no uso destes adesivos até se comprovar eficácia clínica a longo prazo (Geissberger, 2010).

Apesar dos sistemas adesivos *self-etch* promoverem menor sensibilidade técnica (Yoshida et al., 2004), e eliminarem algumas desvantagens dos sistemas *total-etch*, como condicionamento, humidade e secagem excessivos (Kiremitci 2004 cit. in Cekic et al 2007); também apresentam algumas desvantagens como incapacidade de polimerização *dual* (a qual pode ser necessária em restaurações indirectas) e dificuldade em prevenir a contaminação com o monómero ácido na estrutura dentária remanescente, durante a secagem (Turkmen et al., 2011). Assim, os adesivos *total-etch* apresentam resultados mais promissores (Nikolaenko, 2004, Shirai et al., 2005).

De seguida descrever-se-ão as diferentes técnicas restauradoras que se podem aplicar em dentes posteriores vitais.

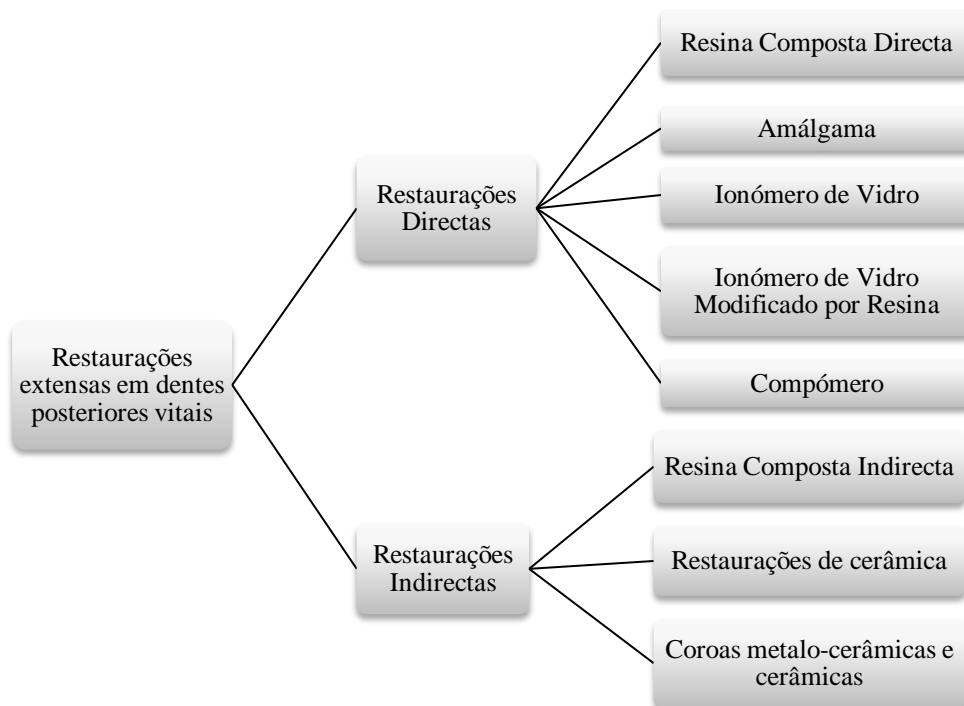


Imagem 2- Diversos tipos e técnicas restauradoras passíveis de ser aplicadas em cavidades posteriores extensas de dentes vitais.

### III- Restaurações de dentes posteriores vitais- Restaurações Directas (Tab. XI)

#### 1. Resinas Compostas Directas

Em 1970 verificou-se que as restaurações de amálgama libertavam vapor de mercúrio, especialmente durante a mastigação, e que este podia ser inalado, provocando doenças degenerativas (Clarkson, 2002). Uma vez que a revolução estética ocorreu nesta data e apesar da falta de consenso sobre o tema, a toxicidade do mercúrio tornou-se uma justificativa convincente para a substituição das restaurações de amálgama por materiais estéticos. Nos últimos anos o uso da amálgama dentária tem decrescido (Horsted-Bindslev, 2004). Devido às suas propriedades estéticas, mecânicas e adesivas, os compósitos são o substituto preferido (van Dijken, 2000, Zimmerli et al., 2010).

As resinas compostas têm vindo a ser desenvolvidas desde que Bowen, em 1962, introduziu o Bis-GMA na Medicina Dentária. Os progressos recentes na ciência e tecnologia dos materiais permitiram o aperfeiçoamento das propriedades físicas das resinas compostas e a expansão das suas aplicações clínicas. As resinas compostas podem ser aplicadas em dentes anteriores ou posteriores, de forma directa ou indirecta (Watts et al., 2008, Nandini 2010, Furuse et al., 2011).

A exigência de restaurações estéticas directas em dentes posteriores está a aumentar (Manhart, Chen e Hickel., 2009). Assim, actualmente as resinas compostas directas são muito utilizadas em preparos classe I e II de pré-molares e molares (Opdam et al., 2007). Contudo, o seu uso em cavidades posteriores extensas continua a ser um desafio pois o seu comportamento não está completamente definido (Krämer et al., 2011). Deste modo, nos dentes posteriores, as resinas compostas directas estão indicadas em cavidades pequenas ou moderadas (ADA, 2003, Nandini, 2010, Krämer et al., 2011), com menos um terço a metade da distância intercuspídea, e dentina de suporte, não havendo evidência de *cracks* horizontais (Christensen, 2008). Não devem ser usadas em recobrimento cuspídeos ou restaurações de grandes dimensões, que excedem o um terço da largura vestibulo-lingual da estrutura dentária (Anusavice, *cit. in* Sadowsky 2006).

As resinas compostas apresentam formulações e características diferentes. Podem ser seleccionadas de acordo com a localização e tamanho da lesão, carga oclusal e risco de cárie individual (Geissberger, 2010). As resinas compostas são constituídas por três

componentes principais: matriz de resina (conteúdo orgânico), carga inorgânica, e agentes de união (Zimmerli et al., 2010). Também podem ser incluídos outros componentes, como conservantes, corantes e inibidores de polimerização (Bispo, 2010).

A matriz orgânica é um agente aglutinante que confere viscosidade. Normalmente inclui bis-GMA (bisphenol-Aglycidyl dimethacrylate), UDMA (uretano dimetacrilato) e TEGDMA (triethylenglycol-dimethacrylate). Geralmente o bis-GMA está em maior quantidade; os outros componentes da matriz são usados para diminuir a viscosidade dos compósitos e a contração de polimerização (Geissberger, 2010). Como se tem verificado que o EBPADMA (ethoxylated bisphenol A dimethacrylate) reduz a absorção de água (Dhuru *cit. in* Geissberger 2010), este componente tem sido usado como substituto parcial ou total do bis-GMA nas novas resinas compostas (Sideridou e Achilias, 2005). A matriz orgânica apresenta desvantagens como: alta contração de polimerização (Peutzfeld *cit. in* Chen et al 2001), grande absorção de água, solubilidade, propriedades mecânicas e estabilidade de cor diminuídas (Ramos, 2009). Como nenhuma resina composta é polimerizada na totalidade, ocorre sensibilidade pós-operatória, alteração de cor e degradação da matriz orgânica com a ingestão de produtos de pH baixo (Bispo, 2010).

A carga inorgânica (ex. partículas de quartzo, cerâmica e/ou sílica) diminui a contração de polimerização e o coeficiente de expansão térmico; reduz a absorção de água; melhora propriedades como resistência à compressão e tensão, módulo de elasticidade e resistência ao desgaste (Ramos, 2009, Zimmerli et al., 2010). Contudo, as partículas de carga inorgânica produzem rugosidades que influenciam o polimento e o brilho superficial, dificultando a passagem da luz (Bispo, 2010). Kim et al. (2002) verificaram que a percentagem de carga inorgânica é influenciada pela sua forma e que as resinas compostas com maior volume de carga inorgânica apresentaram maior resistência à fractura, melhores propriedades mecânicas e de dureza. Neste estudo, o volume mínimo de carga inorgânica foi aproximadamente 55% (Kim et al., 2002). Ilie, et al. (2011) verificaram que a resistência à fractura, resultante do aumento do volume de partículas inorgânicas, só se verificou até um volume máximo de 57%.

O silano normalmente é o agente de união usado para ligar o conteúdo inorgânico à matriz. Este diminui a perda gradual das partículas inorgânicas, causada pelo desgaste oclusal e abrasão (Geissberger, 2010); transmite homogeneamente tensões

mastigatórias, entre a matriz e a carga, unindo-as; aumenta a estabilidade hidrolítica e de cor, com o decorrer do tempo clínico. Contudo, pode sofrer hidrólise, aumentando as tensões de contracção de polimerização (Bispo, 2010).

As resinas compostas possuem vantagens como: grande valor estético devido à capacidade de mimetizar a cor do dente (Terry *cit. in* Sadowsky 2006); remoção de pouca quantidade de estrutura dentária, promovendo máxima preservação, devido à união adesiva (ADA, 2003, Mondelli et al., 2007); reforço da estrutura dentária remanescente (Ramos, 2009), havendo aumento da força interna do dente e reforço cuspídeo (Freitas et al., 2002).

Apesar do seu sucesso, as resinas compostas ainda apresentam problemas clínicos: contracção de polimerização de 2-4% (Feilzer, De Gee e Davidson *cit. in* Van Dijken 2010); integridade marginal desfavorável (van Dijken et al., 1999, Watts et al., 2008); dificuldade de alcançar ponto de contacto óptimo; dificuldade de polimerização das camadas de resina composta mais profundas (Nandini, 2010).

Sabe-se que a contracção de polimerização é preocupante em cavidades com factor C elevado (Krämer et al., 2011); este é um factor de risco para ocorrer má adaptação marginal (Nikolaenko, 2004). Durante a fotopolimerização a resina composta muda de estado: de viscoso para sólido viscoelástico. Com esta transformação surge a diminuição do comprimento das ligações covalentes (as distâncias intermoleculares passam de  $0.3\pm 0.4\text{nm}$  para  $0.15\text{nm}$ ) (Peutzfeld *cit. in* Chen et al 2001); ocorre aumento do módulo de elasticidade e contracção volumétrica. Surge, deste modo, tensão na interface restauração-dente (Calheiros et al., 2004) (Tab. II). Esta pode causar falhas adesivas ou coesivas, formando um *gap* (van Dijken, 2000). Alguns autores determinaram o valor máximo que o *gap* pode apresentar:  $120\ \mu\text{m}$  (McLean *cit. in* Fonseca et al 2008) ou  $100\ \mu\text{m}$  (Leinfelder et al *cit. in* Fonseca et al 2008).

Se a adesão entre a estrutura dentária e a restauração se mantiver, pode ocorrer deformação da estrutura dentária. Contudo, se a tensão for maior e/ou se esta se desenvolver antes da adesão às margens da cavidade, pode ocorrer desadaptação marginal (Davidson et al., 1997, van Dijken, 2000). Esta desadaptação pode promover fracturas *chipping*, que promovem selamento impróprio, microinfiltração, coloração da restauração e cáries secundárias (Watts et al., 2008, Nandini, 2010), *microcracks*

internos, que levam à fractura da restauração, *microcracks* de esmalte e deformação da estrutura dentária, que conduzem à sensibilidade pós-operatória (Burke et al., 2011).

Muitos autores têm vindo a desenvolver técnicas com o objectivo de contornar a contracção de polimerização (Manhart, Chen e Hickel, 2009, Monteiro et al., 2010). Estas encontram-se resumidas na Tab. III.

Quando se opta por realizar uma restauração directa com resina composta num dente posterior, deve-se ter em conta o tamanho médio das partículas incorporadas e a percentagem de conteúdo inorgânico. Este está directamente relacionado com as propriedades mecânicas da resina composta (Condon e Ferracane, 1997, Ramos, 2009).

#### i. Classificação das Resinas Compostas

Os compósitos híbridos são compósitos universais que contêm na sua constituição uma mistura de partículas de diferentes tamanhos (0,04 $\mu$ m e 0,2-5 $\mu$ m) e de diferentes tipos: as partículas de vidro conferem boas propriedades físicas; as partículas de dióxido de silício conferem bom polimento (Gedik et al., 2005). De forma a obter-se melhor polimento, desenvolveram-se os compósitos microhíbridos. Estes apresentam na sua constituição partículas de vários tamanhos (0,04 $\mu$ m a 1 $\mu$ m) e têm maior quantidade de carga inorgânica (mais de 60% do volume). Estas resinas compostas universais apresentam melhor polimento, propriedades físicas e manuseamento clínico superior aos compósitos híbridos convencionais (Geissberger, 2010, Palaniappan et al., 2010).

Recentemente foram introduzidos no mercado os compósitos nanoparticulados, também considerados universais, com excelentes resultados estéticos, assim como propriedades físicas e resistência ao desgaste indênticos aos compósitos convencionais híbridos (Mitra, Wu e Holmes, 2003). Estes contêm partículas de 3-10 $\mu$ m, que resistem à força oclusal, ideais para colocação posterior; também apresentam nanopartículas para melhorar a qualidade de superfície (Geissberger, 2010). Na Tab. IV estão descritas as propriedades das diferentes resinas compostas.

⇒No seu ensaio clínico randomizado controlado, Palaniappan et al. (2010), compararam a resistência ao desgaste de resinas compostas: 2 nanohíbridas (Tetric

EvoCeram- TEC® e Ivoclar-Vivadent®), microhíbrida (Gradia Direct Posterior- GC®) e híbrida convencional (Tetric Ceram®). Macroscopicamente, as alterações de morfologia e retenção provocadas pelo desgaste foram pequenas; não ocorreram cáries secundárias, nem sensibilidade pós-operatória; ocorreu pigmentação, aceitável, em todos os materiais híbridos estudados, bem como, taxas de degradação marginal similares. O compósito híbrido convencional apresentou o pior polimento. Após três anos, as resinas compostas estudadas apresentaram desempenho clínico aceitável em cavidades posteriores, com taxa de fracasso de 0%. (Palaniappan et al., 2010).

⇒O estudo clínico de Krämer et al. (2011) teve como objectivo comparar dois sistemas de materiais restauradores (resinas compostas- híbrida convencional- Tetric Ceram®; nanoparticulada parcial- Grandio®; adesivos- Solobond M® e Syntac®), aplicados em cavidades classe II extensas. Após seis anos de estudo, os autores concluíram que não existiram diferenças significativas no comportamento clínico das duas resinas compostas e que ambos os adesivos promoveram adaptação e selamento interno marginal.

No que diz respeito à viscosidade, tanto as resinas fluidas como as compactáveis apresentam indicações muito específicas, para restaurações posteriores (Ramos, 2009). A aplicação de base de resina composta fluída é baseada no conceito de “parede cavitária elástica” (*‘elastic cavity wall’*), sugerida para os adesivos (Van Meerbeek et al., 1993). De acordo com este conceito, a tensão de contracção gerada pela camada de resina composta subsequente pode ser absorvida pela camada intermediária elástica, reduzindo as tensões na interface restauração-dente, reduzindo a deflecção cuspídea (Unterbrink e Liebenberg *cit. in* Cara et al 2007). Apesar da falta de consenso científico, as resinas compostas fluidas, por exibirem menor rigidez, preenchem mais facilmente os espaços existentes nos ângulos internos das cavidades e na interface dente-restauração das caixas proximais. Deste modo, podem neutralizar as tensões de contracção, promovendo a redução da microinfiltração marginal (Braga, Hilton, e Ferracane, 2003, Tung, Estafan e Scherer *cit. in* Cara et al 2007, Leevailoj et al *cit. in* Cara et al 2007, Ramos, 2009). Contudo, na parede gengival das classes II profundas é difícil alcançar óptima adaptação marginal com os compósitos fluídos. Quando mal colocados formam restaurações debordantes, provocando inflamações gengivais (Frankenberger *cit. in*

Monteiro et al 2010). Estas resinas compostas apresentam menor resistência à compressão e maior contracção de polimerização. Portanto, devem-se colocar camadas muito finas e polimerizadas de forma adequada (Braga, Hilton e Ferracane, 2003).

As resinas compostas compactáveis ou condensáveis foram introduzidas no mercado como alternativa à amálgama, para restaurações posteriores (Abe et al., 2005, Fagundes et al., 2006). Alguns autores acreditam que por apresentarem propriedades físicas melhoradas e viscosidade aumentada, estes compósitos oferecem menor aderência aos instrumentos, facilitando a manipulação clínica (Abe et al., 2005, Fagundes et al., 2006), permitindo rápida colocação e execução de contactos proximais ideais (Manhart, Chen e Hickel, 2001, Yip et al., 2003). Contudo, outros autores afirmam que a sua viscosidade não permite a condensação necessária de forma a assegurar, por si só, um bom contorno e contactos proximais (Nash, Lowe e Leinfelder, 2001), apresentando pior adaptação marginal e maior contracção de polimerização (Chen et al., 2001).

Nos últimos anos foram introduzidas as resinas compostas de média densidade, de forma a permitirem maior longevidade em restaurações posteriores. Estas resinas compostas apresentam melhor acabamento e polimento do que os compósitos híbridos, apesar de manterem algumas das suas propriedades físicas e a resistência ao desgaste (Mitra, Wu e Holmes, 2003).

De forma a reduzir a contracção de polimerização e diminuir os efeitos adversos das restaurações directas, foram implementadas diferentes técnicas de aplicação das resinas compostas directas, como: técnica incremental oblíqua (Fig. 5), técnica em bloco (Alomari et al *cit. in* Monteiro et al 2010), técnica em “sandwich” (van Dijken et al., 1999) e, mais recentemente, a técnica incremental modificada (Fig. 6) (Monteiro et al., 2010).

As resinas compostas directas apresentam boa longevidade em restaurações de tamanho pequeno a médio (ADA, 2003). Estudos prospectivos demonstram que a percentagem de fracasso anual de classes II posteriores varia entre 0-7%, com um valor médio de 2,2% (Manhart et al *cit. in* Manhart, Chen e Hickel 2009).

Sabe-se que existem muitos factores que influenciam a longevidade das restaurações dentárias. Estes factores estão resumidos na Tab. V. As principais causas de fracasso associadas às resinas compostas são: cárie secundária, fractura da restauração,

coloração, deterioração marginal, desgaste e sensibilidade pós-operatória (Hickel et al., 2001, Ilie et al., 2011).

O desenvolvimento da nanotecnologia e de materiais antimicrobianos têm elevado potencial. Os "*smart materials*" são materiais restauradores capazes de reagir directamente a estímulos externos (ex. liberação de substâncias antimicrobianas, no caso de diminuição do pH). Áreas de auto-reparação, de regeneração óssea e do tecido dentário duro também têm vindo a ser desenvolvidas (Jandt e Sigusch *cit. in* Zimmerli et al 2010). Contudo, de forma a determinar as propriedades dos novos materiais, são necessários mais estudos prospectivos e ensaios clínicos randomizados (Zimmerli et al., 2010).

## 2. Amálgama

A amálgama dentária é um material restaurador usado na prática clínica há mais de 165 anos. É uma mistura de mercúrio com uma liga de prata em pó, que solidifica à temperatura oral (Soncini et al., 2007).

Apresenta vantagens como: bons resultados a longo prazo, especialmente em restaurações extensas que sofrem muita carga; baixo custo; fácil manipulação; baixa sensibilidade técnica, bom selamento e resistência ao desgaste (ADA, 2003, Soncini et al., 2007, Mondelli et al., 2009, Bharti et al., 2010). É moderadamente tolerante à presença de humidade durante a colocação (Soncini et al., 2007). Contudo, é um material inestético que necessita de retenção mecânica, fornecida por um preparo cavitário largo e enfraquecido (van Dijken et al., 2001). Ao contrário das resinas compostas, a amálgama não possui estabilidade adesiva; não promove o reforço dentário; não compensa a perda da resistência à fractura, levando frequentemente à fractura dentária (Hickel e Manhart, 2001, Arola et al., 2001, Freitas et al., 2002).

As restaurações de amálgama estão indicadas para cavidades classe I e II em dentes sujeitos a grandes forças oclusais (ADA, 2003). Apesar de alguns autores afirmarem que as restaurações a amálgama são preferíveis às restaurações a compósito, em cavidades extensas (Nieuwenhuysen et al., 2003), outros não acreditam nesta afirmação

(Opdam et al., 2010), considerando mesmo que as restaurações não adesivas são contraindicadas em preparos cavitários largos e profundos (Cubas et al., 2011).

⇒Opdam et al. (2010) verificaram que em preparos cavitários classe II extensos, a amálgama apresentou maior taxa de falha a longo prazo, devido à fractura dentária e aos sintomas de dente fissurado (“*cracked-tooth*”). Porém, apresentou melhor desempenho em pacientes com maior risco de cárie, especialmente após 5-8 anos. O compósito teve uma taxa de falha mais constante, especialmente em pacientes de baixo risco de cárie, sendo que demonstrou melhor taxa de sobrevivência aos 12 anos. As cáries secundárias foram o factor de falha mais frequente nas restaurações a resina composta do que nas amálgamas, especialmente quando o risco de cárie individual estava aumentado.

⇒Arola et al. (2001) verificaram que nos dentes restaurados com amálgama a tensão depende, primariamente, da carga oclusal; enquanto os dentes restaurados com resina composta são menos sensíveis às forças mastigatórias, devido ao reforço cuspídeo promovido pela adesão ao esmalte e dentina.

⇒Bernardo et al. (2007) realizaram um estudo de 7 anos, no qual verificaram que a taxa de fracasso anual da amálgama foi de 0,82% e a taxa de fracasso anual do compósito foi de 2,21%. Tal como este, outros autores verificaram que a taxa de fracasso anual da amálgama é menor do que a da resina composta (Tobi et al *cit. in* Bernardo et al 2007, Burke et al *cit. in* Bernardo et al 2007).

A percentagem de fracasso anual das restaurações com amálgama varia de 0-7%. As principais causas de falha são: cáries secundárias, fractura dentária e da restauração, deterioração marginal e ressalto cervical (Hickel et al., 2001, Bernardo et al., 2007).

### 3. Ionómero de Vidro (IV)

Nos últimos quinze anos, o ionómero de vidro sofreu uma evolução considerável (Jacobsen, 2008). Os seus componentes principais são: partículas inorgânicas de vidro (sílica, alumina, fluoreto de cálcio) dispersas numa matriz insolúvel de hidrogel (poliácidos, ácido tartárico e água). As partículas de vidro sofrem: fusão a altas temperaturas, refrigeração em choque e transformação em pó. O tamanho das partículas

varia entre 3-50 $\mu$ m (Geissberger, 2010). Primeiramente deve-se fazer condicionamento ácido na superfície dentária. Depois, através da mistura dos componentes pó-líquido, ocorre uma reacção ácido-base. A mistura deve ser colocada na cavidade, sendo que esta e a área envolvente devem estar secas. O endurecimento ocorre passados 3-7min, mas só finaliza completamente passado um mês (Geissberger, 2010).

O ionómero de vidro apresenta vantagens como: capacidade de adesão ao esmalte e dentina, mesmo quando colocado em bloco (Geissberger, 2010), libertação de flúor, contracção mínima e resistência à microinfiltração. Contudo, apresenta pior estética, devido à sua opacidade e menor resistência à fractura que os compósitos (Pascon et al., 2006).

Assim os IV têm as seguintes indicações: áreas de tensões oclusais menores, como lesões classe V e III (Zhao e Xie, 2011); restaurações permanentes em dentição temporária; restaurações temporárias em dentição permanente, em pacientes com alto risco de cárie (Pascon et al., 2006); bases cavitárias e cimentos para coroas ou pontes (ADA, 2003).

Os IV apresentam durabilidade moderada a boa em restaurações não sujeitas a carga; contudo em áreas sujeitas a carga apresentam pouca durabilidade (ADA, 2003).

#### 4. Ionómero de Vidro modificado por Resina (IVMR)

O ionómero de vidro modificado por resina composta foi desenvolvido de forma a ultrapassar certas limitações dos IV, como: sensibilidade à humidade, dificuldade de manuseamento e endurecimento lento (Jacobsen, 2008). Tal como os compómeros, os IVMRC têm propriedades intermédias ao IV e à resina composta (Pascon et al., 2006). A incorporação de polímeros (geralmente o HEMA) na constituição do IV facultou uma reacção adicional de polimerização, que pode ser autoactivada (endurece após 15-20min) ou fotoactivada (endurece após 30seg). Assim, os IVMR têm resistência mecânica aumentada, melhor estética (Pascon et al., 2006), menor sensibilidade à humidade, facilidade de manuseamento e controle do tempo de trabalho (Zhao e Xie, 2011). Por apresentarem menores propriedades mecânicas e menor resistência ao

desgaste que as resinas compostas, os IVMR não estão indicados para restaurações classe I e II (Zhao e Xie, 2011). São, portanto, usados como forros ou bases de restaurações de resinas compósitas e em lesões classe V (McComb et al., 2002 *cit. in* Geissberger, 2010).

Estes materiais restauradores apresentam durabilidade moderada a boa em restaurações não sujeitas a carga; contudo em áreas sujeitas a carga apresentam pouca durabilidade (ADA, 2003).

### 5. Compómeros (Resinas Compostas Modificadas por Poliácidos)

A palavra compómero deriva de COMPósito e ionóMERO, surgindo a combinação das melhores propriedades destes materiais (Zimmerli et al., 2010). São materiais relativamente recentes, que estão intimamente relacionados com as resinas compostas. Os compómeros contêm um monómero bifuncional capaz de reagir simultaneamente com: os grupos metacrilatos de outros monómeros, através da polimerização; e com os catiões libertados pelo componente de ionómero de vidro, pela activação pela água do meio oral (Meyer et al., 1998). Ocorre uma reacção ácido-base entre componente de ionómero de vidro e os grupos carboxil dos monómeros de resina, permitindo a libertação contínua de flúor (Geissberger, 2010). Tal como nas resinas compostas, necessitam de adesivo dentinário para aderir ao tecido dentário (Jacobsen, 2008).

Os compómeros apresentam vantagens como: acção cariostática através da libertação de flúor, propriedades estéticas excelentes, características intermediárias de resistência e contracção (Pascon et al., 2006), fácil manuseamento clínico e boa adaptação às paredes cavitárias. A contracção de polimerização e a absorção de água são similares aos apresentados pelos compósitos, ao contrário das propriedades mecânicas que são diminuídas (Geissberger, 2010). Assim, os compómeros têm as mesmas indicações que os IV e os IVMRC: áreas de tensões oclusais menores, como lesões classe V; restaurações permanentes em dentição temporária; e restaurações temporárias em dentição permanente, em pacientes com alto risco de cárie (Pascon et al., 2006).

⇒ Soncini et al, (2007) verificaram que, em dentes temporários, a amálgama teve maior longevidade do que os compómeros e que houve necessidade de substituir mais restaurações de compómeros do que de amálgama. Alguns autores afirmam que os compómeros têm melhor adaptação marginal do que a amálgama (Kavvadia et al *cit. in* Soncini et al 2007).

Na Tab. VI encontram-se resumidas as características dos diferentes materiais restauradores: compósitos e compómeros, CIV e CIVMR.

#### **IV- Restaurações de dentes posteriores vitais- Restaurações Indirectas (Tab. XII)**

##### **1. Tipos de Materiais Restauradores (resina composta e cerâmica) e Tipos de Restaurações (restaurações parciais e totais)**

A reabilitação de dentes posteriores muito destruídos ou fracturados através de técnicas indirectas foi introduzida no mercado de forma a ultrapassar alguns problemas associados às técnicas directas, como: contracção de polimerização (Jacobsen, 2008), morfologia oclusal e/ou proximal inadequadas e resistência ao desgaste insuficiente (Barone et al., 2008 *cit. in* Huth et al 2011). A necessidade de estética em dentes posteriores promoveu o desenvolvimento de materiais não metálicos. As alternativas estéticas para os *inlays* à base de ouro são: *inlays* de resina composta e *inlays* de cerâmica (Huth et al., 2011).

Quando o volume de estrutura dentária perdido é maior do que um terço a metade da distância intercuspídea, pode ser necessário aplicar uma restauração do tipo *inlay*, *onlay*, ou coroa total. Assim, um *inlay* consiste numa restauração indirecta (fabricada fora da cavidade oral), constituída por uma liga metálica, porcelana/cerâmica ou resina composta. Não suporta ou substitui nenhuma cúspide. Não promove protecção cuspídea durante as forças mastigatórias excursivas laterais e/ou protrusivas (American Association of Dental Consultants Positions Committee *cit. in* Christensen, 2008).

Já o *onlay* é uma restauração indirecta que recobre uma ou mais cúspides, podendo estender-se até à face vestibular, lingual ou proximal do dente. Quando se recobrem todas as cúspides denomina-se *overlay* (Magne e Belser, 2003). O *onlay* pode ser constituído pelos mesmos materiais aplicados no *inlay* (liga metálica, porcelana/cerâmica ou resina composta). Normalmente, este tipo de restauração mantém ou restora a dimensão vertical; quando as pontas das cúspides estão íntegras, a dimensão vertical original não é alterada (American Association of Dental Consultants Positions Committee *cit. in* Christensen, 2008).

i. Restauração Indirecta (*inlays* e *onlays*) em Resina Composta

As resinas compostas confeccionadas em laboratório (LPCR) foram introduzidas no mercado de forma a ultrapassar algumas desvantagens das resinas compostas directas. Assim, as resinas compostas indirectas são uma alternativa estética para grandes restaurações posteriores, especialmente preparos classe II (Sadowsky, 2006, Watts et al., 2008, Nandini 2010, Furuse et al., 2011).

1ª Geração de Resinas Compostas Indirectas

Nos anos 80, Touati e Mörmann introduziram a primeira geração de LPCR, as quais eram compostas, maioritariamente, por matriz orgânica, conteúdo inorgânico e agentes de união, sendo esta composição idêntica às resinas compostas directas. A primeira geração de LPCR apresentou boas propriedades nos estudos laboratoriais, mas, nos estudos clínicos manifestaram muitas falhas. Os estudos *in vitro* e o desempenho clínico não foram satisfatórios; a fraca ligação entre a matriz orgânica e o conteúdo inorgânico provocou: diminuição da resistência ao desgaste, fractura frequente do material restaurador, *gap* marginal, microinfiltrações e falha adesiva (Nandini, 2010).

2ª Geração de Resinas Compostas Indirectas

A necessidade de melhorar as propriedades do LPCR conduziu a alterações na estrutura e composição, técnica de polimerização e reforço com fibras; o tamanho das partículas foi reduzido (as micropartículas passaram a microhíbridas); e o conteúdo inorgânico aumentou para o dobro da matriz orgânica. A diminuição do volume de matriz orgânica promoveu menor contracção de polimerização, melhores propriedades mecânicas e maior resistência ao desgaste (Miara *cit. in* Nandini 2010).

A composição das resinas compostas indirectas (RCI) é similar à composição das resinas compostas directas (RCD), diferindo apenas no método de polimerização adicional (*addicional curing*), que ocorre fora da cavidade oral, o qual permite maior grau de conversão. Assim, a contracção de polimerização inicial e as tensões pós-

polimerização ocorrem antes da inserção na cavidade (Spreafico, Krejci e Dietschi, 2005).

Os diferentes métodos de polimerização adicional incluem condições específicas de temperatura, humidade, vácuo, pressão, gás inerte e luz intensa (Ferracane e Condon *cit. in* Nandini, 2010). As RCI são cimentadas à estrutura dentária (Sadowsky, 2006). Como apenas o cimento é polimerizado *in situ*, há melhor adaptação e selamento (Spreafico, Krejci. e Dietschi, 2005). Sabe-se que a fotopolimerização adicional e o aumento do volume de conteúdo inorgânico melhoraram a resistência à flexão para 120-160MPa e o módulo de elasticidade para 8.5–12Gpa (Nandini, 2010), sendo este similar ao da dentina. Assim, a transferência de tensões ocorre de forma mais uniforme, sendo que o conjunto dente/restauração actuam como um corpo único (Touati e Aidan *cit. in* Fonseca et al 2007).

Quanto às propriedades ópticas sabe-se que as resinas compostas indirectas apresentam estabilidade de cor (Papadopoulos, Sarafianou e Hatzikyriakos, 2010).

Foi observado que a adaptação marginal e a força de adesão das RCI's são melhores que as resinas compostas directas (van Dijken, 2000, Aggarwal et al *cit. in* Nandini, 2010). Contudo, outros autores não concordam com esta afirmação (Spreafico, Krejci e Dietschi, 2005), afirmando mesmo que os métodos de polimerização secundária não melhoram as propriedades mecânicas das RCI, relativamente às resinas compostas directas (Cesar, Miranda e Braga, 2001).

Alguns autores também acreditam que, quando comparadas com as restaurações cerâmicas, as RCI's apresentam melhor adaptação marginal, devido à composição similar entre o cimento e o compósito (Nandini, 2010) e menor tendência ao *chipping* marginal (Tsitrou, Northeast e Van Noort, 2007). Contudo, apesar dos *inlays* de cerâmica apresentarem pior desempenho nos testes *in vitro*, os *inlays* de compósito tendem a degradar-se no ambiente oral, o que pode resultar em comportamento clínico similar (Nandini, 2010). Também se verificou que, ao contrário das cerâmicas, as RCI's, por terem natureza dúctil, absorvem forças oclusais e reduzem as forças de impacto em mais de 57% do que as cerâmicas (Brunton *cit. in* Ereifej, Silikas e Watts 2009, Nandini, 2010). Assim, este tipo de material pode estar indicado para as coroas protéticas dos implantes dentários (Leinfelder, 2005 *cit. in* Nandini 2010).

Quando comparadas com as RCD, as RCI's apresentam vantagens como: contornos excelentes, anatomia oclusal e ajuste marginal e proximal ótimos; melhor acabamento e polimento; estética superior; melhores propriedades mecânicas, maior grau de conversão (Ramos, 2009, Touati e Aidan *cit. in* Nandini, 2010, Huth et al., 2011, Turkmen et al., 2011), maior resistência à fractura e ao desgaste (Pallesen e Qvist, 2003). Uma vez que a única polimerização que ocorre está associada ao cimento, verifica-se menor contracção de polimerização (Huth et al., 2011), e menor sensibilidade pós-operatória (Nandini, 2010). Apesar das potenciais vantagens das RCI, os estudos clínicos parecem não evidenciar ou confirmar as vantagens evidenciadas por estudos laboratoriais, nomeadamente no que se refere ao aumento da resistência à fractura e ao desgaste (Pallesen e Qvist, 2003, Sadowsky, 2006, Ramos, 2009).

Quando comparados com os *inlays* de cerâmica, verifica-se que os *inlays* de resina composta apresentam menor custo e menor dificuldade de manipulação (Burke, *cit. in* Huth et al 2011); maior absorção de forças oclusais (Brunton *cit. in* Ereifej, Silikas e Watts 2009); e menor tendência a *chipping* marginal (Tsitrou, Northeast e Van Noort, 2007). Contudo apresentam menor resistência ao desgaste do que as restaurações de cerâmica, apesar de apresentarem maior resistência nas interfaces (Turkmen et al., 2011).

⇒ Gladys, (1995) verificaram que as LPCR têm maior resistência marginal do que as restaurações cerâmicas, uma vez que as LPCR e os cimentos têm composição similar (Gladys *cit. in* Ereifej, Silikas e Watts 2009).

As desvantagens das restaurações indirectas de resina composta são: custo adicional de processamento; fraqueza inerente ao cimento (Jacobsen, 2008), maior consumo de tempo, preparo cavitário mais invasivo (Pallesen e Qvist, 2003), maior sensibilidade de técnica decorrente do maior número de etapas clínicas e laboratoriais e necessidade de provisionalização (Ramos, 2009).

As LPCR limitam o desgaste da dentição antagonista e da própria restauração, pelo que estão indicadas: quando o volume de estrutura dentária perdido é maior do que um terço a metade da distância intercuspídea (American Association of Dental Consultants Positions Committee *cit. in* Christensen, 2008); em pacientes com grande risco de cárie (van Dijken, 2000); em pacientes que apresentam distúrbios na oclusão, como bruxismo (Christensen, 2003); em pacientes com pouco suporte periodontal, que necessitam de

recobrimento oclusal; como coroas protéticas dos implantes dentários (Leinfelder *cit. in* Nandini 2010); como coroas provisórias e próteses fixas (Jacobsen, 2008). Assim, as RCI também estão indicadas quando as restaurações cerâmicas não estão indicadas devido ao desgaste provocado na dentição oposta (Turkmen et al., 2011).

Por apresentarem longevidade intermédia, as LPCR não são indicadas em casos nos quais se requer resultados estéticos a longo prazo (Geissberger, 2010).

⇒ Spreafico, Krejci e Dietschi, (2005) acreditam que em restaurações de tamanho médio os *inlays* de compósito não trazem vantagens às RCD. Assim, os autores crêem que devido à maior remoção de estrutura dentária sã, esta técnica restauradora não deve ser escolhida, só devendo ser seleccionada em restaurações únicas ou múltiplas, com cavidade grande e configuração desfavorável, que contra-indicam a técnica directa (Spreafico, Krejci e Dietschi, 2005).

⇒ Fonseca et al. (2007) realizaram um estudo com o objectivo de avaliar a influência dos diferentes preparos cavitários na adaptação marginal dos LPCR. Os autores verificaram que não houve diferença significativa no que diz respeito a: largura do istmo oclusal, recobrimento cuspídeo ou interacção entre estes dois factores. Este facto é, provavelmente, devido ao módulo de elasticidade do sistema restaurador, da distribuição das tensões promovidas pelo material restaurador, e pela técnica adesiva. Quando sob condições de carga, as tensões na restauração são mais susceptíveis à variação do módulo de elasticidade do material restaurador, e menos sensíveis à sua espessura (Kelly *cit. in* Fonseca et al 2007). Materiais com módulo de elasticidade alto tendem a acumular tensões, enquanto materiais com baixo módulo de elasticidade tendem a absorver tensões e depois transferi-las para a estrutura dentária subjacente. Os autores concluíram que os diferentes preparos cavitários não influenciaram a resistência à fractura nos dentes restaurados com LPCR; os dentes intactos apresentaram maior resistência à fractura do que os dentes restaurados (Fonseca et al., 2007).

⇒ No estudo de 11 anos de Pallesen e Qvist (2003), os autores verificaram que a taxa de fracasso anual foi de 1,5% (igual à das resinas compostas directas). As causas de fracasso foram: fractura da restauração, cáries secundárias e fractura dentária. Também se verificou maior taxa de fracasso de RCI em molares, quando o istmo foi maior do que dois terços da distância intercuspídea (Donly *cit. in* Sadowsky 2006).

ii. Restaurações Parciais (*inlays* e *onlays*) em Cerâmica

A cerâmica dentária é um material restaurador sintético, que mimetiza o dente natural de forma ideal (Griggs, 2007), uma vez que permite melhor difusão e transmissão da luz incidente, por não apresentar subestrutura metálica opaca (Ramos, 2009). É mais biocompatível do que as estruturas metalo-cerâmicas (Etman e Woolford, 2010). Estas, apesar de resistentes à fractura, apresentam limitações estéticas como coloração da margem gengival e possível exposição da margem da subestrutura metálica (Wassermann, Kaiser e Strub *cit. in* Lorenzoni 2010).

As primeiras cerâmicas dentárias apresentavam baixa resistência à tracção e à fractura. Deste modo, introduziram-se as estruturas metalo-cerâmicas. Contudo, as suas limitações estéticas estimularam o desenvolvimento das estruturas exclusivamente cerâmicas (Kelly, Nishimura e Campbell, 1996). McLean e Hughes desenvolveram a primeira cerâmica reforçada, em 1965, através da alteração da composição da fase cristalina, pela adição de cristais de alumínio. Subsequentemente, a introdução de cerâmicas com diferentes composições, combinadas com o uso de novas técnicas laboratoriais, resultou em propriedades mecânicas melhoradas e estética elevada. Estes materiais exclusivamente cerâmicos estão indicados para *inlays*, *onlays*, coroas e próteses fixas parciais (PFP) (Borges et al., 2003).

As restaurações exclusivamente cerâmicas, aderidas ao esmalte/dentina, podem ser definidas como: restaurações parciais ou totais, nas quais a cerâmica é aderida à dentina e esmalte remanescentes, através de um cimento de resina (van Dijken *cit. in* van Dijken et al 2001). As restaurações exclusivamente cerâmicas podem ser aplicadas em situações de retenção mínima ou nula, sem necessidade de meios adicionais de retenção (van Dijken et al., 2001).

Deste modo, os *inlays* e *onlays* de cerâmica foram introduzidas como alternativa às restaurações de resina composta, uma vez que mimetizam a estrutura de superfície e a dureza do esmalte; apresentam coeficiente de expansão térmica similar à estrutura dentária e contracção reduzida (Cekic et al., 2007). Este tipo de restaurações são mais conservadoras do que as coroas totais, devendo ser utilizados sempre que haja estrutura suficiente de forma a garantir correcta cimentação adesiva (Mondelli et al., 2007).

A cerâmica dentária apresenta alta resistência à compressão, mas baixa resistência à flexão, tensão e tenacidade à fractura. Assim, este material é altamente dependente da estrutura dentária remanescente e do sistema adesivo utilizado (Hickel et al., 2001, van Dijken et al., 2010). Actualmente, as cerâmicas dentárias apresentam resistência à flexão entre 140-1300Mpa (Raigrodski *cit. in* Geissberger 2010).

As restaurações de cerâmica (*metal free*) são produzidas em duas camadas: a primeira é uma estrutura de alta resistência, que é revestida com porcelana, para proporcionar um aspecto natural (Borba et al., 2011).

As cerâmicas apresentam vantagens como: propriedades estéticas óptimas que simulam dentição natural, translucência, fluorescência, estabilidade química, biocompatibilidade, alta resistência à compressão e ao desgaste e coeficiente de expansão térmica similar à estrutura dentária (Borges et al., 2003, Griggs, 2007). As restaurações cerâmicas apresentam grande vantagem em cavidades extremamente não-retentivas (van Dijken e Hasselrotb, 2010).

As principais desvantagens são: sensibilidade das técnicas clínica e laboratorial; dificuldade de manuseamento e friabilidade da incrustação no período pré-cimentação (Fleming et al., 2006); maior potencial de desgaste dos dentes e materiais antagonistas (Krämer et al., 2006). Quando há necessidade de ajustes oclusais, ocorre a eliminação da camada superficial da cerâmica (*glaze*), formando-se uma superfície mais rugosa e difícil de repolir. A perda de *glaze* pode facilitar a ocorrência e propagação de fissuras e fracturas. As cerâmicas dentárias são mais dispendiosas do que qualquer restauração em resina composta (Ramos, 2009).

O comportamento frágil é a principal limitação das restaurações cerâmicas, sendo a resistência da cerâmica limitada pela presença de defeitos (*craks*) pré-existentes, associados a baixa resistência à fractura. Estes *craks* podem ser formados durante o processamento (poros, inclusões), ou depois, durante o manuseamento ou acabamento (Borba et al., 2011). Quando existe pressão, ocorre uma falha a nível microscópico, através de um processo de acumulação de danos, que resulta da interacção entre defeitos pré-existentes com a carga aplicada. A propagação dos *craks* é aumentada quando a cerâmica é exposta a um ambiente aquoso (Drummond et al., 2000, Etman e Woolford, 2010). Ocorre falha catastrófica quando o *crack* aumenta para um tamanho crítico, a uma determinada tensão (Borba et al., 2011). Assim, quando se deseja um preparo

cavitário mínimo, não se deve usar um material com alto índice de fragilidade, uma vez que resulta numa restauração com alta probabilidade de *chipping*, o qual poderá comprometer a adaptação marginal (Tsitrou et al., 2007).

Por vezes ocorrem defeitos marginais (*chipping*) nos *inlays* e *onlays* cerâmicos, especialmente em restaurações classe I extensas, cimentadas com materiais não adesivos. Em alguns casos não é necessário substituir a restauração; em casos mais sérios pode ocorrer comprometimento estético, resultante da descoloração marginal, causada pela microinfiltração e acumulação de placa; maior risco de cáries secundárias; maior sensibilidade dentária; maior risco de fractura da restauração e das margens dentárias, sendo necessária a substituição da restauração (Ereifej, Silikas e Watts, 2009). Assim, deve-se evitar colocar as margens da restauração sob grandes forças oclusais, nomeadamente nos pontos de contacto com os dentes antagonistas. A utilização de cimentos adesivos é recomendada, de forma a melhorar a adaptação marginal e reduzir as fracturas marginais (Ereifej, Silikas e Watts, 2009).

O sucesso clínico destas restaurações depende: do tipo de cimentação implementada (varia com o material cerâmico) (Borges et al., 2003); da adaptação marginal (Fahmy, 2011); da resistência inerente à cerâmica (van Dijken e Hasselrotb, 2010).

Os *inlays* e *onlays* cerâmicos são indicados para cavidades classe I e II amplas cujo istmo é maior que metade da distância intercuspídea, e/ou em situações em que é necessária a substituição de uma ou mais cúspides (Cekic et al., 2007, Magne *cit. in* Ramos, 2009). Os *inlays* de cerâmica podem também ser aplicados em cavidades classe III e IV (Cekic et al., 2007). Pelo contrário, não são indicados para os *inlays* e *onlays* de cerâmica pacientes com: bruxismo, má higiene oral, dentes opostos restaurados com resina composta, dentes com falta de estrutura para adesão ou que requerem uma alteração significativa de cor (Sadowsky 2006). Uma vez que a cerâmica dentária é mais dura do que o esmalte, a superfície não glazeada (*unglazed*) promove abrasão na superfície dentária, resultando no desgaste considerável do dente oposto (Jacobsen, 2008).

⇒Aberg et al (*cit. in* Sadowsky 2006), reportaram que os pacientes bruxómanos activos apresentaram fractura dos *inlays* de cerâmica de 63.6%.

A principal causa de fracasso das restaurações cerâmicas é a fractura que está geralmente associada com a espessura insuficiente da cerâmica, a forma do preparo cavitário, a oclusão do paciente, os cimentos e os defeitos internos da cerâmica (Kramer et al., 2006).

⇒ Van Dijken e Hasselrotb, (2010) fizeram um estudo e revisão bibliográfica, de vários autores e diversos materiais, no qual concluíram que: os *inlays* Cerec® apresentaram uma taxa de sobrevivência de 84%; os *inlays* de cerâmica feldspática apresentaram menor taxa de sobrevivência (apenas 13-61%), após períodos de observação de 6-7 anos; os *inlays* reforçados com cristais de leucite apresentaram, num estudo de 12 anos, uma taxa de sobrevivência de 84%; os *onlays* feldspáticos sinterizados, passados 6 anos, apresentaram uma taxa de fracasso de 26,9%.

### iii. Restaurações Totais - Coroas Totais Metallo-Cerâmicas ou Cerâmicas

Tradicionalmente, as coroas metálicas ou metallo-cerâmicas têm sido usadas no tratamento de dentes posteriores severamente danificados, que necessitam de recobrimento cuspídeo de uma ou mais cúspides. Estas restaurações limitam a fractura dentária e apresentam durabilidade relativamente longa na cavidade oral. As coroas metallo-cerâmicas apresentaram, em estudos de 15 anos, taxas de sobrevivência entre 69% (Creugers, Kayser e van Hof *cit. in* van Dijken e Hasselrotb 2010) e 74% (Pjetursson et al *cit. in* van Dijken e Hasselrotb 2010). Contudo, de forma a obter retenção suficiente, é necessária remoção de grande quantidade de estrutura dentária (van Dijken e Hasselrotb 2010). Aproximadamente 63-73% da estrutura dentária coronária é removida, quando o dente é preparado para receber uma coroa exclusivamente cerâmica (Edelhoff e Sorensen *cit. in* Harder et al., 2010). Assim, as coroas totais representam grande risco para a vitalidade pulpar e podem produzir reacções pulpares a longo prazo (Harder et al., 2010). As coroas totais exigem, muitas vezes, abordagens mais invasivas como alongamento coronário cirúrgico e/ou tratamento endodôntico (TENC) (Magne e Belser, 2003). O TENC é requerido para se obter retenção macro-mecânica, com colocação de espigões (van Dijken et al., 2001).

Quando não existe retenção, devido à perda de grande quantidade de estrutura dentária, a coroa total pode ser a restauração indicada, com bons resultados a longo prazo. Contudo, é aconselhável, sempre que possível, adaptar o tipo de preparo para evitar a perda de estrutura dentária sã (Harder et al., 2010); e aplicar tratamentos alternativos como resinas compostas e restaurações cerâmicas (van Dijken e Hasselrotb 2010).

As coroas metalo-cerâmicas foram aplicadas, durante muitos anos, em dentes muito destruídos. As suas principais desvantagens são: necessidade de remover estrutura dentária sã, acumulação de placa nas margens, risco de fractura da restauração (Jacobsen, 2008). Deste modo, necessitam de recobrimento cuspídeo para reduzir potenciais riscos de fractura, quando o istmo oclusal mede metade ou mais da distância intercuspídea (Mondelli *cit. in* Fonseca et al 2007). Somando a estas desvantagens, a estética desfavorecida, causada pela estrutura metálica, promoveu o desenvolvimento de coroas exclusivamente cerâmicas (Stober et al., 2008).

Ao contrário das coroas totais metalo-cerâmicas, as restaurações adesivas de cerâmica requerem preparos mínimos, menos traumáticos para o dente; não exigem preparos *standard*; podendo preservar-se a vitalidade pulpar (van Dijken et al., 2001). Promovem, assim, estabilização entre a restauração e o dente debilitado (Fonseca et al., 2007).

A principal causa de fracasso das coroas exclusivamente cerâmicas é a fractura da restauração, que está relacionada com a sua localização, tendo uma proporção para 1:3 de PM Vs M (Goodacre *cit. in* van Dijken e Hasselrotb, 2010).

⇒Fradeani and Redemagni verificaram que as coroas exclusivamente cerâmicas apresentaram uma taxa de sobrevivência de 84%, após um período de *follow-up* de 4-11anos (Fradeani and Redemagni *cit. in* van Dijken e Hasselrotb 2010).

## vi. Classificação dos Sistemas Cerâmicos

Apesar de não existir uma classificação universal dos sistemas cerâmicos, podemos agrupá-los de acordo com: temperatura de fusão, composição, aplicação, material da substrutura, método de processamento, ácido-resistência e potencial adesivo (Ramos,

2009). Quando a subestrutura cerâmica tem um comportamento ácido resistente apresenta na sua composição alumina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) e/ou zircónia ( $\text{ZrO}_2$ ). São exemplos as cerâmicas de alumina e/ou zircónia (Procera Alumina® e Procera Zircónia®) e as cerâmicas de alumina, alumina spinela, e alumina/zircónia vitro (In-ceram Alumina®, In-ceram Spinel®, e In-ceram Zircónia®). Quando a subestrutura cerâmica tem um comportamento não-ácido resistente apresenta na sua composição sílica ( $\text{SiO}_2$ ). São exemplos as cerâmicas feldspáticas e as vitrocerâmicas (IPS-empress®, IPS-empress 2®, e.maxPress® e e.masCAD®, Optec OPC®) (Ramos, 2009).

Tradicionalmente, as cerâmicas feldspáticas convencionais são o material de eleição para mimetizar a estrutura dentária natural. Apresentam transparência natural, passível de ser modificada por óxidos metálicos. Contudo, devido à sua natureza frágil, é necessária suficiente estrutura dentária para suportar a restauração (O'Brien, 1997, *cit. in* Geissberger 2010). As cerâmicas feldspáticas convencionais não são suficientemente fortes para se aplicarem como coroas totais de dentes posteriores ou em PPF pois podem formar-se *cracks*, originando microporos de superfície. Quando sob tensão ou flexão, estes microporos podem aumentar catastroficamente (Jacobsen, 2008).

Assim, de forma a promover o fortalecimento, aumentando a força e/ou translucidez do núcleo, introduziram-se óxidos na composição da subestrutura. Sabe-se que as cerâmicas feldspáticas reforçadas com leucite, dissilicato de lítio, óxido de alumínio ou zircónia apresentam maior resistência à fractura e propriedades mecânicas superiores à cerâmica feldspática convencional (Drummond et al., 2000, Anusavice *cit. in* Sadowsky 2006).

De seguida descrever-se-ão, de forma mais aprofundada, os diferentes sistemas cerâmicos: Sistema Procera®, Sistema In-Ceram® e Sistema IPS-Empress®; a técnica laboratorial- CAD/CAM®, bem como as coroas totais metalo-cerâmicas ou cerâmicas.

#### a) Sistema Procera®

O sistema Procera foi introduzido em 1993 (Zitzmann *cit. in* Walia et al., 2009). Utiliza a tecnologia CAD/CAM® para elaborar infra-estuturas. A cerâmica usada para a elaboração desta infra-estrutura é a alumina de alta pureza (> 99,9%) ou

alumina/zircônia YPS (*Yttrium Partially Stabilized*). Esta cerâmica apresenta boa molhabilidade, resultando numa união química do tipo iônico e numa interface sem poros. Contudo, sofre contração de sinterização de 15-20%, sendo necessário compensar essa contração (Lövgren *cit. in* Ramos 2009).

Para a confecção da subestrutura é utilizada uma técnica de pressão a seco. O pó de alumina é compactado sobre o modelo expandido, de modo que a alumina compactada adquire resistência suficiente para suportar o desgaste por CAM sem fracturar. Uma vez realizado o contorno externo, a subestrutura é sinterizada, sem o suporte do modelo expandido, durante uma hora, a 1550°C (Ramos, 2009). A cerâmica usada para a caracterização da subestrutura da alumina é uma porcelana feldspática de baixa fusão, com um coeficiente de expansão térmico compatível com o da alumina (Andersson e Odén *cit. in* Etman e Woolford 2010). Apesar de manter alguma translucidez, a subestrutura de alumina é muito densa e opaca, com um controlo de cor mais difícil de obter (Kelly, Nishimura e Campbell *cit. in* Ramos, 2009), mas permitindo ocultar colorações intensas provenientes da estrutura dentária ou de núcleos metálicos (Lövgren et al *cit. in* Ramos, 2009).

Este sistema produz coroas com adaptação marginal aceitável, com *gap* marginal de 62µm nos molares e 55µm nos pré-molares, sendo 120µm o limite máximo clinicamente aceitável (May et al *cit. in* Etman e Woolford 2010). Foram descritos valores de resistência à compressão de 600Mpa (Andersson e Odén *cit. in* Etman e Woolford 2010).

As taxas de sucesso das coroas Procera All-Ceram® posteriores, verificadas em estudos longitudinais, variaram entre 91.3% e 98.8% (Walter et al *cit. in* Etman e Woolford 2010, Zitzmann et al *cit. in* Etman e Woolford 2010).

⇒Contudo, num estudo recente verificou-se que, no que diz respeito à resistência ao desgaste e à propagação de *cracks*, as coroas de IPS e.max Press® apresentaram melhor desempenho clínico em dentes posteriores do que as coroas Procera All-Ceram®, durante os três anos iniciais (Etman e Woolford, 2010).

Assim, o sistema Procera All-Ceram® está indicado tanto para dentes anteriores como posteriores (Etman e Woolford, 2010); permite a elaboração de restaurações unitárias ou PPF completas, com o Procera AllZircon® (Ramos, 2009).

b) Sistema In-Ceram®

O sistema In-Ceram® consiste numa subestrutura cerâmica de alumina infiltrada com um vidro, sobre a qual é aplicada cerâmica feldspática aluminosa, que promove estética e função. Estas coroas são elaboradas por suspensão (*slip-casting*) (Fahmy, 2011). A fase cristalina é constituída por um pó fino de magnézio ( $MgAl_2O_4$ ), alumina ( $Al_2O_3$ ) ou zircónia ( $ZnO_2$ ); é misturada, formando uma suspensão homogeneizada de alumina pura- *slip*. Este é aplicado num modelo de gesso especial, é conformado e cozido a uma temperatura controlada, produzindo a sinterização (fusão) superficial das partículas de alumina, criando-se uma subestrutura de alumina com uma rede tridimensional de poros. Este é o estado “verde” da cerâmica; neste estado, a cerâmica é opaca, flexível e pode ser facilmente ajustada com instrumentos rotatórios. O vidro lantânico de baixa viscosidade, ao ser fundido, difunde-se por capilaridade através da rede de poros, resultando numa estrutura muito densa. Sobre esta subestrutura cerâmica aplica-se uma cerâmica feldspática aluminosa, para caracterização e conformação anatómica (Ramos, 2009 e Geissberger, 2010).

Devido à interposição das duas fases (vidro disposto na rede tridimensional de poros formados por cristais de alumina), o material formado apresenta propriedades mecânicas e físicas superiores às propriedades das duas fases isoladas (Ramos, 2009). A resistência à flexão pode variar entre 236-600MPa e a resistência à fractura entre 3,1-4,61 MPa/m (Raigrodski, 2004). Durante a fusão não ocorre alteração dimensional, permitindo correcta adaptação marginal (24-39µm em coroas e 58µm em PPF), sem se usar o computador (Probster e Diehl *cit. in* Ramos, 2009).

Por apresentar elevado conteúdo de alumina, a subestrutura é opaca. A sua translucidez é, apenas, 1-3% da do vidro comum. No entanto, a espessura da subestrutura não necessita de ultrapassar 0,5mm nas faces estéticas, sendo possível construir a cor em profundidade, por camadas de cerâmica de caracterização. O vidro usado na infiltração é corado, o qual confere à subestrutura uma cor aproximada da dentina, o que facilita a caracterização, ao eliminar a tonalidade esbranquiçada da alumina (Ramos, 2009).

A principal desvantagem deste sistema é a necessidade de equipamentos específicos e dispendiosos (Ramos, 2009).

O sistema In-Ceram® está indicado na elaboração de *inlays/onlays*, facetas, coroas anteriores e posteriores e PPF anteriores e posteriores de pequena extensão (In Ceram Zircónia®) (Ramos, 2009).

c) Sistema IPS-Empress®

O sistema IPS-Empress® utiliza uma vitro-cerâmica reforçada por cristais de leucite (40% de volume), os quais impedem a propagação de microfraturas (Ramos, 2009, Geissberger, 2010). Neste sistema a técnica laboratorial utilizada combina: a técnica laboratorial de cera perdida com a técnica de termo-pressão. Assim, a restauração é confeccionada em cera; o padrão de cera é incluído num material de revestimento; após a remoção da cera ocorre a injeção de cerâmica fluida, por termopressão, num forno especial. Neste sistema, a caracterização final é obtida por uma de duas técnicas: técnica de caracterização superficial por aplicação de corantes de superfície, com uma vitrificação final; ou técnica de caracterização por camadas, após reconformação da subestrutura por *cut-back*, com uma cerâmica de coeficiente de expansão térmico compatível (Ramos, 2009).

Os sistemas IPS-Empress 2® e IPS e.max Press® utilizam uma vitro-cerâmica reforçada por cristais de dissilicato de lítio (60% de volume). Estes sistemas também usam a técnica de termo-pressão, conformando uma estrutura cerâmica que, após remoção do revestimento, é conformada e caracterizada por camadas, com uma cerâmica compatível (Ramos, 2009).

O resultado estético destas restaurações é muito bom (Geissberger, 2010), visto que: existem pastilhas de cerâmica de várias cores base; a cerâmica apresenta 22-32% da translucidez do vidro, permitindo transmissão e reflexão de luz incidente próxima à do dente natural (Ramos, 2009). Estas cerâmicas também apresentam bom ajuste marginal (Geissberger, 2010). A vitro-cerâmica reforçada por cristais de leucite (IPS-Empress®) apresenta resistência à flexão de 140-180Mpa, superior à cerâmica feldspática (80Mpa), mas inferior às restaurações de zircónia (1200Mpa) (Lawn *cit. in* Geissberger, 2010).

Assim, este sistema está indicado para coroas unitárias anteriores, *inlays* e *onlays*. A vitro-cerâmica reforçada por cristais de dissilicato de lítio (sistemas IPS-Empress 2® e IPS e.max Press®) apresenta resistência à flexão de 300Mpa (Raigrodski 2004). A resistência à fractura varia entre 2,8-3,5MPa/m, possibilitando o uso deste sistema em PPF de três unidades (dente anterior até ao 2º pré-molar) (Raigrodski 2004, Geissberger, 2010).

#### d) Sistema de CAD/CAM ®

Em 1980 Mörmann introduziu o conceito de CAD/CAM (*Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing*) para a elaboração de restaurações dentárias. Actualmente, o sistema CEREC 3D CAD/CAM® (*computer-assisted CERamic REConstruction*) é o método mais desenvolvido e bem estabelecido dos sistemas CAD/CAM. Permite a construção de diversas restaurações cerâmicas (*inlays*, *onlays*, facetas e coroas únicas) apenas numa consulta, eliminando a necessidade de impressões, restaurações provisórias e diversas consultas (Mörmann, 2006).

Assim, este sistema permite efectuar a leitura óptica tridimensional da cavidade, segundo o eixo de inserção da restauração, através do processo “impressão óptica”. A informação é transmitida para um computador com o *software* CEREC 3D. As versões actuais incluem o ajuste automático da restauração ao preparo individual, aos contactos proximais e oclusais (característica denominada “*antagonist tool*”), permitindo o planeamento da dimensão vertical, desenho e contactos oclusais da restauração. O CEREC 3D pode desgastar blocos de resina composta, cerâmica feldspática ou porcelana reforçada por leucite. Assim, a confecção é feita no consultório, a partir de blocos cerâmicos, em menos de 20min. A máquina de fresagem automática é constituída por um sistema de duas brocas, que desgasta o excesso de material, até se obter a restauração individualizada (Mörmann, 2006). A selecção da cor é boa; as restaurações podem sofrer caracterização superficial ou apenas serem polidas (Sadowsky, 2006).

Dois dos factores críticos para o sucesso destas restaurações cerâmicas são: estrutura dentária adequada e técnica de adesão meticulosa (Geissberger, 2010). Os *guidelines* do

preparo cavitário são idênticos aos sistemas exclusivamente cerâmicos, incluindo ângulos arredondados, margens *butt joint* e espessura adequada da porcelana (Geissberger, 2010). A superfície cerâmica sofre ataque ácido, com ácido fluorídrico a 9%; e é tratada com silano, sendo cimentada com resina. Os ajustes oclusais são efectuados após a restauração ser colocada em boca (Geissberger, 2010).

Na Tab. VII e VIII estão algumas das propriedades dos materiais usados nas restaurações cerâmicas.

## 2. Cimentação das Restaurações Indirectas

O sucesso das restaurações cimentadas depende de vários factores: desenho do preparo cavitário, higiene oral, microflora, forças mecânicas e materiais restauradores. Contudo, o factor-chave para o sucesso da restauração é o agente adesivo em conjunto com a técnica de cimentação (van Dijken e Hasselrotb, 2010, Ladha e Verma, 2010).

A cimentação consiste num conjunto de passos meticulosos. A má técnica de cimentação devido, por exemplo, à falta de assentamento da restauração, pode-se traduzir em: má oclusão, pulpite, perda da restauração ou cáries secundárias (Shillingburg et al., 1997). Assim, o objectivo da cimentação é promover união entre a restauração, o esmalte e a dentina, formando um corpo único, permitindo a transferência de tensões da restauração para a estrutura dentária e concedendo resistência (Banks, 1990).

Como o uso do cimento de resina e de ionómero de vidro tem vindo a aumentar, principalmente devido à sua capacidade de adesão à estrutura dentária e, em alguns casos à restauração (Lyons et al *cit. in* Yüksel e Zaimoglu 2011), de seguida descrever-se-ão ambos os cimentos.

### 1. Cimento de Resina

Actualmente, os cimentos de resina são compostos por matriz orgânica (bis-GMA ou UDMA) e por partículas inorgânicas (Shillingburg et al., 1997, Ladha e Verma, 2010), em menor quantidade e viscosidade do que os compósitos restauradores (Shillingburg et al., 1997). Podem apresentar-se em várias formas: pó/líquido, cápsula ou pasta/pasta. São classificados segundo o método de polimerização: autopolimerização (usados sobre restaurações metálicas), fotopolimerização ou polimerização *dual* (usados em facetas cerâmicas e *inlays*) (Shillingburg et al., 1997). Os cimentos de resina composta autopolimerizáveis obtêm óptimo grau de conversão e tensões de polimerização reduzidas (van Dijken e Hasselrotb, 2010).

Os cimentos autopolimerizáveis ou de polimerização *dual* são os preferidos pois promovem, quando comparados com os cimentos convencionais: adesão forte e estável a todas as superfícies, boa correspondência de cor, áreas marginais passíveis de polimento, características flexurais melhoradas e melhor resistência (Cekic et al., 2007).

Os cimentos de resina apresentam as seguintes vantagens: maior resistência à compressão e tensão (20-50Mpa); baixa solubilidade; adesão micromecânica ao esmalte, dentina, ligas metálicas e cerâmica; grande disponibilidade de tons e translucidez (Shillingburg et al., 1997, Ladha e Verma, 2010). Os cimentos de resina fotopolimerizáveis também apresentam ótimo grau de conversão e menor quantidade de tensões formadas durante a polimerização (van Dijken e Hasselrotb, 2010). A cimentação com cimento de resina promove: reforço tanto da estrutura dentária como da restauração, reduz a microinfiltração na interface restauração/dente, reduz a sensibilidade pós-operatória, bem como a descoloração marginal e as cáries secundárias (Turkmen et al., 2011).

Contudo, estes cimentos apresentam desvantagens como: técnica de manipulação meticulosa; grande espessura; infiltração marginal devido à contracção de polimerização; não libertação de flúor; baixo módulo de elasticidade; dificuldade em remover os excessos endurecidos em áreas inacessíveis (impedindo o seu uso em áreas subgingivais). O uso de cimentos provisórios à base de eugenol inibe a polimerização completa da resina composta. Quando o cimento é colocado sob dentina vital promove sensibilidade pulpar (Shillingburg et al., 1997, Ladha e Verma, 2010). Deste modo, recomenda-se a aplicação de um adesivo dentinário, o qual reduz a resposta pulpar e promove selamento dos túbulos dentinários, reduzindo a microinfiltração (Shillingburg et al., 1997)

Assim, os cimentos de resina composta são indicados para a cimentação de sistemas exclusivamente cerâmicos, podendo conferir resistência a este tipo de restaurações (Bernal et al *cit. in* Yüksel e Zaimoglu 2011). Estes cimentos têm baixa afinidade para as ligas metálicas devido à falta de óxido na superfície de revestimento e baixa reactividade química, sendo necessárias algumas modificações de superfície para alcançar ligação química (Ladha e Verma, 2010). A superfície interna das restaurações indirectas pode ser tratada com jacteamto, ácido fluorídrico (HF) ou silano, ou pela combinação destas técnicas (Turkmen et al 2011).

Recentemente foi introduzido no mercado o primeiro cimento de resina *self-etch*: RelyX Unicem® (3M ESPE, Seefeld, Germany). O objectivo do desenvolvimento deste cimento foi combinar a facilidade de manipulação do CIV (sem necessidade de pré-tratamento) com as vantagens dos cimentos de resina (propriedades mecânicas favoráveis, boa estética e boa adesão à estrutura dentária) (Turkmen et al., 2011).

⇒Turkmen et al., (2011) realizaram um estudo com o objectivo de avaliar a força de adesão de três cimentos *self-etch*, recentemente lançados no mercado (RelyX Unicem®, Maxcem®, and Embrace WetBond®). Os autores verificaram que, quando utilizados em RCI, comparativamente com os adesivos *total etch*, os cimentos *self-etch* apresentaram menor força de adesão; contudo, quando utilizados em RCI, comparativamente com os adesivos *self-etch*, os cimentos self-etch apresentaram maior força de adesão. Assim, os autores acreditam que estes novos materiais estudados podem ser considerados uma alternativa para a cimentação de RCI.

⇒Piwowarczyk, Schick e Lauer (2011) realizaram um estudo onde compararam o desempenho de dois cimentos diferentes (cimento self-etch- RelyX Unicem Aplicap®, 3M ESPE®; cimento de fosfato de zinco- Hoffmann's Cement, Hoffmann®) em coroas metalo-cerâmicas. Os autores verificaram que ambos os cimentos tiveram bons resultados clínicos, idênticos no que diz respeito à formação plaquetária e sangramento. Verificou-se que ocorreu maior volume de fluido sulcular nas restaurações cimentadas com o cimento de fosfato de zinco. Assim, as restaurações cimentadas com cimento *self-etch*- RelyX Unicem® estão associadas a menor inflamação, possivelmente devido à boa adesão e menor solubilidade em água (Vrochari et al., *cit. in* Piwowarczyk, Schick e Lauer 2011).

## 2. Cimento de Ionómero de Vidro (CIV)

O CIV foi introduzido em 1969 por Wilson e Kent. A reacção ácido-base ocorre entre o pó, constituído por partículas vítreas (sílica, alumina e fluoreto de cálcio) e o ácido

polialcenóico (representado pelos ácidos poliacrílico, polimaléico e tartárico) (Ladha e Verma, 2010).

O CIV apresenta vantagens como: adesão físico-química à dentina e esmalte, expansão térmica mínima, qualidades hidrofílicas (menos solúvel que o fosfato de zinco) (Shillingburg et al., 1997), potencial anticariogénico (pela libertação de flúor), espessura reduzida, (Yüksel e Zaimoğlu 2011), translucidez e adequada resistência à dissolução ácida (Ladha e Verma, 2010).

Contudo, também apresenta algumas desvantagens: sensibilidade inicial à contaminação; módulo de elasticidade menor do que o fosfato de zinco, promovendo potencial deformação elástica nas áreas que sofrem grandes tensões mastigatórias; resistência ao desgaste insuficiente (Ladha e Verma, 2010). Apresenta pH baixo o que pode promover sensibilidade pós-operatória. Contudo, as moléculas do ácido poliacrílico têm grande tamanho, sendo mais difícil a sua penetração nos túbulos dentinários. De qualquer modo, recomenda-se a colocação de hidróxido de cálcio nas áreas próximas à polpa dentária (Ladha e Verma, 2010).

Este cimento está indicado para cimentação de coroas metalo-cerâmicas ou próteses fixas parciais, amálgama, resina composta ou reconstruções de falsos cotos de ionómero de vidro (Diaz-Arnold *cit. in* Ladha e Verma 2010).

### 3. Cimento de Ionómero de Vidro Modificado por Resina (CIVMR)

O CIVMR foi introduzido em 1990 com a finalidade de combinar algumas vantagens do CIV (como libertação de flúor e adesão química), com algumas vantagens das resinas compostas (grande resistência e baixa solubilidade) (Davidson *cit. in* Ladha e Verma, 2010). Foram incorporados monómeros resinosos (bis-GMA) na fórmula original do ionómero de vidro. Deste modo, a parte resinosa é quimicamente activada ou foto-activada, para além da reacção ácido/base. A resistência ao desgaste também foi melhorada (Ladha e Verma, 2010).

Estes cimentos apresentam maior resistência à compressão, resistência à tracção diametral e resistência à flexão, quando comparados com os cimentos de fosfato de

zinco e os CIV; contudo estes valores são mais baixos, quando comparados com os cimentos de resina composta. Também apresentam menor sensibilidade à contaminação inicial e menor solubilidade do que os CIV; manipulação facilitada, espessura adequada, libertação de flúor similar ao CIV; sensibilidade pós-operatória mínima e grandes forças de adesão à dentina (14 MPa) (Ladha e Verma, 2010).

Como desvantagens apresentam: contracção de polimerização e de desidratação, podendo criar tensões no cimento exposto ou na interface restauração/dente. Os monómeros HEMA são responsáveis pelo aumento de absorção de água, que na fase inicial pode compensar as tensões de contracção de polimerização; contudo, quando esta absorção continua, ocorre alteração dimensional, contra-indicando o seu uso em coroas exclusivamente cerâmicas e em espigões. Como se pode desenvolver resposta alérgica devido aos monómeros livres, recomenda-se manipulação cuidadosa durante a mistura.

Os CIVMR estão indicados em coroas metálicas ou metalo-cerâmicas, em próteses fixas parciais, amálgama, resina composta ou reconstruções de falsos cotos de ionómero de vidro (Diaz-Arnold, Vargas e Haselton *cit. in* Ladha e Verma, 2010).

Na Tab. IX estão resumidas algumas das propriedades dos cimentos acima descritos.

Na Tab. X estão sintetizadas as indicações de cada cimento acima descrito.

i. Cimentação das Restaurações exclusivamente cerâmicas

As restaurações exclusivamente cerâmicas podem ser cimentadas com fosfato de zinco, ionómero de vidro ou cimento de resina. Quando se aplica o fosfato de zinco ou ionómero de vidro é necessária retenção mecânica; quando a retenção mecânica está comprometida, são recomendados cimentos adesivos (Borges et al., 2003).

Actualmente, há uma grande variedade de cerâmicas disponíveis, com diferentes composições e propriedades. O seu comportamento, perante o tratamento de superfície, é dependente das suas características. As estruturas que apresentam na sua composição alumina ( $Al_2O_3$ ) e/ou zircónia ( $ZrO_2$ ) têm um comportamento ácido-resistente. Assim, estas cerâmicas não permitem condicionamento com ácido fluorídrico (HF) nem silanização. Quando a estrutura cerâmica apresenta na sua composição sílica ( $SiO_2$ ), tem um comportamento não-ácido resistente (ex. cerâmicas feldspáticas e as vitrocerâmicas). Estas são susceptíveis ao condicionamento HF, à silanização e cimentação com métodos adesivos (Ramos, 2009).

A adesão do cimento de resina à estrutura dentária é promovida pelo condicionamento ácido ao esmalte e dentina, e pelo uso do adesivo dentinário. A penetração dos monómeros na matriz de dentina desmineralizada, seguida da polimerização promove adesão micromecânica, devido à formação da camada híbrida (van Dijken e Hasselrotb, 2010). Do mesmo modo, a superfície interna da restauração cerâmica deve ser preparada de forma a otimizar a adesão micromecânica entre a cerâmica e a resina. Assim, de forma a preparar a superfície da cerâmica feldspática, deve fazer-se condicionamento ácido (Borges et al., 2003). A microestrutura da cerâmica sofre alterações pela dissolução da fase vítrea, de modo a criar uma microestrutura apropriada para adesão. O processo químico consiste na reacção do ácido hidrófluorídrico com a fase sílica das cerâmicas feldspáticas para formar hexafluorosilicatos que posteriormente são removidos pela lavagem com água. Verifica-se uma superfície parecida com um favo de mel, ideal para a retenção mecânica (Chen, Matsumura e Atsuta, 1998).

Outro tratamento de superfície indicado, prévio à adesão, é o jactamento com partículas de óxido de alumínio (Kato, Matsumura e Atsuta *cit. in* Borges et al., 2003). Normalmente os laboratórios dentários usam partículas de óxido de alumínio de 100  $\mu m$

para remover o revestimento refractário. Este processo promove a alteração morfológica da superfície da cerâmica, resultando em maior área de retenção (Borges et al., 2003).

A cimentação também pode ser melhorada através do processo de silanização. A silanização com um agente de união do tipo vinilsilano promove ligações físicas e químicas entre a fase inorgânica da cerâmica à base de sílica e a fase orgânica da resina usada na cimentação (Borges et al., 2003, Liu et al., 2011). Os agentes silanoídeos formam uma ponte directa de siloxano com grupos hidroxilo da superfície da cerâmica, produzindo uma camada reticulada de siloxano polimolecular, formando uma rede polimérica de interpenetração com o cimento resinoso (Liu et al., 2011).

Esta adesão estabelecida entre a cerâmica e a superfície dentária parece ser o mecanismo decisivo para o aumento de resistência verificada nas restaurações cimentadas com métodos adesivos; este mecanismo é mais influente do que o jacteamto da face interna da restauração (Ramos, 2009).

As restaurações exclusivamente cerâmicas à base de alumina de grande pureza densamente sinterizada e as cerâmicas de alumina infiltrada com vidro resistem ao tratamento de superfície com HF e ao jacteamto com partículas de óxido de alumínio, não se formando microretenções de superfície (Borges et al., 2003).

⇒No seu estudo, Borges et al. (2003) verificaram que o condicionamento com HF10%, aplicado durante 20seg na cerâmica IPS Empress 2®, foi efectivo para remover a segunda fase cristalina (composta por ortofosfato de lítio) e a matriz de vidro, criando uma superfície irregular, adequada para adesão. Nas cerâmicas In-Ceram Alumina® (85% de peso de alumina) e In-Ceram Zirconia® (67% de peso de alumina), o condicionamento com HF não promoveu alteração de superfície. Ambas as estruturas são infiltradas com vidro de alumínio-silicato-lantânio contendo menos de 5% de sílica em peso. Como a fase de sílica é a única capaz de ser condicionada com HF, o condicionamento é insuficiente. Por outro lado, a cerâmica Procera®, com alto conteúdo de alumina, não contém nenhuma fase vítrea. Assim, também não se verificou nenhuma alteração de superfície (Borges et al., 2003).

Neste estudo também se verificou o efeito do jacteamto com partículas de 50 µm de óxido de alumínio, a pressão de 4bar, durante 5seg. Nas cerâmicas IPS Empress®, IPS Empress 2®, e Cergogold®, este tratamento alterou a superfície, promovendo o

aumento de microretenções por unidade de área. Nas cerâmicas In-Ceram Alumina® e In-Ceram Zirconia®, as irregularidades formadas foram mais superficiais do que nos outros grupos. Este facto é explicado pelo alto teor de alumina presente na composição destas cerâmicas e pelo vidro infiltrado. Portanto, os cristais de óxido de alumínio usados têm uma dureza semelhante à dos cristais de óxido de alumínio presente na estrutura cerâmica. Na cerâmica Procera®, ocorreu achatamento dos cristais de alumina, não se verificando alterações (Borges et al., 2003).

⇒ Sen et al. (2000) propuseram uma alternativa ao tratamento de superfície: jacteameto com partículas de diamante sintético, de 1-3 µm de tamanho. Neste caso verificou-se um aumento de irregularidades de superfície na cerâmica In-Ceram Alumina®, promovendo maior força de adesão ao cimento de resina, quando comparado com o jacteameto com partículas de óxido de alumínio de 50 µm.

## Conclusão

O conhecimento das propriedades e características do esmalte e dentina é necessário para o desenvolvimento de materiais restauradores biomiméticos e para a execução de actos clínicos conservadores. Perante lesões dentárias posteriores de dentes vitais de diferentes etiologias, o médico dentista deve observá-las, clínica e radiograficamente, de forma a perceber as suas características e escolher a técnica restauradora ideal mais indicada para essa lesão.

Actualmente, a evolução dos materiais e técnicas restauradoras permitem satisfazer as exigências estéticas e funcionais inerentes às restaurações de dentes posteriores. Sabe-se que a relação inter-oclusal e a anatomia dos dentes posteriores facilita a deflecção e fractura das cúspides durante carga oclusal. Assim, quando a lesão é pequena a moderada e se consegue isolar o campo operatório, deve-se escolher uma técnica adesiva que promova óptima união entre a estrutura dentária remanescente e a resina composta. Os sistemas *total-etch* continuam a ser os mais usados, apresentando melhores resultados clínicos. De seguida, deve-se aplicar resina composta micro-híbrida ou nanoparticulada segundo a técnica incremental oblíqua. Nestas situações clínicas, os IV, IVMR e compómeros podem ser usados apenas como materiais provisórios e em alguns casos como bases, por apresentarem piores propriedades mecânicas. As amálgamas dentárias também podem ser aplicadas, com bom desempenho a longo prazo; contudo a carência de estética e a falta de união adesiva limita o seu uso.

As restaurações indirectas são indicadas para cavidades posteriores de maiores dimensões, pois superam algumas desvantagens das restaurações directas. Deste modo, as RCI devem ser aplicadas sempre que as restaurações cerâmicas não estiverem indicadas, uma vez que as últimas apresentam melhor resistência ao desgaste. Os *inlays* e *onlays* cerâmicos são indicados em cavidades classe I e II amplas, cujo istmo é maior que metade da distância intercuspídea, e/ou em situações em que é necessária a substituição de uma ou mais cúspides; por promoverem o desgaste da dentição oposta, não são indicados em pacientes com bruxismo, má higiene oral, dentes opostos restaurados com resina composta, dentes com falta de estrutura para adesão ou que requerem uma alteração significativa de cor. Actualmente os cimentos mais usados,

com melhores resultados clínicos, em restaurações indirectas são os cimentos de resina, devido à sua capacidade de adesão à estrutura dentária.

Os progressos nas técnicas adesivas e nos cimentos de resina, bem como desenvolvimentos dos materiais cerâmicos, permitiram maior variedade de restaurações parciais para dentição posterior. Assim, ao contrário de outrora, em que as coroas totais eram indicadas para lesões posteriores extensas, actualmente são, muitas vezes, contra-indicada, por serem menos conservadoras.

O desenvolvimento de materiais já existentes (resinas compostas, IV, IVMR, compómeros e cerâmicas), bem como de novos materiais ("*smart materials*"), é necessário para proporcionar restaurações mais conservadoras e técnicas simplificadas. São necessários mais estudos para determinar, com precisão, quais as características, vantagens, desvantagens, indicações e contra-indicações destes materiais.

## Referências Bibliográficas

Abbas, G. *et alii* (2003). Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *Journal of Dentistry*, 31, pp.437–444.

Abe, Y. *et alii* (2005). Fatigue behavior of packable composites. *Biomaterials*, 26, pp. 3405–3409.

ADA (2003). Direct and indirect restorative materials. *J Am Dent Assoc*, 134(4), pp.463-472.

Asmussen, E., Hansen, E.K. e Peutzfeldt, A. (1991). Influence of the Solubility Parameter of Intermediary Resin on the Effectiveness of the Gluma Bonding System. *J Dent Res*, 70(9), pp.1290-1293.

Arola, D., Galles, L.A., Sarubin, M.F., (2001). A comparison of the mechanical behavior of posterior teeth with amalgam and composite MOD restorations. *Journal of Dentistry*, 29, pp. 63-73.

Bader, J.D., Martin J.A., Shugars D.A., (2001). Incidence rates for complete cusp fracture. *Community Dent Oral Epidemiol*, 29, pp. 346–53.

Banks, R.G. (1990). Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. *J Prosthet Dent.*, 63(6), pp.619-626.

Bechtle, S., *et alii* (2010). The fracture behaviour of dental enamel. *Biomaterials*, 31, pp. 375–384.

Bernardo, M *et alli* (2007). Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. *JADA*, 138(6), pp.775-83.

Berkovitz, B.K.B., Holland, G.R. e Moxham, B.J (2004). *Anatomia, Embriologia e Histologia Bucal*. Porto Alegre, Artmed Editora.

Bharti, R. *et alii* (2010). Dental amalgam: An update. *J Conserv Dent.*, 13(4), pp.204-208.

Bispo, L.B. (2010). Nanoparticle Composite: Is there superiority in its use? *Revista Dentística on line*, 9(19), pp.21-24.

Borba, M *et alii* (2011). Effect of the microstructure on the life time of dental ceramics. *Dental Materials*, 27, pp. 710–721.

Borges, G.A. *et alii* (2003). Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent.*, 89(5), pp.479-488.

Bowen, R.L., Cobb, E.N. e Rapson, J.E. (1982). Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: improvement in bond strength to dentin. *J Dent Res.*, 61(9), pp.1070-1076.

Braga, R., Hilton, T.J., e Ferracane, J.L. (2003). Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers. *JADA*, 134, pp.721-728.

Burke, F.J.T., *et alii* (2011). Two year clinical evaluation of a low-shrink resin composite material in UK general dental practices. *Dent Mater*, doi:10.1016/j.dental.2011.02.012.

Calheiros, F.C. *et alii* (2004). Relationship between contraction stress and degree of conversion in restorative composites. *Dent Mater.*, 20(10), pp.939-946.

Cara, R.R. *et alii* (2007). Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with resin-based composites with and without an intermediary flowable layer. *Journal of Dentistry*, 35, pp.482-489.

Cekic,I. *et alii* (2007). Ceramic-Dentin Bonding: Effect of Adhesive Systems and Light-curing Units. *J Adhes Dent*, 9, pp.17-23

Cekic,I. *et alii* (2007). In vitro evaluation of push-out bond strength of direct ceramic inlays to tooth surface with fiber-reinforced composite at the interface. *J Prosthet Dent*, 97, pp.271-278.

Cesar, P.F., Miranda, W.G. Jr. e Braga, R.R. (2001). Influence of shade and storage time on the flexural strength, flexural modulus, and hardness of composites used for indirect restorations. *J Prosthet Dent.*, 86(3), pp.289-96.

- Cetin, A.R. e Unlu, N. (2009). One-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite restorations in posterior teeth. *Dental Materials Journal*, 28(5), pp. 620–626.
- Chen, H.Y., *et alii* (2001). Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dental Materials*, 17, pp.253-259.
- Christensen, G.J (2008). Considering tooth-colored inlays and onlays versus crowns. *J Am Dent Assoc.*, 139(5), pp.617-20.
- Christensen, G.J. (2003). The confusing array of tooth-colored crowns. *J Am Dent Assoc*, 134(9), pp.1253-1255.
- Clarkson, T.W. (2002). The three modern faces of mercury. *Environ Health Perspect*, 110(1), pp.11-23.
- Condon, J.R. e Ferracane, J.L. (1997). In vitro Wear of Composite with Varied Cure, Filler Level, and Filler Treatment. *J Dent Res*, 76(7), pp.1405-1411.
- Couegnat, G. *et alii*, (2006). Structural optimization of dental restorations using the principle of adaptive growth. *Dental Materials* 22, pp.3–12.
- Cubas, G.B.A., *et alii* (2011). Fracture resistance of premolars restored with inlay and onlay ceramic restorations and luted with two different agents. *Journal of Prosthodontic Research*, 55, pp. 53-59.
- Davidson, C.L. e Feilzer, A.J. (1997). Polimerization shrinkage and polimerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent Res*, 25, pp.435.440.
- Dejak, B., Mlotkowski, A.e Romanowicz, M., (2003).Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. *J Prosthet Dent*,90, pp.591-597.
- Drummond, J.L. *et alii* (2000). Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dental Materials*, 16, pp.226–233.
- Ereifej, N., Silikas, N. e Watts, D.C. (2009). Edge strength of indirect restorative materials. *Journal of Dentistry*, 37, pp. 799 – 806.
- Etman, M.K. e Woolford M.J. (2010). Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. *J Prosthet Dent.*, 103(2) pp.80-90.

Fagundes, T.C., *et alii* (2006). Clinical evaluation of two packable posterior composites: 2-year follow-up. *Clin Oral Invest*, 10, pp.197–203.

Fahmy, N.Z. (2011). Influence of Veneering Materials on the Marginal Fit and Fracture Resistance of an Alumina Core System. *Journal of Prosthodontics*, 20, pp. 45–51.

Fleming, G.J. *et alii* (2006). The strengthening mechanism of resin cements on porcelain surfaces. *J Dent Res.*, 85(3), pp.272-276.

Fonseca, R., *et alii* (2007). The influence of cavity preparation design on fracture strength and mode of fracture of laboratory-processed composite resin restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(4), pp.277-284.

Fonseca, R., *et alii* (2008). The influence of the cavity preparation design on marginal accuracy of laboratory-processed resin composite restorations. *Clin Oral Invest*, 12, pp.53–59.

Freitas, C.R.B., *et alii* (2002). Resistance to maxillary premolar fractures after restoration of class II preparations with resin composite or ceromer. *Quintessence Int*, 33, pp.589-594.

Furuse, A.Y., Mondelli, J. e Watts, D.C (2011). Network structures of Bis-GMA/TEGDMA resins differ in DC, shrinkage-strain, hardness and optical properties as a function of reducing agent. *Dental Materials*, 27, pp. 497–506.

Gedik, R. *et alii* (2005). Surface roughness of new microhybrid resin-based composites. *J Am Dent Assoc.*, 136(8), pp.1106-1112.

Geissberger, M. (2010). *Esthetic Dentistry in Clinical Practice*. São Francisco, Wiley-Blackwell.

González-López, S. *et alii* (2007). Cuspal Flexure of Teeth with Composite Restorations Subjected to Occlusal Loading. *J Adhes Dent* 9, pp. 11-15.

Griggs, J.A. (2007). Recent Advances in Materials for All-Ceramic Restorations. *Dent Clin North Am*, 51(3), pp.713-727.

Habelitz, S. *et alii* (2001). Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Archives of Oral Biology*, 46, pp. 173–183.

Harder, S. *et alii* (2010). Eight-year outcome of posterior inlay-retained all-ceramic fixed dental prostheses. *Journal of Dentistry*, 38, pp. 875-881.

Hickel, R., e Manhart, V.J. (2001). Longevity of Restorations in Posterior teeth and reasons for failure. *The Journal of Adhesive Dentistry* 3(1), pp.45-64.

Horsted-Bindslev, P. (2004). Amalgam toxicity- environmental and occupational hazards. *J Dent*, 32, pp.3593-65.

Hubsch, P.F., Middleton, J. e Knox, J. (2000). A finite element analysis of the stress at the restoration-tooth interface, comparing inlays and bulk fillings. *Biomaterials*, 21, pp.1015-1019.

Huth, K.C. *et alii* (2011). Clinical study of indirect composite resin inlays in posterior stress-bearing cavities placed by dental students: Results after 4 years. *Journal of Dentistry*, doi:10.1016/j.jdent.2011.04.005.

Ilie, N. *et alli* (2011). Fracture toughness of dental restorative materials. *Clin Oral Invest*, Mar 2, DOI 10.1007/s00784-011-0525-z.

Jacobsen, P.H. (2008). *Restorative Dentistry- An Integrated Approach*. Oxford, Blackwell Munksgaard.

Joynt, R.B., *et alii* (1987). Effects of composite restorations on resistance to cuspal fracture in posterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 57(4), pp.431-435.

Kanca, J.H.I.(1992). Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. *Quintessence International*, 23(1), pp.39-41.

Kelly, J.R., Nishimura, I. e Campbell, S.D. (1996). Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.*, 75, pp.18-32.

Kim, K-H, Ong, J.L. e Okuno, O. (2002). The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent*, 87, pp.642-649.

Kinney, J.H., Marshall, S.J. e Marshal, G.W. (2003). The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med*, 14(1), pp.13-29.

Kolker, J.L., *et alii* (2006). The Cost-Effectiveness of Large Amalgam and Crown Restorations Over a 10-Year Period. *Journal of Public Health Dentistry*, 66(1), pp.57-63.

Krämer, N. *et alii* (2006). Antagonist enamel wears more than ceramic inlays. *J Dent Res.*, 85(12), pp.1097-1100.

Krämer, N., *et alii* (2011). Nanohybrid vs. fine hybrid composite in extended Class II cavities after six years. *Dental Materials*, 27, pp.455–464.

Ladha, K., Verma, M. (2010). Conventional and contemporary luting cements: an overview. *J Indian Prosthodont Soc.* 10(2), pp.79-88.

Liu, K. *et alii* (2011). Bond degradation behavior of selfadhesive cement and conventional resin cements bonded to silanized ceramic. *J Prosthet Dent*, 105, pp.177-184.

Lorenzoni, F.C, (2010). Fatigue life and failure modes of crowns systems with a modified framework design. *Journal of Dentistry*, 38, pp.626–634.

Magne, P., e Belser, U.C. (2003). Porcelain Versus Composite Inlays/Onlays: Effects of Mechanical Loads on Stress Distribution, Adhesion, and Crown Flexure. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 23(6), pp.543-555.

Magne, P. e Belser, U.C. (2002). Rationalization of Shape and Related Stress Distribution in Posterior Teeth: A Finite Element Study Using Nonlinear Contact Analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 22(5), pp.3-11.

Manhart, J., Chen, H.Y. e Hickel, R. (2001). The suitability of packable resin based composites for posterior restorations. *JADA*, 132(5), pp.639-645.

Manhart, J., Chen, H.Y. e Hickel, R. (2009). Three-year results of a randomized controlled clinical trial of the posterior composite QuiXfil in class I and II cavities. *Clin Oral Invest*, 13, pp.301–307.

Marshall, G.W., *et alii* (1997). The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *Journal of Dentistry*, 25(6), pp. 441-458.

Meyer, J.M. *et alii* (1998). Compomers: between glass-ionomer cements and composites. *Biomaterials*, 19, pp.529-539.

Mitra, S.B., Wu, D. e Holmes, B.N. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *JADA*, 134(10), pp.1382-1390.

Mondelli, J., *et alii* (2007). Tooth Structure and Fracture Strength of Cavities. *Braz Dent J*, 18(2), pp. 134-138.

Mondelli, R. F. *et alii* (2009). Fracture resistance of weakened teeth restored with condensable resin with and without cusp coverage. *J Appl Oral Sci*, 17(3), pp. 161-165.

Monteiro, P.M. *et alii* (2010). Two-year clinical evaluation of packable and nanostructured resin-based composites placed with two techniques. *JADA*, 141(3), pp.319-329.

Mörmann, W.H. (2006). The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc.*, 37 Suppl:7S-13S.

Nakabayashi, N. e Saimi, Y. (1996). Bonding to Intact Dentin. *J Dent Res*, 75(9), pp.1706-1715.

Nandini, S, (2010). Indirect resin composites. *J Conserv Dent.*, 13(4), pp.184–194.

Nash, R.W., Lowe, R.A. e Leinfelder, K. (2001). Using packable composites for direct posterior placement. *J Am Dent Assoc.*, 132(8), pp.1099-1104.

Nikolaenko, S.A., *et alii* (2004). Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dental Materials*, 20, pp.579–585.

Opdam, N.J.M, *et alii* (2007). Longevity and Reasons for Failure of Sandwich and Total-etch Posterior Composite Resin Restorations. *J Adhes Dent*, 9, pp. 469-475.

Opdam, N.J.M., *et alii* (2010). 12-year Survival of Composite vs. Amalgam Restorations. *J Dent Res*, 89(10), pp.1063-1067.

Palaniappan, S., *et alii* (2009). Three-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance and wear of a nanocomposite versus a hybrid composite. *Dental Materials*, 25, pp. 1302–1314.

Palaniappan, S. *et alii* (2010). Three-year randomised clinical trial to evaluate the clinical performance, quantitative and qualitative wear patterns of hybrid composite restorations. *Clin Oral Invest*, 14, pp.441–458.

Pallesen, U. e Qvist, V. (2003). Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clin Oral Investig*, 7, pp.71–79.

Papadopoulos, T, Sarafianou, A. e Hatzikyriakos, A. (2010). Colour Stability of Veneering Composites after Accelerated Aging. *Eur J Dent.*, 4(2), pp.137–142.

Pascon, F.M. *et alii* (2006). Clinical evaluation of composite and compomer restorations in primary teeth: 24-month results. *J Dent.*, 34(6), pp.381-388.

Pegado, R.E.F *et alii* (2010). Effect of Different Bonding Strategies on Adhesion to Deep and Superficial Permanent Dentin. *Eur J Dent*, 4(2), pp. 110–117.

Piwowarczyk, A., Schick, K. e Lauer, H.C. (2011). Metal–ceramic crowns cemented with two luting agents: short-term results of a prospective clinical study. *Clin Oral Invest*, DOI 10.1007/s00784-011-0580-5.

Raigrodski, A.J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.*, 92(6), pp.557-562.

Ramos, J (2009). *Estética em Medicina Dentária*. Amadora, Abbott.

Rodolpho, P.A.R., *et alii* (2006). A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. *Journal of Dentistry* 34, pp.427 – 435.

Sadowsky, S.J. (2006). An overview of treatment considerations for esthetic restorations: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, 96, pp.433-442.

Santos, M., Bezerra, R., (2005). Fracture Resistance of Maxillary premolars restored with direct and indirect adhesive techniques. *JADA*, 71 (8), pp.585-585d.

Santos, P.A., Garcia, P.P.N.S. e Palma-Dibb, R.G (2005). Shear bond strength of adhesive systems to enamel and dentin. Thermocycling influence. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 16, pp.727– 732.

Sen, D. *et alii* (2000). Shear bond strength of resin luting cement to glass-infiltrated porous aluminum oxide cores. *J Prosthet Dent.*, 83, pp.210-215.

Shawkat, E.S., *et alii* (2009). Oxygen inhibition and incremental layer bond strengths of resin composites. *Dental Materials*, 25, pp.1338–1346.

Shillingburg, H.T. *et alii* (1997). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, USA, Quintessence Publishing.

Shirai, K. *et alii* (2005). Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. *Dent Mater.*, 21(2), pp.110-124.

Sideridou, I.D. e Achilias, D.S. (2005). Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.*, 74(1), pp.617-626.

Signore, A., *et alii* (2007). A 4- to 6-Year Retrospective Clinical Study of Cracked Teeth Restored with Bonded Indirect Resin Composite Onlays. *The International Journal of Prosthodontics*, 20(6), pp. 609-616.

Soares, C.J., *et alii* (2006). Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, 95, pp.421-429.

Soncini, J.A. *et alii* (2007). The longevity of amalgam versus compomer/composite restorations in posterior primary and permanent teeth. *JADA*, 138(6), pp.763-72.

Spears, I.R., (1997). A three dimensional finite element model of prismatic enamel: a reappraisal of the data of the Young's modulus of enamel. *J. Dent. Res.*, 76, pp. 1690–1697.

Spreafico, R.C., Krejci, I. e Dietschi, D. (2005). Clinical performance and marginal adaptation of class II direct and semidirect composite restorations over 3.5 years in vivo. *J Dent.*, 33(6), pp.499-507.

St-Georges, A.J. *et alii* (2003). Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89 (6), pp. 551-557.

Stober, T, *et alii* (2008). Occlusal Wear of Metal-Free Ceramic-Filled Polymer Crowns After 2 Years in Service. *Int J Prosthodont*, 21(2), pp.161–165.

Swift, E.J., Jr. *et alii* (2001). Clinical evaluation of two one-bottle dentin adhesives at three years. *J Am Dent Assoc*, 132, pp. 1117-1123.

Swift, E.J., Jr., Perdigão, J. e Heymann, H.O. (1995). Bonding to enamel and dentina: a brief history and state of art, 1995. *Quintessence International*, 26(2), pp.95-110.

Tsitrou, E.A., Northeast, S.E. e van Noort, R. (2007). Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor. *Journal of Dentistry*, 35, pp. 897–902.

Turkmen, C. *et alii* (2011). Tensile bond strength of indirect composites luted with three new self-adhesive resin cements to dentin. *J Appl Oral Sci.*, Junho 24. pii: S1678-77572011005000011.

van Dijken, J.W.V. (2000). Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up. *Journal of Dentistry*, 28, pp. 299–306.

van Dijken, J., e Hasselrot, L., (2010). A prospective 15-year evaluation of extensive dentin-enamel-bonded pressed ceramic coverages. *Dental Materials*, 26, pp. 929-939.

van Dijken, JWV, *et alii* (2001). Restorations with extensive dentin/enamel-bonded ceramic coverage. A 5-year follow-up. *Eur J Oral Sci*, 109, pp. 222-229.

van Dijken, J.W.V. (2010). Durability of resin composite restorations in high C-factor cavities: A 12-year follow-up. *Journal of Dentistry*, 38, pp.469-474.

van Dijken, J.W.V e Hasselrotb, L. (2010). A prospective 15-year evaluation of extensive dentin–enamel-bonded pressed ceramic coverages. *Dental Materials*, 26, pp.929–939.

van Dijken, J.W.V., Kieri, C. e Carlén, M. (1999). Longevity of Extensive Class II Open-sandwich Restorations with a Resin-modified Glass-ionomer cement. *J Dent Res* 78(7), pp. 1319-1325.

van Landuyt, K.L., *et alii* (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 28, pp.3757–3785.

van Meerbeek, *et alii* (1993). Assessment by nanoindentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res*, 72, pp. 1434-1442.

Van Meerbeek, B. *et alii* (1993). Comparative SEM and TEM Examination of the Ultrastructure of the Resin-Dentin Interdiffusion Zone. *J Dent Res*, 72(2), pp. 495-501.

- Van Meerbeek, B. *et alii* (1998). The clinical performance of adhesives. *Journal of Dentistry*, 26(1), pp.1-20.
- Walia, S. *et alii* (2009). Restoring Esthetics with Metal-Free Ceramics: A Case Report. *JCDA*, 75(5), pp.353-355.
- Watts, D.C. *et alii* (2008). Edge strength of resin-composite margins. *Dental Materials*, 24, pp. 129–133.
- Yip, K.H. *et alii* (2003). Clinical evaluation of packable and conventional hybrid resin-based composites for posterior restorations in permanent teeth: results at 12 months. *JADA*, 134(12), pp.1581-1589.
- Yoshida Y, *et alii* (2004). Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res*, 83, pp.454–458.
- Yüksel, E., Zaimoğlu, A. (2011). Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Braz Oral Res.*, 25(3), pp.261-6.
- Zhao, J e Xie, D (2011). A novel hyperbranched poly(acrylic acid) for improved resin-modified glass-ionomer restoratives. *Dental Materials*, 27, pp. 478–486.
- Zheng, J., *et alii* (2009). Erosion behavior of human tooth enamel in citric acid solution. *Tribology International*, 42, pp. 1558–1564.
- Zimmerli, B. *et alii* (2010). Composite materials: Composition, properties and clinical applications. A Literature Review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 120, pp. 972-979.

## **Anexos - Protocolos Clínicos**

**I. Colocação de resina composta em preparo classe I** (adaptado de Jacobsen, 2008, Geissberger, 2010).

- 1) Efectuar o isolamento absoluto com dique de borracha, ou isolamento relativo com rolos de algodão;
- 2) Remover lesões de cárie ou restaurações infiltradas. A cavidade deve apresentar ângulos arredondados e biséis nas margens proximais;
- 3) Fazer condicionamento ácido total;
- 4) Aplicar sistema adesivo e fotopolimerizar;
- 5) Colocar uma fina camada de resina composta fluida no pavimento da cavidade (pode não se efectuar este passo);
- 6) Fazer estratificação anatómica com resina composta de dentina e de esmalte, com incrementos de 2 mm;
- 7) Acabamento e polimento (Fig. 8).

## **Protocolos Clínicos**

**II. Colocação de resina composta em preparo classe II** (adaptado de Jacobsen, 2008, Ramos, 2009, Geissberger, 2010).

- 1) Efectuar o isolamento absoluto com dique de borracha, ou isolamento relativo com rolos de algodão;
- 2) Remover lesões de cárie ou restaurações infiltradas. A cavidade deve apresentar ângulos arredondados e biséis nas margens proximais;
- 3) Colocar cunha interproximal e matriz metálica;
- 4) Fazer condicionamento ácido total;
- 5) Aplicar sistema adesivo e fotopolimerizar;
- 6) Recolocar cunha interproximal e colocar matriz;
- 7) Colocar uma fina camada de resina composta fluida no pavimento da cavidade (pode não se efectuar este passo);
- 8) Aplicar e fotopolimerizar um incremento de 0,5 mm na margem cervical para evitar a contracção e falha marginal;
- 9) Fazer estratificação anatómica com resina composta de dentina e de esmalte, com incrementos de 2 mm;
- 10) Acabamento e polimento (Fig. 10).

## **Protocolos Clínicos**

### **III. Colocação de amálgama** (adaptado de Mondelli, Pinheiro e Lanza, 1998, Jacobsen, 2008)

- 1) Efectuar o isolamento absoluto com dique de borracha, ou isolamento relativo com rolos de algodão;
- 2) Remover lesões de cárie ou restaurações infiltradas;
- 3) Seleccionar a liga;
- 4) Actualmente a amálgama apresenta-se em cápsulas pré-doseadas e apresenta trituração mecânica (seguir instruções do fabricante);
- 5) Aplicar a amálgama na cavidade, começando pelas caixas interproximais. Condensar com instrumento de bola;
- 6) Eliminar excessos, esculpir a restauração, fazer brunimento e verificar oclusão;
- 7) Efectuar acabamento e polimento numa segunda sessão, após 24-48h, com instrumentos rotatórios (Fig. 11).

## **Protocolos Clínicos**

### **IV. Colocação de ionómero de vidro** (adaptado de Jacobsen, 2008, Geissberger, 2010)

- 1) Efectuar o isolamento absoluto com dique de borracha, ou isolamento relativo com rolos de algodão;
- 2) Remover lesões de cárie ou restaurações infiltradas. A cavidade deve apresentar ângulos arredondados e biséis nas margens proximais;
- 3) Colocar cunha interproximal e matriz metálica;
- 4) Fazer condicionamento ácido total;
- 5) Aplicar sistema adesivo e fotopolimerizar;
- 6) Espatular o cimento de ionómero de vidro, respeitando a proporção pó/líquido proposta pelo fabricante. A consistência da mistura depende da necessidade clínica: consistência mais dura, se necessitar de material restaurador; consistência em forma de fio (Fig. 12), se necessitar de material de cimentação;
- 7) Aplicar na cavidade e esperar que o material endureça. O endurecimento ocorre passados 3-7min, mas só finaliza completamente passado um mês.
- 8) Acabamento e polimento.

## Protocolos Clínicos

### V. Colocação de ionómero de vidro modificado por resina composta (adaptado de Jacobsen, 2008, Geissberger, 2010)

- 1) Efectuar o isolamento absoluto com dique de borracha, ou isolamento relativo com rolos de algodão;
- 2) Remover lesões de cárie ou restaurações infiltradas. A cavidade deve apresentar ângulos arredondados e biséis nas margens proximais;
- 3) Colocar cunha interproximal e matriz metálica;
- 4) Fazer condicionamento ácido total;
- 5) Aplicar sistema adesivo e fotopolimerizar;
- 6) Espatular o cimento de ionómero de vidro, respeitando a proporção pó/líquido proposta pelo fabricante. A consistência da mistura depende da necessidade clínica: consistência mais dura, se necessitar de material restaurador; consistência em forma de fio, se necessitar de material de cimentação;
- 7) Aplicar na cavidade;
- 8) Este tipo de ionómero de vidro pode ser autoactivado, fotoactivado ou activação *dual*. Assim, deve-se implementar o sistema de activação adequado.
- 9) Acabamento e polimento (Fig. 14).

## **Protocolos Clínicos**

### **VI. Colocação de compómero** (adaptado de Jacobsen, 2008, Geissberger, 2010)

- 1) Efectuar o isolamento absoluto com dique de borracha, ou isolamento relativo com rolos de algodão;
- 2) Remover lesões de cárie ou restaurações infiltradas. A cavidade deve apresentar ângulos arredondados e biséis nas margens proximais;
- 3) Colocar cunha interproximal e matriz metálica;
- 4) Fazer condicionamento ácido total;
- 5) Aplicar sistema adesivo e fotopolimerizar;
- 6) Aplicar o material restaurador na cavidade, fotopolimerizando durante 20seg. O incremento final deve ser fotopolimerizado durante 40seg.
- 7) Acabamento e polimento.

## Protocolos Clínicos

### VII. Colocação de *inlay* em resina composta (adaptado de Ramos, 2009, Huth et al., 2011)

- 1) Efectuar o isolamento absoluto com dique de borracha, ou isolamento relativo com rolos de algodão;
- 2) Remover lesões de cárie ou restaurações infiltradas. Preparação da cavidade para um *inlay*:
  - a. os ângulos entre as paredes devem ser convergentes 10-12°;
  - b. os ângulos internos devem ser arredondados;
  - c. redução oclusal mínima de 1,5mm;
- 3) Fazer selamento dentinário através da aplicação do sistema adesivo e fotopolimerização, imediatamente após o preparo dentário, e antes da moldagem (*dual bonding technique*). Pode-se optar pela técnica de *resin coating*, na qual se aplica uma resina de baixa viscosidade e de baixo módulo de elasticidade, após a aplicação e fotoactivação do adesivo dentinário. Pode-se também aplicar uma base cavitária de ionómero de vidro.
- 4) Colocar forro de hidróxido de cálcio na superfície dentinária profunda; em alguns casos pode colocar-se base de ionómero de vidro;
- 5) Fazer impressão do preparo cavitário, com um material poliéter;
- 6) Executar restauração provisória;
- 7) Após a execução laboratorial do *inlay* de resina composta, remover a restauração provisória, limpar o dente com escova profiláctica e pedra-pomes;
- 8) Efectuar o isolamento absoluto com dique de borracha;
- 9) Verificar a adaptação (*try-in*) do *inlay* em boca para se verificar contactos proximais e adaptação marginal;
- 10) Preparar e limpar com jacto abrasivo a superfície interna do *inlay*, limpar com etanol; jactear com ar; aplicar silano (agente de acoplamento) nas faces internas do *inlay*;
- 11) Condicionamento ácido ortofosfórico no esmalte (30seg) e dentina (15seg); lavar com água corrente e secar;

- 12) Aplicar sistema adesivo de dupla polimerização na superfície interna das restaurações e sobre a cavidade, de acordo com as instruções do fabricante;
- 13) Cimentação adesiva com cimento de resina;
- 14) Remover excesso de cimento; utilizar fio dentário na zona interproximal;
- 15) Colocar glicerina nos ângulos cavo-superficiais;
- 16) Polimerizar todas as superfícies do *inlay* durante 40seg;
- 17) Verificar contactos oclusais e ajustá-los com brocas diamantadas de grão fino; fazer acabamento com discos e fitas de polimento (Fig. 17).

## Protocolos Clínicos

### VIII. Colocação de *onlay* cerâmico (adaptado de Ramos, 2009)

- 1) Efectuar o isolamento absoluto com dique de borracha, ou isolamento relativo com rolos de algodão;
- 2) Remover lesões de cárie ou restaurações infiltradas. Preparação da cavidade para um *onlay*:
  - a. redução oclusal mínima de 2mm em toda a extensão da restauração (3mm nas cúspides e vertentes funcionais);
  - b. redução axial mínima de 1,5-2mm nas zonas de recobrimento cuspídeo;
  - c. paredes expulsivas 8-15° e ângulos internos arredondados;
  - d. ângulos cavo-superficiais nítidos e sem bisel (90°), com margem preferencialmente em esmalte;
  - e. a interface dente/restauração não deve ter contactos oclusais. Estes devem estar presentes sobre a estrutura dentária remanescente ou sobre a cerâmica;
- 3) Fazer selamento dentinário através da aplicação do sistema adesivo e fotopolimerização, imediatamente após o preparo dentário, e antes da moldagem (*dual bonding technique*). Pode-se optar pela técnica de *resin coating*, na qual se aplica uma resina de baixa viscosidade e de baixo módulo de elasticidade, após a aplicação e fotoactivação do adesivo dentinário. Pode-se também aplicar uma base cavitária de ionómero de vidro.
- 4) Fazer impressão do preparo cavitário com um material poliéter;
- 5) Executar restauração provisória;
- 6) Após a execução laboratorial do *onlay* cerâmico, remover a restauração provisória;
- 7) Efectuar o isolamento absoluto com dique de borracha;
- 8) Verificar a adaptação (*try-in*) do *inlay* em boca para se verificar contactos proximais e adaptação marginal;
- 9) Preparar e limpar com jacto abrasivo a superfície interna do *onlay*; condicionar a superfície interna da cerâmica com ácido fluorídrico; aplicar silano (agente de acoplamento) nas faces internas do *onlay*;

- 10) Condicionamento ácido ortofosfórico no esmalte (30seg) e dentina (15seg); lavar com água corrente e secar;
- 11) Aplicar sistema adesivo de dupla polimerização na superfície interna das restaurações e sobre a cavidade, de acordo com as instruções do fabricante;
- 12) Cimentação adesiva com cimento de resina;
- 13) Remover excesso de cimento; utilizar fio dentário na zona interproximal;
- 14) Verificar contactos oclusais, executar acabamento e polimento (Fig. 20).

Anexos – Figuras

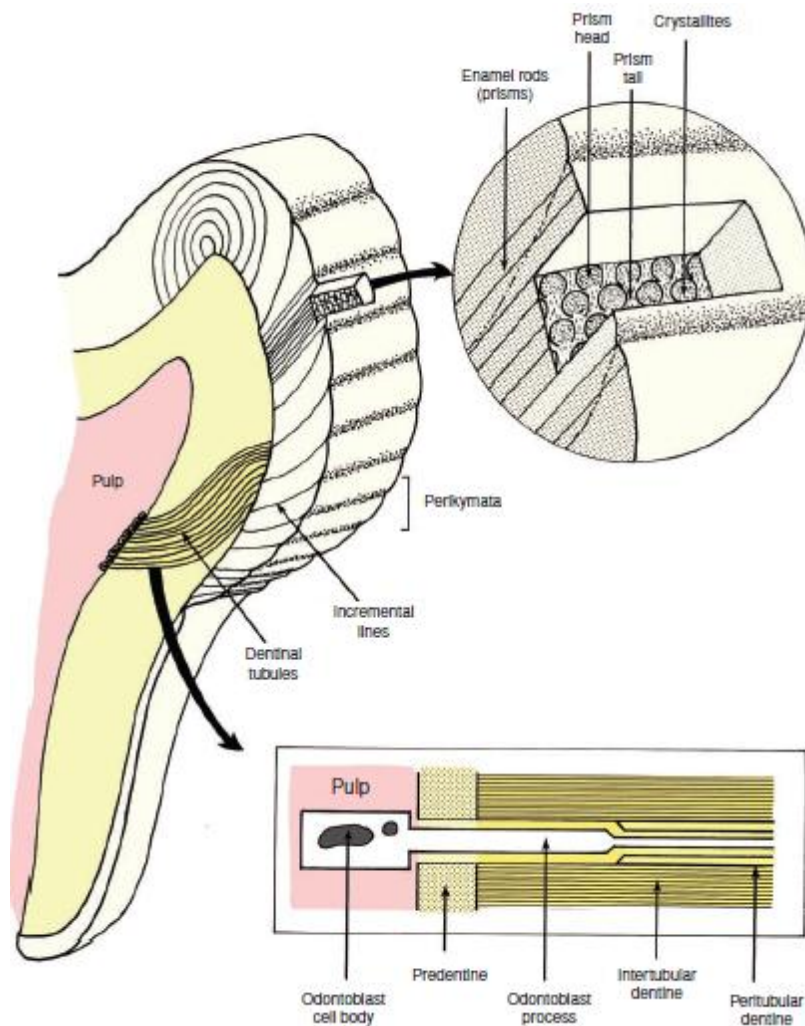


Fig. 1- Diagrama esquemático das estruturas dentárias esmalte e dentina (adaptado de Jacobsen, 2008).

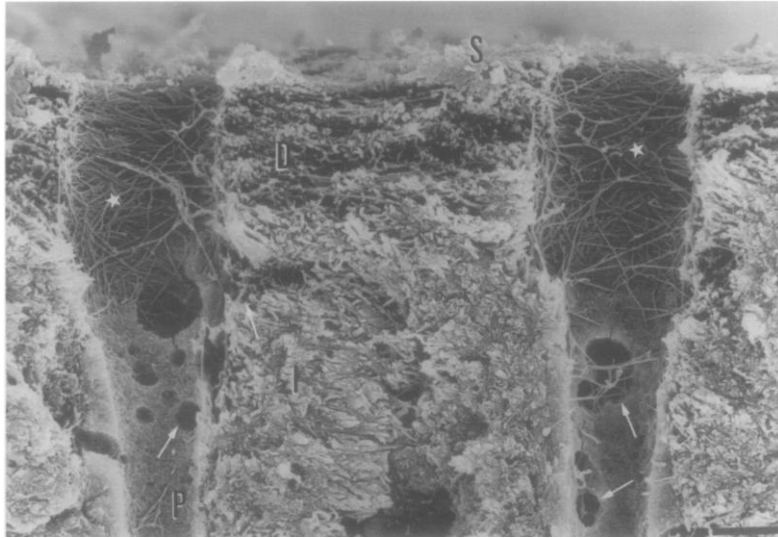


Fig. 2- Fotomicrografia obtida por microscopia electrónica de varredura por emissão *de* campo de uma secção transversal de dentina condicionada com ácido ortofosfórico 37.5% (adaptado de Van Meerbeek et al., 1998).

D- dentina intertubular desmineralizada até cerca de 4  $\mu$ m.

\*- a dentina peritubular foi completamente desmineralizada, resultando no típico afunilamento do orifício tubular, expondo as fibrilas de colagénio.

I- dentina intertubular não afectada.

P- dentina peritubular não afectada.

S- partículas de sílica remanescentes do ácido.

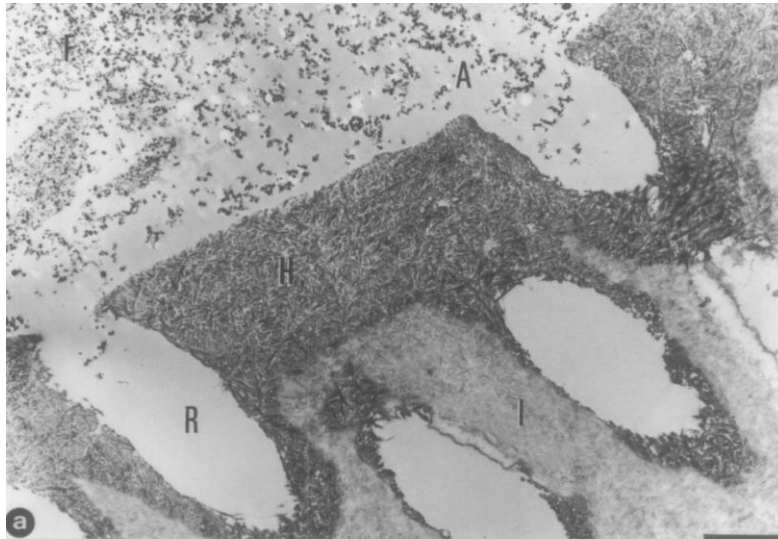


Fig. 3- Fotomicrografia electrónica de transmissão, por desmineralização, evidenciando a interface resina-dentina (adaptado de Van Meerbeek et al., 1998).

H- camada híbrida de cerca de 4  $\mu$ m. Esta estende-se até aos orifícios dentinários, fixando os *tags* de resina.

R- *Tags* de resina.

I- Dentina Intertubular.

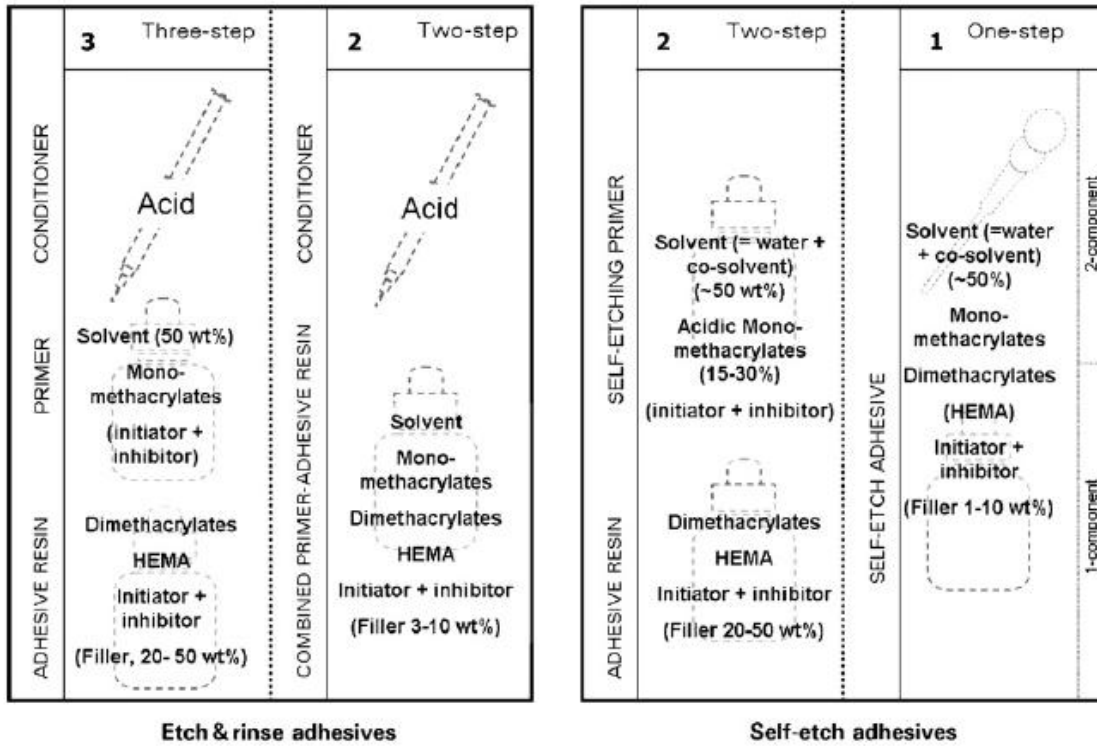


Fig. 4- Classificação dos sistemas adesivos (van Landuyt et al., 2007).

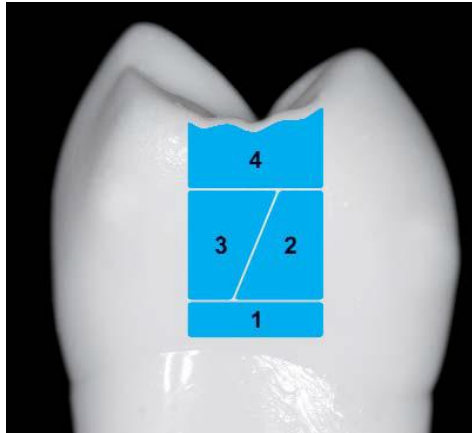


Fig. 5– Técnica incremental oblíqua (adaptado de Monteiro., et al 2010).

- 1- Primeira camada colocada na dentina exposta da parede gengival da classe II e fotopolimerizada durante 20 seg.
- 2- Segunda camada colocada obliquamente, em contacto com as paredes axial, VL, e com o primeiro incremento, fotopolimerizada durante 20 seg.
- 3- Terceira camada colocada VL e fotopolimerizada durante 20 seg.
- 4- Camada final oclusal e fotopolimerizada durante 40 seg.

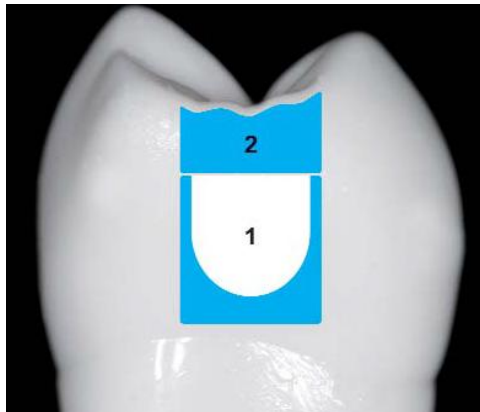


Fig. 6– Técnica incremental modificada (adaptado de Monteiro., et al 2010).

- 1- Colocação de uma camada de média densidade sobre a dentina exposta da parede gengival da classe II. Pressionar e adaptar uma camada de resina de grande densidade, de forma a que se adapte a todas as paredes da cavidade. Fotopolimerizar ambas as camadas durante 20 seg.
- 2- Colocar camada final oclusal e fotopolimerizar durante 40 seg.



Fig. 7- Vista oclusal dos dentes 3.6 e 3.7. Presença de lesões classe I (Geissberger, 2010).



Fig. 8- Aspecto final das restaurações de resina composta, após verificação dos contactos oclusais (Geissberger, 2010).



Fig. 9- Vista oclusal dos dentes 3.6 e 3.7. Presença de pequenas restaurações a amálgama (Ramos, 2009).



Fig. 10- Aspecto final das restaurações de resina composta, após verificação dos contactos oclusais, acabamento e polimento (Ramos, 2009).



Fig. 11- Vista oclusal da restauração a amálgama, após acabamento e polimento (Mondelli, Pinheiro e Lanza, 1998).



Fig. 12– Consistência do IV para ser empregado como material de cimentação  
([http://www.forp.usp.br/restauradora/dentistica/temas/amalgama/amalgama\\_12/amalgama\\_12.pdf](http://www.forp.usp.br/restauradora/dentistica/temas/amalgama/amalgama_12/amalgama_12.pdf))



Fig. 13- Vista oclusal do dente 3.7 com restauração de resina composta compromerida  
([http://www.odontocases.com.br/img/cases/cases\\_case\\_1244592011.jpg](http://www.odontocases.com.br/img/cases/cases_case_1244592011.jpg)).



Fig. 14– Aspecto final da restauração de ionómero de vidro  
([http://www.odontocases.com.br/img/cases/cases\\_case\\_1244592304.jpg](http://www.odontocases.com.br/img/cases/cases_case_1244592304.jpg)).



Fig. 15- Dente 3.6 com restauração ocluso-distal em amálgama (Ramos, 2009).



Fig. 16- *Inlay* em resina composta – SR Adoro, Ivoplar Vivadent (Ramos, 2009).



Fig. 17- *Inlay* em resina composta, após cimentação adesiva (Ramos, 2009).

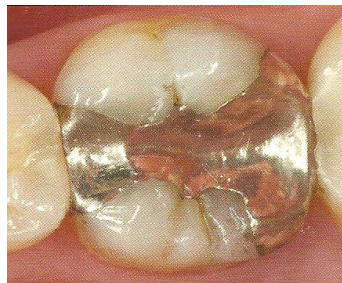


Fig. 18- Dente 4.6 com restauração mesio-occluso-distal em amálgama (Ramos, 2009).



Fig. 19- *Onlay* cerâmico (Ramos, 2009).

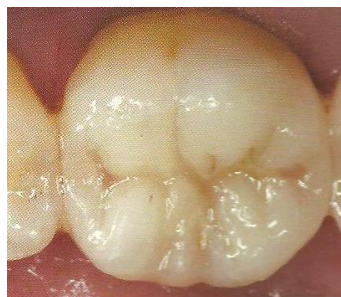


Fig. 20- *Onlay* cerâmico após cimentação adesiva (Ramos, 2009).

**Anexos – Tabelas**

Propriedades	Esmalte	Dentina
Módulo de elasticidade (GPa)	85	15
Resistência à compressão (MPa)	380	300
Resistência à tensão (MPa)	10	105
Força de Vickers (Kg/mm <sup>2</sup> )	300	60
Coefficiente de expansão térmica x 10 <sup>-4</sup> °C	11,44	8,3

Tab. I- Propriedades dos tecidos dentários esmalte e dentina (adaptado de Jacobsen, 2008).

Factores que influenciam a magnitude da tensão formada na interface restauração-dente	
Propriedades intrínsecas ao material	Factores clínicos
-contração volumétrica	-taxa e cinética de polimerização
-módulo de elasticidade	-configuração da cavidade
-grau de conversão de polímeros	- <i>compliance</i> da estrutura dentária
-coeficiente de expansão térmica	remanescente
-características de silanização	

Tab. II- Factores que influenciam a magnitude da tensão formada na interface restauração-dente (adaptado de Santhosh, Bashetty e Nadig, 2008, Burke et al., 2011).

Técnicas clínicas sugeridas para reduzir ou ultrapassar o efeito da tensão da contração de polimerização	
<p><b>Várias técnicas de aplicação de resina composta</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>-Técnica incremental oblíqua (TIO)</li> <li>-Técnica em rampa</li> <li>-Técnica em bloco</li> <li>- Técnica em “sandwich”</li> <li>-Técnica incremental modificada (TIM)</li> </ul>	<p>-Muitos autores não verificaram diferenças significativas entre as diferentes técnicas usadas, tanto na contração de polimerização como na tensão formada na interface dente-restauração (Kuijs e Fennis <i>cit. in</i> Geissberger 2010; Giachetti e Russo <i>cit. in</i> Geissberger 2010).</p> <p>-Sabe-se que a TIO reduz o factor-C, a descoloração marginal, as cáries secundárias e a sensibilidade pós-operatória, melhorando a longevidade das restaurações classe II (Shawkat et al., 2009, Deliperi e Bardwell <i>cit. in</i> Monteiro et al 2010). Assim, a resina composta deve ser aplicada sob a forma de incrementos, de tamanhos <math>\leq 2\text{mm}</math> (Geissberger, 2010). O primeiro incremento é crucial para se estabelecer uma correcta ligação com a parede pulpar (Nikolaenko, 2004). De forma a minimizar o <i>stress</i>, os incrementos oblíquos não devem contactar ambas as paredes vestibular e lingual (Geissberger, 2010).</p> <p>-A técnica em “sandwich” apresenta função preventiva de cáries, devido ao bom selamento marginal e à libertação contínua de flúor (van Dijken et al., 1999).</p> <p>-No que diz respeito à TIM devem-se realizar estudos com maior <i>follow-up</i> para verificar a eficácia desta técnica (Monteiro et al., 2010).</p>
<p><b>Sistemas adesivos melhorados</b></p>	<p>-Os adesivos <i>total etch</i> apresentam os resultados mais promissores (Nikolaenko, 2004, Shirai et al., 2005).</p>
<p><b>Resinas compostas com fórmulas de baixa contração de polimerização</b></p>	<p>⇒Burke et al. (2011) avaliaram o comportamento clínico de Filtek Silorane (3M ESPE)- resina composta introduzida recentemente no mercado, com uma molécula que contém oxigénio (“oxirane”). A polimerização ocorre através de uma reacção catiónica, em vez de linear; associada a contração de polimerização de <math>\cong 1\%</math>. Os autores concluíram que a resina composta estudada tem bom desempenho clínico: 97% das restaurações apresentaram forma anatómica óptima, 84% integridade marginal ideal, 77% descoloração marginal óptima, 99% cor óptica ideal e 93% qualidade de superfície ideal.</p>
<p><b>Vários tipos de fotopolimerizadores</b></p>	<p>-Actualmente existem vários tipos de fotopolimerizadores no mercado, permitindo adequar a intensidade e tempo de polimerização às técnicas e materiais aplicados (Geissberger, 2010).</p>
<p><b>Implementação de macropartículas</b></p>	<p>-Os compósitos com macropartículas têm menor quantidade de matriz orgânica. Contudo, não se verificou melhor eficácia clínica (Sjogren et al <i>cit. in</i> Burke et al., 2011).</p>
<p><b>Aplicação de base de compósito fluido</b></p>	<p>⇒ Cara et al. (2007) realizaram um estudo no qual restauraram cavidades MOD em PM, com duas resinas compostas (FiltekTM P60 e FiltekTM Supreme), com e sem camada intermediária de compósito fluido (FiltekTM Flow). Os autores verificaram que, nos grupos com bases de compósito <i>flow</i>, houve redução significativa da deflecção cuspídea. Contudo, no que diz respeito à microinfiltração marginal, os autores não verificaram diferenças significativas entre os diferentes grupos.</p>

Tab. III– Factores que influenciam a contração de polimerização (adaptado de Burke et al., 2011).

Características/ Propriedades	Macropartí- culado	Híbrido	Micropar- ticulado	Híbrido Fluido	Híbrido Compactável	Esmalte	Dentina
Resistência à Compressão (Mpa)	250-300	300- 400	250- 350	-	-	384	297
Resistência à Tracção (Mpa)	50-65	40-90	30-50	-	40-45	10	52
Módulo de Elasticidade (Gpa)	8-15	11-20	3-6	4-8	3-13	84	18
Coefficiente de Expansão Térmica (ppm/°C)	25-35	19-40	50-60	-	-	-	-
Absorção de água (mg/cm <sup>2</sup> )	0,5-0,7	0,5- 0,7	1,4-1,7	-	-	-	-
Contração de Polimerização (vol%)	--	2-3	2-3	3-5	2-3	-	-
Radiopacidade (mmAl)	2-3	2-4	0,5-2	1-4	2-3	2	1

Tab. IV– Propriedades das resinas compostas (adaptado de Geissberger, 2010).

Paciente	Médico dentista	Material
<ul style="list-style-type: none"> <li>-Higiene oral, hábitos dietéticos</li> <li>-Medidas preventivas, disponibilidade de flúor</li> <li>-Comparecimento às consultas de controlo</li> <li>-Ambiente oral (qualidade da estrutura dentária, saliva)</li> <li>-Tamanho, forma, localização da lesão e dente (número de superfícies, vital Vs. Não vital, Pré-molar Vs Molar</li> <li>-Cooperação durante o tratamento</li> <li>-Bruxismo, hábitos parafuncionais</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Correcto plano de tratamento</li> <li>-Preparo cavitário (tamanho, tipo, acabamento)</li> <li>-Manuseamento e técnica de aplicação</li> <li>-Modo de fotopolimerização (aparelho, tempo, intensidade de luz)</li> <li>-Modo de acabamento e polimento da restauração</li> <li>-Oclusão correcta</li> <li>-Experiência</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Resistência à fractura</li> <li>-Resistência ao desgaste</li> <li>Força de adesão, contração de polimerização, sensibilidade pós-operatória</li> <li>-Compatibilidade química do sistema restaurador</li> <li>-Sensibilidade da técnica</li> <li>-Efeito inibitório de cáries (libertação de substâncias)</li> </ul>

Tab. V– Factores que influenciam a longevidade das restaurações dentárias (adaptado de Manhart, Chen e Hickel, 2009).

Restaurações extensas em dentes posteriores vitais

Propriedades	Compósitos e Compómeros	Cimento de Ionómero de Vidro (CIV)	Cimento de Ionómero de Vidro Modificado por Resina (CIVMR)
<b>Adesão</b>	Requer agente intermediário (agente adesivo)	Adesivo	São normalmente requeridos agentes intermediários (agente adesivo)
<b>Flúor</b>	A maior parte dos compósitos não apresentam	Boa difusão	Boa difusão
<b>Reacção (média)</b>	Luz azul- rápida	Lenta	Luz azul – rápida
<b>Contração (média)</b>	Significativa (1-3%)	Mínima	Significativa (3%)
<b>Resistência à flexão (média)</b>	Alta (120-150 MPa)	Baixa (60MPa)	Média (80MPa)
<b>Acabamento</b>	Imediato	Diferido após polimerização total	Imediato (com cuidado)
<b>Estabilidade da cor</b>	Descoloração marginal e escurecimento ao longo do tempo	Superfície com alteração de cor	Superfície com alteração de cor
<b>Resistência à abrasão</b>	Boa, excepto sob força oclusal	Pobre	Moderada
<b>Estética</b>	Boa	Variável	Boa

Tab. VI– Comparação de compósitos e compómeros, CIV e CIVMR (adaptado de Jacobsen, 2008).

Restauração	Tipo de Material	Exemplos	Vantagens	Desvantagens	Cimentos
<b>Faceta, inlay, onlay</b>	Cerâmica feldspática	Vários	-Tom e opacidade	-Frágil -Sensibilidade técnica	Cimento de resina fotopolimerizável ou <i>dual</i>
<b>Coroa posterior</b>	Vidro infiltrado Cerâmica aluminosa (com ou sem infiltração vítrea)	InCeram WolCeram CEREC Inlab (Zircónia) Kavo Everest (Zircónia)	-Baixo custo	-Resistência moderada	CIVM ou cimento de resina <i>self-etch</i>
	Alumina	Procera AllCeram	-Resistência adequada	-Opacidade -Grande custo	

Tab. VII– Guia de escolha dos materiais restauradores (adaptado de Geissberger 2010).

Restaurações extensas em dentes posteriores vitais

Material	Nome	Módulo de Elasticidade (GPa)	Dureza (GPa)	Resistência à Tracção (MPam ½)	Resistência à Compressão (MPa)
<b>Núcleo da cerâmica</b>					
Cerâmica Vítrea	Empress II	104	5,5	2,9	420
Alumina (inf)	In Ceram	270	12,3	3,0	550
Zircónia (inf)	In Ceram	245	13,1	3,5	440
Zircónia (Y-TZP)	Prozyr	205	12,0	5,4	1400
<b>Cerâmica de Recobrimento</b>					
Porcelana	Empress I	67	5,6	1,4	160
<b>Estrutura dentária</b>					
Cimento		2-8			
Dentina		16			

Tab. VIII– Propriedades dos materiais dentários (adaptado de Lawn et al., 2004).

Cimento	Espessura da película (µm)	Solubilidade (wt%) na água após 24h	Tempo de presa (min)	Tempo de trabalho (min) a temperatura ambiente	Resistência à Compressão (MPa)	Resistência à Tensão (MPa)	Módulo de Elasticidade (Gpa)	pH 2min	pH 24h
CIV	25	0,4-1,5	6-9	2-3,5	93-226	6-7	8-11	2,33	5,68
CIVMR	25	0,07-0,4	5,5-6	2-4	85-126	13-24	2,5-7,8		
C:Resina	>25	0,13	4-5		180-265	34-37	4,4-6,5		

Tab. IX– Propriedades dos diferentes tipos de cimentos (adaptado de Ladha e Verma, 2010).

<b>Restauração</b>	<b>CIV</b>	<b>CIVMR</b>	<b>C.Resina</b>
<b>Coroa metálica</b> <b>PPF</b> <i>Inlays e Onlays</i>			
<b>Coroa metalo-cerâmica</b> <b>PPF</b>			
<b>Coroas exclusivamente cerâmicas de alumina</b>			
<b>Coroas Vitrocerâmicas</b>			
<b>Facetas cerâmicas</b>			
<i>Inlays de Cerâmica</i> <i>Onlays de Cerâmica</i>			

Tab. X– Agentes de cimentação usados para as diferentes restaurações fixas (adaptado de Ladha e Verma, 2010).

- Cor Preta- Cimento mais indicado
- Cor Branca- Cimento contra-indicado
- Cor Cinzenta- Cimento indicado

Restaurações extensas em dentes posteriores vitais

Comparação de materiais restauradores directos						
	Vantagens	Desvantagens	Indicações	Contra-Indicações	Durabilidade / Longevidade	Causas do fracasso
<b>Resina Composta Directa</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-máxima preservação de estrutura dentária (devido à união adesiva)</li> <li>-reforço da estrutura dentária remanescente</li> <li>-boa estética</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-contração de polimerização</li> <li>-integridade marginal desfavorável</li> <li>-dificuldade em alcançar ponto de contacto óptimo</li> <li>-dificuldade de polimerização das camadas de resina composta mais profundas</li> <li>-durante a colocação apresenta baixa tolerância à presença de humidade; o campo operatório deve estar seco</li> <li>-maior custo do que a amálgama</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-cavidade pequena ou moderada (&lt; 1/3 distância VLintercuspídea), classe I ou II de PM ou M</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-recobrimento cuspídeo</li> <li>-restaurações de grandes dimensões (&gt;1/3 dist. VL intercuspídea)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Taxa de fracasso anual em classe II posterior- média 2,2%</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-cárie secundária</li> <li>-fractura da restauração</li> <li>-coloração</li> <li>-deterioração marginal</li> <li>-desgaste</li> <li>-sensibilidade pós-operatória</li> </ul>
<b>Amálgama</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-bons resultados a longo prazo, especialmente em restaurações extensas que sofrem muita carga</li> <li>-baixo custo</li> <li>-fácil manipulação</li> <li>-baixa sensibilidade técnica</li> <li>-bom selamento</li> <li>-resistência ao desgaste</li> <li>-tolerância moderada à presença de humidade</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- inestético</li> <li>-necessita de retenção mecânica, fornecida por um preparo cavitário amplo</li> <li>- não possui estabilidade adesiva</li> <li>- não promove reforço dentário</li> <li>-não compensa a perda da resistência à fractura, levando frequentemente à fractura dentária</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-cavidades classe I e II de PM ou M</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-preparos cavitários largos e profundos</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Taxa de fracasso anual- varia de 0-7%. 0,82%</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-cáries secundárias</li> <li>-fractura dentária</li> <li>-fractura da restauração</li> <li>-deterioração marginal</li> <li>-ressalto cervical</li> </ul>
<b>Ionómero de Vidro (IV)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-máxima preservação de estrutura dentária (devido à união adesiva)</li> <li>-capacidade de adesão ao esmalte e dentina, mesmo quando colocado em bloco</li> <li>- liberação de flúor</li> <li>-contração mínima</li> <li>-resistência à microinfiltração</li> </ul>	<p>Quando comparados com as resinas compostas apresentam:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>-pior estética, devido à sua opacidade</li> <li>-menor resistência à fractura</li> <li>-durante a colocação apresenta baixa tolerância à presença de humidade; o campo operatório deve estar seco</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-áreas de baixas tensões oclusais (ex. lesões classe V e III)</li> <li>-restaurações permanentes em dentição temporária</li> <li>-restaurações temporárias em dentição permanente, em pacientes com alto risco de cárie</li> <li>-bases cavitárias</li> <li>-cimentos para coroas ou pontes</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-áreas de grande carga (classe I e II)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-apresenta durabilidade moderada a boa em restaurações não sujeitas a pressão</li> <li>-apresenta pouca durabilidade em restaurações sujeitas a pressão.</li> </ul>	

## Restaurações extensas em dentes posteriores vitais

Ionómero de Vidro Modificado por resina composta (IVMR)	-máxima preservação de estrutura dentária (devido à união adesiva)  Quando comparados com os IV apresentam: -resistência mecânica aumentada -melhor estética -menor sensibilidade à humidade -facilidade de manuseamento -controle do tempo de trabalho	-durante a colocação apresenta baixa tolerância à presença de humidade; o campo operatório deve estar seco -resistência à fractura baixa a moderada	-forros ou bases de restaurações de resinas compósitas -lesões classe V	-cavidades classe I -cavidades classe II	-apresenta durabilidade moderada a boa em restaurações não sujeitas a pressão  -apresenta pouca durabilidade em restaurações sujeitas a pressão.	
---	--	--	--	---	--	--

Tab. XI (continuação)- Comparação de materiais restauradores directos (adaptado de van Dijken et al., 1999; Hickel et al., 2001; Freitas et al., 2002; ADA, 2003; Nieuwenhuysen et al., 2003; Pascon et al., 2006; Mondelli et al., 2007; Opdam et al., 2007; Bernardo et al., 2007, Watts et al., 2008; Ramos, 2009; Mondelli et al., 2009; Manhart, Chen e Hickel 2009; Geissberger, 2010; van Dijken 2010; Bharti et al., 2010; Nandini, 2010; Krämer et al., 2011; Ilie et al., 2011, Zhao e Xie, 2011).

Restaurações extensas em dentes posteriores vitais

Comparação de materiais restauradores indirectos						
	Vantagens	Desvantagens	Indicações	Contra-Indicações	Durabilidade / Longevidade	Causas do fracasso
Resina Composta Indirecta (RCI)	<p>Quando comparadas com as RCD, as RCI apresentam:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>-contornos excelentes</li> <li>-anatomia oclusal e ajuste marginal e proximal óptimos</li> <li>-melhor acabamento e polimento</li> <li>-estética superior</li> <li>-melhores propriedades mecânicas</li> <li>-maior grau de conversão</li> <li>-maior resistência à fractura e ao desgaste</li> <li>-menor contracção de polimerização</li> <li>-menor sensibilidade pós-operatória</li> </ul> <p>Quando comparadas com os <i>inlays</i> de cerâmica, os <i>inlays</i> de RCI apresentam:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>&lt; custo</li> <li>&lt; dificuldade de manipulação</li> <li>&gt; absorção de forças</li> <li>&lt; tendência a <i>chipping</i> marginal</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-custo adicional de processamento</li> <li>-fraqueza inerente ao cimento</li> <li>-maior consumo de tempo</li> <li>-preparo cavitário mais invasivo</li> <li>-maior sensibilidade de técnica decorrente do maior número de etapas clínicas e laboratoriais</li> <li>-necessidade de provisionalização</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-quando o volume de estrutura dentária perdido é maior do que um terço a metade da distância intercuspídea</li> <li>-grande risco de cárie</li> <li>-distúrbios na oclusão (bruxismo)</li> <li>-pouco suporte periodontal, com necessidade de recobrimento oclusal</li> <li>-coroas protéticas de implantes dentários</li> <li>-coroas provisórias</li> <li>-próteses fixas</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-casos que e requerem resultados estéticos a longo prazo</li> </ul>	<p>Taxa de fracasso anual- 1,5%</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-fractura da restauração</li> <li>-cáries secundárias</li> <li>-fractura dentária</li> </ul>
Restauração Indirecta de Cerâmica	<ul style="list-style-type: none"> <li>-propriedades estéticas óptimas</li> <li>-translucência</li> <li>-fluorescência</li> <li>-estabilidade química</li> <li>-biocompatibilidade</li> <li>-alta resistência à compressão</li> <li>-coeficiente de expansão térmica similar à estrutura dentária</li> <li>-</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-maior fragilidade</li> <li>-menor resistência à tensão</li> <li>-menor resistência em ambiente húmido</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-cavidades classe I e II amplas, cujo istmo é maior que metade da distância intercuspídea, e/ou em situações em que é necessária a substituição de uma ou mais cúspides</li> <li>-<i>inlays</i> de cerâmica podem também ser aplicados em cavidades classe III e IV</li> </ul>	<p>Pacientes com:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>-bruxismo</li> <li>-má higiene oral</li> <li>-dentes opostos restaurados com resina composta</li> <li>-dentes com falta de estrutura para adesão</li> <li>-dentes que requerem uma alteração significativa de cor</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-<i>inlays</i> Cerec com taxa de sobrevivência de 84%</li> <li>-<i>inlays</i> de cerâmica feldspática com taxa de sobrevivência de 13-61%</li> <li>-<i>inlays</i> reforçados com cristais de leucite com taxa de sobrevivência de 84%</li> <li>-<i>onlays</i> feldspáticos sinterizados com taxa de fracasso de 26,9%</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-fractura da restauração</li> </ul>

Tab. XII- Comparação de materiais restauradores indirectos (adaptado de van Dijken, 2000, Borges et al., 2003, Pallesen e Qvist, 2003, Christensen, 2003, Fleming et al., 2006, Krämer et al., 2006, Sadowsky, 2006, Griggs, 2007, Tsitrou, Northeast e Van Noort, 2007, Cekic et al., 2007, Christensen, 2008, Jacobsen, 2008, Ramos, 2009, Ereifej, Silikas e Watts 2009, Nandini, 2010, Geissberger, 2010, van Dijken e Hasselrotb, 2010, Huth et al, 2011).