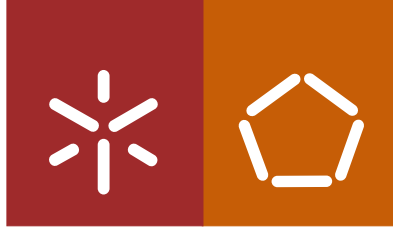


Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Sara Isabel da Silva Gonçalves

**Resistência à Fadiga de Ligações
metal-cerâmico em Restaurações Dentárias
com Recurso a Interfaces Compósitas**



Universidade do Minho

Escola de Engenharia

Sara Isabel da Silva Gonçalves

**Resistência à Fadiga de Ligações
metal-cerâmico em Restaurações Dentárias
com Recurso a Interfaces Compósitas**

Dissertação de Mestrado
Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica
Ramo de Biomateriais, Reabilitação e Biomecânica

Trabalho realizado sob a orientação do
Professor Doutor Filipe Samuel Correia Pereira da Silva
e do
Professor Doutor Delfim Fernandes Soares

Outubro de 2011

É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO PARCIAL DESTA DISSERTAÇÃO APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE;

Universidade do Minho, ___/___/_____

Assinatura: _____

Para a minha mãe e irmã

Agradecimentos

Ao Professor Filipe Samuel Silva, meu orientador, por me permitir entrar neste projecto e pelo seu incentivo, consideração, orientação e pela confiança no meu trabalho.

Ao Professor Delfim Soares, meu Co-Orientador, pela sua paciente orientação e incentivo, assim como, por me esclarecer atenciosamente nas minhas dúvidas e pela confiança depositada em mim.

Ao Eng^o Bruno Henriques o meu muito obrigado por todo o auxílio prestado ao longo do trabalho, pela disponibilidade que demonstrou e pelo bom aconselhamento.

Ao Professor Eurico Seabra pelos seus conhecimentos em automatização e por ter construído um braço automatizado para este trabalho.

Ao Eng^o Paulo Pinto, colega de laboratório, pela paciência e ajuda com o dispositivo de *Hot Pressing*. Agradeço também a sua amizade e companhia durante a minha passagem pelo laboratório.

Ao Miguel, do laboratório de metalurgia, o meu mais sincero obrigado pela ajuda prestada ao longo de todo o trabalho e por estar sempre disposto a ajudar.

À empresa de próteses Dental Castro, em especial a Francisco Castro e Romão, por auxiliar na produção das amostras de porcelana fundida no metal. Sem eles este trabalho não seria possível.

Ao Vítor por ajudar a fazer a montagem do dispositivo de testes de fadiga mecânica.

Agradeço ao meu amigo João Vieira que tem estado sempre ao meu lado nos bons e maus momentos a apoiar-me, por me criticar também quando é necessário e por ter a capacidade de me animar sempre que preciso. À minha amiga Joana Silva por estar sempre presente, mesmo quando estava longe fisicamente, e por me apoiar, aconselhar e se preocupar sempre comigo. Agradeço aos meus outros amigos, nomeadamente o Nélson, Diana, Catarina e Daniela Ferreira e a todos os meus colegas que conheci neste curso.

Aos meus amigos que conheci melhor durante a estadia em Guimarães, André Castro pela companhia e preocupação; Ângela pelo apoio e ajuda no meu trabalho; Catarina Guise pelos desabafos, pelas palavras de apoio e amizade; Sara Tribuzi pela companhia, pelas conversas e pela força que me deu em todos os momentos, o meu obrigado por teres sempre

uma palavra amiga e um vídeo reconfortante. Agradeço também à Vanessa pelos seus conselhos.

Agradeço aos meus amigos de sempre, especialmente à Cristiana, Olga, e Rute por estarem sempre comigo e por me apoiarem.

Um obrigado especial ao meu pai, à minha mãe, à minha irmã, ao meu tio Alcino pelo vosso apoio e reconforto e ao meu avô Alberto, que mesmo não estando já entre nós, foi uma fonte de inspiração e força para que eu terminasse o curso.

Dedico esta tese à minha mãe Fátima, não só por ser um exemplo de força e coragem para qualquer pessoa, assim como, à minha irmã Melissa, pelo amor, dedicação, compreensão, incentivo e pelos sacrifícios que fizeram por mim. Esta tese é dedicada a vocês.

Título

Resistência à fadiga de ligações metal-cerâmico em restaurações dentárias com recurso a interfaces compósitas.

Resumo

O principal objectivo deste trabalho foi estudar o efeito da fadiga térmica e mecânica no tempo de vida de uma restauração dentária metalo-cerâmica, nomeadamente na resistência da ligação entre os dois materiais. Para garantir que a restauração dentária responda correctamente às solicitações no ambiente bucal e a longevidade da mesma seja garantida, uma das características mais importantes é a boa adesão entre o metal e cerâmico. Com este propósito foram realizados ensaios de fadiga em espécimes metalocerâmicos, recorrendo à liga de CoCrMo e Cerâmica opaca sob duas configurações. A primeira, convencional, na qual a porcelana fundida é colocada sob o metal (PFM) e se recorre apenas à temperatura para permitir a união entre os dois materiais. Na segunda configuração, Interlayer-HP, introduziu-se uma camada compósita (50metal-50cerâmica, %volume) entre os dois materiais, para que ocorra uma transição suave nas propriedades dos mesmos. Estes foram fabricados pela técnica de Hot Pressing (HP) na qual se alia a pressão à temperatura.

Os espécimes foram sujeitos a ciclos térmicos (3000, 6000 e 12000 ciclos; entre 5-60°C, com um tempo de imersão de 30s), seguidos de ciclos mecânicos (25000, 50000, 100000 ciclos, sob uma carga de 50N; 1,6Hz). O ensaio de resistência ao corte foi realizado num equipamento universal (velocidade de 0,5 mm/min), recorrendo a um dispositivo concebido para concentrar a tensão na interface metal-cerâmico durante o teste. A carga foi aplicada até ocorrer a fractura. Todos os espécimes foram examinados por SEM/EDS e os resultados analisados por two-way ANOVA e pelo teste de Tukey ($p < 0,05$).

No caso dos provetes obtidos por PFM, ao fim de 12000 ciclos térmicos seguidos de 100000 ciclos mecânicos, estes apresentam uma resistência à tensão de corte da ordem $63,10 \pm 28,00$ MPa, enquanto os espécimes Interlayer-HP, apresentam um valor de $227,19 \pm 13,33$ MPa, ao fim desses mesmos testes de fadiga. Concluiu-se assim que, a introdução de uma camada compósita com um rácio 50/50 (% em volume) dos dois materiais a ligar e uma técnica que alie a pressão à temperatura, permitem que os espécimes possuam uma resistência ao corte significativamente ($p < 0,05$) superior, cerca de 260%, após fadiga.

Title

Fatigue resistance of metal-ceramic dental restorations with a composite interlayer.

Abstract

The principal purpose of this work was study the effect of thermal and mechanical fatigue in the time life of metal-ceramic dental restoration, namely in the adhesion of the two materials. In order to guarantee the longevity of dental restoration and the solicitations of the oral environment, the restoration needs excellent bond strength between the metal and ceramic. For this study, the specimens were manufactured under two different configurations of CoCrMo and Opaque Porcelain namely conventional way, porcelain fused to metal (PFM) where the temperature is the only agent of bonding between the two materials. The other route, Interlayer-HP, specimens were hot pressed and prepared with a composite interlayer (50metal-50ceramic; %Vol.) at the metal-ceramic interface.

The specimens were manufactured and standardized in cylindrical format and then submitted to thermal (3000, 6000 and 12000 cycles; between 5°C and 60°C; dwell time: 30s) and mechanical (25000, 50000 and 100000 cycles under a load of 50N; 1.6Hz) cycling. The shear bond strength was performed in a universal testing machine (crosshead speed: 0.5 mm/min), using a special device to concentrate the tension at the metal-ceramic interface and the load was applied until the fracture. Interfaces of fractured as well as undestroyed specimens were examined with SEM/EDS. The results were analyzes by ANOVA (two-way) and Tukey test ($p < 0.05$).

In the case of PFM specimens at the end of 12000 thermal and 100000 mechanical cycles, the bond strength was in the order of 63.10 ± 28.00 MPa, meanwhile in Interlayer-HP specimens after the same fatigue conditions the bond strength was 227.19 ± 13.33 MPa.

After this work it was conclude that the introduction of a composite Interlayer, with the same among of the two materials to bond, and the technique that ally the pressure to temperature, increase significantly ($p < 0.05$) the bond strength of the specimens. After fatigue test the bond strength in Interlayer-HP specimens was 260% higher than in PFM specimens. Such results confirm Interlayer-HP restorations as an alternative to conventional PFM ones, in the manufacture of stronger and durable dental restorations.

Índice

Agradecimentos.....	iii
Título.....	v
Resumo.....	v
Title.....	vii
Abstract.....	vii
Índice.....	ix
Acrónimos.....	xiii
Índice de Figuras.....	xv
Índice de Tabelas.....	xix
1. Motivação e Objectivo.....	1
2. Introdução.....	3
3. Os Dentes.....	5
3.1 Anatomia e Fisiologia Dentária.....	5
3.2 Principais causas das perdas dentárias.....	6
4. Restaurações Dentárias – Intervenções de reconstrução e substituição.....	9
4.1 Reconstruções dentárias.....	9
4.1.1 Inlays e Onlays.....	9
4.1.2 Coroas.....	10
4.1.3 Veneers.....	10
4.1.4 Tratamento do Canal.....	10
4.1.5 Amálgama Dentária.....	10
4.2 Substituições Dentárias.....	12
4.2.1 Próteses Removíveis.....	12
4.2.2 Pontes.....	12
4.2.3 Implantes Dentários.....	13
4.3 Vantagens das Restaurações Dentárias.....	13
4.3.1 Aspecto.....	13
4.3.2 Aumento da auto-estima.....	13
4.3.3 Protecção dos dentes vizinhos naturais.....	13

4.3.4 Nutrição.....	13
5. Materiais utilizados nas reconstruções dentárias	15
5.1 Propriedades Mecânicas e físicas.....	15
5.1.1 Módulo de Young	15
5.1.2 Ductilidade.....	16
5.1.3 Tensão de Fractura	16
5.1.4 Limite elástico.....	16
5.1.5 Resiliência e tenacidade	16
5.1.6 Coeficiente de expansão térmica (CTE).....	17
5.2 Metais e ligas metálicas.....	17
5.2.1 Ligas de metais altamente nobres e nobres	18
5.2.1.1 Ligas de alto teor de ouro	18
5.2.1.2 Ligas de conteúdo médio e baixo de ouro	20
5.2.1.3 Ligas prata-paládio (Ag-Pd)	20
5.2.2 Ligas de Metais Básicos	20
5.2.2.1 Ligas Cobalto-Crómio (CoCr)	21
5.2.2.2 Ligas Níquel-Crómio (NiCr)	22
5.2.2.3 Ligas de Titânio e titânio comercialmente puro (Ti c.p.).....	23
5.3 Cerâmicas Odontológicas	25
5.3.1 Cerâmica feldspática.....	28
5.3.2 Cerâmica Aluminizada.....	29
5.3.3 Cerâmica associada a metais (Cerâmica reforçada com leucite).....	29
5.3.4 Sistema cerâmico infiltrado por vidro – Sistema In-Ceram.....	29
5.3.5 Sistemas cerâmicos prensados – Sistema IPS Empress.....	30
5.3.6 Sistemas cerâmicos fresados	31
5.3.6.1 Sistema Cerec e Celay	31
5.3.6.2 Sistema Procera AllCeram.....	32
5.3.6.3 Cerâmica à base de zircónia tetragonal policristalina estabilizada com ítria (Y-TZP).....	32
5.3.7 Cerâmicas de alta resistência – Zircónia.....	33
5.4 Compósitos	35
6. Restaurações Metalo-cerâmicas	37

6.1 Construção das Restaurações Metal-cerâmicas	40
6.1.1 Porcelain fused to Metal (PFM)	40
6.1.2 Hot Pressing Powder Metallurgy Technique (PM)	51
6.1.2.1 Aplicação Prática	52
7. Degradação	53
7.1 Biomecânica da Mastigação – Tensões Aplicadas	53
7.2 Corrosão	53
7.2.1 Ambiente Bucal como Ambiente propenso à degradação	55
7.2.1.1 Biocompatibilidade.....	56
7.2.2 Filmes Passivos.....	57
7.2.3 Tipos de Corrosão localizada	57
7.2.3.1 Corrosão por Picagem (Pitting corrosion).....	57
7.2.3.2 Corrosão Intersticial (Crevice Corrosion)	58
7.2.3.3 Corrosão Intergranular	59
7.2.3.4 Tribocorrosão.....	59
7.3 Desgaste	59
7.4 Fadiga.....	61
7.4.1 Testes de Fadiga térmica e Fadiga Mecânica	63
7.4.1.1 Estado de arte.....	65
8. Falha dos Materiais.....	69
8.1 Tipos de Falhas	69
8.1.1 Falha por Fractura.....	69
8.1.1.1 Fractura Frágil	70
8.1.1.2 Fractura Dúctil	70
8.1.2 Falha por Fluência.....	70
8.1.3 Falha por Fadiga	72
8.1.3.1 Nucleação da fenda	72
8.1.3.2 Propagação cíclica da fenda	75
8.1.3.3 Factores que influenciam a resistência à fadiga	76
8.1.3.3.1 Efeitos Superficiais	77
8.1.3.3.2 Fadiga Térmica	77

8.1.3.3.3 Fadiga à corrosão.....	78
9. Metodologia Experimental	79
9.1 Dispositivos para ensaios térmicos e mecânicos	79
9.1.1 Ensaios Térmicos e Mecânicos.....	82
9.2 Materiais utilizados e sua preparação.....	83
9.2.1 Realização das bases Metálicas.....	86
9.2.2 Realização dos provetes metalo-cerâmicos.....	87
9.2.2.1 Provetes Metalocerâmicos Convencionais - PFM.....	87
9.2.2.2 Provetes Metalocerâmicos com Interlayer – Hot Pressing powder Metallurgy (PM) technique.....	89
9.2.3 Produção da saliva artificial	91
9.3 Testes de Corte	91
9.4 Análise da Interface metal-cerâmico e Caracterização da Superfície de Corte.....	93
9.5 Análise Estatística.....	94
10. Resultados.....	95
10.1 Comparação Ligação Convencional Vs Ligação com Interlayer.....	95
10.2 Superfície de Fractura e Interface	97
10.2.1. Ligação Convencional – PFM.....	97
10.2.2 Provetes com Interlayer – HP	101
10.2.3 Comparação PFM e HP.....	104
10.3 Análise Estatística.....	105
11. Discussão dos Resultados.....	107
11.1 Análise da Fractura.....	107
11.2 Mecanismo Primário - Fadiga.....	108
11.3 Mecanismo Secundário - Corrosão.....	115
12. Conclusão	119
13. Trabalhos Futuros.....	121
14. Bibliografia	123

Acrónimos

ISO	International Organization for Standardization
ASTM	American Society for Testing and Materials
CTE	Coefficient of Thermal Expansion
FPD	Fixed Partial Dentures
LFC	Low Fusing Ceramic
PFM	Porcelain Fused to Metal
PPM	Porcelain Pressed to Metal
PPMP	Porcelain Pressed to Metal Powders
PMCC	Pressed Metal-Ceramic Composites
HP	Hot Pressing
MTBS	Micro tensile bond strength testing
SEM	Scanning electron microscope
Ti c.p.	Titânio comercialmente puro
SEM/EDS	Scanning Electron Microscopy and Energy Dispersive Spectroscopy
CT2M	Center for Mechanical and Materials Technologies.
60Met40Cer	Interface composta por 60% de metal (liga CoCrMo Nobil 4000) e 40% de cerâmico (Ceramco3Opaque) - % volume
50Met50Cer	Interface composta por 50% de metal (liga CoCrMo Nobil 4000) e 50% de cerâmico (Ceramco3Opaque) - % volume
40Met60Cer	Interface composta por 40% de metal (liga CoCrMo Nobil 4000) e 60% de cerâmico (Ceramco3Opaque) - % volume

Índice de Figuras

Figura 1. Anatomia Dentária	5
Figura 2. Evolução de uma cárie dentária: (1) cárie inicial, atinge somente o esmalte; (2) cárie atinge esmalte e dentina; (3) cárie profunda que alcança esmalte, dentina e polpa.....	6
Figura 3. Evolução da Periodontite	7
Figura 4. Inlay aplicado numa reconstrução dentária	9
Figura 5. Ilustração de uma coroa dentária.....	10
Figura 6. Representação dos veneers	10
Figura 7. Representação esquemática do tratamento do canal.....	10
Figura 8. Representação esquemática das pontes dentárias e sua colocação (Labordental)...	12
Figura 9. Representação de um implante dentário	13
Figura 10. Composição dos produtos cerâmicos com base no feldspato, caulino e quartzo ..	27
Figura 11. Ponte totalmente cerâmica – zircónia	33
Figura 12. Ponte Metal-cerâmica onde se observa a base metálica recoberta pela cerâmica.	37
Figura 13. Controlo do tamanho do grão metálico, pelo controlo da temperatura de arrefecimento. (a) Arrefecimento rápido - mais núcleos, menores grãos. (b) Arrefecimento lento – grão maior.....	38
Figura 14. Esquema representativo das falhas possíveis numa prótese metal-cerâmico: a) coesivas; b) adesivas; c) mistas.	40
Figura 15. Aspecto final da estrutura metálica da coroa metal-cerâmico após acabamento superficial	42
Figura 16. Diferentes camadas de cerâmicas utilizadas na construção de uma coroa metal-cerâmica	43
Figura 17. Proporções ideais das diferentes camadas de cerâmica para uma coroa metal-cerâmico: opaca (amarelo); dentina (vermelho); incisal (azul); incisal super claro (branco).....	44
Figura 18. Diferentes etapas da colocação da porcelana odontológica: a) primeira camada de cerâmica opaco sinterizada; b) aplicação da segunda camada de opaco; c) aspecto final da interface metal-cerâmico; d) camada de corpo ou dentina; e) camada de esmalte; f) aspecto final da coroa metal-cerâmico após a aplicação da camada <i>glaze</i>	45

Figura 19. Efeito da diferença térmica na tensão residual entre o metal e a cerâmica: (A) quando CTE da cerâmica é maior que o do metal; (B) quando os CTE são iguais; (C) quando o CTE do metal é maior	46
Figura 20. Efeito do ângulo de contacto na molhabilidade entre o metal e o cerâmico: a) não existe molhabilidade e b) existe molhabilidade	48
Figura 21. <i>Mechanical Interlocking</i> entre a superfície aderente e o substrato	49
Figura 22. Esquema das tensões registadas no sistema metal cerâmico totalmente revestido (a) e no parcialmente revestido (b), onde (T) tensão da estrutura metálica; (C) compressão na cerâmica e (S) stress	50
Figura 23. Interface de óxido metálico numa coroa metal-cerâmico	50
Figura 24. Esquema das variáveis que afectam a biocompatibilidade de uma intervenção de substituição ou reconstrução	56
Figura 25. Representação esquemática dos movimentos dos dentes na cavidade oral: (a) fase de mastigação com boca aberta; (b) fase de mastigação com boca fechada; (c) movimentos relativos provocados por bruxismo; (d) lavagem dos dentes com recurso a escova.....	60
Figura 26. Curva de Fluência dos materiais.....	71
Figura 27. Elementos que causam a nucleação de fendas em componentes sujeitos a esforços cíclicos	72
Figura 28. Região de intenso deslizamento de uma liga metálica durante fadiga (1-a); Formação de fendas na superfície devido às bandas de deslizamento (1-b); Início de uma fenda de fadiga, junto a uma inclusão não-metálica, numa liga metálica (2-a); Início de uma fenda de fadiga num poro de uma liga metálica (2-b)	73
Figura 29. Formação das bandas de deslizamento pela solicitação cíclica e seu aspecto. Estágios de propagação de uma fenda de fadiga	74
Figura 30. Evolução de uma fenda por fadiga	75
Figura 31. Dispositivo utilizado para realizar os testes de fadiga térmica, CT2M, Portugal.....	80
Figura 32. Dispositivo de fadiga térmica, visto de frente, CT2M, Portugal.....	80
Figura 33. Dispositivo utilizado para realizar os testes de fadiga mecânica, CT2M, Azurém, Portugal.....	81
Figura 34. Pormenor do simulador da mastigação e do seu mecanismo de acção.	82
Figura 35. Dispositivo de Hot Pressing do laboratório CT2M, UM, Azurém.	86

- Figura 36.** Esquema representativo das diferentes etapas do processo de *Hot Pressing*: 1) Pintura da matriz de grafite com zircónia; 2) Colocação dos pós metálicos na matriz; 3) O conjunto é sujeito a pressão a temperatura – Hot Pressing..... 86
- Figura 37.** Esquema representativo dos provetes produzidos 87
- Figura 38.** Dispositivo das instalações da Dental Castro na qual foi realizada a granalhagem (a) e aspecto global da superfície do metal após granalhagem (ampliação 200X)..... 88
- Figura 39.** Forno de fundição, Vita 900, Vita, Bad Säckingen, Germany..... 88
- Figura 40.** Esquema representativo dos provetes com Interlayer em corte..... 89
- Figura 41.** Diferentes etapas da produção dos provetes metalo-cerâmicos Interlayer-HP. Após produção da base metálica esta foi colocada na matriz de grafite, previamente pintada por zircónia (1); segue-se a colocação da Interlayer compósita 50Met50Cer (2); por fim são colocados 0,15g de pós cerâmicos (3) e o conjunto é montado no dispositivo Hot Pressing (4) e é sujeito a calor e pressão. 90
- Figura 42.** Máquina de testes universal (a); Pormenor da célula de carga da máquina de testes universal a pressionar o dispositivo de teste de corte (b); Esquema em corte do dispositivo de teste de corte (c) 92
- Figura 43.** Representação esquemática do plano de corte dos espécimes sujeitos ao teste de corte e da superfície visualizada no SEM. 93
- Figura 44.** Representação esquemática do plano de corte dos provetes que não foram sujeitos ao teste de corte., assim como, da superfície visualizada no SEM..... 94
- Figura 45.** Resultados da resistência à tensão de corte entre o metal e a cerâmica, consoante duas técnicas de produção dos provetes, ligação convencional e ligação com Interlayer-Hot Pressing, consoante as três diferentes condições de fadiga a que foram sujeitos. 95
- Figura 46.** Interface entre o metal (zona clara) e a cerâmica (zona escura) dos provetes obtidos por PFM: sem serem sujeitos aos testes de fadiga (a e b) e após fadiga (c, d). 98
- Figura 47.** Pormenor da interface da ligação convencional (PFM) após testes de fadiga (a); ampliação da fronteira metal-cerâmico (b)..... 99
- Figura 48.** Interface metal-cerâmico com pormenor de um grão de leucite (a) e sua análise em SE/EDS (Z1)..... 100
- Figura 49.** Deformação plástica intensa nos provetes obtidos por PFM após os ensaios de fadiga, onde se observam os agregados de metal (a, b) completamente deformados plasticamente; deformação profunda no material. 100

Figura 50. Aspecto da superfície metálica após testes de corte dos provetes obtidos por HP, antes (a) e depois (b) dos testes de fadiga.....	101
Figura 51. Aspecto da interface em corte dos espécimes obtidos por HP (a), nomeadamente: transição metal-Interlayer 50Met50Cer (1) e Interlayer-Cerâmica (2).....	101
Figura 52. Aspecto da superfície dos espécimes obtidas por HP após os testes de fadiga (a); pormenor da deformação plástica sofrida pelo material (1).....	102
Figura 53. Aspecto da transição metal-Interlayer 50Met50Cer antes (a) e depois dos testes de fadiga (c); diferenças entre a interface Interlayer-cerâmica antes (b) e depois dos testes de fadiga (d).....	103
Figura 54. Aspecto da interface dos espécimes obtidos por HP, após os testes de fadiga (a); interface em corte dos espécimes obtidos por PFM após testes de fadiga (b).....	104
Figura 55. Corte longitudinal nos provetes PFM após fadiga (a) e nos provetes HP após fadiga (b).....	105
Figura 56. Esquema representativo das diferenças na magnitude das tensões de corte na interface dos espécimes obtidos por PFM (a) e HP (b). Os sinais significam que o metal está à tracção (-) e que a porcelana está à compressão (+).....	113
Figura 57. Propriedades mecânicas – Módulo de Young (lado esquerdo do gráfico) e dureza (lado direito do gráfico) – na interface metal-cerâmico dos provetes PFM (a) e Interlayer-HP (b).	114
Figura 58. Esquema representativo dos diagramas das tensões sofridas na interface metal-cerâmico das duas configurações testadas: PFM e Interlayer-HP.	115
Figura 59. Interface metal-cerâmico da configuração convencional PFM após fadiga (a); pormenor da interface com a presença de sais na interface.	116
Figura 60. Ampliação da zona na interface onde foram encontrados os sais (a) e análise EDS dos mesmos (Z2), com picos de potássio, cálcio e fosfato no espectro obtido.....	117
Figura 61. Reacções electroquímicas no interior de uma fenda – Corrosão sob Tensão	118

Índice de Tabelas

Tabela 1. Composição química (% em peso) das diferentes ligas de ouro.....	18
Tabela 2. Propriedades das diferentes ligas de ouro [adaptado de	19
Tabela 3. Aplicação das diferentes ligas metálicas consoante o tipo de restauração dentária: total metálica, metalo-cerâmica e próteses parciais removíveis	21
Tabela 4. Composição química (% em peso) do Ti comercialmente puro e da liga Ti ₆ Al ₄ V	24
Tabela 5. Propriedades de algumas ligas metálicas mais utilizadas em odontologia.....	25
Tabela 6. Classificação das porcelanas dentárias no que diz respeito à sua temperatura de fusão.....	28
Tabela 7. Comparação das propriedades mecânicas em diferentes materiais.....	33
Tabela 8. Características, propriedades e aplicações dos diferentes sistemas cerâmicos	34
Tabela 9. Características do ambiente bucal e o seu efeito na cavidade oral	56
Tabela 10. Número de ciclos térmicos e mecânicos associados a cada uma das condições de teste.....	83
Tabela 11. Composição química da liga metálica CoCrMo (Nobil 4000) utilizada (% peso)	84
Tabela 12. Composição química da porcelana odontológica (Ceramco3) utilizada (% peso)	84
Tabela 13. Propriedades físicas, mecânicas e electroquímicas da liga CoCrMo (Nobil 4000) .	85
Tabela 14. Comparação entre algumas propriedades da Ceramco3 Opaque e Nobil 4000.	85
Tabela 15. Composição química da saliva artificial de Fusayama	91
Tabela 16. Valores da resistência à tensão de corte dos espécimes convencionais e com Interlayer com o aumento do tempo de serviço.	96
Tabela 17. Resultados da análise estatística por two-way ANOVA para os dados obtidos da resistência à tensão de corte dos espécimes PFM e Interlayer-HP com as condições de fadiga.	106
Tabela 18. Comparações múltiplas entre os resultados obtidos para a técnica de processamento e as condições de fadiga [MPa].	106

1. Motivação e Objectivo

As perdas dentárias são acompanhadas de um indesejável aspecto estético, funcional, fonético, assim como nutricional e psicológico. Todos estes parâmetros, juntamente com as diversas tentativas de restaurar ou substituir dentes, têm-se mostrado um desafio na história da humanidade.

Podemos observar na odontologia uma evolução na demanda por procedimentos estéticos, principalmente pelo facto de vivermos numa sociedade extremamente competitiva, onde a aparência tem uma importância significativa na aceitação e auto-estima. Assim, com o aparecimento das intervenções de restauração e substituição para tratamento odontológico, muitas das dificuldades sentidas foram ultrapassadas com elevados índices de sucesso. Contudo, tais valores são apenas atingidos graças ao longo e exaustivo trabalho de investigação conduzido por diversos autores, que tentam, continuamente, aproximar as características e propriedades dos dispositivos artificiais às dos dentes naturais. Espera-se, assim, que nos próximos anos as dificuldades de hoje sejam ultrapassadas e que sistemas mais duradouros e próximos da realidade sejam produzidos.

O objectivo desta tese, após contextualizar o tema, propõe o estudo da fadiga, térmica e mecânica, e consequente resistência ao corte, de uma restauração metalo-cerâmica inovadora, na qual é introduzida uma camada compósita entre os materiais a ligar e é produzida pela técnica de Hot Pressing, que alia a pressão à temperatura para aderir os materiais. Esta configuração será comparada com a convencional de porcelana fundida sob o metal – PFM. Será então, avaliada a configuração que permite uma adesão mais duradoura e eficaz entre metal e a cerâmica, que segundo a literatura, é uma das falhas mais comuns neste tipo de restauração, que por sua vez, compromete a qualidade e longevidade da mesma.

2. Introdução

Desde sempre que a humanidade tem sido confrontada com o problema da restauração ou substituição de órgãos do organismo como resultado de traumas ou doenças. Assim, a busca incansável por padrões de vida superiores e longevidade tem sido responsável também pelo desenvolvimento e projecção de dispositivos ou intervenções artificiais, cada vez melhores, que desempenhem uma ou mais funções comprometidas. Os avanços alcançados nesta área biomédica são notáveis e graças a estes, a qualidade de vida de inúmeros indivíduos é incrementada de forma significativa (Conceição, 2005).

Também os profissionais da prática da odontologia têm enfrentado estes problemas, confrontando-se com a necessidade de restaurar as estruturas dentárias perdidas através de materiais artificiais. Estes devem mimetizar o melhor possível os dentes naturais, para que sejam capazes de resistir a todas as solicitações mecânicas e às condições do ambiente fisiológico que os rodeia, assim como, apresentar um aspecto, do ponto de vista estético, mais próximo possível do dente natural.

Há apenas uma geração atrás, a maior parte das pessoas contavam atravessar a velhice com dentes falsos ou mesmo sem dentes. Nas últimas décadas tal expectativa foi alterada substancialmente. Ainda que quase metade da população com 85 anos ou mais, não possua nenhum dos seus dentes naturais, a probabilidade de se perder os dentes com o envelhecimento é cada vez menor. São várias as razões para esta mudança, nomeadamente o acesso a uma melhor nutrição, a melhores serviços de odontologia e melhores intervenções de tratamento dentário. A perda de um dente influencia negativamente a qualidade de vida de um indivíduo, dado que, compromete a mastigação e desta forma limita a nutrição e saúde em geral. Isto, por sua vez, deixa os dentes remanescentes em maiores condições de stress e confere um aspecto mais velho ao indivíduo devido à perda de suporte facial, conduzindo também à perda de massa óssea, o que dificulta ou torna mesmo impossível o encaixe de dentaduras e afecta, ainda, a auto-estima e relações sociais. O conceito de substituição dentária não é recente. Existem evidências arqueológicas que sugerem que civilizações ancestrais do Egipto e América do Sul procederam ao reimplante de talhas de marfim e madeira no local de dentes perdidos. Desde os tempos pré-históricos muitos foram os avanços nas intervenções artificiais para a restauração ou substituição de dentes afectados (Anusavice, 1996) (Wnek & Bowlin, 2008).

Desde os primórdios da história, que uma série de materiais tem sido empregue para a reparação ou substituição dos dentes naturais, como osso, dentes de animais, dentes humanos, marfim, conchas marinhas, cerâmicas e metais. Actualmente, os materiais mais utilizados para este fim, dividem-se em quatro grupos: metais, cerâmicos, polímeros e resinas compostas (Anusavice, 1996). Maioritariamente, o paciente decanta-se pelos restauros metalo-cerâmicos e totalmente cerâmicos, devido às suas excelentes propriedades de biocompatibilidade, estética e resistência ao desgaste, contudo, os substitutos puramente cerâmicos acarretam custos mais elevados e possuem uma menor resistência à fractura.

Assim, tendo em conta as excelentes propriedades biomecânicas das restaurações metalo-cerâmicas, estas serão alvo de um estudo mais aprofundado, nomeadamente da adesão entre a interface metal-cerâmico, que corresponde a um dos parâmetros mais importantes na longevidade e sucesso da restauração (Jörn & al, 2010). Actualmente, 59,1% das falhas destes sistemas devem-se à incorrecta ou fraca adesão entre os dois materiais, o que acarreta custos adicionais, indesejáveis, ao paciente. Estes poderiam ser evitados se se optimizasse a adesão na interface (Hamouda & al, 2010).

3. Os Dentes

3.1 Anatomia e Fisiologia Dentária

Os dentes são estruturas duras, calcificadas, fixas ao maxilar superior e inferior dos vertebrados. No ser humano, a sua principal função está associada ao sistema gastrointestinal, dado que, auxiliam no processo da digestão através da mastigação, onde os alimentos são cortados e triturados. Para além desta função, os dentes desempenham ainda um papel fulcral na articulação da linguagem, bem como, nas dimensões e expressão do rosto. O aspecto de um indivíduo pode tornar-se bastante diferente após a perda parcial ou total de uma estrutura dentária ou com qualquer irregularidade no seu crescimento ou coloração (Hobkirk, 2003).

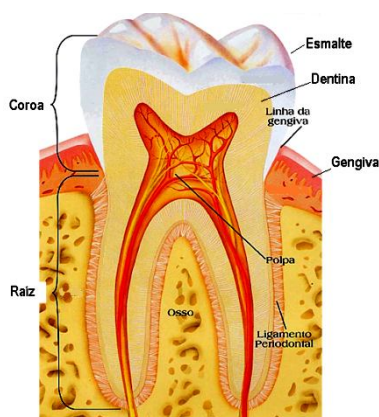


Figura 1. Anatomia Dentária (Oral Sul - Saúde Bucal, 2011).

Como representado na Figura 1, os dentes são constituídos por uma parte externa designada por coroa e por uma raiz que está inserida no maxilar. A camada mais externa da coroa é constituída por um tecido calcificado, o esmalte, que corresponde à substância mais dura do organismo. Após a camada de esmalte encontra-se a dentina, uma substância do tipo óssea que se estende desde a superfície mais interna do esmalte penetrando no maxilar para formar a raiz. A dentina da raiz encontra-se revestida por uma camada fina de um tecido duro, o cimento. As raízes mantêm-se na sua posição devido às fibras elásticas que formam a membrana periodontal, que vai desde o cimento até uma camada óssea designada por lâmina dura, no interior do maxilar. A dentina envolve a cavidade pulpar que tem continuidade na raiz com o canal radicular. Através do orifício extremo da raiz, penetram os vasos sanguíneos, nervos e tecido conjuntivo que preenchem o canal radicular e a cavidade pulpar (Craig & Powers, 2004) (Van Noort, 2007).

Os dentes estão sujeitos a diversos tipos de esforços mecânicos, ataques químicos, diferenças de temperatura e ataques bacteriológicos. Todos estes factores, unidos ou actuando

isolados, podem resultar na perda parcial ou total do dente, sendo então necessário proceder-se à sua reconstrução ou substituição total (Hobkirk, 2003) (Ahlbom A., 2008) .

3.2 Principais causas das perdas dentárias

A perda parcial ou total da estrutura dentária pode ocorrer, não só por traumatismo, como por cáries dentárias e doenças periodontais. A cárie dentária é uma das doenças mais comuns que afectam a humanidade, dado que, resulta na desmineralização, formação de cavidades e ruptura do tecido calcificado dentário por actividade microbiana. As bactérias ao aderirem aos dentes produzem um ácido que descalcifica lentamente o esmalte inorgânico do dente, levando ao aparecimento de cavidades dentárias. Se não convenientemente tratada, a cárie pode expandir-se para o interior do dente ao nível da dentina e polpa (Figura 2).

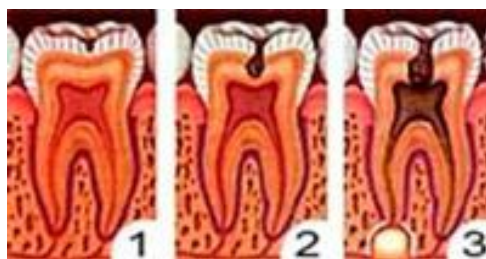


Figura 2. Evolução de uma cárie dentária: (1) cárie inicial, atinge somente o esmalte; (2) cárie atinge esmalte e dentina; (3) cárie profunda que alcança esmalte, dentina e polpa (Oral Sul - Saúde Bucal, 2011)

Quando a higiene bucal não é correctamente efectuada os detritos de comida, misturados com a saliva e células mortas do interior da boca, são depositados diariamente nos dentes formando uma fina película, designada placa dentária. As bactérias acumulam-se na placa e quando esta não é removida pode endurecer formando tártaro que por sua vez só pode ser eliminado por um profissional dentário (Hobkirk, 2003) (Van Noort, 2007) .

A doença periodontal consiste na inflamação ou infecção dos tecidos que suportam e ancoram os dentes, nomeadamente, as gengivas, o osso alveolar e o ligamento periodontal. Desenvolve-se após a acumulação da placa bacteriana entre as gengivas e os dentes após um longo período de tempo, podendo despoletar uma infecção, denominada gengivite, onde as gengivas apresentam uma aparência inflamada e inchada (Wongkhanteea S., 2006). Com o tempo, a doença pode evoluir e formar um espaço profundo entre a gengiva e raiz do dente afectado, no qual se podem acumular bactérias. A inflamação e infecção pode propagar-se aos ligamentos periodontais e osso alveolar, enfraquecendo e eventualmente destruindo-os (Figura 3). Desta forma, o dente perde o seu suporte, podendo ficar solto devido à periodontite. Quando

esta não é tratada a tempo, todo o osso que suporta o dente afectado pode ser perdido e o dente ter de ser removido (Wongkhanteea S., 2006) (Beers, 2004).

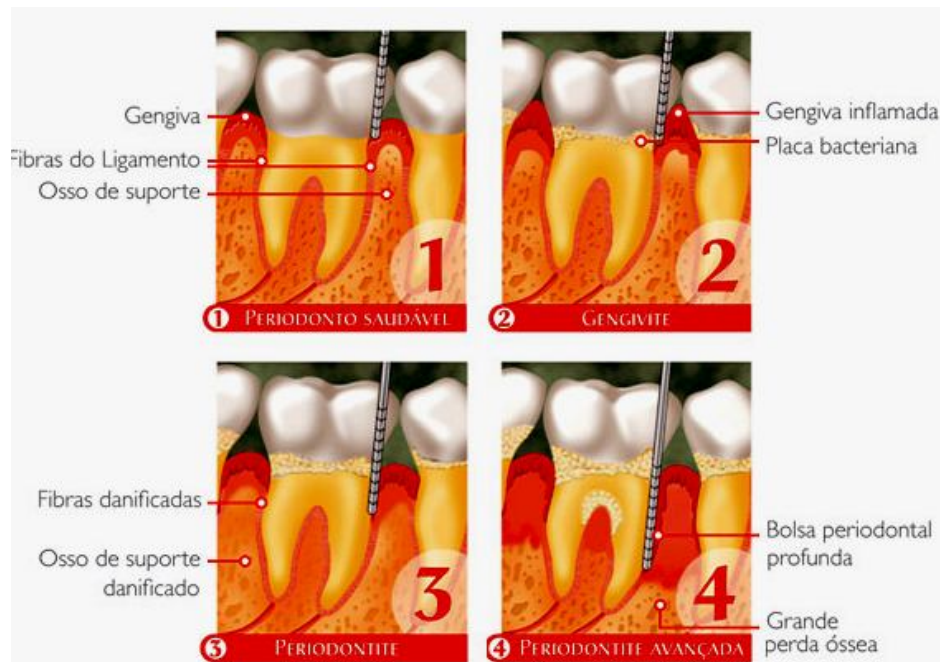


Figura 3. Evolução da Periodontite (Saúde estética & Oral, 2011)

4. Restaurações Dentárias – Intervenções de reconstrução e substituição

São imensos os pacientes, em todo o mundo, que têm demonstrado um interesse crescente nas intervenções artificiais de restauração dentária, capazes de proporcionar a recriação fiel dos dentes naturais, no que diz respeito à sua função e aspecto estético (Höland, 2009).

4.1 Reconstruções dentárias

As reconstruções dentárias dizem respeito a intervenções artificiais para reconstituir a função, integridade e morfologia de estruturas dentárias perdidas. Porém, antes de se proceder a uma reconstrução dentária é necessário preparar o dente comprometido, num processo que envolve a lapidação do dente geralmente com uma broca apropriada de forma a ser obtido espaço para a reconstrução pretendida, remover cáries e regiões comprometidas (Beers, 2004). As reconstruções dentárias podem ser classificadas como intra-coronárias ou extra-coronárias. No que diz respeito às reconstruções intra-coronárias, as mais frequentes são as obturações que consistem na introdução directa de um material moldável na cavidade preparada de um dente, que endurece à medida que é retido pelas paredes envolventes do tecido dentário remanescente. Os materiais mais frequentemente utilizados nesta abordagem directa são as amálgamas e os compósitos. Existe ainda um outro tipo de reconstruções intra-coronárias que segue uma abordagem indirecta na qual, numa primeira fase, se procede à obtenção do molde da cavidade e posteriormente é construído o agente reconstrutor que é cimentado na cavidade preparada. Exemplos deste tipo de tratamento são os inlays, veneers e tratamento de canal, no qual os materiais mais comuns são os compósitos, o ouro ou a porcelana. No que diz respeito às reconstruções extra-coronárias, estas envolvem todo o dente e protegem todo o tecido dentário, como por exemplo as coroas e os *onlays* (Höland, 2009) (Huang & Wang, 2005).

4.1.1 Inlays e Onlays

Um *inlay* (Figura 4) diz respeito a um material que é colocado na cavidade de um dente confinada aos limites da cúspide enquanto um *onlay* recobre uma área maior do dente. Apesar de serem mais dispendiosos que as obturações, estes apresentam características mecânicas superiores, protecção contra as cáries, precisão de



Figura 4. Inlay aplicado numa reconstrução dentária (Labordental)

construção, contorno adequado das gengivas e facilidade de limpeza (Ahlbom A., 2008) (Beers, 2004).

4.1.2 Coroas



Figura 5. Ilustração de uma coroa dentária (Oral Sul - Saúde Bucal, 2011)

As coroas (Figura 5) correspondem a um revestimento artificial de um dente parcial ou totalmente destruído. Por vezes também pode ser necessário proteger com coroas dentes desvitalizados, fracturados, com grandes reconstruções ou, apenas, para melhorar o seu aspecto estético. A coroa pode ser feita em diversos materiais sendo os mais frequentes o ouro e outros metais, porcelana ou metal recoberto com porcelana. Podem durar 10 anos ou mais, dependendo de inúmeros factores, nomeadamente o material, a ligação metal cerâmico, higiene do paciente e do controlo regular efectuado pelo dentista (Ahlbom A., 2008).

4.1.3 Veneers

Os veneers (Figura 6) correspondem a uma camada fina de material de reconstrução colocado sobre a superfície de um dente. São utilizados para restaurar dentes manchados, descoloridos ou ligeiramente danificados como resultado do desgaste. São colocados sobretudo sobre os dentes da frente para corrigir o seu contorno, cor e tamanho, melhorando desta forma o seu aspecto (Höland, 2009).



Figura 6. Representação dos veneers (Oral Sul - Saúde Bucal, 2011).

4.1.4 Tratamento do Canal

O tratamento do canal da raiz dentária consiste na remoção da polpa de um dente por se encontrar danificada, infeccionada ou morta. O espaço resultante é depois limpo, preparado e preenchido com um material (Figura 7). Este tratamento surgiu como alternativa à extracção dos dentes com estes problemas (Craig & Powers, 2004) (Höland, 2009).

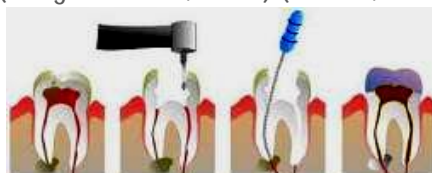


Figura 7. Representação esquemática do tratamento do canal (Terra dent - Materiale si echipamente dentare, 2006-2011)

4.1.5 Amálgama Dentária

As amálgamas dentárias têm sido utilizadas em várias formas há mais de 150 anos para a reconstrução dentária, sendo ainda hoje utilizada sobretudo em cavidades extensas, devido às suas excelentes propriedades mecânicas e durabilidade. A utilização da amálgama baseia-se

fundamentalmente no facto de que o mercúrio é um dos poucos elementos metálicos que é líquido à temperatura ambiente. Como consequência, é capaz de reagir com outros elementos à temperatura ambiente para formar, num tempo clinicamente aceitável, uma massa personalizada que pode ser adaptada à forma e tamanho de uma cavidade dentária, onde consegue ser forte o suficiente para resistir às forças de oclusão durante muitos anos. A amálgama dentária é uma mistura de aproximadamente 43% a 54% de mercúrio com outros metais, incluindo prata, cobre e estanho. As ligas metálicas são misturadas com o mercúrio antes da sua introdução clínica numa proporção de 1:1, pelo que o conteúdo de mercúrio numa amálgama dentária é de aproximadamente 50% do seu peso (Bates, 2006).

As principais vantagens associadas à utilização deste material nas intervenções de reconstrução dentária são a sua força, durabilidade, resistência às forças oclusivas¹, a sua colocação fácil e directa, o preço (é geralmente o material mais económico), resistência à cárie dentária, elevada durabilidade, entre outras. Contudo, também apresenta limitações, no que diz respeito aos níveis de vapor libertados dos resíduos da amálgama, que por conterem mercúrio necessitam uma gestão especial na sua eliminação para proteger o ambiente. Além disso, com o passar do tempo e à medida que é exposta ao ambiente oral, sofre corrosão, pode escurecer (ainda que não comprometa a sua função, é desagradável do ponto de vista estético para o paciente), e em alguns casos, raros mas existentes, pode ocorrer uma reacção alérgica localizada (HHS, 2008) (Berry & et, 1998) (Tillberg & Jarvholm, 2008).

Em suma, a amálgama dentária permanece como um material de reconstrução eficaz e, por razões de desempenho e economia, pode ser considerado o material de eleição para algumas reconstruções dos dentes posteriores. Contudo, uma vez que esta não apresenta a mesma cor dos dentes naturais nem adere aos tecidos remanescentes do dente, o seu uso tem vindo a diminuir nos últimos anos e os materiais que apresentam a cor dos dentes, os designados *tooth-coloured fillings* têm-se tornado cada vez mais populares.

Os materiais utilizados como alternativas às amálgamas dentárias são geralmente muito complexos quimicamente e não estão isentos de determinadas limitações clínicas ou efeitos tóxicos. Contêm frequentemente uma variedade de substâncias orgânicas e sofrem reacções químicas na cavidade do dente e tecidos adjacentes durante a colocação. Não se deve assumir

¹ Forças exercidas sobre os dentes opostos quando os maxilares são encerrados ou apertados.

que as alternativas que não contêm mercúrio são livres de qualquer preocupação em relação a efeitos adversos (Beers, 2004) (Berry & et, 1998).

4.2 Substituições Dentárias

Os dentes devem funcionar em conjunto de forma harmoniosa, logo, a perda de um ou mais dentes pode causar uma série de problemas, no caso de não serem substituídos. Os dentes próximos do dente perdido inclinam-se para o espaço vazio; estes movimentos, juntamente com a incorrecta posição dos dentes, criam zonas onde se retêm mais alimentos e bactérias, podendo surgir mais facilmente cáries e doenças periodontais. O dente oposto ao que falta tende ainda a deslocar-se, expondo-se mais. Estas alterações podem também provocar dificuldades na mastigação, que poderá, mais tarde, levar a problemas nas articulações dos maxilares, nomeadamente dores e dificuldade na abertura da boca. A perda de um ou mais dentes resulta ainda num aspecto envelhecido, por aprofundamento da bochecha e lábios para o espaço livre. As principais intervenções para a substituição dentária são as próteses removíveis, as pontes e os implantes dentários (Hobkirk, 2003) (Craig & Powers, 2004).

4.2.1 Próteses Removíveis

As próteses removíveis, vulgarmente conhecidas como dentaduras correspondem à intervenção de substituição mais frequentemente utilizada. As próteses totais destinam-se a pessoas que não têm nenhum dente e são fabricadas geralmente em acrílico e apoiam-se na gengiva e na mucosa. As próteses parciais removíveis (FPD) destinam-se a pessoas que ainda mantêm alguns dentes, sendo constituídas por uma estrutura metálica fundida que se apoia nos dentes ainda existentes (através de ganchos). Esta intervenção é relativamente fácil de produzir e económica. Estas próteses podem ser removidas da cavidade bucal para se proceder à sua higienização, sendo utilizadas com as mais variadas funções: auxiliar a mastigação, fonética e estética (Hobkirk, 2003) (Craig & Powers, 2004) (Van Noort, 2007).

4.2.2 Pontes

As pontes (Figura 8) são utilizadas para a substituição de um ou mais dentes perdidos, apoiando-se em dentes vizinhos. As pontes são cimentadas definitivamente funcionando como dentes naturais, além disso, em certos casos, os dentes vizinhos não precisam de coroas, servindo de apoio a uns retentores (tipo asa) colados. As vantagens associadas a esta intervenção de substituição incluem o seu aspecto natural, a

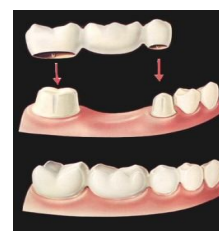


Figura 8. Representação esquemática das pontes dentárias e sua colocação (Labordental).

durabilidade, o facto de ocupar pouco mais espaço que os tecidos que substituem e de ser extremamente segura. As suas principais limitações estão relacionadas com a complexidade e os custos associados ao seu fabrico, uma aplicação limitada a alguns casos e dificuldade de reparação (Beers, 2004).

4.2.3 Implantes Dentários

Um implante dentário (Figura 9) consiste num dispositivo artificial para substituir a raiz de um dente natural. Este é colocado no osso do maxilar funcionando como uma ancoragem para o dente substituto. Após o fenómeno de osteointegração, o implante pode ser utilizado para suportar uma coroa, ponte ou prótese removível, tal como as raízes de um dente natural suportam um dente natural (Huang & Wang, 2005).

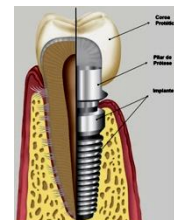


Figura 9. Representação de um implante dentário (Huang & Wang, 2005)

4.3 Vantagens das Restaurações Dentárias

4.3.1 Aspecto

Com a perda dentária, ocorre o fenómeno de reabsorção do osso do maxilar resultando num aspecto envelhecido. Estes tipos de intervenções são capazes de diminuir ou até mesmo impedir este processo e assemelham-se bastante no aspecto e na sensação aos dentes naturais (Beers, 2004).

4.3.2 Aumento da auto-estima

Estas intervenções podem melhorar significativamente a auto-estima dos indivíduos na medida em que, estes passam a ter todas as capacidades que as pessoas com dentes naturais têm, permitindo-lhes aproveitar a vida com mais confiança, além de possuírem um aspecto menos envelhecido, mais agradável e atractivo (Beers, 2004).

4.3.3 Protecção dos dentes vizinhos naturais

Com este tipo de intervenções os dentes vizinhos deixam de estar sobrecarregados, equilibrando as tensões aquando da mastigação de forma equitativa (Beers, 2004).

4.3.4 Nutrição

Devido à reabsorção do osso do maxilar a eficiência de mastigação é progressivamente diminuída, dificultando a ingestão de determinados alimentos. Com estas intervenções é possível alcançar eficiências de mastigação comparáveis às dos dentes naturais (Beers, 2004).

5. Materiais utilizados nas reconstruções dentárias

Atendendo ao design e ao tipo de intervenção, restauração ou substituição, assim como, ao custo, à viabilidade e à estética, os materiais empregues na sua produção podem variar. Porém, todos eles, devem ser dotados de propriedades que os tornem resistentes aos esforços mecânicos, físicos e químicos a que estarão submetidos, e simultaneamente não desencadeiem reacções adversas no organismo (Van Noort, 2007).

Actualmente existem diversas opções de materiais para a reconstrução dentária, sendo o êxito da sua utilização determinado pelo seu sucesso clínico a longo prazo. Aspectos importantes que contribuem para este sucesso são as propriedades dos biomateriais, sobretudo força, resistência, comportamento abrasivo comparável ao dos dentes naturais, translucidez, cor, duração e as tecnologias do seu processamento. Durante muitos anos as únicas opções disponíveis eram os metais, nomeadamente, ligas de ouro e amálgamas de mercúrio, prata e outros metais. Nas últimas décadas têm sido desenvolvidos outros materiais para a reconstrução de dentes com a cor dos dentes naturais em vez da cor prateada ou dourada, que incluem compósitos, cimentos de vidro, resinas compósitas e cerâmicas. A opção mais comum e de maior sucesso é o uso de metal, graças às suas excelentes propriedades mecânicas, revestido com cerâmico devido às suas características estéticas que os assemelham aos dentes naturais, e pelo facto de serem dos materiais mais inertes utilizados na restauração dentária com elevada durabilidade química. Desta forma, uma restauração pode falhar mecanicamente, podendo apresentar um desgaste excessivo ou fracturar, possivelmente por falta de conhecimento das propriedades dos materiais, design não adequado ou mesmo a utilização de material não adequado aos requisitos exigidos. Portanto, uma selecção adequada do material com base nas suas propriedades, o processo de fabrico e a sua interacção com o ambiente biológico estão na base do sucesso e tempo de vida útil das reconstruções dentárias (Anusavice, 1996).

No caso das restaurações metalo-cerâmicas, é de fulcral importância garantir uma óptima adesão entre o metal e a cerâmica, de forma a otimizar a qualidade e longevidade das mesmas.

5.1 Propriedades Mecânicas e físicas

5.1.1 Módulo de Young

É uma propriedade intrínseca dos materiais, dependente da composição química, microestrutura e defeitos (poros e fendas), que pode ser obtida através da razão entre a tensão

exercida e a deformação sofrida pelo material. A tensão corresponde a uma força ou carga, por unidade de área, aplicada sobre um material, e deformação é a mudança nas dimensões, por unidade da dimensão original. O módulo de Young ou módulo de elasticidade é dado, então, pela seguinte expressão: $E(P)=\sigma(P)/\varepsilon$ (adimensional), ou seja, o material deforma-se de forma linear e elástica, ao longo da região elástica linear, dado que, o rácio entre a tensão e a deformação nessa zona é sempre constante. Este módulo corresponde, então, a um parâmetro mecânico que proporciona uma medida da rigidez de um material sólido (Van Noort, 2007).

5.1.2 Ductilidade

A ductilidade consiste na capacidade de um material poder sustentar uma deformação plástica sem ruptura, nem fissuração, onde o alongamento e redução da área são índices comuns de ductilidade. Os metais são substâncias extremamente dúcteis, podendo ser estriados em fios, martelados ou laminados em finas folhas, sem se partirem. A ductilidade é geralmente avaliada pela extensão após ruptura (Craig Jr R. R., 2003).

5.1.3 Tensão de Fractura

Este parâmetro corresponde à tensão máxima que um material consegue suportar até partir.

5.1.4 Limite elástico

A região onde a curva de tensão-deformação é linear, é conhecida como a região elástica linear e representa o intervalo onde a deformação elástica ocorre. Nesta região, se se remover a tensão aplicada, o material retorna à sua forma original. Quando a curva começa a desviar-se do padrão linear, entrando na região de deformação plástica, se o material exceder o limite elástico, este deforma permanentemente e, assim, mesmo que se retire a força aplicada no material, este não retoma a forma original (Craig Jr R. R., 2003)

5.1.5 Resiliência e tenacidade

Resiliência refere-se à propriedade de que são dotados alguns materiais de acumular energia quando submetidos a tensão, sem ocorrer ruptura. Após a tensão cessar poderá ou não haver uma deformação residual causada pela histerese do material. É medida em percentual da energia devolvida após a deformação. Onde 0% indica que o material sofre deformações exclusivamente plásticas (plasticidade) e 100% exclusivamente elásticas (elasticidade) (Craig Jr R. R., 2003).

Por outro lado, a tenacidade diz respeito ao impacto necessário para levar um material à ruptura. Corresponde, então, a uma medida da quantidade de energia que um material pode absorver antes de fracturar (Craig Jr R. R., 2003).

5.1.6 Coeficiente de expansão térmica (CTE)

Quando um material é aquecido, a energia extra absorvida faz com que os átomos e moléculas vibrem com uma amplitude superior e, conseqüentemente, o material expande. Esta alteração de comprimento é determinada por unidade de comprimento, quando a temperatura sofre a alteração de 1°C, denominando-se coeficiente linear de expansão. Neste caso, a alteração costuma ser tão diminuta, que é usualmente expressa em partes por milhão por grau centígrado (ppm/°C). Num material de restauração dentário ideal, o CTE deve ser o mais próximo possível do tecido dentário. No caso de haver uma grande discrepância, pode levar à formação de lacunas e destruição das pontes responsáveis pela adesão (Van Noort, 2007).

5.2 Metais e ligas metálicas

Os metais e as ligas metálicas têm sido, desde sempre, usados de forma significativa na odontologia restauradora. As suas propriedades, das quais se destacam: a temperatura de fusão baixa, alta resistência à corrosão, baixa contracção de solidificação, nomeadamente, alta resistência mecânica, elevada dureza e resistência à flexão, boa adesão à porcelana, coloração facilmente mascarável pela porcelana, biocompatibilidade, baixo custo, assim como, baixa condutibilidade térmica

Os primeiros implantes dentários eram fabricados a partir de metais preciosos como ouro, platina, paládio e irídio. Contudo, os custos elevados e o défice de resistência conduziram a outras categorias de materiais (Ratner B. , Hoffman, Schoen, & Lemons, 2004): ligas metálicas. Quanto às ligas metálicas para reconstrução dentária, estas são divididas em dois grandes grupos: ligas de metais altamente nobres e nobres (Au, Pd, Pt e Ag) e ligas de metais básicos (NiCr, CoCr, Ti e aço inoxidável). Nas reconstruções dentárias é necessário recorrer à combinação de vários elementos para produzir ligas com propriedades adequadas para uma aplicação específica, já que, nenhum elemento isolado possui as propriedades adequadas.

A aplicação de qualquer um destes materiais não pode ser aleatória já que, de acordo com o posicionamento do dente na cavidade oral, a sua resistência varia. No caso de um molar natural, este apresenta uma resistência à fractura de 305 MPa, já um pré-molar tem uma resistência mais baixa de cerca de 248 MPa. Como tal, não poderá ser aplicado um material

com resistência semelhante à de um pré-molar (natural) para a substituição de um molar. Desta forma, na hora da selecção do material adequado, é necessário ter em consideração as suas propriedades mecânicas e físicas, assim como, possuir informação relativamente ao meio envolvente e seus requisitos (Maciel, 2005) (Seeley, 2001).

5.2.1 Ligas de metais altamente nobres e nobres

As ligas odontológicas que possuam um mínimo de 60% de metais nobres, dos quais, 40% corresponde a ouro, são denominadas ligas altamente nobres. No caso de uma liga, onde 25% correspondem a metais nobres, estas são denominadas ligas nobres.

No caso das ligas altamente nobres, a maior desvantagem encontra-se no custo de produção das restaurações, tornando-as inacessíveis a uma boa parte da população. Estas são, de uma forma geral, monofásicas e de fácil manuseamento, possuindo baixos valores de elasticidade. (Wataha J. C., 2002) (Wataha J. C., 2001). Estas ligas comportam elementos como o ouro, platina, prata e paládio, podendo ser divididas em ligas de alto teor de ouro; ligas de médio e baixo teor de ouro e as ligas de prata-paládio. De uma forma geral, estas ligas produzem peças de óptima qualidade e bom ajuste, devido ao seu acabamento superficial fácil. A coloração dos óxidos das ligas com alto teor de ouro é clara, tornando-as mais fácil de mascarar com a porcelana opaca (Bezzon & et, 2001). Apresentam uma óptima segurança biológica, sendo das ligas mais compatíveis, pelo facto de serem inactivas quimicamente e conseqüentemente não sofrem corrosão no meio bucal. Contudo o seu elevado custo apresenta-se como um factor negativo. Estas ligas são comumente utilizadas para fabricar restaurações metalo-cerâmicas.

5.2.1.1 Ligas de alto teor de ouro

Existem quatro tipos principais de ligas de ouro para aplicações dentárias (ISO 1562:1995), cuja composição varia de liga para liga, consoante as percentagens dos componentes, afectando a sua aplicação (Tabela 1) (McGabe & Walls, 2008).

Tabela 1. Composição química (% em peso) das diferentes ligas de ouro (McGabe & Walls, 2008).

Tipo	Au (%)	Ag (%)	Cu (%)	Pt/Pd (%)	Zn (%)
1	85	11	3	-	1
2	75	12	10	2	1
3	70	14	10	5	1
4	65	9	15	10	1

A liga tipo 1, corresponde a uma liga de baixa resistência mecânica, relativamente dúctil, que não suporta grandes forças mastigatórias, correspondendo a aplicações sujeitas a baixos valores de tensão, como por exemplo, os *inlays*. São ligas relativamente macias que se deformam facilmente, requerendo, assim, um bom suporte para impedir a sua deformação. No entanto, apresentam elevados valores de ductilidade, daí a sua resistência à fractura (Van Noort, 2007).

A liga tipo 2 corresponde à escolha mais comum para *inlays*, graças às suas propriedades mecânicas mais elevadas, quando comparadas com o tipo 1. É uma liga de força média, para aplicações dentárias sujeitas a tensões moderadas, como os *onlays*. Contudo, deve-se evitar secções de espessura muito fina, dado que, a sua deformação ainda é possível.

No caso da liga 3, esta é utilizada quando existe um suporte fraco da parte do dente e as tensões opostas são relativamente altas. É uma liga dura que possui uma resistência superior à das ligas do tipo 1 e 2, sendo usada, principalmente, para fabricar *onlays*, pontes, coroas metalo-cerâmicas, para áreas de elevado stress, como os molares. O elevado conteúdo de platina e/ou paládio nesta liga, leva a um aumento do ponto de fusão, que representam um grande benefício na hora de construir pontes que são unidas por soldadura (McGabe & Walls, 2008) (Wataha J. C., 2002). No entanto estas ligas são mais difíceis de polir e têm um elevado potencial para fracturas localizadas quando são polidas excessivamente.

Por fim, a liga do tipo 4, é utilizada quando a aplicação é sujeita a forças muito elevadas, nomeadamente próteses parciais, pontes e coroas. As propriedades das quatro ligas encontram-se expostas na Tabela 2 (Wataha J. C., 2002).

Tabela 2. Propriedades das diferentes ligas de ouro [adaptado de (McGabe & Walls, 2008)].

Propriedades	1	2	3	4
Dureza de Vickers	50-90	90-120	120-160	150-230
Módulo de Elasticidade (GPa)	80	80	85	95
Resistência à tracção (MPa)	250	340	360	500
Alongamento à Fractura (%)	35	25	20	15
Temperatura de fusão (°C)	950-1100	920-980	900-1000	870-950

Estas ligas de fundição odontológica de ouro, requerem um conteúdo de metais nobres de pelo menos 75%. Na Tabela 1, pode-se observar que o conteúdo de ouro ou a nobilidade da liga decresce do tipo 1 até ao 4. Com a diminuição da nobilidade (de 1 para 4) algumas propriedades das ligas variam de forma significativa, como a dureza e a força que aumentam,

contudo, a ductilidade, maleabilidade e a resistência à corrosão diminuem. Uma das grandes vantagens de uma liga com um elevado conteúdo de ouro, é o facto de o ouro ser perfeitamente resistente à corrosão. A adição de paládio e platina também significa que o ponto de fusão irá aumentar e consequentemente a temperatura de recristalização da liga de ouro. Este facto pode ser vantajoso, quando se selecciona uma liga para uma dada aplicação que requer soldadura.

No que diz respeito à biocompatibilidade, o ouro, ligas de ouro e outros metais preciosos podem ser considerados bem tolerados pelos tecidos moles e pelo corpo. Contudo, alergias de contacto ao ouro não são muito raras. Por outro lado, o efeito da exposição ao paládio na saúde humana começou a receber alguma atenção, dado que, em indivíduos mais susceptíveis, uma pequena dose é o suficiente para causar reacções alérgicas significativas (Höland, 2009) (McGabe & Walls, 2008)

5.2.1.2 Ligas de conteúdo médio e baixo de ouro

Devido ao preço elevado dos metais nobres, começaram a ser produzidas ligas com uma percentagem mais baixa de ouro. Estas são as denominadas ligas de conteúdo médio de ouro, onde para compensar o decréscimo do conteúdo de ouro, foram adicionados paládio e prata. Também se encontra presente nessas ligas o cobre, cuja composição ronda à volta de 10-15% e confere dureza à liga, comparável com as ligas de ouro do tipo III e IV. No caso das ligas de conteúdo baixo de ouro, estas possuem um conteúdo de 10-20% de ouro, prata entre 40-60% e paládio, cuja composição será acima dos 40%. Estas ligas poderiam ser consideradas ligas de prata-paládio, contudo essa definição é dada às ligas que possuem uma quantidade inferior a 2% de ouro, ou então, que não possuem qualquer quantidade de ouro (Van Noort, 2007). Estas não apresentam problemas relacionados com a corrosão e possuem uma biocompatibilidade excelente na maioria dos indivíduos.

5.2.1.3 Ligas prata-paládio (Ag-Pd)

Estas ligas, como o próprio nome indica, possuem predominantemente prata, assim como, quantidades significativas de paládio. O paládio melhora a resistência à corrosão e ajuda a prevenir o *tarnish*, que é normalmente associado à presença da prata. Estas ligas são, normalmente, denominadas como “ouro branco” (Van Noort, 2007).

5.2.2 Ligas de Metais Básicos

Este grupo alberga as ligas de cobalto-crómio (CoCr), níquel-crómio (NiCr), as ligas de titânio, o titânico comercialmente puro (Ti.c.p) e os aços inoxidáveis. De uma forma geral, as

ligas deste grupo apresentam propriedades mecânicas superiores às ligas de metais nobres, assim como, uma elevada resistência ao desgaste. Contudo, são mais difíceis de manusear, pelo facto de possuírem elevadas temperaturas de fusão e pelo elevado grau de dureza que dificulta o polimento mecânico das mesmas. Por outro lado, a adição de cromo torna as ligas altamente resistentes à corrosão. Assim, a aliança entre as boas propriedades e um preço mais atractivo, apresenta-se como um factor decisivo para a maioria dos pacientes (Rocha, 2010) (Van Noort, 2007). Na Tabela 3 é possível observar a distribuição das diferentes ligas consoante o tipo de restauração dentária.

Tabela 3. Aplicação das diferentes ligas metálicas e metais consoante o tipo de restauração dentária: total metálica, metalo-cerâmica e próteses parciais removíveis [adaptado de (Van Noort, 2007)].

Tipo de Liga	Total Metálica	Metalocerâmica	Prótese parcial removível
Muito Nobre	Au-Ag-Cu-Pd	Au-Pt-Pd Au-Pd-Ag Au-Pd-Ag Au-Pd	Au-Ag-Cu-Pd
Nobre	Ag-Pd-Au-Cu Ag-Pd	Pd-Au Pd-Au-Ag Pd-Ag Pd-Cu Pd-Co	Ag-Pd-Au-Cu Ag-Pd
Metais básicos	Ti c. p. Ti-Al-V NiCr-Mo-Be NiCr-Mo CoCr-Mo CoCr-W	Ti c. p. Ti-Al-V NiCr-Mo-Be NiCr-Mo CoCr-Mo CoCr-W	Ti c. p. Ti-Al-V NiCr-Mo-Be NiCr-Mo CoCr-Mo CoCr-W

5.2.2.1 Ligas Cobalto-Crómio (CoCr)

As ligas de metais básicos não contêm ouro, paládio ou platina. As suas composições e propriedades são especificadas em três ISO standard para ligas para aplicações odontológicas. A ISO 6871 especifica os limites da composição e requisitos para aplicações odontológicas removíveis e a ISO 16744 para aplicações de reconstrução fixas. As ligas de cobalto-crómio, devem tipicamente, apresentar entre 35-65% de cobalto, 25-35% de crómio, 0-30% de níquel, uma pequena percentagem de molibdénio e vestígios de outros elementos como berílio, silicone e carbono (Joias & al, 2008).

Tanto o cobalto, como o níquel são metais duros e com elevada resistência mecânica. O crómio, exposto à superfície da liga, rapidamente se oxida e forma um fino filme passivo de Cr_2O_3 , que aumenta a resistência à corrosão (Park, 2003) (Webster, 2006). O molibdénio (Mo) e berílio (Be) são adicionados para refinar a estrutura dos grãos e melhorar o comportamento dos

metais básicos da liga durante a fusão. Relativamente à biocompatibilidade, o berílio é um metal com efeito cancerígeno em animais, apresentando-se com uma ameaça para os indivíduos que o manipulam, devido à inalação de pós metálicos durante o polimento. Para o paciente, o risco de incompatibilidade imediata é associado ao níquel (McGabe & Walls, 2008).

O carbono (C), apesar de se encontrar em pequenas quantidades, é um constituinte extremamente importante da liga, dado que pequenas alterações no seu conteúdo, afectam a dureza, força e ductilidade da liga e a concentração exacta do C corresponde a um dos factores que mais influencia as propriedades da liga (McGabe & Walls, 2008). Existem quatro tipos de ligas CoCr que são recomendadas pela Sociedade Americana para testes e materiais (ASTM) para aplicações biomédicas: a liga CoCrMo (F75) também conhecida como Vitallium, a CoCrWNI (F90), a CoNiCrMo (F562) e a CoNiCrMoWFe (F563). As composições químicas das ligas diferem na quantidade de determinados elementos e apenas duas delas são usadas extensivamente em restaurações, a F75 e a F562. Em comparação com a F75, a F562 possui uma maior resistência à fadiga, maior tensão de ruptura e uma maior capacidade de resistência à corrosão, sendo altamente resistente a soluções ricas em iões cloreto (fluidos biológicos) mesmo quando sujeitas a solicitações mecânicas. Consequentemente, esta liga é aconselhada para aplicações que requerem um longo período de implantação sem fractura ou falha por fadiga, situação equivalente às próteses internas, como as do joelho e anca estão sujeitas (Wnek & Bowlin, 2008) (Park, 2003) (Ratner & Hoffman, 2004). Em comparação com os aços inoxidáveis e ligas de titânio ou Ti c.p., as ligas CoCr possuem um maior módulo de elasticidade mas uma menor ductilidade, e são mais caras a nível de processamento.

Para os técnicos da área dentária, estas ligas são consideradas mais difíceis de manusear que as ligas de ouro, dado que, requerem um aquecimento prévio a altas temperaturas, antes da fundição. Também a elevada dureza destas ligas torna-as difíceis de polir mecanicamente e a sua baixa ductilidade, também devido à presença de carbono, causa problemas, especialmente nestas ligas, que também são propensas à porosidade. Assim, estas limitações levam a que surja um problema, como as fissuras e fracturas na superfície, bastantes comuns nas dentaduras parciais (Van Noort, 2007).

5.2.2.2 Ligas Níquel-Crómio (NiCr)

A liga de NiCr é também umas das ligas de metais básicos utilizadas nas restaurações metalo-cerâmicas. A escolha desta liga está relacionada com as suas boas propriedades de dureza, baixa densidade, para além, da alta resistência à tracção, baixo custo e fácil

processamento. A composição química destas ligas encontra-se especificada na norma ISO para ligas de metais básicos, na qual se especifica que, o níquel deverá ser o maior constituinte; o cromo deve corresponder a pelo menos 20%; molibdénio a pelo menos 4%; berílio menos de 2%. Em suma a combinação do níquel com cobalto e cromo deve ser pelo menos 85%. Assim como na liga de CoCr, também se encontram outros elementos em menores quantidades, cuja função é a de melhorar as propriedades da liga (McGabe & Walls, 2008). No entanto, comparando o efeito de diversos biomateriais utilizados, observa-se um crescente uso das ligas de titânio e de CoCr (F75), contra o decrescente uso das ligas que contém níquel, devido ao alto efeito alergénico do Ni, que apresenta efeitos de citotoxicidade localizada e produz dermatite alérgica. Os efeitos de exposição contínua ao níquel incluem: dermatite, cancro de pulmão, cancro nos seios nasais e na laringe, asma, irritação, perfuração dos seios nasais e consequente perda de olfacto (Webster, 2006).

5.2.2.3 Ligas de Titânio e titânio comercialmente puro (Ti c.p.)

O titânio têm provocado interesse devido às suas propriedades mecânicas e de resistência à corrosão, não provocam reacções alérgicas e possuem maior biocompatibilidade do que os metais referidos anteriormente (Wnek & Bowlin, 2008) (Park, 2003). As ligas de titânio podem ser melhoradas através do controlo de elementos de liga, como estabilizadores da fase α que aumentam a temperatura necessária para passar para a fase β ou estabilizadores da fase β que diminuem a temperatura para a transformação de α para β , assim como, através de tratamentos termomecânicos (Park, 2003).

De acordo com a ASTM, o Ti c.p. está disponível em quatro graus diferentes (grau I ao IV). Cada grau possui propriedades físicas e mecânicas diferentes, consoante as pequenas quantidades de oxigénio, azoto, hidrogénio, ferro e carbono durante o processo de purificação. As ligas de grau I e II são as mais utilizadas na produção FPD's. Em implantes e implantes que suportam as FDPs, as ligas de titânio comercialmente puro são uma óptima escolha, dado que promovem a osteointegração, possuem uma excelente biocompatibilidade, resistência à corrosão, alta resistência e baixo módulo de elasticidade. No entanto o Ti c.p. possui um elevado ponto de fusão e é activo a temperaturas elevadas, por esta razão, este poderá tornar-se frágil se reage com o oxigénio da atmosfera durante os processos de fundição. As temperaturas à volta de 800°C aumentam a superfície da camada de óxido rica em oxigénio, denominada " α -case", que prejudica a compatibilidade mecânica do sistema cerâmica-titânio. Além disso, o Ti c.p. possui um baixo CTE, o que o torna num substrato difícil para a cerâmica aderir. Com o

objectivo de melhorar a biocompatibilidade com o Ti c.p., foram desenvolvidas as cerâmicas de baixo ponto de fusão (LFC), que fundem a temperaturas inferiores a 800°C e possuem um CTE próximo ao do titânio, reduzindo assim, as tensões termo-mecânicas criadas na interface e permitindo uma boa adesão entre os dois materiais. Actualmente, recorrendo aos avanços da tecnologia dentária, a camada α -case é praticamente eliminada, graças a uma eficaz melhoria no controlo das técnicas de fusão, nomeadamente na indução de uma atmosfera inerte de gás árgon ou hélio e recorrendo a materiais refractários que contenham óxidos, como o magnésio, ítrio e zircónia (Vásquez, Özcan, Nishioka, & et, 2008) (Vieira A.C., 2008). A liga Ti₆Al₄V (F136) deriva do titânio e é o material com mais presença nas aplicações biomédicas. No que diz respeito a esta liga, ao adicionar o alumínio e vanádio ao titânio, mesmo que seja em pequenas quantidades, a força e resistência da liga é incrementada em relação à liga de titânio comercialmente puro. O alumínio é considerado um estabilizador da fase α , enquanto que o vanádio actua como estabilizador da fase β . Assim, quando ambos são adicionados ao titânio, a temperatura à qual a transição α - β ocorre diminui, sendo ambas as fases formadas à temperatura ambiente. Assim, Ti-6%, Al-4% e V possuem uma estrutura bifásica de grãos α e β (Van Noort, 2007). A fase α é relativamente suave e dúctil, no entanto, a fase β é forte e resistente, mas menos dúctil, assim, alterando as proporções de ambas fases, obtêm-se ligas com uma variedade de propriedades mecânicas (Okazaki & Rao, 1998) (Wnek & Bowlin, 2008).

O titânio apresenta características extremamente favoráveis, nomeadamente baixa densidade, alta resistência à tracção e ductilidade, assim como, excelente resistência à corrosão. Contudo, estas dependem, significativamente, do conteúdo de oxigénio, nomeadamente, a dureza, ductilidade, resistência à tensão e fractura aumentam com a concentração de oxigénio (Van Noort, 2007) (Vieira A.C., 2008).

A composição do titânio comercialmente puro - Ti c.p. - (F67) - e da liga Ti₆Al₄V (F136), encontra-se exposto na Tabela 4.

Tabela 4. Composição química (% em peso) do Ti comercialmente puro e da liga Ti₆Al₄V (Yokoyama, 2002).

Material	Ti (%)	C (%)	Fe (%)	H (%)	N (%)	O (%)	Al (%)	V (%)
cp Ti	98,9-99,6	Máx.0,10	Máx. 0,5	Máx. 0,0125-0,015	Máx. 0,05	Máx. 0,4	-	-
Ti-6Al-4V	88,3-90,8	Máx. 0,08	Máx. 0,25	0,0125	Máx. 0,05	Máx. 0,13	5,5-6,5	3,5-4,5

Na Tabela 5 estão expostas as características e principais propriedades dos materiais odontológicos mais utilizados.

Tabela 5. Propriedades de algumas ligas metálicas mais utilizadas em odontologia [adaptado de (Anusavice, 1996) (Van Noort, 2007) (McGabe & Walls, 2008)].

Propriedades	Ligas Nobres	Liga ouro tipo 3	Liga ouro tipo 4	CoCrMo	NiCrMo	Ti,Al,V
Biocompatibilidade	Excelente	Excelente	Excelente	Excelente	Baixa	Excelente
Densidade (g/cm³)	11-12	15	15	8,9	8	4,5
Dureza de Vickers	120-220	120-160	150-230	360-430	300	190
Resistência à tracção (MPa)	600	540	750	850	600	500
Temperatura de fusão (°C)	<1000	<1000	<1000	>1500	>1350	1700
Módulo Elasticidade (GPa)	80-95	85	100	190-230	220	85-115
Limite proporcional (MPa)	250	290	350	550-700	500	920
Alongamento à fractura (%)	3-30	39	7	1,6	3,8	12
Ductilidade (%)	25	20	8-15	2-8	3-30	14
Resistência à corrosão	Muito boa	Excelente	Excelente	Muito boa	Boa	Excelente
União à porcelana	Excelente	Excelente	Excelente	Boa	Boa a Excelente	Regular
Custo do Metal (em relação ao ouro)	Alta	Alta	Alta	Baixo	Baixo	Baixo

5.3 Cerâmicas Odontológicas

No século X, a China, já dominava a tecnologia da arte da cerâmica, apresentando-o como um material de estrutura interna firme e de cor muito branca. No entanto esta só chegou à Europa no século XVII, apresentando características e propriedades inferiores às da cerâmica chinesa. Após muita pesquisa, em 1717, foram descobertos quais os componentes usados, pelos chineses, para confeccionarem uma porcelana com tais propriedades: caulino, sílica e feldspato (Della Bona, Shen, & Anusavice, 2004). No ano de 1774, o francês Alexis Duchateau, baseando-se na durabilidade e resistência à abrasão dos utensílios domésticos em porcelana, decidiu substituir as próteses totais de dentes de marfim, por cerâmica. Graças ao seu esforço, assim como, de Nicholas Dubois e de Chemant, a cerâmica foi introduzida com sucesso na odontologia. Já no final do século XIX surgiram as próteses parciais fixas de cerâmica e já em 1950 adicionou-se leucite na elaboração da porcelana com o objectivo de aumentar o CTE e possibilitar a fusão com certas ligas em restaurações metalo-cerâmicas de coroas totais e PFD's (Kelly, Nishimura, & Campbell, 1996). Na transição do século XIX para o XX, houve um grande entusiasmo pela confecção de restaurações cerâmicas, pelo facto, destas apresentarem características desejáveis e bastante próximas à dos dentes naturais. Características como a translucidez, estabilidade química, coeficiente de expansão térmica próximo ao da estrutura

dentária, baixa condutividade térmica, compatibilidade biológica e alta resistência à compressão, fizeram deste, um material de eleição. No final do século XX, inúmeros sistemas inovadores foram introduzidos no mercado, com o objectivo de confeccionar substitutos dentários sem metal e com propriedades físicas e mecânicas favoráveis (Conceição, 2005) (Della Bona, Shen, & Anusavice, 2004).

As cerâmicas odontológicas ou dentárias, apresentam uma série de características intrínsecas desejáveis, sendo um dos principais materiais na ciência e arte da reconstrução dentária (Conceição, 2005) (Kosmac, 2008). É um dos materiais mais estáveis que existe, possui uma superfície lisa e brilhante e é resistente à adesão de pigmentos exógenos. Dado que, permite a transmissão regular e difusa, assim como, a reflexão especular e difusa da luz, tem um imenso potencial para reproduzir a textura, profundidade de cor e translucidez dos dentes naturais. Contudo, desvantagens como a baixa resistência à tracção e consequente índice de fracturas, restringiu o uso da cerâmica feldspática para zonas de baixas tensões, limitando o seu uso. Mais tarde, com o aparecimento dos restauros metalo-cerâmicos, a cerâmica feldspática passou a ser amplamente utilizada, tanto na confecção de restaurações unitárias como em próteses fixas de vários elementos (Conceição, 2005).

A cerâmica odontológica é, assim, composta por uma cadeia básica de silício-oxigénio (SiO_2) como matriz, à qual são adicionados vários elementos modificadores como óxido de potássio (K_2O), óxido de sódio (Na_2O), óxido de alumínio (Al_2O_3) e óxido de boro (B_2O_3), além de pigmentos, que reproduzem a cor dos dentes (McLaren E. A., 1998) (McLaren E. A., 2005). Através da fusão destes óxidos a altas temperaturas, forma-se uma estrutura complexa, com núcleos cristalinos não incorporados à matriz vítrea formada, que actuam como reforço, tornando a cerâmica odontológica muito mais resistentes que os vidros comuns. Também, na sua composição, possuem elementos metálicos (alumínio, cálcio, lítio, magnésio, potássio, sódio, lantânio, estanho, titânio e zircónia), assim como substâncias não metálicas (silício, boro, flúor e oxigénio), sendo constituídas por duas fases: uma cristalina circundada por uma fase vítrea. Esta fase vítrea é composta por uma cadeia básica de óxido de silício (SiO_4), estando a proporção Si:O relacionada com a viscosidade e expansão térmica da porcelana e é responsável pela translucidez do material (Conceição, 2005). A fase cristalina é responsável por conferir as propriedades mecânicas. Em conjunto as duas fases são responsáveis por conferir propriedades como a fundibilidade, moldabilidade, injectabilidade, cor, opacidade, translucidez, resistência à abrasão, resistência e tenacidade à fractura (Conceição, 2005) (McLaren E. A., 1998).

Os materiais cerâmicos dentários incluem as porcelanas dentárias e as vitrocerâmicas. As cerâmicas dentárias são utilizadas para fabricar coroas, próteses, veneers, inlays e onlays, graças às suas ótimas características, cuja aparência pode ser otimizada para simular a cor, translucidez e fluorescência dos dentes naturais. Na Figura 10 encontra-se exposta, no triângulo caulino-quartzo-feldspato, a região composicional das porcelanas dentárias (Van Noort, 2007).

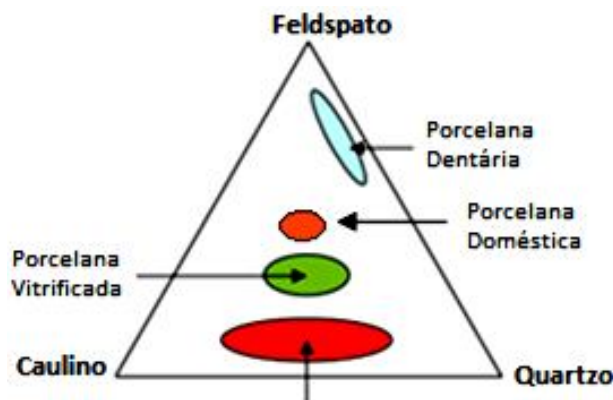


Figura 10. Composição dos produtos cerâmicos com base no feldspato, caulino e quartzo [adaptado de (Van Noort, 2007)].

Por serem dos materiais mais duros utilizados em odontologia, mais duros inclusive que o esmalte dentário, as cerâmicas odontológicas são resistentes à degradação na cavidade bucal e são biologicamente compatíveis, oferecendo uma resistência considerável à abrasão. A resistência da porcelana depende da ausência de pequenas fissuras ou fendas. De acordo com a teoria de propagação de fendas, quando sujeitas a tensão, as fendas e fissuras tem tendência a abrir e a ocorrer a sua propagação, o que conseqüentemente, torna o material mais frágil e menos resistente à tensão.

A microestrutura das porcelanas, nomeadamente, tamanho, forma, quantidade e distribuição estrutural dos elementos, afecta de forma significativa as suas propriedades físicas, dependendo das condições de sinterização de cada fase da cerâmica, que irá ditar propriedades como CTE, valores de resistência mecânica, solubilidade química, transparência e aparência. As cerâmicas dentárias possuem propriedades, que em tudo se assemelham às dos dentes naturais, nomeadamente, biocompatibilidade, durabilidade, natureza refractária, inércia química, friabilidade e baixa resistência à tracção. Para compensar os pontos fracos da cerâmica, muitas vezes, este material é unido ao metal (Della Bona & Anusavice, 2002).

Consoante a temperatura de fusão requerida para a porcelana dentária, podem ser distinguidos diferentes tipos de porcelana, tal como se encontra exposto na Tabela 6.

Tabela 6. Classificação das porcelanas dentárias no que diz respeito à sua temperatura de fusão (Anusavice, 1996) (Craig & Powers, 2004).

Tipo de Porcelana	Temperatura de fusão
Alta fusão	1300-1400°C
Média fusão	1100-1300°C
Baixa fusão	850-1100°C
Ultra baixa fusão	<850°C

As porcelanas de alto ponto de fusão são utilizadas para fabricar dentes de porcelana para próteses removíveis. As de médio e, também as de alto ponto de fusão, são empregues em próteses fixas, coroas, pontes e sistemas metalo-cerâmicos. Por vezes, algumas de ultra baixa fusão são empregues em restaurações metalo-cerâmicas, onde o metal utilizado é o titânio, devido ao seu baixo coeficiente de expansão térmica e também pelo facto da temperatura de fusão mais baixa reduzir a formação de óxidos (Anusavice, 1996).

Com o aperfeiçoamento do material, novos componentes foram adicionados à porcelana convencional para melhorar as suas propriedades mecânicas. Estas alterações permitiram que as porcelanas prescindissem da associação ao metal, dando origem às próteses *metal-free* (McLaren E.A.,1998). Surgiram então as cerâmicas reforçadas, que se caracterizam, basicamente, por possuírem uma maior quantidade de fase cristalina em relação à cerâmica feldspática convencional. Diversos cristais têm sido empregues, tais como, a alumina, a leucite, o dissilicato de lítio e a zircónia, que actuam ao bloquear a propagação de fendas quando a cerâmica é submetida a tensões de tracção, aumentando assim a resistência do material (Conceição, 2005) (Natali, 2003). Contudo, estas restaurações totalmente cerâmicas, apesar de serem ideais para dentes anteriores devido às propriedades estéticas, não possuem resistência nem força suficiente para os dentes posteriores (Van Noort, 2007).

Actualmente, as cerâmicas dentárias são definidas de acordo com a sua fase cristalina, encontrando-se divididas em: feldspática, reforçada com leucite, aluminizada, infiltrada por vidro, cerâmica vítrea e zircónia (Della Bona & Anusavice, 2002).

5.3.1 Cerâmica feldspática

Esta porcelana é composta por feldspato de potássio ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$), juntamente com pequenas quantidades de quartzo (SiO_2), daí que seja definida como um vidro. A altas temperaturas o feldspato decompõe-se numa fase vítrea com estrutura amorfa e numa fase cristalina constituída por leucite ($KAlSi_3O_8$ ou $K_2O.Al_2O_3.4SiO_2$). Pode ser classificada consoante a temperatura de fusão. Esta cerâmica tem como principais aplicações a confecção de coroas de

diversos tipos (camada de opaco, dentina gengival, corpo de dentina, esmalte incisal), restaurações metalo-cerâmicas, assim como, totalmente cerâmicas com baixo conteúdo de leucite (Anusavice, 1996).

5.3.2 Cerâmica Aluminizada

A primeira cerâmica odontológica reforçada pelo aumento da fase cristalina foi a cerâmica aluminizada desenvolvida por McLean e Hughes em 1965. A composição é semelhante à da cerâmica feldspática, porém com a incorporação de 40% em peso de alumina à fase vítrea, o que resultou no aumento da resistência à flexão entre 120 a 140 MPa, sendo duas vezes mais resistente que a cerâmica feldspática convencional. A alumina diminui a translucidez da cerâmica de forma significativa, por essa razão é geralmente utilizada como infra-estrutura, substituindo o metal, com uma espessura entre 0,5-1 mm. Esta é indicada para coroas totais, inlays e onlays (McLean, 1965).

5.3.3 Cerâmica associada a metais (Cerâmica reforçada com leucite)

Com o objectivo de ultrapassar os problemas estéticos das restaurações totalmente metálicas e de melhorar as propriedades mecânicas das restaurações puramente cerâmicas, os dois materiais foram associados, viabilizando-se, assim, a confecção de restaurações metalo-cerâmicas. A cerâmica utilizada nestas restaurações, possui uma concentração mais elevada de leucite, em relação às cerâmicas feldspáticas, com o objectivo de aumentar o CTE da cerâmica, tornando-o mais próximo do CTE da liga utilizada, minimizando, assim, o nível de tensões residuais de origem térmica (Craig & Powers, 2004). A união entre ambos materiais depende de três princípios: molecular, nomeadamente os óxidos formados na superfície do metal, que agem como componente de união permanente; mecânico, no que diz respeito à rugosidade de superfície que promove a retenção mecânica e aumenta a área superficial para a união com a porcelana; e por fim, a união de compressão, isto porque, o CTE da porcelana é ligeiramente inferior ao CTE do metal, para se assegurar que a cerâmica esteja sob compressão após o arrefecimento (Walton, 1999) (Walton & al, 2002).

5.3.4 Sistema cerâmico infiltrado por vidro – Sistema In-Ceram

Esta cerâmica surgiu com o objectivo de eliminar os problemas relacionados com a resistência à fractura e tenacidade. Esta é constituída por duas fases tridimensionais interpenetradas, nomeadamente, uma fase de alumina e uma fase vítrea de óxido de lantânio. A resistência à tensão, deste sistema In-Ceram, que se baseia na infiltração de vidro na alumina

porosa, é três a quatro vezes superior, quando comparado com outras cerâmicas dentárias. Este sistema apresenta três variações, dependendo do seu principal componente: alumina (Al_2O_3) – In-Ceram Alumina, spinel (MgAl_2O_4) – In Ceram Spinel, e zircónia ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{ZrO}_2$) – In-Ceram Zircónia.

O sistema In-Ceram Alumina[®] foi desenvolvido na França em 1998. A In-ceram Alumina possui conteúdo variável de alumina, que oscila entre 70-85%, e torna a infra-estrutura opaca (Conceição, 2005) (Denry, 2008). Possui uma resistência à flexão de 236-600MPa, e uma resistência à fractura de $61\text{MPa}/\text{m}^{1/2}$. Com base nestas propriedades, este sistema é utilizado para coroas unitárias anteriores e posteriores, sendo utilizado inclusive, para confeccionar FPD de três elementos totalmente cerâmicos.

O sistema In-Ceram Zircónia é composto por cerâmica, cuja base de alumina infiltrada por vidro é reforçada por óxido de zircónia, aproximadamente entre 30-35%, a resistência à flexão é incrementada (421-800MPa), tal como, a resistência à fractura ($6-8\text{MP}/\text{m}^{1/2}$). Devido ao facto de possuir uma opacidade semelhante às ligas metálicas, esta cerâmica está contra-indicada na produção de FPD's para a região anterior, onde a translucidez do material é um factor imensamente importante, do ponto de vista estético (McLaren & White, 2000).

Por fim, o sistema In-Ceram Spinell[®] (MgAl_2O_4) contém uma espinela de magnésio como fase cristalina principal, com mistura de alfa-alumina, que melhora a translucidez da restauração, graças ao baixo índice de refração do aluminato de magnésio e da matriz vítrea. Devido à sua composição, é indicada para restaurações parciais e coroas anteriores, devido à sua resistência à flexão que varia entre 280-380MPa (Denry, 2008).

As falhas deste sistema encontram-se, principalmente, na zona de origem na região dos conectores e interface entre o núcleo cerâmico e a zona exterior da coroa, pois possuem um núcleo demasiado delgado para a região anterior e excessiva força oclusal parafuncional na região posterior (Heffernan, Aquilino, Diaz-Arnold, & al, 2002). Também não possuem elevada resistência para regiões posteriores. Este sistema cerâmico é utilizado como material de infra-estrutura e combina os processos de sinterização e infiltração de vidro, sendo aplicada uma cerâmica feldspática de cobertura que apresenta um coeficiente de expansão térmica compatível com a cerâmica de infra-estrutura (Conceição, 2005).

5.3.5 Sistemas cerâmicos prensados – Sistema IPS Empress

Na cerâmica de vidro ceramizado a fase cristalina pode ser obtida a partir de um vidro, por meio de um processo de cristalização controlado, também conhecido como ceramização.

Nesse processo, formam-se núcleos de cristalização, obtendo-se um grande número de pequenos cristais uniformemente distribuídos numa fase vítrea. Exemplos desse tipo de cerâmica disponíveis actualmente são o IPS Empress[®] (Ivoclar) e o IPS Empress 2[®] (Ivoclar). O sistema IPS Empress[®] foi desenvolvido em 1983 e também é conhecido como cerâmica prensada. Contém 30 a 40% em volume de cristais de leucite que reforçam a matriz vítrea, tendo resistência à flexão de 110 a 130 MPa. É indicado para a confecção de laminados, *inlays*, *onlays*, coroas totais anteriores; a cerâmica é fornecida na forma de lingotes em diferentes cores (Denry, 2008).

O sistema IPS Empress 2[®] consiste em duas cerâmicas de vidro ceramizado: a primeira contém 60% de cristais de dissilicato de lítio como principal fase cristalina e uma segunda fase composta por pequenos cristais de ortofosfato de lítio; a segunda consiste numa cerâmica de cobertura que contém cristais de fluorapatite. A cerâmica da infra-estrutura apresenta resistência à flexão de 350 a 400 MPa, sendo indicada para a confecção de coroas totais anteriores e posteriores e próteses fixas de três elementos até a região do segundo pré-molar, servindo esse como pilar (Conceição, 2005) (Phillips, 1998).

A principal falha destes sistemas está relacionada com a fractura do conector para as FPD's, que não possui metal na sua composição. Também foram observadas falhas na superfície de cimentação, pelo facto de ser uma região crítica de alta tensão, que deve possuir uma espessura capaz de suportar as solicitações elevadas (Raigrodski, 2004).

5.3.6 Sistemas cerâmicos fresados

Recorrendo à técnica de fresagem é possível construir restaurações totalmente cerâmicas para inlay, onlays, coroas e FPD's. Existem diversos sistemas de fresagem disponíveis comercialmente, nomeadamente, CEREC 1, 2 e 3 (Sirona), CELAY (VITA Zahnfabrik), Procera (Nobel Biocare), Cercon (Dentsply/Ceramco), Lava All-Ceramic System (3M/ESPE) e sistema CAD/CAM (Computer Assisted Design – Computer Assisted Manufacture) (Craig & Powers, 2004) (Della Bona, Shen, & Anusavice, 2004).

5.3.6.1 Sistema Cerec e Celay

Com o auxílio de uma microcâmara, o sistema Cerec capta imagens directamente da cavidade bucal que são processadas pela unidade CAD, para que a restauração possa ser preparada com o auxílio do CAM. No sistema In Ceram Celay, a fresagem é realizada a partir de um bloco cerâmico, que possui na sua composição 70-85% de partículas de alumina. Esta

técnica permite produzir coroas unitárias e infra-estruturas para FPD simples, de forma bastante rápida (Della Bona, Shen, & Anusavice, 2004).

5.3.6.2 Sistema Procera AllCeram

Em 1993 foi descrito o sistema cerâmico Procera Allceram[®] (Nobel Biocare), o qual consiste na obtenção de uma infra-estrutura com 99,5% de alumina, que fornece resistência à flexão em média de 650 MPa. Essa cerâmica de infra-estrutura é coberta pela cerâmica feldspática de baixa fusão AllCeram[®], tendo indicação para a confecção de coroas totais anteriores e posteriores, próteses fixas de três elementos para a região anterior e posterior e laminados (Denry, 2008).

Este sistema é composto por um alto conteúdo de alumina pura (99,9% de Al_2O_3), densamente sinterizada e recorre-se, também, à tecnologia CAD/CAM para obter a configuração da restauração. O óxido de alumínio utilizado, por este sistema, está estandardizado segundo a ISO 6474, em relação à densidade, tamanho do grão, assim como, à resistência flexural. Das suas características, destacam-se, excelente biocompatibilidade, resistência à flexão entre 487-699MPa e uma resistência à fractura entre 4,48-6,0 MPa/ $m^{1/2}$. Este sistema está indicado para coroas unitárias anterior e posterior FDP's até três elementos e estruturas unitárias para próteses sob implantes. Após testes realizados no sistema Procera AllCeram, verificou-se que 97% das restaurações, tanto da região anterior como da posterior, se mantinham intactas ao fim de 5 anos (Hager, Oden, & al, 2001).

5.3.6.3 Cerâmica à base de zircónia tetragonal policristalina estabilizada com ítria (Y-TZP)

Com o objectivo de estabilizar a fase cúbica ou tetragonal, existente à temperatura ambiente, adiciona-se à zircónia, óxido de ítrio, que gera um material polifásico denominado zircónia estabilizada. Esta fase tetragonal, confere ao material, uma alta tenacidade à fractura. Como este material não possui fases vítreas, devido à sua estrutura policristalina, a degradação ou destabilização pela saliva é evitada, assim como, a propagação de fendas. Esta cerâmica apresenta uma resistência à flexão superior que os restantes sistemas cerâmicos, variando o seu valor entre 900-1200MPa, e a resistência à fractura entre 9-10MPa/ $m^{1/2}$. Graças a estas propriedades mecânicas, os conectores podem apresentar uma área menor, que varia entre 7-16mm², quando comparado com os restantes materiais para núcleos totalmente cerâmicos. Com este sistema, é possível confeccionar coroas anteriores e posteriores, tal como, FPD, de

três a oito elementos, observando-se uma taxa de sucesso de 100% ao final de um ano, para FPD posterior de três ou quatro elementos (Suttor, Bunke, & al, 2001). No entanto, a longo prazo, não suportam as solicitações que lhes são exigidas, culminando na fractura (Anusavice, 1996).

5.3.7 Cerâmicas de alta resistência – Zircónia

Em comparação com as restaurações metalo-cerâmicas, a ausência de infra-estrutura metálica nas pontes e coroas totalmente cerâmicas permite-lhes uma transmissão de luz muito melhor, conferindo-lhe, assim, uma aparência muito mais natural. Cada tipo de infra-estrutura totalmente cerâmica apresenta propriedades ópticas e mecânicas distintas entre si.

A zircónia ocupa um lugar de destaque entre a generalidade das cerâmicas devido às suas excelentes propriedades mecânicas, muito semelhantes às dos metais Tabela 7 (Denry, 2008) (Manicone, 2007).

Tabela 7. Comparação das propriedades mecânicas em diferentes materiais [adaptado de (Manicone, 2007)].

Material	Módulo Elasticidade (GPa)	Resistência à tracção (MPa)	Dureza de Vickers
Zircónia	210	900-1200	1200
Alumina	380	>500	2200
Liga CoCr	230	700	300

As excelentes propriedades mecânicas deste material permitem uma redução da espessura da infra-estrutura e da dimensão dos conectores. A excelente biocompatibilidade é outra das suas mais-valias. A infra-estrutura apresenta radiopacidade comparável com a do metal, permitindo a avaliação radiográfica da integridade da restauração (McLaren E. A., 2005). Duas revisões sistematizadas da literatura avaliaram a durabilidade e complicações de reabilitações metalo-cerâmicas comparativamente a totalmente cerâmicas (ver Figura 11) e, dentro deste grupo, com restaurações em dióxido de zircónia.



Figura 11. Ponte totalmente cerâmica – zircónia (Saúde estética & Oral, 2011).

A taxa de sucesso, ao fim de cinco anos, para restaurações totalmente cerâmicas de zircónia, é de 93,3%, uma longevidade bastante próxima das reabilitações metalo-cerâmicas que é de 95,6%. Desta forma, comparando a zircónia com outros sistemas totalmente cerâmicos, as estruturas em zircónia demonstraram maior durabilidade.

O ponto mais fraco destas reabilitações resulta da fractura da estrutura cerâmica, especialmente quando são sujeitas a elevadas forças oclusais (Denry, 2008) (McLaren E. A., 2005). A fractura completa da zircónia é relativamente rara na generalidade dos estudos realizados em pacientes não-bruxómanos, mesmo em casos de substituições múltiplas de primeiros molares e segundos pré-molares (Denry, 2008). A degradação da zircónia a baixa temperatura é um fenómeno bem documentado, sendo este exacerbado pela presença da água ou o vapor de água. As consequências negativas deste processo são variadas e incluem a degradação superficial com perda de partículas constituintes, microfracturas de superfície e diminuição do valor de resistência do material (McLaren E. A, 2005). A compatibilidade zircónia-cerâmica de revestimento ainda não se encontra totalmente estabelecida. Está descrita a ausência de união química entre a zircónia e a cerâmica de revestimento, visto a zircónia ser um material inerte (Manicone, 2007). Alguns dos estudos revelaram ainda, a presença de microfracturas superficiais, resultado de tensões geradas nessa interface (Denry, 2008). Na Tabela 8, encontram-se expostas as características, assim como as propriedades e as aplicações dos diversos sistemas cerâmicos disponíveis.

Tabela 8. Características, propriedades e aplicações dos diferentes sistemas cerâmicos [adaptado de (McLaren E. A., 2005) (Suttor, Bunke, & al, 2001)].

Sistema Cerâmico	Nome Comercial	Material do Núcleo	Resistência à flexão (MPa)	Indicação
Cerâmica Feldspática	----	Feldspato com adição de leucite	46,4-66,7	Coroa unitária anterior e posterior; FDP
Sistema cerâmico prensado	IPS Empress I	Cerâmica vítrea reforçada por leucite	97-180	Coroa unitária anterior e posterior; inlay e onlay; vanners
Sistema cerâmico prensado	IPS Empress II	Dissilicato de lítio	300-400	Coroa unitária anterior e posterior; in e onlay; vanners; FDP até três elementos
Sistema Cerâmico infiltrado	In-Ceram Alumina	Cerâmica vítrea infiltrada por alumina	236-600	Coroa unitária anterior e posterior; FDP de 3 elementos
Sistema Cerâmico		Cerâmica vítrea infiltrada por alumina		Coroa unitária posterior sobre dentes

infiltrado	In-Ceram Zircónia	e partículas estabilizadoras de zircónia	421-800	naturais ou implantes; FDP posterior de três elementos.
Sistema Cerâmico infiltrado	In-Ceram Spinel	Cerâmica vítrea infiltrada por aluminato de magnésio	280-380	Coroa unitária anterior; inlay e onlay; vellers
Sistema cerâmico fresado	Procera AllCeram	Alumina pura densamente sinterizada	487-699	Coroa unitária anterior e posterior; FDP de três elementos (até 1º molar); supra estrutura unitária para prótese sobre implante.
Sistema cerâmico fresado	Cercon	Y-TZP	900-1200	Coroa unitária anterior e posterior; FDP de 3-8 elementos.
Sistema cerâmico fresado	Lava	Y-TZP	900-1200	Coroa unitária anterior e posterior; FDP de 3 a 4 elementos.

5.4 Compósitos

Um compósito é geralmente definido como um material composto por duas ou mais fases distintas. No que diz respeito aos compósitos dentários, estes consistem numa base de resina polimerizável contendo um preenchimento cerâmico. A introdução de resinas compósitas como materiais de reconstrução na medicina dentária surgiu na metade do século passado constituindo uma revolução neste campo. Os compósitos dentários são esteticamente agradáveis na medida em que apresentam a mesma cor dos dentes naturais, são estáveis no ambiente oral e relativamente fáceis de manipular. Contudo, estes materiais ainda apresentam alguns problemas, nomeadamente a sua redução polimérica, falha potencial da interface resina-dentina resultando na formação de cáries secundárias, um coeficiente de expansão térmica relativamente elevado e uma resistência ao desgaste relativamente baixa quando comparados com os das restaurações baseadas em metais. A lixiviação de monómeros não curados do compósito pode resultar em efeitos tóxicos nos tecidos das gengivas envolventes. Muita da investigação recente sobre as resinas dentárias têm se focado nestes desafios e já se conseguiu um progresso significativo, ainda que os princípios básicos de produção dos compósitos não se tenha alterado muito nas últimas décadas (Conceição, 2005) (Anusavice, 1996).

6. Restaurações Metalocerâmicas

A principal desvantagem do uso da porcelana odontológica como material restaurador único refere-se à sua baixa resistência à tracção e à tensão de corte. Assim sendo, a fim de se minimizar as suas debilidades, coloca-se a porcelana sobre uma infra-estrutura metálica. A composição estrutural desta prótese é dada pela infra-estrutura metálica recoberta com camadas sinterizadas de porcelana feldspática opaca, porcelana de dentina, porcelana de esmalte ou incisal e translúcida. A translucidez da porcelana é alcançada devido ao baixo teor de caulino na composição química, cuja função é a de aproximar a cerâmica ao vidro, tornando-a mais resistente à compressão do que à tracção.

Assim, este tipo de próteses corresponde a um sistema de reabilitação muito versátil e usado nas mais diversas situações, como, próteses fixas e removíveis, pontes e coroas. É constituído por dois tipos de materiais distintos, nomeadamente, uma liga metálica e uma cerâmica odontológica (Figura 12).



Figura 12. Ponte Metalocerâmica onde se observa a base metálica recoberta pela cerâmica (Saúde estética & Oral, 2011).

Cada vez mais, os pacientes optam por este tipo de próteses, devido à sua grande resistência mecânica, possibilitando inúmeras utilizações clínicas, e devido à sua fácil técnica de confecção. Criou-se, assim, um excelente compromisso entre a resistência mecânica e a tenacidade dos materiais metálicos, à excelência estética, à biocompatibilidade, resistência química e o menor desgaste das cerâmicas (Anusavice, 1996) (Craig & Powers, 2004) (Van Noort, 2007).

O seu sucesso clínico depende de inúmeros factores, nomeadamente, da qualidade da liga metálica, preparação da estrutura dentária, compatibilidade entre a cerâmica e a liga metálica escolhida, a integridade estrutural e/ou funcional exercida sobre as restaurações, adesão entre os dois materiais e conseqüente integridade da interface e manutenção apropriada. O ideal seria formar uma interface que consiga conjugar os diferentes tipos de ligações químicas, desde a ligação metálica até às ligações iónicas e covalente da cerâmica (Anusavice, 1996). No entanto, como as propriedades físicas, químicas e mecânicas (CTE, tipo de ligação e a

tenacidade, entre outras) são completamente díspares é preciso respeitar determinados requisitos na escolha dos materiais (Zhang, 2001).

A grande maioria dos processos de ligação envolve o aquecimento do sistema metal-cerâmico. Após o arrefecimento, as diferenças nos módulos de elasticidade e coeficiente de expansão térmica originam o desenvolvimento de um campo de tensões residuais, que será maior junto à interface, podendo levar à ruptura desta. Para evitar esta situação, deve-se ter atenção ao design dos dispositivos. Como os cerâmicos possuem elevada resistência a tensões de compressão e um fraco desempenho quando sujeitos a esforços de tracção, deve-se projectar a prótese para que a parte cerâmica fique sujeita ao campo de tensões compressivas (Vianco & Hosking, 2002) (Passerone, 2004).

No que diz respeito às ligas metálicas utilizadas, estas devem aproximar-se o mais possível a determinadas propriedades ideais, tais como:

1) Elevado módulo de elasticidade, que reflecte a rigidez do material. Qualquer deformação, mesmo que seja elástica, gera tensões que poderão ser destrutivas na porcelana;

2) Estrutura dos grãos fina, revelando-se um factor extremamente importante, para conferir estabilidade mecânica, resistência à corrosão e para a dureza do material. De uma forma geral, quanto menor for o tamanho do grão do metal, melhores serão as suas propriedades. Quanto mais rápido o estado líquido for tornado sólido, menores e mais finos serão os grãos. O arrefecimento lento da liga metálica resulta em grãos maiores Figura 13;

3) A liga deve-se fundir facilmente;

4) Elevado potencial de adesão, ou seja, a liga deverá proporcionar uma boa molhabilidade e ser termicamente compatível com o cerâmico (Van Noort, 2007) (Passerone, 2004).

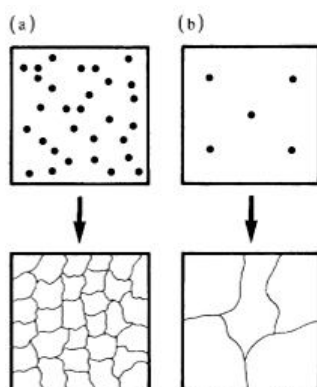


Figura 13. Controlo do tamanho do grão metálico, pelo controlo da temperatura de arrefecimento. (a) Arrefecimento rápido - mais núcleos, menores grãos. (b) Arrefecimento lento - grão maior (McGabe & Walls, 2008).

Nas restaurações metalo-cerâmicas, a porcelana odontológica é utilizada para recobrir a estrutura metálica, com a finalidade de esconder ou disfarçar o metal, proporcionando uma aparência mais próxima do dente natural. No entanto, devido à natureza frágil da porcelana feldspática das próteses metalo-cerâmicas, recorrem-se a diversas técnicas, como a fusão da porcelana sobre o metal, para reforçar e melhorar as propriedades da cerâmica. Assim, também a cerâmica deverá reunir um conjunto de qualidades e requisitos, como a adesão ao metal sobre o qual é colocada e a conservação desta união; resistência a agentes físicos e químicos; elevada biocompatibilidade; capacidade de reprodução das funções anatómicas e biomecânicas desejadas; estética agradável e preço acessível (McGabe & Walls, 2008).

Em suma, a parte metálica do sistema assegura a resistência para suportar as solicitações mecânicas da mastigação, enquanto, a porcelana confere as propriedades estéticas e refractárias, que se assemelham a um dente natural. A associação destes materiais, física e mecanicamente distintos, permite que a infra-estrutura metálica compense a natureza frágil da camada de porcelana, reduzindo a possibilidade do desenvolvimento de fendas nesta estrutura durante os esforços mastigatórios. Dado que, a tenacidade à fractura de muitos metais varia entre 25 e 60MPa.m^{1/2} e das porcelanas odontológicas varia entre 0,75 a 2,5MPa.m^{1/2}, é desejável que a liga ou o metal escolhido possua um elevado módulo de elasticidade e desse modo transmita menor tensão à porcelana, dado que, as deformações elásticas na infra-estrutura metálica podem gerar fractura da porcelana adjacente, comprometendo a qualidade da restauração (Craig & Powers, 2004).

Nenhum dos componentes protéticos deve apresentar ângulos ou irregularidades desmesuráveis. A presença deste tipo de defeitos na interface do sistema pode produzir pontos de concentração de tensões e reduzir a tenacidade à fractura da porcelana, levando à formação de microfissuras e microfendas na porcelana, o que por sua vez, acarreta prejuízos na qualidade e longevidade da restauração. Logo, o design do sistema deve encaixar na perfeição na área a ser reabilitada, para que, a porcelana permaneça num ligeiro estado de compressão e que as exigências mastigatórias sejam distribuídas pela sua extensão (Van Noort, 2007) (Wataha J. C., 2002).

A camada de porcelana deve possuir uma espessura de aproximadamente 1,5mm pois corresponde a um factor primordial na resistência à fractura e nas características estéticas satisfatórias. O restante volume dentário deve ser compensado na espessura da camada metálica. A espessura do metal não deve ser menor do que 0,2mm para ligas de metais básicos

e no caso das ligas de metais nobres, não deve ser inferior ao intervalo de 0,3 a 0,5mm, para que seja garantido um suporte mecânico adequado para a porcelana. A rigidez do metal ou liga usada, é responsável por minimizar as deformações na infra-estrutura, assim, a ausência de rigidez na infra-estrutura leva à formação de tensões internas que levam à fractura da porcelana. Também o posicionamento dos contactos, a extensão das áreas revestidas pela porcelana e a configuração das margens, são pontos fulcrais no design do sistema (Craig & Powers, 2004).

Um dos principais factores responsáveis pelo sucesso destes sistemas metalo-cerâmicos, dizem respeito à estabilidade da união entre o metal e o cerâmico, e do controlo das variáveis que afectam o sistema (Passerone, 2004). As falhas nestes sistemas metalo-cerâmicos podem ser divididas em coesivas, adesivas ou mistas. Quando as falhas se desenvolvem na sua totalidade num dos materiais (falhas no interior da cerâmica ou nas diferentes camadas das cerâmicas; falhas no interior da infra-estrutura metálica), existindo contudo, um correcto processamento e união da interface, denominam-se coesivas. As adesivas dizem respeito ao mau processamento da interface, não havendo ligação entre os dois materiais, enquanto que as mistas dizem respeito a uma mistura entre ambas falhas (Figura 14).

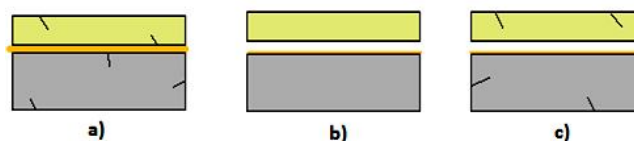


Figura 14. Esquema representativo das falhas possíveis numa prótese metal-cerâmico: **a)** coesivas; **b)** adesivas; **c)** mistas.

Outros defeitos comumente encontrados neste tipo de restaurações são as fissuras e as porosidades. O facto do processo de fabrico ser manual, possuindo uma vertente quase artesanal, introduz variáveis que não são devidamente controladas e parametrizáveis. O facto das sucessivas camadas de porcelana não possuírem reprodutibilidade, quer a nível de espessuras, quer de texturas, assim como o gás retido na aplicação das porcelanas, contribuem para o aparecimento de defeitos que podem levar ao colapso e conseqüente insucesso da restauração (Craig & Powers, 2004) (Van Noort, 2007).

6.1 Construção das Restaurações Metalo-cerâmicas

6.1.1 Porcelain fused to Metal (PFM)

As restaurações metalo-cerâmicas representam aproximadamente 80% dos tratamentos efectuados (Wataha J. C., 2002). Este processo foi introduzido em 1950, apresentando um forte

desenvolvimento em 1962 com Weinstein e Katz e até aos dias de hoje tem sido alvo de vários estudos com a finalidade de melhorar a técnica (Wataha J. C., 2002) (Anusavice, 1996).

Apesar do enorme esforço que se tem feito para se conseguir uma excelente adesão entre a subestrutura metálica e a cerâmica de revestimento, continuam a ocorrer, fracturas da cerâmica sob condições clínicas. Estudos clínicos indicam que a prevalência de fractura nas restaurações metalo-cerâmicas varia entre os 5 e 10% após dez anos de uso, em pacientes não-bruxómanos. O insucesso da restauração é na verdade de origem multi-factorial, estando apontadas como razões os diferentes valores de coeficiente térmico e módulos entre porcelana e metal, o ambiente húmido da cavidade oral, aliada às forças oclusais como responsáveis da degradação da estrutura por hidrólise e principalmente a propagação de microfissuras presentes na superfície da cerâmica devido às cargas oclusais (Van Noort, 2007) (Barry, Kennedy, Keating, & Schaperl, 2005).

O método de fabrico mais comum para estas restaurações, é a técnica PFM (*porcelain fused metal*) que consiste na união de uma cerâmica feldspática sob a forma de uma pasta compacta e posteriormente sinterizada, sobre uma estrutura metálica, associando a estética da cerâmica às propriedades mecânicas do metal. A cerâmica usada contém quantidades significativas de leucite, dado que, este componente é responsável pelo aumento do coeficiente de expansão térmica da porcelana para um valor próximo ao do metal utilizado, prevenindo assim, o desenvolvimento de stress térmico durante o arrefecimento. A resistência de flexão mínima requerida para as cerâmicas utilizadas em PFM, está especificada na ISO standard em 50MPa, que é equivalente ao requisito para porcelana dentina/esmalte usada nas restaurações totalmente cerâmicas (McGabe & Walls, 2008). Contudo, a maior dificuldade consiste em alcançar uma união eficaz entre a cerâmica e o metal, principalmente devido à diferença dos coeficientes de expansão térmica dos dois materiais. O sucesso e a longevidade de uma restauração metalo-cerâmica depende, fundamentalmente, de uma boa adesão entre ao metal e a cerâmica (Kononen, 2001).

A compatibilidade entre ambos é a base para a selecção do tipo de liga. Nomeadamente, o metal não deve interagir com a cerâmica de modo a provocar colorações visíveis e deve-se formar uma união estável de modo a resistir às forças presentes na cavidade oral. A elaboração da estrutura metálica, propriamente dita, deste tipo de restaurações, recorre ao método da cera perdida. Sobre um modelo de trabalho são definidos os contornos da estrutura metálica construindo-se o padrão de cera. O molde da zona a restaurar é realizado através de moldagem

intra-oral e é confeccionado em cera. De seguida, o molde de cera é envolvido por um revestimento, que é composto por uma mistura de água, sílica e um aglutinante (sulfato de cálcio, fosfato de amónio e silicato de etilo). O conjunto é levado ao forno e a cera é evaporada. O espaço deixado livre pela cera é, então, preenchido pela liga metálica que é injectada no molde, em estado líquido, por centrifugação (Phillips, 1998) (Hobo, 1973). Após arrefecimento e solidificação da liga, procede-se à remoção do revestimento, recorrendo a um jacto de óxido de alumínio, e ao acabamento cuidadoso da estrutura metálica para que a sua superfície fique limpa. Esta superfície é essencial para a formação de uma película de óxido que, por sua vez, permite uma forte adesão à cerâmica através de ligações iónicas e covalentes (ver Figura 15) (Craig & Powers, 2004) (Van Noort, 2007).



Figura 15. Aspecto final da estrutura metálica da coroa metal-cerâmico após acabamento superficial [adaptado de (Souza, 2006)].

Após a formação da película de óxido, por aquecimento a uma determinada temperatura e sob condições recomendadas, pode-se iniciar a aplicação da cerâmica. A cerâmica é apresentada sob a forma de pó muito fino e após a adição de água ou outro solvente, forma-se uma pasta de cerâmica que será aplicada sob o metal até à forma desejada. A pasta de cerâmica pode ser aplicada de diversas formas, como por exemplo, recorrendo a um pincel e vibração para eliminar os excessos de água ou, então, com uma espátula para pressionar a pasta de cerâmica e permitir que a água reflua até à superfície (Craig & Powers, 2004) (Van Noort, 2007) (Wataha J. C., 2002).

De seguida, a cerâmica é cozida e sucede-se a aplicação de várias camadas de cerâmica e respectivos ciclos térmicos para que a restauração seja o mais próximo possível ao dente natural (Figura 16).

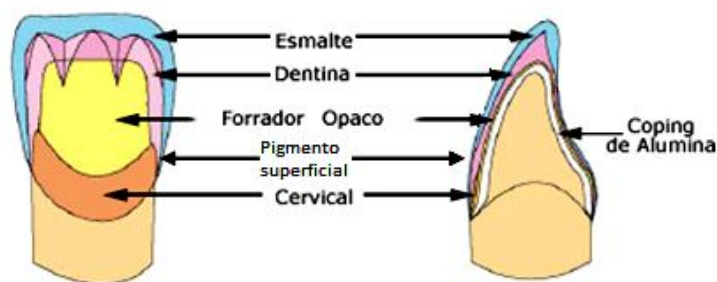


Figura 16. Diferentes camadas de cerâmicas utilizadas na construção de uma coroa metalo-cerâmica (Labordental).

A primeira camada consiste numa camada, de espessura 0,1mm, mais fluida de opaco sobre a estrutura metálica, que permite uma melhor molhabilidade da superfície e têm como principal objectivo mascarar o metal. Esta camada é a principal responsável pela adesão eficaz entre os dois materiais pois efectua a ligação entre a base metálica e as restantes camadas de cerâmica. Na etapa seguinte, o sistema é levado ao forno para a queima da porcelana, onde previamente se realiza um pré-aquecimento do sistema, que dura aproximadamente cinco minutos e permite a evaporação da água remanescente. Segue-se, assim, o ciclo da queima, que ocorre a vácuo, onde a pressão é cerca de um décimo da pressão atmosférica, com o objectivo de se reduzir a porosidade da porcelana odontológica. Após a queima e o seu arrefecimento, é aplicada a segunda camada de porcelana. A segunda camada deve ser mais consistente, possuindo uma menor quantidade de água, contudo o suficiente para permitir a união das partículas do pó cerâmico, e assim evitar ou diminuir a contracção aquando da sinterização. Esta camada de opaco deve apresentar uma espessura de, aproximadamente, 0,2 mm. De seguida leva-se, de novo, o conjunto ao forno para que a interface fique íntegra e sem falhas. A interface metal-cerâmico encontra-se assim pronta para receber as restantes camadas de porcelana que são responsáveis pela construção da coroa dentária.

As camadas são aplicadas da mesma forma que a segunda camada de opaco pela seguinte ordem: camada de corpo ou porcelana de dentina, entre 0,7-1,0mm; a camada de esmalte; camada de incisal, entre 0,3-0,5mm; camada de incisal super claro e por último uma camada de cerâmica vítrea (glaze) de espessura entre 0,2-0,3mm (Figura 17) (Pentron Laboratory Technologies, Avanté Micro Cristal, 2007) (Pentron Laboratory Technologies, 2008).



Figura 17. Proporções ideais das diferentes camadas de cerâmica para uma coroa metal-cerâmico: opaca (amarelo); dentina (vermelho); incisal (azul); incisal super claro (branco) [adaptado de (Pentron Laboratory Technologies, Avanté Micro Cristal, 2007) (Pentron Laboratory Technologies, 2008)]

Os ciclos de queima, nomeadamente a sua duração, para cada camada de porcelana são únicos e devem ser especificados pelo fabricante (Ceramco3 Quick Start).

Os componentes que constituem algumas das camadas de cerâmica encontram-se analisados de seguida:

Forrador Opaco - O forrador opaco é aplicado sobre o coping de alumina para criar a cor de base. Corresponde a uma pasta que é aplicada em camadas mais finas, permitindo ajustar facilmente a espessura e a viscosidade. Mascara dentes descoloridos e núcleos metálicos, e pode ser aplicado como uma cor de base sobre a estrutura de alumina. Existem três cores modificadoras para o forrador opaco para reproduzir uma grande variedade de cores. Existem as seguintes opções: OM-Y: Tom amarelado; OM-LP: Tom rosa suave; OM-DP: Tom rosa profundo

Dentina Opaca - As dentinas opacas têm as mesmas cores das porcelanas de dentina (corpo), mas são mais opacas. São usadas em áreas linguais ou em locais onde o espaço para a aplicação da porcelana é limitado. As opções existentes no mercado passam por: OD-N: Cor neutra para diluir cores básicas de Dentina Opaca e OD-W1: Esta porcelana é usada para cores de dentes branqueados.

Dentina (Corpo) - estas porcelanas são usadas para reproduzir cores da dentina.

Opal – Correspondem a porcelanas de esmalte que transmitem a luz de forma semelhante ao esmalte natural (efeito de opalescência). A aplicação em duas camadas, juntamente com as porcelanas de dentina, permite a reprodução de cores de esmalte com aspecto natural. Existem diversas escolhas: OPAL T: porcelana opalescente translúcida regular; OPAL SL (Superlúcida): porcelana levemente azulada com alta translucidez opalescente; OPAL WE (Esmalte Branco): porcelana levemente esbranquiçada para uso em áreas marginais ou

interproximais; OPAL MI (Leitoso): Porcelana de cor leitosa para usar em cúspides de molar ou em áreas esbranquiçadas; OPAL AM-R (Âmbar Vermelho): Porcelana âmbar levemente avermelhada para reproduzir cores de esmalte; OPAL AM-Y (Âmbar Amarelo): Porcelana âmbar levemente amarelada para reproduzir cores de esmalte; OPAL AM-V (Âmbar Violeta): Porcelana âmbar levemente violeta para reproduzir cores de esmalte; OPAL OC (Oclusal): Porcelana amarelada levemente fosca para usar em área oclusal de molares.

Efeito Esmalte - Estas porcelanas de esmalte conferem um efeito translúcido e sem opalescência, destacando-se: BT (Translúcido Azul): Porcelana translúcida azulada; OT (Translúcido Alaranjado): Porcelana translúcida alaranjada; PT (Translúcido Rosado): Porcelana translúcida rosada; GT (Translúcido Acinzentado): Porcelana translúcida acinzentada; T-Glass: Porcelana altamente translúcida (como vidro).

Gum – Correspondem a porcelanas rosadas e como o próprio nome indica, são utilizadas para reproduzir cores de gengiva. Devido à baixa temperatura de queima, podem ser usadas depois da queima da porcelana regular. As opções existentes são a Gum-LP (Cor-de-rosa claro): Porcelana rosa clara e Gum-DP (Cor-de-rosa escuro): Porcelana rosa escura (Hobo, 1973) (Labordental).

O processo de aplicação das diferentes camadas de cerâmica está exposto na Figura 18.

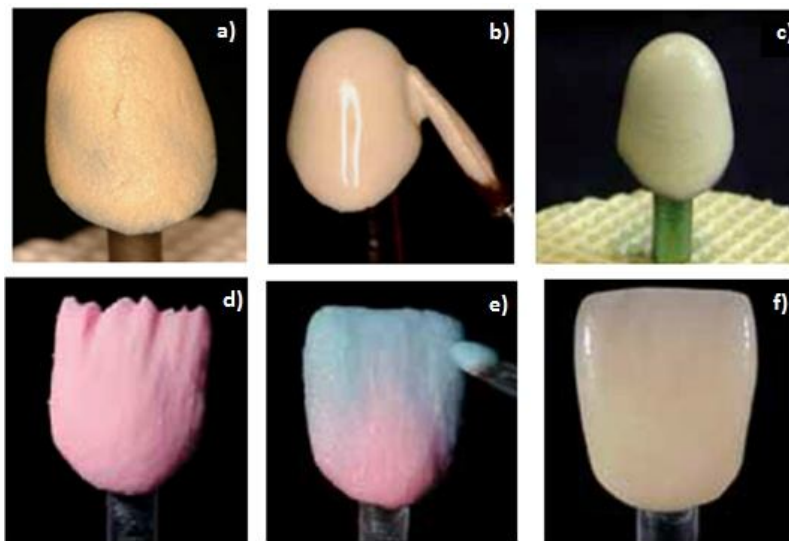


Figura 18. Diferentes etapas da colocação da porcelana odontológica: **a)** primeira camada de cerâmica opaco sinterizada; **b)** aplicação da segunda camada de opaco; **c)** aspecto final da interface metal-cerâmico; **d)** camada de corpo ou dentina; **e)** camada de esmalte; **f)** aspecto final da coroa metal-cerâmico após a aplicação da camada *glaze* [adaptado de (Pentron Laboratory Technologies, Avanté Micro Cristal, 2007) (Ceramco3 Quick Start)]

Como já foi dito anteriormente, a ligação entre os dois materiais deve-se à combinação de diversos factores, como:

- Diferenças dos coeficientes térmicos aquando do arrefecimento;
- Balanço das tensões superficiais e forças de Van der Waals (molhabilidade do metal pela cerâmica);
- Difusão dos óxidos metálicos para o interior da cerâmica;
- Retenção mecânica da porcelana nas irregularidades superficiais do metal (Craig & Powers, 2004) (Van Noort, 2007);

Durante o arrefecimento geram-se tensões, devido à diferença dos coeficientes de expansão térmica (CTEs), que comprometem a união estabelecida.

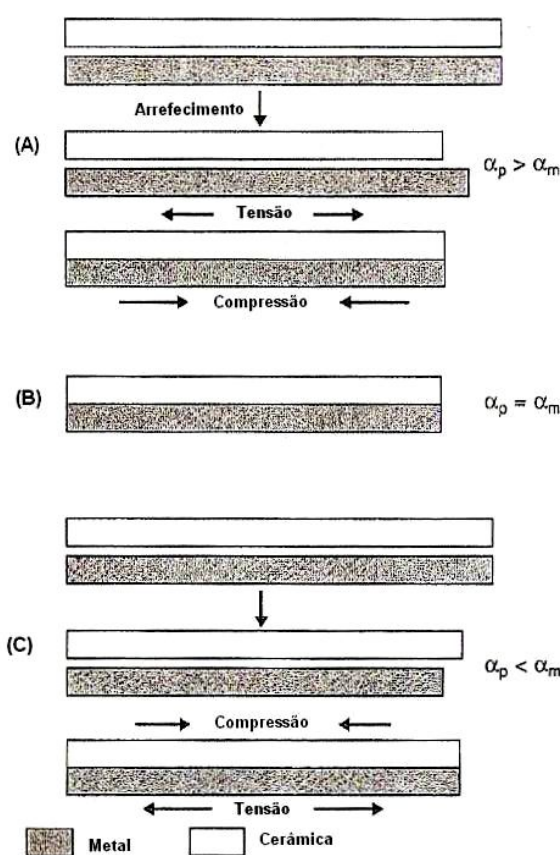


Figura 19. Efeito da diferença térmica na tensão residual entre o metal e a cerâmica: (A) quando CTE da cerâmica é maior que o do metal; (B) quando os CTE são iguais; (C) quando o CTE do metal é maior (Van Noort, 2007).

No caso do CTE da cerâmica ser maior que o do metal, a cerâmica irá contrair mais do que o metal. No entanto, como o metal irá impedir esta situação, a cerâmica irá permanecer sob um estado de tensão, de tracção, durante o arrefecimento e conseqüentemente irá causar a formação de fissuras ao longo da superfície (Figura 19 (A)) (Van Noort, 2007). No caso do CTE do metal e da cerâmica serem iguais, os materiais irão contrair ao mesmo ritmo e não são criadas tensões nas peças, contudo tal situação não acontece (Figura 19 (B)). Se o CTE do metal é maior que o da cerâmica, esta ficará sob compressão. Esta situação reduz substancialmente o

potencial de surgir fissuras, desde que, estas sejam superadas antes que a cerâmica seja solicitada, ou seja, colocada sob tensão.

O metal estará num estado de tensão, contudo, desde que a resistência à tracção da liga usada seja elevada (500-1000MPa), não existe perigo do material falhar. Esta é a melhor solução na escolha dos CTEs dos materiais, quando o CTE do metal é maior que o da cerâmica (Figura 19 (C)) (Van Noort, 2007).

Assim, o coeficiente de expansão térmica das ligas para restaurações metalo-cerâmicas varia de $13,5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ para uma liga muito nobre, $14,8 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ para uma liga nobre, enquanto, para a cerâmica é de aproximadamente $12,0 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$, ou seja, quando se aumenta a temperatura o metal dilata mais que a cerâmica e, conseqüentemente, quando se diminui a temperatura o metal contrai mais que a cerâmica (Craig & Powers, 2004). O metal ao contrair deixa a cerâmica sob compressão residual, proporcionando resistência adicional à restauração. Daí que um dos métodos para reforçar as cerâmicas é o do desfasamento dos coeficientes de expansão térmica, contudo, esta diferença entre os coeficientes não deve ser acentuada, caso contrário, para além da compressão residual, formar-se-ão tensões de circunferência responsáveis pelo aparecimento de fissuras no interior da cerâmica (tolera apenas deformações de 0,1%) e conseqüente ruptura. A faixa de diferença dita "segura" entre as expansões é entre 0,02-0,21%. Abaixo de 0,02% existe o risco de fractura da porcelana por tracção, no entanto, acima de 0,21% poderá ocorrer falha devido à compressão excessiva que a cerâmica sofre (Anusavice, 1996) (Craig & Powers, 2004) (Van Noort, 2007) (Kononen, 2001).

. A chave do sucesso da união entre dois materiais de natureza e propriedades tão distintas está na capacidade de gerar uma interface que permita a adesão do metal à cerâmica. Com base em vários estudos, chegou-se ao consenso que a adesão na interface se deve a três diferentes tipos de ligação: química, física e mecânica. A química é considerada a fonte de união primária e está relacionada com as ligações iónicas, covalentes e metálicas. Esta ligação é a principal responsável pela união metal/cerâmico, pela troca de óxidos formados entre o metal e os seus elementos oxidáveis na cerâmica. Durante a "cozedura" a cerâmica é elevada a temperaturas acima do ponto de transição vítrea, entrando em contacto íntimo com o metal. Nesta altura, a cerâmica e a subestrutura metálica atingem o máximo de expansão e os poros do metal são alargados de forma significativa (Craig & Powers, 2004) (Van Noort, 2007) (Phillips, 1998). De seguida os óxidos da superfície do metal migram para o interior da cerâmica unindo-se ambos através de ligações iónicas e covalentes. Para que este contacto tão próximo

seja estabelecido, é necessário que a superfície metálica esteja limpa e que a cerâmica apresente uma baixa tensão superficial, para que se forme um ângulo de contacto pequeno, ou seja, o contacto depende da molhabilidade da cerâmica Figura 20 (Van Noort, 2007).

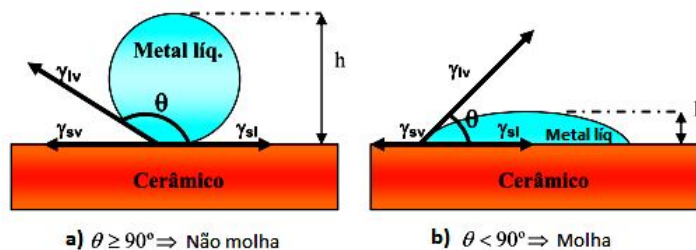


Figura 20. Efeito do ângulo de contacto na molhabilidade entre o metal e o cerâmico: a) não existe molhabilidade e b) existe molhabilidade [adaptado de (Van Noort, 2007)]

A única forma de separar a cerâmica do metal é a quebra dessa ponte química formada. No caso da resistência da união exceder a resistência à tracção do adesivo ou do substrato, irá ocorrer a falha coesiva de um dos componentes e conseqüente falha da união (Van Noort, 2007) (Joias & al, 2008) (Chong & al, 1980). A ligação física corresponde a uma fonte de união secundária e é promovida pelas ligações *Van de Waals*, ou seja, forças de atracção entre dois átomos polarizados em contacto íntimo mas sem troca de electrões, como na ligação química. As forças atractivas geradas são bastante pequenas, mesmo se as moléculas possuírem um substancial momento dipolar permanente ou tiverem uma grande polaridade. Este tipo de ligação é rápida, dado que não necessita energia de activação, e é reversível, pois as moléculas permanecem quimicamente intactas na superfície. A adsorção física é bastante fraca e fácil de superar através de energia térmica e, assim, não é desejável quando se pretende obter uma ligação permanente. No entanto, as pontes de hidrogénio são um precursor muito importante na formação de pontes químicas fortes e conseqüentemente na força da ligação. Factores como a molhabilidade da liga (quanto maior for a molhabilidade da liga, mais forte será a união metal-cerâmico) afectam esta ligação, assim como, o tipo de tratamento e acabamento superficial da superfície metálica. A ligação será mais eficaz se a superfície estiver limpa e livre de agentes contaminantes, contudo, recorrendo a jactos de alumina em pó, as impurezas podem ser eliminadas da superfície, maximizando a superfície de contacto e facilitando a união. No entanto, mesmo em condições favoráveis, este tipo de força é o menor contribuinte no processo de união. Por último, a ligação mecânica é também responsável pela união entre os dois materiais, contudo, não é, regra geral, suficiente quando actua isoladamente (Van Noort, 2007). Esta depende do contorno, estado da superfície e das forças de compressão originadas pela diferença

de coeficientes de expansão térmica da cerâmica e do metal (Craig & Powers, 2004). No caso de ligas cujos óxidos são não aderentes, ou, que quando se oxidam formam óxidos internamente, a retenção mecânica é especialmente importante (Anusavice, 1996) (Craig & Powers, 2004) (Van Noort, 2007). Este método de adesão ocorre graças a topografia da superfície à qual o material será aderido, nomeadamente, da presença de irregularidades na superfície, tais como depressões e fissuras, observáveis microscópicamente, responsáveis pelo fenómeno de *mechanical interlocking* (Figura 21) (Van Noort, 2007).



Figura 21. *Mechanical Interlocking* entre a superfície aderente e o substrato (Van Noort, 2007).

Dependendo da molhabilidade do material adesivo e da pressão aplicada no processo, este vai penetrando nas irregularidades da superfície e após o seu arrefecimento ficará, então, aprisionado. A rugosidade é, assim, uma característica vantajosa, dado que, aumenta o potencial da área de ligação, no entanto, também aumenta o aprisionamento do ar na interface de ligação, o que reduz significativamente a área efectiva de ligação, resultando numa ligação mais fraca. Em suma, uma superfície irregular possui uma área superficial maior que uma superfície lisa, dado que, são criadas mais ligações químicas. Se as irregularidades são de uma morfologia particular e a nível microscópico, a ligação é melhorada substancialmente graças ao processo de ligação micro-mecânica (*micromechanical interlocking*). Também a viscosidade é um critério importante na adesão. Para a adesão ser efectiva, o material para além de ter um contacto íntimo com o substrato, também se deverá propagar facilmente neste, contudo, sempre havendo controlo sobre esta propagação. Neste caso, uma viscosidade demasiado elevada é indesejável pois impede o fluxo normal sobre a superfície, assim como, a sua penetração nas fendas e fissuras estreitas (Natali, 2003).

As cerâmicas, de uma forma geral, são muito mais resistentes quando submetidas a esforços de compressão do que esforços de tracção, assim, dado que, o coeficiente de expansão térmica do metal é maior do que o da cerâmica, esta será submetida a esforços de compressão durante o arrefecimento. Existem dois tipos de construção metalo-cerâmica: numa a infraestrutura metálica é completamente recoberta pela cerâmica e na outra apenas é parcialmente recoberta. No caso das próteses totalmente cobertas pela cerâmica, a união por compressão é

muito mais marcada, dado que, durante o arrefecimento o metal contrai mais rapidamente que a cerâmica, e esta por sua vez oferece uma elevada resistência à contracção. Esta diferença nas taxas de contracção cria esforços de tensão na infra-estrutura metálica e consequentemente esforços de compressão na cerâmica (Figura 22a). Apesar das próteses parcialmente cobertas pela cerâmica serem muito bem sucedidas, em especial para restaurações posteriores, a área de união metal-cerâmico não é suficientemente alta para exercer forças significativas de união por compressão (Figura 22b) (Phillips, 1998).

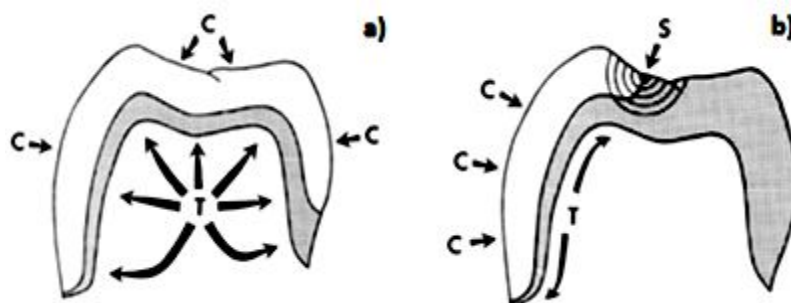


Figura 22. Esquema das tensões registadas no sistema metal cerâmico totalmente revestido (a) e no parcialmente revestido (b), onde (T) tensão da estrutura metálica; (C) compressão na cerâmica e (S) stress (Natali, 2003).

A adesão entre os dois materiais é determinada, assim, pelas propriedades das diferentes fases que emergem da zona de difusão durante o processo de sinterização. A formação e o crescimento dessas fases indicam que na interface ocorrem reacções complexas de oxidação-redução. Essa camada de óxido é fulcral na aderência do metal à cerâmica (Figura 23).

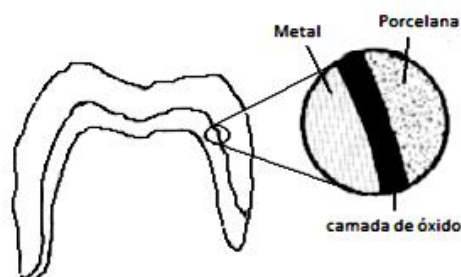


Figura 23. Interface de óxido metálico numa coroa metal-cerâmico (Hobo, 1973).

A espessura da camada de óxido depende do grau de oxidação dos elementos metálicos da liga, havendo necessidade do controlo dessa oxidação para que a resistência da união metal-cerâmico não seja comprometida. Se a camada for muito fina, esta poderá sofrer ruptura aquando da sinterização da porcelana, contudo, se esta for demasiado espessa, poderá causar tensões internas e consequentemente diferenças no coeficiente de expansão térmica da camada de porcelana, comprometendo a adesão entre os dois materiais (Phillips, 1998).

Apesar da técnica da PFM ser das técnicas mais utilizadas na área odontológica, pelo facto de permitir uma boa adesão entre o metal e a cerâmica, existem outras técnicas, como a PPM (*porcelain pressed to metal*), na qual se recorre à pressão para unir a porcelana ao metal e PPMP (*porcelain pressed to metal powders*), que consiste no mesmo processo referido anteriormente, no entanto, aqui, utilizam-se pós metálicos e não uma estrutura metálica previamente construída (Henriques & al, 2010b). Como também já foi referido, a principal falha, nas restaurações metalo-cerâmicas, ocorre frequentemente na interface entre os dois materiais. Esta falha ocorre fundamentalmente devido às diferenças, quer nos coeficientes de expansão térmica e nos módulos de elasticidade (módulo de Young) (Jörn & al, 2010) (Craig & Powers, 2004). Com isto, Henriques *et al* (Henriques & al, 2011a), propôs a construção de restaurações metalo-cerâmicas recorrendo a interfaces compósitas, eliminando, assim, a transição abrupta entre os materiais e, conseqüentemente, nas suas propriedades. Esta interface compósita irá permitir uma transição suave nas propriedades dos materiais, reduzindo ou mesmo evitando a concentração de tensões nos componentes. A técnica utilizada, e como o autor mesmo apelida, é a de PMCC (*pressed metal-ceramic composites*). Neste trabalho também é realizada uma pesquisa exaustiva na concentração ideal da interface, concluindo-se que, a resistência à tensão de corte é maximizada quando a interface compósita possui igual percentagem de metal e cerâmica, ou seja, 50:50. Com este estudo concluiu-se que, a utilização da interface compósita melhora, significativamente, a adesão metal/cerâmica em cerca de 160%, quando comparada com a técnica convencional de PFM (Jörn & al, 2010) (Henriques & al, 2011a).

6.1.2 Hot Pressing Powder Metallurgy Technique (PM)

Quando comparadas, as restaurações metalo-cerâmicas apresentam uma longevidade bastante superior às restaurações totalmente cerâmicas. No entanto, as falhas em serviço podem acontecer, correspondendo mais de metade das falhas (aproximadamente 59,1%) à fractura e separação da porcelana do metal. Com base nisto, compreende-se que seja fulcral aumentar significativamente a resistência da ligação entre os dois materiais. Surge assim como resposta a técnica de Hot Pressing (HP), na qual se alia o calor à pressão em vácuo, para sinterizar pós metálicos sob um substrato metálico. Esta ao facilitar um contacto total entre o metal e a porcelana permite a difusão eficaz na interface, assim como, uma melhor compactação e densificação, evitando a porosidade indesejada e pequenas fendas, dado que, a ligação química na interface é bastante superior (Henriques & al, 2010a) (Henriques & al, 2011b).

6.1.2.1 Aplicação Prática

O campo da medicina dentária encontra-se em constante evolução, onde o processamento de pós metalúrgicos surge como uma tecnologia, não só inovadora, como promissora. Usando métodos assistidos por laser que permitem a densificação de pós, obtêm-se zonas extremamente bem densificadas, com boas propriedades mecânicas.

Existem, actualmente, no mercado equipamentos que já recorrem a esta técnica para produzir revestimentos dentários com metais preciosos (Henriques & al, 2011a).

7. Degradação

O sucesso a longo prazo dos substitutos dentários está dependente de inúmeros factores, tais como: qualidade e tipo de substituto; dos materiais utilizados; a adesão entre o metal e cerâmico; da experiência e habilidade do cirurgião; da higienização da área bucal; e do próprio design. Apesar de todos eles, a seu tempo, terem maior ou menor importância no sucesso da restauração, a qualidade do mesmo pode ser determinante, já que, se o design não for adequado e as propriedades mecânicas do material forem insuficientes, é de esperar que o simples carregamento durante a mastigação possa comprometer a sua integridade. Logo, é fundamental o estudo pormenorizado da reacção da restauração em condições similares ao ambiente fisiológico e dos fenómenos que estão na origem da sua degradação, de modo a ser possível o desenvolvimento de restaurações mais duradouras e eficientes (Dental Implant Surgery, 2007). De seguida são apresentadas as três formas mais comuns de degradação em substituições e restaurações dentárias: corrosão, desgaste e fadiga.

7.1 Biomecânica da Mastigação – Tensões Aplicadas

Durante o processo de mastigação cargas verticais são aplicadas, e a sua intensidade está dependente da região em que os alimentos estão a ser processados, isto é, dos dentes em acção e das propriedades físicas que os alimentos apresentam. Geralmente as cargas aplicadas na fase inicial de contacto com os alimentos rondam os 10 a 20N, porém são intensificadas à medida que se avança no ciclo de mastigação (entre 50 a 150N) (Barry, Kennedy, Keating, & Schauperl, 2005). De acordo com o tipo de alimentos, as cargas máximas podem alterar, por exemplo, nos incisivos podem chegar aos 100N, contudo, nos molares podem alcançar-se forças de maior intensidade, na ordem dos 500N (variam de acordo com o sexo, idade e estrutura do músculo) (Kosmac, 2008) (Zhou & Zheng, 2008). Porém, se distinguirmos cargas dinâmicas (processo de mastigação) de estáticas (compressão entre maxilares), os valores para as últimas aumentam, abrangendo uma gama que pode ir dos 100 aos 1000N (Pileicikiene & Surna, 2004). É neste processo de abertura e fecho dos maxilares, com diferentes gamas de tensão a serem aplicadas, e do contacto com os fluidos biológicos (saliva) que a grande maioria dos processos de degradação são iniciados.

7.2 Corrosão

O processo de degradação que ocorre nos metais utilizados nas restaurações é denominado como corrosão. Este é definido como um ataque não premeditado e destrutivo, de

natureza electroquímica, que usualmente se inicia na superfície do material e que poderá propagar-se para a sua estrutura interior, alterando as suas propriedades físicas (Threthewey, 1995) (Virtanen, Milosev, & Gomez-Barrena, 2008).

Todos os metais, exceptuando, o ouro e alguns metais nobres, formam uma superfície de óxido de revestimento que quando em contacto com o oxigénio presente no ar, sofrem corrosão seca. Se o óxido for muito estável, o processo de corrosão será limitado, alcançando um ponto onde os iões metálicos demorarão muito tempo a difundir-se através da espessura da camada de óxido (Van Noort, 2007). Alguns óxidos não são muito estáveis e pouco depois de se formarem na superfície têm tendência a partir ou a separar-se parcialmente da superfície, expondo o metal subjacente, susceptível de sofrer repassivação. Por outro lado, no caso da oxidação do metal ocorrer a temperaturas muito elevadas, o óxido evapora logo que é formado, não oferecendo nenhuma barreira à oxidação do metal e consequentemente, vai-se perdendo peso à medida que o óxido evapora (Threthewey, 1995).

Por outro lado existe a corrosão em meio aquoso, que ocorre em meios neutros, ácidos ou alcalinos. Neste caso, o material quando mergulhado no meio aquoso, liberta iões metálicos e electrões. O oxigénio dissolvido na água, actua como oxidante e retira os electrões do metal, num processo denominado processo catódico, que causa uma corrente catódica. Esta perda de electrões do metal leva a que o metal se torne carregado positivamente e consequentemente estes iões são libertados no meio, produzindo a corrente anódica (Anusavice, 1996) (Van Noort, 2007).

O comportamento da corrosão é influenciado por vários factores como o material em si (composição química, microestrutura, superfície), o meio envolvente (pH, temperatura, concentração de O_2) e o design (rugosidades) (Threthewey, 1995). A corrosão de restaurações bucais resulta de uma reacção electroquímica entre a superfície do biomaterial e os fluidos biológicos que actuam como electrólito, onde ocorre uma transferência de electrões de um meio para o outro, sucedendo uma reacção de oxidação do metal que resulta na formação de iões metálicos. Assim, a resistência à corrosão do material metálico possui implicações directas na sua propriedade de biocompatibilidade (devido à libertação de iões) e a longo prazo compromete as propriedades mecânicas do sistema (degradação dos materiais) (Park, 2003) .

Tendo em conta que a formação dos iões resultantes dos processos de degradação dos materiais metálicos pode comprometer a viabilidade da prótese bem como a saúde do paciente, torna-se extremamente relevante abordar as características que tornam o organismo humano

um ambiente propício à corrosão, assim como analisar a estrutura dos filmes passivos e os tipos de corrosão que mais afectam as próteses enquanto implantadas (Landolt D. , 2007).

7.2.1 Ambiente Bucal como Ambiente propenso à degradação

A saliva representa um papel fulcral na cavidade oral. Esta secreção exócrina, clara, mucoserosa e ligeiramente ácida é responsável pela humidificação do bolo alimentar e conseqüente melhoramento na digestão, lubrificação e protecção das mucosas, facilitação da fala, regulação do pH bucal, percepção do paladar, manutenção da integridade dentária e na actividade anti-bacteriana. O fluxo salivar médio ronda 1,0 a 1,5L e o pH, sem ter em conta os efeitos da alimentação, oscila entre 6,0 a 7,4, no entanto durante e após a mastigação, o pH tende a oscilar entre 2,0 a 11,0, dependendo dos alimentos ingeridos. Contudo, este fluxo salivar diário tende a diminuir com a idade, devido à diminuição no metabolismo secretor, ou, a apresentar-se diminuído permanentemente ou de forma pontual, pela acção de medicamentos e/ou tabaco (químicos), pelo facto de se respirar pela boca, ansiedade e stress e por doenças sistémicas (diabetes, hipertensão, desidratação, entre outras) (Gurappa, 2002).

A saliva consiste numa mistura homogénea de dois tipos de secreção: a serosa e a mucosa. A serosa contém uma enzima a α -amilase e a mucosa é responsável pela lubrificação da cavidade oral e dos alimentos, e é composta por água, electrólitos e mucopolissacarídeos. Esta secreção apresenta característica muito importante, do ponto de vista odontológico, que é a de ser capaz de tamponar pequenas variações ácidas, que correspondem às mais corrosivas e destrutivas. O comportamento sinérgico e paradoxal de alguns componentes salivares mostra a importância desta secreção. As concentrações dos electrólitos do pH salivar são alteradas constantemente sob a influência das mudanças na velocidade do metabolismo e no volume do fluxo salivar (Park, 2003) (Gurappa, 2002).

A temperatura bucal que ronda entre 35-37°C vê-se também afectada pelos hábitos alimentares diários que praticamos, que são os responsáveis por uma oscilação entre 0-70°C. Também o facto de se respirar pela boca, principalmente no Inverno, quando se sai de uma sala a 20°C e se enfrenta uma temperatura exterior negativa, é responsável por alterações bruscas na temperatura da cavidade oral (Gale & Darvell, 1999).

Na Tabela 9 encontram-se resumidas algumas das propriedades do ambiente bucal e o seu efeito na cavidade oral (Ratner & Hoffman, 2004).

Tabela 9. Características do ambiente bucal e o seu efeito na cavidade oral (Wnek & Bowlin, 2008) (Park, 2003) (Ratner & Hoffman, 2004).

Propriedades	Efeitos
Temperatura	Responsável por acelerar as reacções electroquímicas e alterar os modos de corrosão.
pH	Alterações de pH podem levar à destruição do filme passivo.
Concentração de iões	Estimulam as reacções electroquímicas que contribuem para a corrosão.
Concentração de O ₂	Influencia a estabilidade do filme passivo. Quando proteínas são adsorvidas na superfície do filme, a difusão de O ₂ não é tão eficaz, causando corrosão nessas zonas e consequente enfraquecimento do filme passivo
Proteínas	A adsorção de proteínas contribui para o processo de repassivação do filme e diminui o coeficiente de atrito. Contudo, a formação de biofilmes e complexos iões metálicos-proteínas aumenta a tendência de corrosão do material, dado que, estes são removidos e formados continuamente.

7.2.1.1 Biocompatibilidade

Os materiais para restaurações e/ou reconstruções dentárias enquadram-se no grupo dos biomateriais. O biomaterial pode ser definido como um material que é colocado em contacto com um tecido vivo, com o objectivo de recompor ou auxiliar uma zona lesada na sua recuperação. Este pode agir de modo contínuo ou intermitente, entrando em contacto com fluidos fisiológicos. A sociedade europeia de biomateriais define um biomaterial biocompatível, como um material não citotóxico, que desencadeia uma resposta celular adequada para a aplicação para a qual foi projectado (Williams, 2002). Ou seja, nem sempre é desejável que o biomaterial seja inerte e que não haja uma interacção entre o material e o ambiente, mas sim, que a interacção entre o material e o ambiente biológico não cause reacções adversas, nem no material, nem no ambiente biológico (Van Noort, 2007).

A biocompatibilidade abrange todos os aspectos das reacções entre o material e os tecidos do corpo, dependendo assim, de diversos factores como os representados na Figura 24. Dado que, o biomaterial utilizado estará em contacto directo com os tecidos circundantes, no caso de não ser compatível, desencadeará uma cascata de reacções tóxicas e consequentes infecções e inflamações, que podem ocorrer tanto a nível local como a nível sistémico.

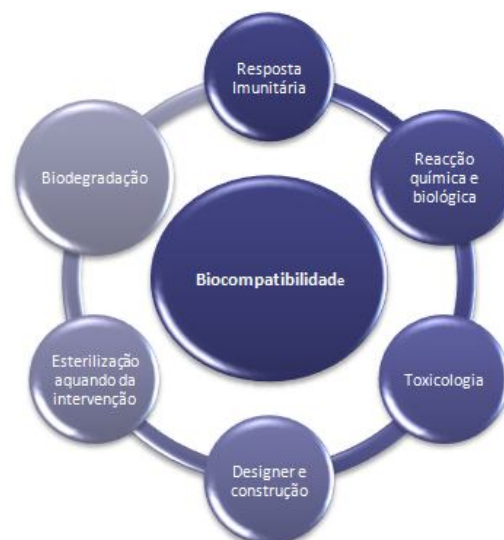


Figura 24. Esquema das variáveis que afectam a biocompatibilidade de uma intervenção de substituição ou reconstrução [adaptado de (Webster, 2006)]

Para se garantir a longevidade do biomaterial, deve-se ter em conta a sua resistência à corrosão, dado que os produtos da corrosão podem afectar a biocompatibilidade e a integridade mecânica. Quando um dado material é susceptível à corrosão no ambiente biológico tende a libertar elevadas quantidades de produtos de corrosão nos tecidos e fluidos locais, podendo desencadear reacções adversas tanto local como sistémica (Wataha J. C., 2001). A resposta do corpo humano a um mesmo material pode variar com o avanço da idade, a presença de problemas patológicos secundários e ainda de indivíduo para indivíduo. O próprio material pode sofrer alterações no seu desempenho devido a alterações decorrentes da corrosão e da fadiga (Jones F. H., 2001).

7.2.2 Filmes Passivos

Um aspecto comum aos materiais metálicos aplicados em odontologia, é o sistema de autoprotecção caracterizado pela formação espontânea de um filme fino de óxido. Este filme é denominado como filme passivo, e no caso do titânio é maioritariamente composto por óxido de titânio (TiO_2), enquanto que, no caso do aço inoxidável e das ligas CoCr é rico em óxido de crómio (Cr_2O_3). Apesar da espessura destes filmes passivos ser tipicamente na ordem dos nanómetros, actuam como uma barreira extremamente protectora entre a superfície metálica e o meio biológico envolvente. Consequentemente, o filme passivo retarda a taxa de dissolução de iões metálicos e a capacidade protectora do filme passivo é determinada pela taxa de transferência de iões através do filme, onde inúmeros factores podem influenciar esta transferência, como por exemplo, a sua composição química, estrutura, espessura e presença de defeitos, assim como a estabilidade do filme, que por sua vez depende essencialmente das condições envolventes, como a composição do electrólito, as condições redox, o tempo de exposição e a temperatura (Okazaky & Tateishi, 1997) (Park, 2003). No entanto, os filmes passivos não são estruturas que se encontram sempre presentes na superfície do biomaterial, pois este pode não manter-se estável. Determinadas condições, tanto mecânicas como químicas, podem levar à quebra localizada do filme passivo, levando a uma grande dissolução de iões na zona e originando-se fenómenos corrosivos (Fleck, 2010) (Hanawa, 1999).

7.2.3 Tipos de Corrosão localizada

7.2.3.1 Corrosão por Picagem (*Pitting corrosion*)

Esta é provocada pela destruição do filme passivo e formação de cavidades desprotegidas devido a acções mecânicas ou alterações da composição do electrólito. Nestes locais, o material

vai ser corroído activamente formando-se picadas (cavidades) à superfície, o que, por sua vez, pode provocar uma grande incidência de degradação localizada pelo facto das pequenas zonas se tornarem o ânodo e a restante superfície o cátodo. Como a taxa de reacções anódica e catódica tem que ser igual de modo a manter-se o equilíbrio, iniciar-se-á uma grande dissolução de metal nas picadas, aumentando assim a área corroída (atração de iões cloreto e diminuição de pH) (Park, 2003) (Ratner & Hoffman, 2004). Nas ligas CoCr este tipo de corrosão pode ocorrer devido à dissolução do filme passivo. Este fenómeno provoca a activação da superfície devido à oxidação do Cr_2O_3 (III) para Cr_2O_3 (VI), que é uma espécie iónica solúvel. Deste modo, a libertação de iões metálicos aumenta e podem induzir respostas tóxicas e carcinogénicas devido à toxicidade associada ao crómio. No entanto, outro fenómeno que pode ocorrer, em determinadas ligas metálicas, é o *metastable pitting*, que ocorre na zona estável do filme passivo e em situações de potenciais de corrosão que não propiciam o *pitting*. Neste caso, certas zonas perdem a protecção do filme passivo mas devido à rápida repassivação da superfície não ocorre uma propagação da corrosão. Este tipo de fenómeno não leva à deterioração das propriedades do material, mas serve como indicador de que o meio em que o material se encontra, ao longo do tempo, não é estável para que este mantenha as suas propriedades (Gurappa, 2002).

7.2.3.2 Corrosão Intersticial (Crevice Corrosion)

A corrosão intersticial caracteriza-se como o ataque que ocorre devido a parte da superfície do metal estar numa região protegida, com um meio envolvente restrito (transferência de massa limitada), em comparação com o restante material que está exposto a um grande volume de electrólito. Este tipo de corrosão está associado à geometria que as estruturas metálicas apresentam, que podem permitir a formação das zonas heterogéneas, com concentrações diferentes em relação ao restante electrólito, providenciando as condições necessárias para corrosão localizada. Nestas áreas fechadas a concentração de iões cloreto, a diminuição do pH e a escassez de oxigénio leva à activação da superfície (Park, 2003) (Ratner & Hoffman, 2004) (Threthewey, 1995) (Virtanen, Milosev, & Gomez-Barrena, 2008). Inicialmente o electrólito possui uma composição uniforme e está disperso por toda a estrutura metálica. Processos de corrosão irão surgir ao longo da superfície do material e também nas zonas em que a geometria é mais elaborada. No entanto, enquanto que, na superfície do material ocorre a substituição normal dos iões do electrólito, nas crevices (geometrias complexas) essa substituição não ocorre, aumentando a concentração de produtos de corrosão e diminuindo a presença de oxigénio dissolvido. A capacidade reactiva que os produtos de corrosão possuem

estimulam a formação de cloretos, que diminuem o pH e estimulam os processos de corrosão, e por outro lado a diminuição de oxigénio dissolvido vai impedir a repassivação dos materiais. O material vai degradando-se com taxas diferentes, no entanto, mesmo que esteja intacto na superfície, poderá estar muito degradado nas crevices (Threthewey, 1995).

7.2.3.3 Corrosão Intergranular

Como exemplo da corrosão intergranular pode-se referir o filme passivo que as ligas com crómio formam à superfície (óxido de crómio). Se determinadas áreas da liga não possuírem crómio, como pode acontecer se ocorrer a formação de carbonetos nas juntas de grão, tornando-se estas zonas desprotegidas, devido à sua incapacidade de passivar, tornam-se um foco de corrosão activa. Actualmente este tipo de defeito pode ser corrigido com tratamentos térmicos na altura do processamento da liga (Ratner & Hoffman, 2004).

7.2.3.4 Tribocorrosão

A tribocorrosão engloba todos os aspectos relativos a desgaste, proveniente do contacto entre duas superfícies em movimento relativo, como os aspectos relativos a corrosão, devido à acção do meio envolvente com as superfícies dos materiais. Sendo assim, as variáveis associadas a este mecanismo de corrosão estão relacionadas com os fenómenos referidos anteriormente (Rocha, 2010) (Ratner & Hoffman, 2004) (Wood, 2010) (Sciff N., 2002).

7.3 Desgaste

Quando uma superfície é exposta a outra ou a substâncias químicas activas, resultando na progressiva remoção de material superficial através de acções mecânicas ou químicas, denomina-se desgaste (Barry, Kennedy, Keating, & Schauerl, 2005) (Elias, Figueira, & Rios, 2006) (Jones F.H., 2001). O processo de mastigação envolve dois estágios: a fase aberta e a fase fechada. Durante a primeira fase, os dentes permanecem na posição aberta graças à mandíbula e estão prestes a contactar com o bolo alimentar. Aqui as partículas abrasivas encontram-se suspensas e livres para avançar na pasta de alimentos. Já a segunda fase é iniciada quando os dentes contactam com os alimentos e continua até que se retorne à fase aberta. Durante esta fase, são aplicadas e distribuídas cargas ao longo de todo o bolo de modo a que as partículas fiquem presas, entre superfícies opostas dos dentes, e possam ser arrastadas para a sua modificação (Natali, 2003) (Zhou & Zheng, 2008) (ver Figura 25 (a) e (b)). É neste arraste que as partículas abrasivas podem actuar, pela interacção entre três corpos, modificando a superfície dos dentes e restaurações, e, conseqüentemente, desgastando o esmalte ou a

superfície da restauração (Zhou & Zheng, 2008) (Landolt, Mischler, & Stemp, 2001). Durante a mastigação o dente sofre tensões laterais, de compressão, de torção e de tracção, que podem ocorrer combinadas ao longo de qualquer ciclo de mastigação, sobre diferentes magnitudes (Natali, 2003). Esse conjunto de forças ao actuar sobre os alimentos, tende a degradar a superfície dos dentes, já que, quanto maior for o seu valor, a acção das partículas abrasivas tende a intensificar-se, principalmente no caso dos alimentos que exibem elevada resistência física (mais duros e difíceis de processar) (Barry, Kennedy, Keating, & Schauperl, 2005) (Zhou & Zheng, 2008) (Heintze, 2006).

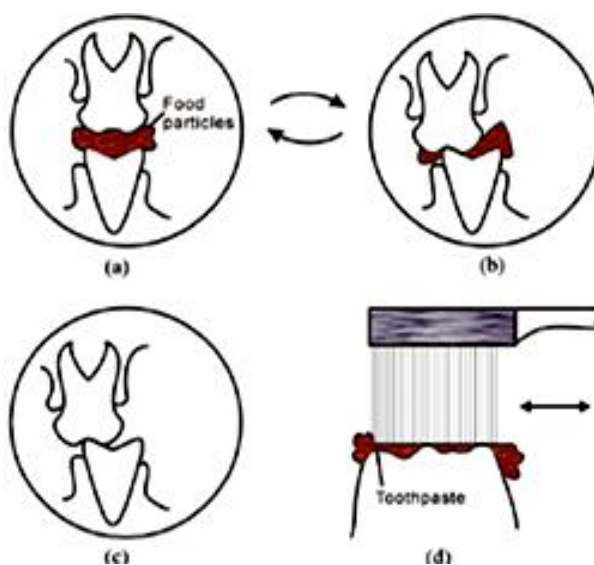


Figura 25. Representação esquemática dos movimentos dos dentes na cavidade oral: (a) fase de mastigação com boca aberta; (b) fase de mastigação com boca fechada; (c) movimentos relativos provocados por bruxismo; (d) lavagem dos dentes com recurso a escova (Zhou & Zheng, 2008).

Por outro lado, a causa patológica pode, também, ser responsável por um desgaste excessivo. Relatórios clínicos indicam que o desgaste torna-se significativamente mais grave devido à erosão (perda irreversível de material dos dentes) (Lussi, 2006), bruxismo (deslizamento involuntário (ranger) dos dentes durante o sono, que provoca fricção (perda de material pela acção entre dois corpos) - Figura 25 (Zhou & Zheng, 2008) (c) - e xerostomia (também conhecido como boca seca, relacionado com a falta de saliva), ou então por hábitos orais nocivos, como mascar tabaco ou mesmo morder objectos duros como canetas ou lápis (Zhou & Zheng, 2008).

Também pessoas com propensão para ocorrência de refluxos gastroesofágicos ou com distúrbios alimentares como bulimia ou anorexia que estão repetidamente a vomitar, podem ser alvo de elevados níveis de desgaste dentário. Isto porque, normalmente, a saliva apresenta-se a

pH entre 6,8 e 7,2 (pH da Saliva, 2010), logo o aumento da acidificação da boca leva à diminuição da dureza e do módulo de elasticidade do esmalte e dos materiais dos dentes e, conseqüentemente, ao seu desgaste (Sharma, 2008) (Vieira, Ribeiro, Rocha, & Celis, 2006).

7.4 Fadiga

Ao longo da vida, os dentes são constantemente sujeitos a cargas cíclicas. Assim, uma estrutura mecânica cuja função seja substituir o dente natural, também irá ser submetida às mesmas cargas, podendo neste caso, sofrer deterioração (Barry, Kennedy, Keating, & Schauerl, 2005) (Padipatvuthikul, 2010) (Salz, 2007). Devido às condições de elevadas cargas cíclicas, principalmente de carácter compressivo (as responsáveis pelo fenómeno de fadiga), os materiais utilizados na construção dos seus substitutos devem ser dotados de elevada ductilidade e dureza (Barry, Kennedy, Keating, & Schauerl, 2005) (Niinomi, 2007). É de preocupação geral procurar minimizar as referidas cargas e desenvolver restaurações fortes e resistentes para o uso que lhes é destinado. Normalmente, a ocorrência de complicações mecânicas é mais frequente na restauração individual de dentes posteriores pois esta área encontra-se sujeita a um maior impacto do que a zona anterior (Salz, 2007) (Lee, 2009). O tempo médio de vida esperado para uma substituição odontológica, é de décadas, pelo que o risco de falha por fadiga é um problema emergente (Lee, 2009).

A fadiga deve ser estritamente definida como a variação estrutural permanente, localizada e progressiva que ocorre num material sujeito a tensões repetidas ou oscilantes. Genericamente, estas alterações estruturais e a ruptura por fadiga, ocorrem a tensões abaixo da resistência máxima à tracção e da tensão de cedência do material ou das tensões de ruptura, no caso dos ensaios serem estáticos de tracção e compressão. O processo de fadiga pode ser afectado por inúmeros factores, nomeadamente factores mecânicos, microestruturais e ambientais (Yokoyama, 2002). Os ensaios de fadiga fornecem informação quantitativa relativa às características de um determinado material ou componente, que se encontra sujeito à acção, por longos períodos de tempo, a cargas cíclicas. Actualmente, a fadiga, representa mais de 90% das falhas em serviço dos materiais e, pelo facto de ocorrerem sem aviso prévio, tornam-se imprevisíveis e difíceis de contornar. No entanto, os dois principais responsáveis pelas falhas por fadiga nos materiais são conhecidos: a existência de tensões cíclicas ou flutuantes e o número de ciclos de tensão aplicados. Estes são os principais responsáveis para que ocorra nucleação e propagação de fendas (Craig Jr R. R., 2003).

Devido à fadiga e às alterações microestruturais que esta pode provocar na superfície e/ou interior das restaurações dentárias (dado que, podem desenvolver-se microfendas internas que podem aumentar em número e tamanho, em função do número de ciclos aplicados) a interface do substituto com o tecido vivo, pode ser fortemente afectada (Fleck, 2010). Nas zonas de contacto com o osso ou gengiva ou mesmo na interface, a fadiga pode conduzir a micromovimentos que podem ter consequências na integridade estrutural da restauração (Vieira A.C.,2008)(Sartori, 2007). De igual modo, todas as consequências mencionadas são responsáveis pela inflamação dos tecidos e consequentemente pela falha dos mesmos (Barry, Kennedy, Keating, & Schauerl, 2005). A tendência para a fractura é agravada pela presença de fendas ou outros defeitos, em função do tamanho dos mesmos, e pelas tensões a que o mesmo é sujeito (Yokoyama, 2002) (Padipatvuthikul, 2010).

Deste modo, tem-se tornado cada vez mais relevante, procurar avaliar o comportamento dos dispositivos de reconstrução dentária, nomeadamente no que diz respeito ao seu carácter físico e mecânico, em termos de resistência à fadiga sob diferentes situações e analisar o efeito que diferentes factores, como o número de ciclos aplicados e oscilações de temperatura, têm no processo de fadiga no seio de um meio biológico (Yokoyama, 2002). De um modo geral, a principal causa de ruptura do material dentário de reconstrução está associada à aplicação de forças cuja magnitude ultrapassa o limite elástico do material ou por forças abaixo do mesmo limite mas aplicadas repetidamente (fadiga) (Sartori, 2007). A fractura do mesmo pode conduzir a graves complicações e o seu tratamento pode ser extremamente difícil. Para melhor compreender o que origina esta situação torna-se necessário conhecer as tensões e deformações a que uma restauração e seus componentes estão sujeitos assim como as alterações que podem ocorrer na fixação do mesmo (Wierszycki, 2006).

Regra geral, quando são realizados ensaios de fadiga num determinado material recorrem-se a diferentes cargas até ocorrer a ruptura do material. Obtém-se, então a curva S-N, no qual se observa a evolução do comportamento do material com o aumento do número de ciclos, tal como, o número de ciclos e a tensão à qual a ruptura ocorreu. Para determinados materiais, como materiais ferrosos e ligas de titânio, este gráfico apresenta um limite de tensão, denominado limite de resistência à fadiga, tal que, abaixo dessa tensão o material nunca sofrerá ruptura por fadiga. No entanto, a maioria das ligas não ferrosas não apresenta este limite de resistência à fadiga, pois a tensão decresce continuamente com o número ciclos de aplicação de carga. Nestes materiais, a fadiga é caracterizada pela resistência à fadiga, que corresponde à

tensão à qual ocorre ruptura para um determinado número de ciclos. Por fim, outro parâmetro importante quando se fala na fadiga de um material, é a vida à fadiga, que corresponde ao número de ciclos que causará a ruptura para um determinado valor de tensão. Assim, em função dos ciclos necessários para que a ruptura ocorra, os ensaios podem ser divididos em fadiga de baixo ciclo, quando a ruptura ocorre a altos níveis de tensão e é caracterizada pela presença de deformação plástica² cíclica, possibilitando o comportamento dúctil do material; ou fadiga de alto ciclo, para rupturas a níveis baixos de tensão e encontrando-se relacionada com as propriedades elásticas³ do material.

O factor chave para o sucesso ou falha de uma restauração contempla o modo como as cargas são transmitidas ao ambiente circundante (Kayabasi, 2006).

7.4.1 Testes de Fadiga térmica e Fadiga Mecânica

As alterações de temperatura intra-oral podem ser induzidas pelos nossos hábitos de alimentação, nomeadamente pela comida e bebida, e pelo acto de respirar (Gale & Darvell, 1999). Tal como, Torstenson *et al* (Torstenson, 1988) e Brown *et al* (Brown & et, 1972) referem, o stress térmico pode ser patogénico em dois sentidos. Primeiro, o stress mecânico induzido pelas alterações térmicas pode induzir directamente a propagação de fendas através da interface de união metal/cerâmica. Segundo, a alteração nas dimensões da fissura está associada a alterações do volume do seu espaçamento, devido à bomba patogénica oral de fluidos, que entra e sai, da mesma (Torstenson, 1988) (Brown & et, 1972).

Segundo Longman e Pearson (Longman, 1984), consoante a localização do dente e o volume do fluido consumido, assim como a duração do mesmo na boca, tem um efeito diferente na alteração da temperatura da cavidade bucal. Devido a este factor, este autor usou um volume fixo de 30mL de líquido, contudo, mesmo para a mesma pessoa, no mesmo local, foi notada uma grande variação de temperatura.

Gale e Darvell (Gale & Darvell, 1999) analisaram, em 1999, as alterações térmicas a que a cavidade bucal se encontra sujeita, de modo a estabelecer os extremos térmicos para a realização de testes de fadiga térmica. Para estes autores, a temperatura mais baixa admissível na superfície de um dente é de 0°C, como quando se come ou bebe algo gelado como um gelado, ou uma bebida com gelo, ou mesmo quando se come gelo (Gale & Darvell, 1999). No

² Quando a tensão não é proporcional à deformação ocorre uma deformação permanente, não recuperável.

³ São deformações não permanentes, ou seja, quando a carga é removida o corpo retoma à sua forma inicial.

que diz respeito à temperatura máxima, e na continuidade dos estudos realizados por Plant *et al*, (Plant, 1974) esta encontra-se entre 60-68°C, dado que uma taça de café quente se encontra à temperatura de 68°C.

No que diz respeito aos testes de fadiga térmica, existem diversas variáveis em jogo que têm de ser discutidas e definidas, nomeadamente, o intervalo de temperaturas, o tempo de banho em cada temperatura e o tempo de troca entre os banhos, número de ciclos e a solução aquosa utilizada para realizar os ensaios. Em relação à solução aquosa utilizada, o ideal é que se aproxime ao que sucede na cavidade bucal, daí que a solução artificial de saliva seja a solução ideal. Os ciclos térmicos induzem repetidas tensões na interface metal-cerâmico que enfraquecem a ligação entre os dois componentes e segundo Tróia *et al* (Tróia Jr & Henriques, 2003), o facto de se aumentar os tempos de imersão, nestes testes, produz tensões ainda mais elevadas na interface. Inicialmente não havia grandes dados em relação ao efeito dos testes térmicos, no entanto, muitos estudos foram realizados nesta área, até se alcançar um consenso. Num estudo realizado por Tróia *et al* (Tróia Jr & Henriques, 2003), após 3000 ciclos térmicos, usados para verificar a resistência à fadiga em cerâmica-Ti c.p., não foi detectada qualquer influência na adesão entre os dois materiais. Contudo, Shimoe *et al* (Shimoe & Tanoue, 2004), propôs a utilização de condições de testes mais drásticas, nomeadamente a utilização de um ciclo térmico com 100000 ciclos. Como resultado, ocorreu uma diminuição de 30% da resistência da união metalo-cerâmica. De acordo com Scherrer *et al* (Scherrer & Wiskott, 2003), todos os materiais e as combinações dos mesmos têm de ser sujeitas a testes de fadiga, antes de serem testadas mecanicamente, dado que, os testes de fadiga são um meio útil de prever o comportamento clínico de um sistema de restauração dentário para que sejam evitadas falhas catastróficas *in vivo* (Vásquez, Özcan, Nishioka, & et, 2008).

Também os testes de resistência mecânica são importantes para predizer o sucesso clínico das restaurações dentárias. Assim sendo, com o objectivo de avaliar *in vitro* o comportamento mecânico da união metal-cerâmico, White *et al* (White, 1994) destacaram a importância da utilização de ensaios mecânicos cíclicos que simulem as condições mastigatórias, dado que, a maioria das falhas são induzidas por tensões compressivas, por tracção e por tensões de corte sob condições práticas. Também no caso dos ensaios mecânicos é necessário definir algumas variáveis, como o número de ciclos, frequência dos mesmos, carga aplicada nos ensaios e temperatura da solução (no caso de ser utilizada). Nestes ensaios, o comum é recorrer à saliva artificial, contudo aqui, esta solução deverá estar entre 35-37°C, que

corresponde à temperatura bucal, sem carga térmica aplicada e sem se respirar pela boca (Gale & Darvell, 1999). Segundo Probster *et al* (Probster, 1996) e Leibrock *et al* (Leibrock, 1999) 6000 ciclos térmicos correspondem a cinco anos em condições fisiológicas (Vásquez, Özcan, Nishioka, & et, 2008). Por outro lado, Sartori *et al* (Sartori, 2007) realizou um estudo no qual se realizaram ensaios de fadiga por forças compressivas, onde refere que 100000 ciclos mecânicos equivalem a um período de 5 anos na cavidade oral. Com base nestes trabalhos para se estudar o comportamento mecânico de uma união metal-cerâmico ou qualquer outro tipo de restauração, deverão ser efectuados testes de fadiga térmica e mecânica, dado que, em serviço não se diferenciam estes dois tipos de fadiga (Scherrer & Wiskott, 2003).

7.4.1.1 Estado de arte

No estudo realizado, em 2002, por Nikaido *et al* (Nikaido & Kunzelmann, 2002), este recorre a um simulador da mastigação, desenhado e reportado por Kunzelmann, que controla e testa diferentes variáveis, incluindo o stress térmico e mecânico. O objectivo desse trabalho foi o de utilizar o simulador para avaliar a durabilidade e os modos de fractura do sistema de ligação na interface dente-resina e após realizar testes de resistência da união (MTBS – micro tensile bond strength testing), caracterizar as interfaces de fractura através de SEM (Scanning electron microscope). As amostras foram mergulhadas durante 24h em água a 37°C e foram divididas em dois grupos. No grupo A, a coroa foi removida e foi sujeita a 50000 ciclos mecânicos sob a carga de 50N e testes térmicos, durante 2000 ciclos, alterando entre 5-55°C; no grupo B, foram retiradas amostras da dentina e sujeitas desde 0 a 100000 ciclos a uma carga de 50N e a 1250 testes térmicos entre 5 e 55°C. O simulador utilizado foi programado para que cada ciclo de carga e descarga tivesse a duração de 1s, assim, cada amostra estaria sujeita a uma carga de 50N durante 0,5s. Estes testes foram alternados com os testes térmicos, onde a temperatura de cada banho era de 5 e 55°C, que representava as variações térmicas sofridas na cavidade oral. O tempo nos banhos era de 30s, com um tempo de troca de 10s. No grupo A, MTBS foi de aproximadamente 40MPa, com falhas coesivas na ligação de todas espécies. Nem o stress térmico, nem o mecânico alteram a resistência de ligação na superfície plana da dentina. No grupo B, no grupo de controlo, a tensão foi de 21MPa com falhas coesivas. À medida que o stress térmico e mecânico aumentava, surgia um declive significativo na resistência da ligação (16MPa) e as fracturas surgem na interface do dente-resina e na camada híbrida (Nikaido & Kunzelmann, 2002).

Em 2007, num estudo levado a cabo por M. Salazar S. (Salazar & al, 2007), foi avaliada a resistência à tensão de corte da interface CoCr com uma dada cerâmica e NiCr com a mesma cerâmica. Para tal, foram produzidos os provetes de teste em forma cilíndrica standard e foram realizados apenas testes de fadiga térmica. Foram avaliadas três condições para cada opção: ensaios sem ciclos térmicos; 3000 ciclos térmicos, entre as temperaturas de 5-55°C, sendo a imersão em cada uma das temperaturas de 30 segundos; a terceira e última condição correspondia a 3000 ciclos térmicos, entre 5-55°C durante 60 segundos. Os testes de corte foram efectuados na máquina de testes universal e a carga foi aplicada até a fractura das espécies. Apesar dos resultados não serem estatisticamente relevantes, ambos sistemas metalocerâmica após os ciclos térmicos de duração de 60 segundos apresentam valores mais baixos de resistência da interface, quando comparados com os provetes que não foram sujeitos à fadiga térmica (Salazar & al, 2007).

Num estudo realizado em 2008 por Vásquez *et al* (Vásquez, Özcan, Nishioka, & et, 2008) foi avaliado o efeito dos ciclos térmicos e mecânicos na resistência à flexão (ISO 9693) de três marcas diferentes de cerâmicas fundidas em titânio comercialmente puro (Ti c.p.). Para realizar os ensaios pretendidos, recorreu-se a três marcas diferentes de cerâmica (Triceram, super Porcelain Ti-22 e Vita Titankeramik), que foram colocadas sobre Ti c.p. (Tritan). Vinte e oito provetes realizados de cada espécie foram, então, divididos em dois subgrupos: 1) os que foram sujeitos a testes mecânicos e testes térmicos; 2) os que foram submersos em água destilada a 37°C, durante 24h (grupo de controlo), antes do teste de resistência à flexão. Nos provetes sujeitos aos testes de fadiga, foram realizados inicialmente os de fadiga mecânica, seguido dos de fadiga térmica. Com a finalidade de obter resultados mais realistas e semelhantes ao comportamento clínico dos diferentes materiais e as suas diferentes combinações, os testes de fadiga mecânica foram realizados em ambiente aquoso. Assim, nos testes de fadiga mecânica foi simulado o ciclo de mastigação, recorrendo para tal, à máquina realizada (Paulista State University, Dental School, UNESP, São José de Campos, Brasil), na qual foi aplicada uma força de 10N de carga, durante 20000 ciclos, sendo a sua frequência de um ciclo por segundo. Esta máquina continha na base um termóstato para que a água destilada usada no teste permanecesse a 37°C. De seguida os espécimes foram sujeitos a 3000 ciclos térmicos, entre 4-55°C em água destilada, onde o tempo em cada banho foi de 10 segundos e o tempo de troca entre os banhos de 5 segundos. Com base nisto, o proposto foi: 1) avaliar os efeitos dos ciclos térmicos e mecânicos na resistência à flexão de três marcas diferentes de cerâmica fundidas em

titânio comercialmente puro; e 2) verificar o tipo de falha que ocorre na interface. Os resultados obtidos demonstram que os ensaios de fadiga realizados reduzem, de forma significativa, os valores da resistência à flexão das três combinações de cerâmica-Ti c.p. testadas, quando comparadas com o grupo de controlo. Quando não é sujeita a nenhum tipo de teste de fadiga, a combinação Vita Titankeramik-Ti c.p. (38,5 MPa) é a que apresenta um valor de resistência à flexão maior, enquanto que, a Triceram-Ti c.p. (32,5MPa) é a que apresenta menor valor de resistência. No entanto, todas elas quando sujeitas a testes de fadiga apresentam uma diminuição da sua resistência à flexão, apresentando valores da ordem de 30,5 (Triceram); 32 (Porcelain Ti-22); 32,8 (Vita Titankeramik) MPa. As imagens obtidas no SEM mostraram uma falha na adesão na zona da interface das cerâmicas opacas-Ti c.p., em todos os grupos experimentais. Não havia presença de cerâmica na superfície do substrato, excepto por uma visível camada escura de óxido de titânio. Em suma, ciclos mecânicos (20000 ciclos), seguidos de ciclos térmicos (3000 ciclos), diminuem significativamente a resistência à flexão das três combinações de cerâmica-Ti c.p. testadas, quando comparadas com as amostras que apenas foram submersas em água destilada a 37°C, durante 24 horas. Todas as combinações testadas apresentavam falha na adesão, com uma camada visível de óxido no substrato de cp-Ti, indicando que o factor que enfraquece substancialmente a ligação continua a ser a ligação entre a cerâmica e a camada de óxido.

Em 2009, também, Vásquez *et al* (Vásquez, Özcan, & Kimpara, 2009) realizou um estudo no qual avaliou o efeito dos ciclos térmico e mecânico na resistência da união à tensão de corte de três matrizes vítreas cerâmicas de baixa fusão (Gr2: Triceram - Ti c.p.; Gr3: Super porcelain – Ti-22-Ti c.p.; Gr4: Vita titankeramik - Ti c.p.) com titânio puro comercial (Ti c.p.), quando comparadas com cerâmica feldspática convencional fundida numa liga de ouro (Gr1: grupo controlo – Vita Omega 900 - Au-Pd). O objectivo era analisar e entender o tipo de falhas na interface cerâmica-liga e analisar a composição química na interface. Metade das amostras foi mantida em água a 37°C, durante 24h, a outra metade foi sujeita, primeiro a testes térmicos (6000 ciclos, entre 5 e 55°C, mantendo-se em cada banho 10s e com um tempo de troca de 5s) e seguidamente a testes mecânicos (20000 ciclos, com uma frequência de um ciclo por segundo, sob 50N e as amostras imersas em água destilada a 37°C). Os tipos de falhas e as interfaces foram examinadas por SEM e por espectroscopia dispersiva de raio X. Todas as combinações metal-cerâmico e as condições de teste afectam, de forma significativa, os valores da resistência de ligação. Os testes térmicos e mecânicos diminuem, significativamente, os

resultados da resistência da ligação para Gr3 (sem teste de fadiga: 42.9 ± 8.9 ; com teste: 33.4 ± 4.2) e Gr4 (sem teste de fadiga: 42.2 ± 5.2 ; com teste: 32.1 ± 4.8). O Gr1 não foi afectado de forma significativa pelos testes de fadiga (sem teste de fadiga: 61.3 ± 8.4 ; com teste: 60.7 ± 13.7). Assim, de uma forma geral, concluiu-se que, a resistência à tensão de corte resulta significativamente mais baixa para as combinações de baixa fusão/Ti c.p., quando comparada com a cerâmica feldspática Vita Omega 900 – Au-Pd, tendo contudo, um menor efeito na Triceram – Ti c.p.. Portanto, Triceram – Ti c.p., poderá ser recomendada como uma alternativa mais barata para Au-Pd-cerâmica em restaurações dentárias extensas. Concluiu-se também, que, todas as combinações testadas de cerâmica – Ti c.p. mostraram falha adesiva, onde era visível uma camada de óxido de titânio no Ti c.p., indicando que a falha da ligação foi entre a cerâmica e a camada de óxido de titânio. Contudo, na cerâmica feldspática ligada à liga de ouro, foram visíveis resíduos de ligação da cerâmica à superfície da liga, concluindo-se, assim, que a ligação entre a cerâmica e as ligas de ouro é muito mais eficaz e forte (Vásquez, Özcan, & Kimpara, 2009).

Poljak-Guberina *et al* estudou, também, a fadiga nos sistemas metal-cerâmico (liga Ag-Pd/cerâmica). Do seu estudo concluiu que os provetes de teste após serem sujeitos a testes de fadiga térmica, durante 1000 ciclos, entre 5 e 55°C, a falha na interface ocorria a um número de ciclos muito abaixo do esperado (30-50%) (Gale & Darvell, 1999).

Por outro lado, Probster *et al* (Probster, 1996) descreveu que a resistência da interface dos sistemas metalo-cerâmicos (nomeadamente, liga Pd-Ag/ porcelana convencional, titânio comercialmente puro/ cerâmica específica e liga Ti-6Al-4V/ porcelana específica) não é afectada quando sujeita a ciclos térmicos (Probster, 1996).

Tróia *et al* (Tróia Jr & Henriques, 2003) reportou que os ciclos térmicos (3000 ciclos, entre 5-55°C, com banho de 10 segundos em cada temperatura) para simular o ambiente oral, não afectavam a resistência da interface metal-cerâmico (porcelana de baixo ponto de fusão ligada a titânio comercialmente puro e liga Ti-6Al-4V). No entanto, com base nos seus estudos, sugere que se os tempos de imersão em cada banho fossem incrementados, poder-se-á gerar uma quantidade significativa de tensões na interface metal-porcelana que diminuem a resistência da interface. Nesse seu estudo, a resistência da interface após ciclos térmicos (3000 ciclos, 5-55°C, 30segundos) foi de $77,31 \pm 17,87$ MPa, no entanto, para a mesma interface quando o tempo de imersão foi de 60 segundos o valor passou para $73,045 \pm 23,295$ MPa (Tróia Jr & Henriques, 2003).

8. Falha dos Materiais

Das diversas formas que um dado material pode falhar em serviço, a falha por fractura ou a quebra em duas peças distintas, corresponde à falha mais conclusiva e dramática. A falha por fractura pode ocorrer de forma repentina, como resultado da fadiga do material, quando este é sujeito a cargas cíclicas, ou de forma progressiva, após ultrapassar a barreira da deformação plástica. O material também pode sofrer alterações, que não a fractura mas que entanto o impedem de responder de forma eficaz às solicitações. As alterações dimensionais, através da deflexão elástica, por exemplo, podem levar à falha de um sistema onde as tolerâncias dimensionais devem ser respeitadas. No entanto, este tipo de falhas menores são mais fáceis de prever e eliminar ao invés das falhas por fadiga que são abruptas e rápidas e que, regra geral, acarretam consequências drásticas. Contudo, estas nunca são completamente evitadas, pois na presença de um ambiente corrosivo, as cargas dinâmicas aplicadas no material ou a distribuição da carga em diferentes padrões podem variar, tornando-se difícil prever o comportamento do material nessas condições.

Desta forma, a compreensão do mecanismo de fractura de um material é um dos principais problemas e uma vasta área de estudo na ciência dos materiais (Brick, Pense, & Gordon, 1982).

8.1 Tipos de Falhas

O material pode falhar por fractura, fluência e/ou fadiga. A fractura, na qual o material é separado em diferentes partes pode ser classificada em fractura frágil ou fractura dúctil. A fluência ocorre quando os materiais são sujeitos a tensões estáticas com elevada temperatura, acabando por deformar, de forma lenta, progressiva e permanentemente o material. Por fim a falha por fadiga ocorre quando há solicitações alternadas de tensões, ou seja, ciclos de tensões sob o material.

8.1.1 Falha por Fractura

A fractura de um material é o resultado final de uma série de complexas etapas de alterações que ocorrem no seu interior. Estas alterações ocorrem a nível submicroscópico, sendo por esta razão, não visíveis na superfície do material, levando a que a fractura ocorra rapidamente e de forma abrupta. Nos materiais as fracturas podem ser divididas em fractura frágil, fractura dúctil e fractura por impacto. As fracturas podem ser parte frágeis e parte dúcteis,

no entanto, na maioria dos materiais as fracturas são inteiramente de um dos tipos (Brick, Pense, & Gordon, 1982) (Beer, Johnston, & Dewolf, 2003).

8.1.1.1 Fractura Frágil

Na fractura frágil, a fractura propaga-se ao longo do material a partir do momento ou mesmo antes que a deformação plástica se inicie. Este tipo de fractura ocorre principalmente em materiais cristalinos a temperaturas às quais a mobilidade atômica é praticamente inexistente. Esta, caracteriza-se, então, pelo facto da fractura ocorrer sem qualquer alteração prévia assinalável, não existindo diferença entre a tensão máxima aplicada e a tensão de cedência. A superfície de fractura apresenta, normalmente, muito brilho e faces planas, no entanto, apesar de não ser visível qualquer evidência de deformação plástica em vários locais ocorre deformação microscópica (Brick, Pense, & Gordon, 1982).

8.1.1.2 Fractura Dúctil

Quanto à fractura dúctil, o material após atingir um determinado valor de tensão, sofre um aumento da deformação causada pelo escorregamento do material ao longo de superfícies inclinadas, principalmente devido a tensões de corte. Após ser atingido um determinado valor de tensão, o diâmetro de uma parte do material começa a diminuir devido à instabilidade local, formando-se o denominado “pescoço” no qual é possível observar a formação de uma fenda. Este estrangulamento da secção transversal vai aumentando até surgir a fractura do material, que ocorre ao longo de uma superfície em forma de cone que faz um ângulo de 45°, aproximadamente, com a outra superfície do material (Beer, Johnston, & Dewolf, 2003). Esta fractura apenas se verifica quando o material está sujeito a tensão e no caso desta ser retirada a fenda de fractura pára de se propagar (Brick, Pense, & Gordon, 1982).

Em suma, a fractura dúctil é caracterizada pela ocorrência de uma deformação plástica visível, antes e durante a propagação da fenda, enquanto a fractura frágil nos metais é caracterizada pela rápida propagação da fenda, com nenhuma deformação macroscópica e com pouca microdeformação (Garcia, Spim, & dos Santos, 2000).

8.1.2 Falha por Fluência

Os materiais são, frequentemente, submetidos, durante longos períodos, a condições de elevada temperatura e tensão mecânica estática. Estas condições são favoráveis a alterações no comportamento dos mesmos devido à difusão dos átomos, pelo escorregamento de contornos de grão e da recristalização, que leva à denominada fluência.

Quando um determinado material é solicitado por uma carga, sofre imediatamente uma deformação elástica. Com a aplicação de uma carga constante a deformação plástica progride lentamente com o tempo até haver um estrangulamento do material. Este factor limita drasticamente o tempo de vida de um material ou componente. A curva típica de fluência pode

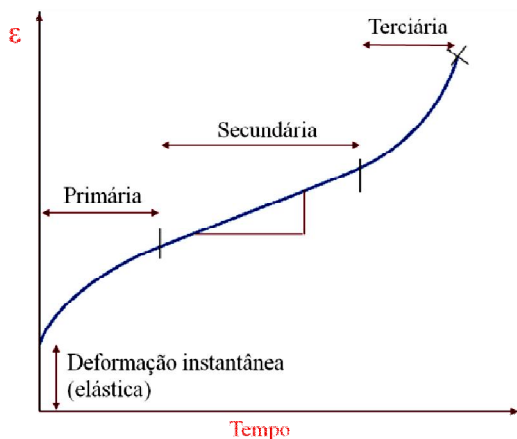


Figura 26. Curva de Fluência dos materiais (Garcia, Spim, & dos Santos, 2000).

ser dividida em três estágios: primário, secundário e terciário (Brick, Pense, & Gordon, 1982). A região inicial da curva de ensaio de fluência ou estágio primário, que pode ser observado em ensaios realizados a baixa ou alta temperatura, é caracterizada por um decréscimo contínuo da taxa de fluência, ou seja, a inclinação da curva diminui com o tempo. Isto ocorre devido

ao aumento da resistência à fluência provocado pelo endurecimento do material, o que torna a deformação plástica mais difícil. A deformação instantânea inicial, observada no gráfico da Figura 26, deve-se à aplicação inicial de carga no material. No estágio secundário, o nível de temperatura já é suficiente para criar uma condição estacionária, com taxa de fluência constante, apresentando-se a curva com aspecto linear. Esta têm este aspecto em função do equilíbrio que ocorre entre os dois fenómenos opostos que actuam no material e competem entre si: o endurecimento pela deformação plástica e a recuperação da estrutura pelo aquecimento. Aqui, a taxa de fluência é denominada taxa mínima de fluência. No estágio terciário, ocorre uma aceleração na taxa de fluência que culmina com a ruptura do material. Nesta etapa, o processo interno de fractura têm início devido a alterações microestruturais, tais como, separação das fronteiras de grão, formação, crescimento e propagação de fendas, que levam a uma redução localizada da área no provete e a uma consequente aceleração na taxa de deformação. Toda a evolução do material está esquematizada na Figura 26 (Garcia, Spim, & dos Santos, 2000) (Brick, Pense, & Gordon, 1982).

As cerâmicas são caracterizadas por severas propriedades térmicas como resistência à fluência, expansão térmica, condutibilidade térmica e resistência ao choque térmico (Brick, Pense, & Gordon, 1982). Contudo, para os metais este fenómeno ocorre, comumente, acima de 40% da sua temperatura de fusão (Hobkirk, 2003).

8.1.3 Falha por Fadiga

A falha por fadiga inicia-se, regra geral, nas zonas sujeitas a maior tensão, ou seja, nos pontos mais solicitados. Quando a solicitação é dinâmica, esta falha revela-se sob a forma de pequenas fendas de fadiga, que vão crescendo e reduzindo a secção resistente. Se o material, então, for sobrecarregado ocorre uma propagação brusca da fenda que culmina com ruptura. Neste caso é necessário distinguir os dois períodos, o de nucleação e o de propagação da fenda, porque os fenómenos envolvidos são distintos.

Esta falha está relacionada com deformações plásticas e, estas, por sua vez, associadas com tensões de corte. Num material cristalino a deformação plástica ocorre pelo movimento em sentidos opostos do material, pela acção de tensões de corte, movimento este que resulta num deslocamento relativo entre dois planos atómicos, sendo estes movimentos mais acentuados quanto maior for a tensão de corte. Para um material policristalino, onde os grãos possuem uma orientação aleatória nos planos atómicos, a deformação plástica é iniciada nos grãos desfavoravelmente orientados, ou seja, que possuem os seus planos de deslizamento próximos da direcção da tensão de corte máxima. Assim, apenas ocorre deslizamento em alguns grãos, permanecendo o restante material perfeitamente elástico. Neste caso é bastante difícil detectar a deformação plástica, dado que a sua magnitude é mínima.

Assim, quando sujeitos a cargas cíclicas, os materiais acabam por falhar ou sofrer ruptura. A falha total do material ocorre em três diferentes etapas: nucleação da fenda, propagação cíclica da fenda e falha catastrófica (Brick, Pense, & Gordon, 1982).

8.1.3.1 Nucleação da fenda

As regiões de alta concentração de tensão ou de baixa resistência local são os locais onde as fendas se desenvolvem.

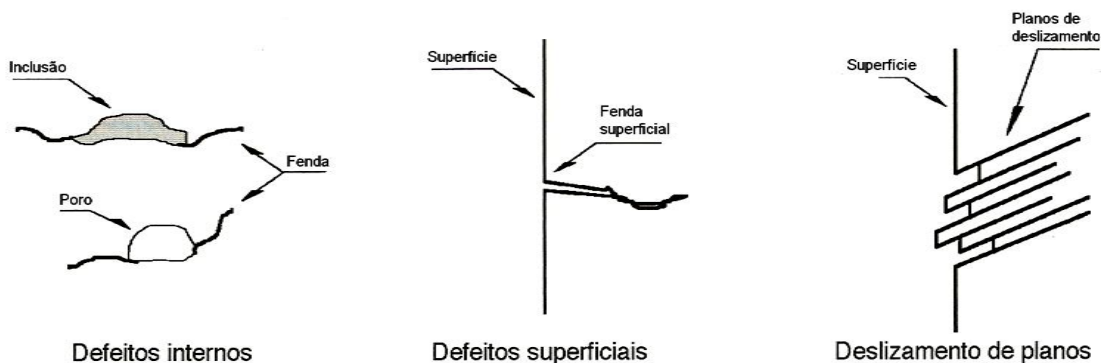


Figura 27. Elementos que causam a nucleação de fendas em componentes sujeitos a esforços cíclicos [adaptado de (Garcia, Spim, & dos Santos, 2000)].

Os defeitos superficiais, tais como, pequenas fendas causadas pelo equipamento utilizado, ranhuras, mau acabamento superficial ou pontos que sofreram deformação localizada, correspondem aos principais responsáveis pela nucleação de fendas. Também os defeitos internos do material, nomeadamente, inclusões, contornos de grão, níveis elevados de porosidade, defeitos aquando da solidificação e pontos de corrosão, representam elementos potenciais para a nucleação das fendas de fadiga, como se encontra representado na Figura 27. Em regiões livres de defeitos, as fendas podem ser nucleadas devido à concentração localizada de tensão em zonas onde ocorreram deformações locais em bandas de deslizamento pouco usuais (Figura 28 (1)). Por outro lado, a presença dos defeitos internos supracitados, reduz o tempo necessário para a nucleação das fendas, dado que, estes mesmos defeitos já apresentam tendência natural para concentrarem a tensão aplicada (Figura 28 (2)) (Garcia, Spim, & dos Santos, 2000).

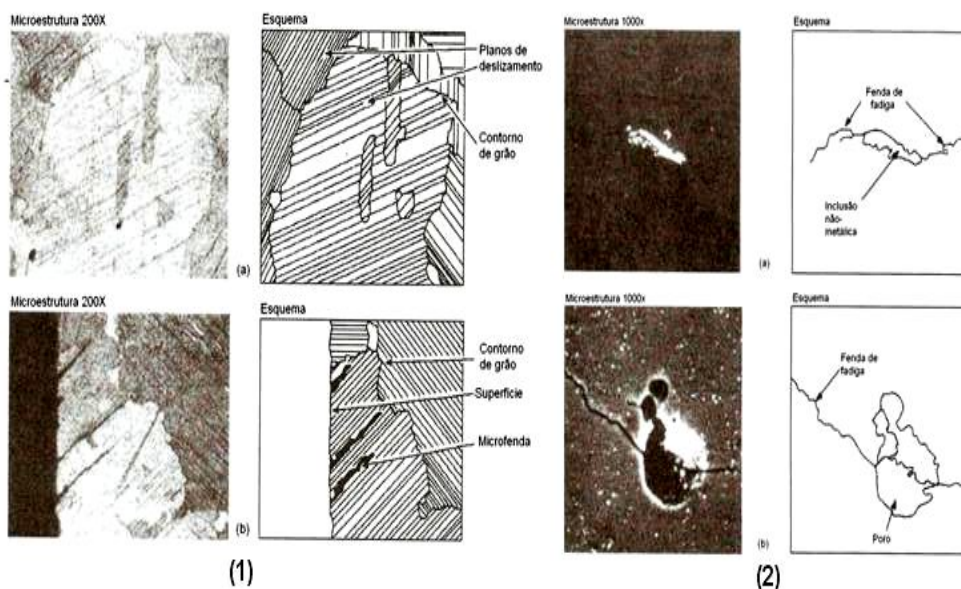


Figura 28. Região de intenso deslizamento de uma liga metálica durante fadiga (1-a); Formação de fendas na superfície devido às bandas de deslizamento (1-b); Início de uma fenda de fadiga, junto a uma inclusão não-metálica, numa liga metálica (2-a); Início de uma fenda de fadiga num poro de uma liga metálica (2-b) [adaptado de (Garcia, Spim, & dos Santos, 2000)].

No caso dos materiais dúcteis, a nucleação de fendas ocorre pela formação de planos de deslizamento, provenientes da deformação plástica no grão mais desfavoravelmente orientado. Estes planos de deslizamento surgem desde os primeiros ciclos de carga, e com a continuidade das solicitações, formam-se novos planos para acomodar as novas deformações plásticas. Como o material se vai tornando mais rígido, cada plano actua apenas durante meio ciclo. Deste modo o conjunto de planos de deslizamento forma uma banda de deslizamento, cuja densidade de planos vai aumentando de forma gradual. Quando se alcança um número de ciclos da ordem de 1% da vida de fadiga, as bandas de deslizamento já estão plenamente formadas na superfície do

material (Beer, Johnston, & Dewolf, 2003). Os deslizamentos cíclicos que formam as bandas de deslizamento ocasionam na superfície da peça reentrâncias na forma de pequenas fendas superficiais – intrusões - e saliências de forma irregular denominadas extrusões. O modelo representado na Figura 29 mostra a sequência de movimentos de deslizamento responsáveis pela formação de uma intrusão e de uma extrusão. Estas irregularidades formam pontos reentrantes de concentração de tensão, que levam à formação de microfendas. Estas microfendas formam-se, preferencialmente nas intrusões, propagando-se paralelamente aos planos atômicos de deslizamento, coincidentes com o plano máximo de tensão de corte. Estas continuam a crescer até atingir um determinado tamanho e passam a propagar-se de forma perpendicular às tensões de tracção que actuam no material. No primeiro estágio de propagação, as tensões de corte são fulcrais, no entanto, no estágio II as tensões de tracção é que controlam o crescimento.

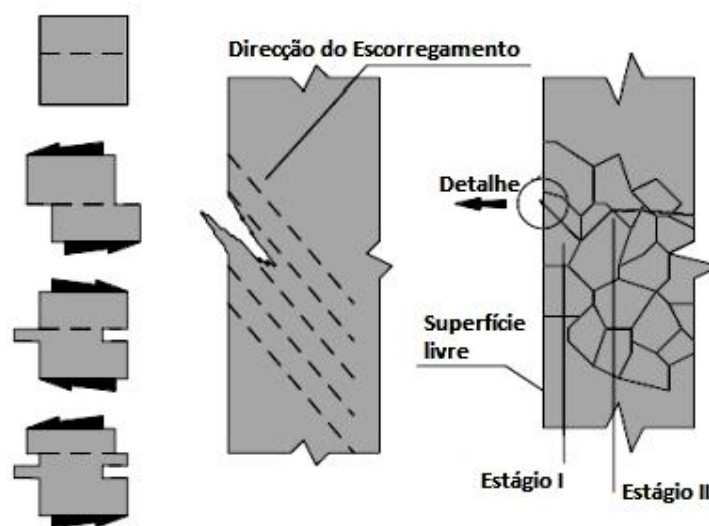


Figura 29. Formação das bandas de deslizamento pela solicitação cíclica e seu aspecto. Estágios de propagação de uma fenda de fadiga (Brown & et, 1972).

A propagação da fenda no estágio I corresponde ao modo microscópico de propagação. Aqui a fenda possui um comprimento da ordem do tamanho de grão, sendo muito sensível a diferenças locais de microestrutura, tais como, presença de partículas de segunda fase, mudanças de direcção dos planos cristalográficos e contornos de grão. A propagação, no estágio II, é caracterizada pela formação de estrias microscópicas, que marcam o crescimento da fenda a cada ciclo de carga, e que na presença de tensões de tracção no extremo da fenda levam à ruptura do material. Muitas vezes a propagação no estágio II produz uma superfície que fica marcada macroscopicamente pelas sucessivas posições da frente da fenda, dando origem às

chamadas linhas de praia ou linhas de repouso. Estas são formadas pelo facto de haver uma pausa no crescimento da fenda, seja por uma redução da carga, por uma pausa do equipamento, ou então, por uma sobrecarga que imobiliza a fenda por algum tempo. Estas linhas ficam mais evidentes se estiverem na presença de um ambiente corrosivo. Quando a carga que provoca a falha por fadiga é de amplitude constante, estas linhas praticamente não surgem no material, como é o caso da falha em provetes sujeitos a ensaios de fadiga (Van Noort, 2007) (Brown & et, 1972).

8.1.3.2 Propagação cíclica da fenda

Devido às falhas internas do material e conseqüente concentração de tensões, ocorre uma deformação plástica cíclica causada pela acção de uma tensão cíclica, que, no entanto, possui uma tensão nominal abaixo do limite elástico. Conseqüentemente, ocorre uma deformação localizada que favorece o desenvolvimento de uma fenda.

Observando a Figura 30 é possível verificar que a concentração de tensão de tracção na ponta da fenda favorece o deslizamento de planos em 45° com o plano da fenda, e assim, em resposta à deformação plástica localizada a ponta da fenda torna-se curva.

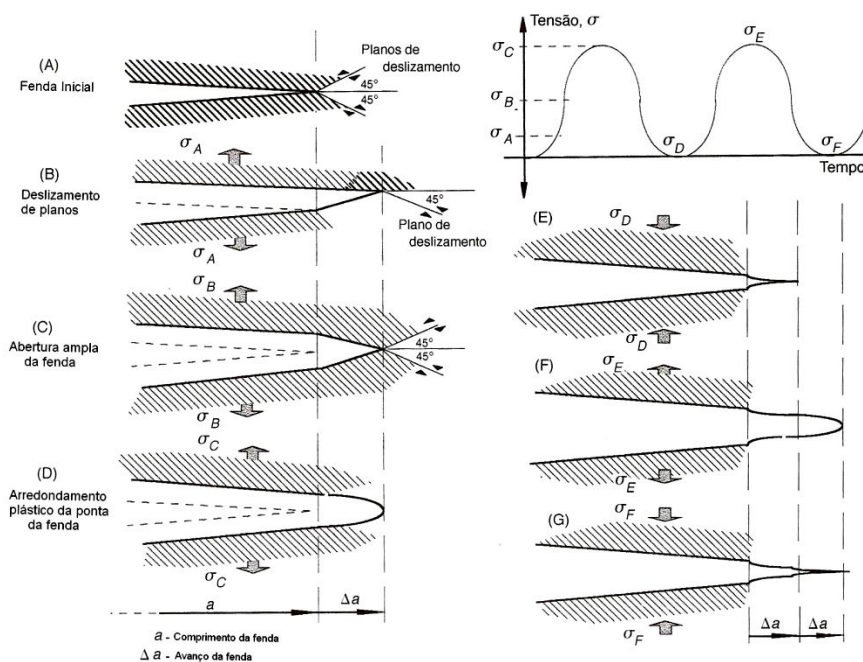


Figura 30. Evolução de uma fenda por fadiga (Garcia, Spim, & dos Santos, 2000).

Segue-se a recuperação da tensão (tensão de compressão), durante a qual, a ponta é comprimida, recuperando a sua forma inicial de ponta aguda. Este processo cíclico é repetido a cada novo ciclo de tensão, levando ao desenvolvimento da fenda por fadiga de forma cíclica,

dados que, cada ciclo novo de tensão deixa na superfície de fractura marcas características (ver Figura 30) (Garcia, Spim, & dos Santos, 2000).

Recentes estudos sobre a formação e propagação das fendas por fadiga revelam que estas se formam desde os primeiros ciclos de carga, com a formação das bandas de deslizamento, que se propagam no estágio I para dentro do grão. Esta propagação ocorre com velocidade decrescente, consoante os obstáculos que a fenda vai encontrando no seu avanço, tais como inclusões e outros defeitos/impurezas. Grande parte da vida de fadiga é dispendida nesta etapa do crescimento da fenda, dentro de um único grão. Dependendo do nível da solicitação de fadiga, a fenda pode permanecer imobilizada quando encontra algum obstáculo um pouco mais resistente, como um contorno de grão. Neste caso a fenda não cresce e a peça não rompe, resultando, assim, uma vida infinita do material. Contudo, tal situação pode não ocorrer, levando a uma propagação da fenda a nível macroscópico, com uma velocidade de propagação crescente, comprometendo de forma irreversível a peça que leva à ruptura num curto espaço de tempo. A propagação da fenda no modo microscópico é extremamente sensível a diferenças locais de microestrutura, sendo afectada por diversos factores, como a topografia da superfície, a existência de tensões residuais, a agressividade do meio ambiente, entre outros.

No caso de materiais frágeis, como as ligas de alta resistência de alumínio e os aços tratados para uma alta dureza, a nucleação das fendas é iniciada na interface entre a matriz e as inclusões existentes, já que, a matriz não chega a ser deformada plasticamente. Desta forma, não surgem as bandas de deslizamento na superfície livre e a nucleação é iniciada no interior do material. Dependendo do material e do modo como ocorrem os planos de deslizamento, as microfendas podem ser nucleadas a partir das bandas de deslizamento, ou mesmo a partir dos contornos de grão, quando carga superficial é excessiva. Em qualquer dos processos de nucleação as microfendas surgem logo no início da aplicação da carga, representando uma pequena parcela da vida de fadiga. Enquanto a fenda é pequena, as diferenças de orientação de grãos e microestrutura, são importantes, retardando ou acelerando a propagação da fenda. Após esta ter um certo tamanho, as alterações microestruturais no extremo da fissura são irrelevantes (Garcia, Spim, & dos Santos, 2000) (Fischer & et, 2009) .

8.1.3.3 Factores que influenciam a resistência à fadiga

Inúmeros factores influenciam a resistência de um determinado material à fadiga, nomeadamente, tensão média aplicada, efeitos superficiais, factores de projecto, tratamentos

superficiais, fadiga térmica, fadiga à corrosão (Garcia, Spim, & dos Santos, 2000) (Beer, Johnston, & Dewolf, 2003).

8.1.3.3.1 Efeitos Superficiais

Pelo facto da tensão aplicada ser aplicada na superfície, a maioria das fendas que conduzem à ruptura por fadiga têm início na superfície. Por esta razão, é importante reforçar ou ter em atenção os factores que influenciam a resistência à fadiga, tendo especial atenção às zonas próximas da superfície do material. Assim, factores como rugosidade da superfície, variações na resistência à fadiga na superfície, tratamentos superficiais e variações na tensão residual de superfície, afectam a superfície do material e conseqüente a resistência. Também ao longo do processo de manipulação e preparação do material, podem ser introduzidos defeitos na superfície do material, que conseqüentemente, diminuem a resistência à fadiga. Esta situação pode ser minimizada se se apostar num bom acabamento, como por exemplo, um correcto polimento (Brick, Pense, & Gordon, 1982). Também qualquer marca ou descontinuidade geométrica serve como zona de concentração de tensões e potencial início de uma fenda de fadiga. Quanto mais acentuada for a descontinuidade, mais severa será a concentração de tensões e quanto menos dúctil for o material, mais crítica será a situação (Beer, Johnston, & Dewolf, 2003).

8.1.3.3.2 Fadiga Térmica

Esta é induzida por temperaturas elevadas e pelas variações nas tensões térmicas. Estas tensões, por sua vez, são geradas pela impossibilidade do material contrair ou dilatar naturalmente perante as variações de temperatura.

A magnitude da tensão resulta de uma alteração térmica a uma dada temperatura T_0 para uma temperatura T e é dada pela seguinte expressão:

$$\sigma = E\alpha(T_0 - T) = E\alpha\Delta T,$$

onde, σ = tensão resultante da variação de temperatura (Pa);

E = Módulo de elasticidade (Pa);

α = Coeficiente linear de expansão térmica (K^{-1}).

Com base nesta expressão, durante o aquecimento $T > T_0$, a tensão é de compressão ($\sigma < 0$), pelo facto da expansão ser bloqueada. Assim, quando $T < T_0$, o material será sujeito a forças de tracção, porque não consegue contrair. Os materiais mais sensíveis à fadiga térmica são aqueles que possuem uma baixa condutividade térmica e/ou elevado coeficiente de

expansão térmica. A tendência à fadiga térmica está relacionada com o parâmetro a , que pode ser calculado da seguinte forma:

$$a = \frac{\sigma_F \times k}{E \times \alpha}$$

Onde σ_F é a resistência à fadiga a uma temperatura média. Assim, um elevado valor deste parâmetro a , indica que o material possui uma boa resistência à fadiga térmica (Garcia, Spim, & dos Santos, 2000).

8.1.3.3.3 Fadiga à corrosão

A ruptura por este tipo de fadiga ocorre quando o material é sujeito simultaneamente a tensões mecânicas cíclicas e ataque químico, dado que, os ambientes corrosivos influenciam negativamente os materiais, acabando por diminuir a sua resistência à corrosão. Até o ar ambiente poder-se-ão formar produtos de reacção química como resultado da interacção entre o material e o ambiente, sob a forma de pequenos pontos superficiais. Estes pontos na superfície do material actuam como pontos de concentração de tensões e conseqüentemente locais de alto potencial de nucleação de fendas. Este tipo de fadiga pode ser minimizada ou evitada recorrendo a materiais mais resistentes à corrosão ou diminuindo a intensidade corrosiva do meio ambiente (Garcia, Spim, & dos Santos, 2000) (Brick, Pense, & Gordon, 1982).

9. Metodologia Experimental

O principal objectivo deste trabalho foi avaliar a resistência à fadiga de duas interfaces metal-cerâmico com configurações distintas, nomeadamente, a ligação convencional e uma ligação com Interlayer produzida por Hot Pressing. Inicialmente foi necessário estudar e projectar os dispositivos imprescindíveis para a realização dos testes térmicos e mecânicos para que, cumprissem os requisitos desejáveis. De seguida seleccionou-se o material pretendido para realizar os espécimes, assim como a produção do meio onde se realizaram os ensaios. No que diz respeito propriamente aos ensaios térmicos e mecânicos, foi necessário definir o número de ciclos, frequência e magnitude dos mesmos, sempre tentando alcançar um compromisso entre ambos para que o número de ciclos térmicos e mecânicos correspondesse, o mais fielmente possível, à situação que ocorre no ambiente bucal. Após a realização dos ensaios, foram realizados testes de corte sobre a interface metal-cerâmico e foi realizada a análise por SEM/EDS da interface.

9.1 Dispositivos para ensaios térmicos e mecânicos

Os dispositivos de teste de fadiga foram construídos de base, pelo que esta fase demorou bastante tempo, quer com a idealização dos dispositivos, com a obtenção dos materiais e equipamento e com a sua montagem.

Nos ensaios térmicos, os provetes de teste, foram expostos, sucessivamente, a alterações térmicas extremas. Foram preparados dois gobelés com saliva artificial, e, um foi aquecido até à temperatura de 60°C, utilizando uma placa de aquecimento, e outro foi arrefecido até uma temperatura de 5°C, graças ao sistema de refrigeração de um frigorífico (realizado para uma unidade curricular do curso de engenharia mecânica na Universidade do Minho) que possui um termóstato AKO-14023. Como a saliva que estava a 60°C se evaporava facilmente, foi minimizada a área exposta e foi montado um sistema no qual uma garrafa com saliva artificial ia dispensando lentamente saliva no gobelé a 60°C, semelhante a um sistema de dispensa de soro, para repor a solução evaporada. Com o auxílio de um braço automatizado (CT2M, Azurém, Guimarães), que possuía uma cesta acoplada na sua extremidade, os provetes foram mergulhados, primeiramente no banho frio, durante um intervalo de tempo de 30 segundos, seguido do banho a quente, durante o mesmo período de tempo. O tempo de troca entre o banho de água fria e o de água quente é de 10s, o que perfaz um total de 70s por ciclo. No entanto, para se iniciar um novo ciclo, os provetes tinham de ser novamente mergulhado no

banho a 5°C e assim eram perdidos mais 10 segundos para iniciar um novo ciclo. Assim sendo, apesar de cada ciclo ter a duração de 70 segundos, no total foram perdidos 80 segundos por ciclo. O dispositivo de fadiga térmica encontra-se exposto na Figura 31 e Figura 32.

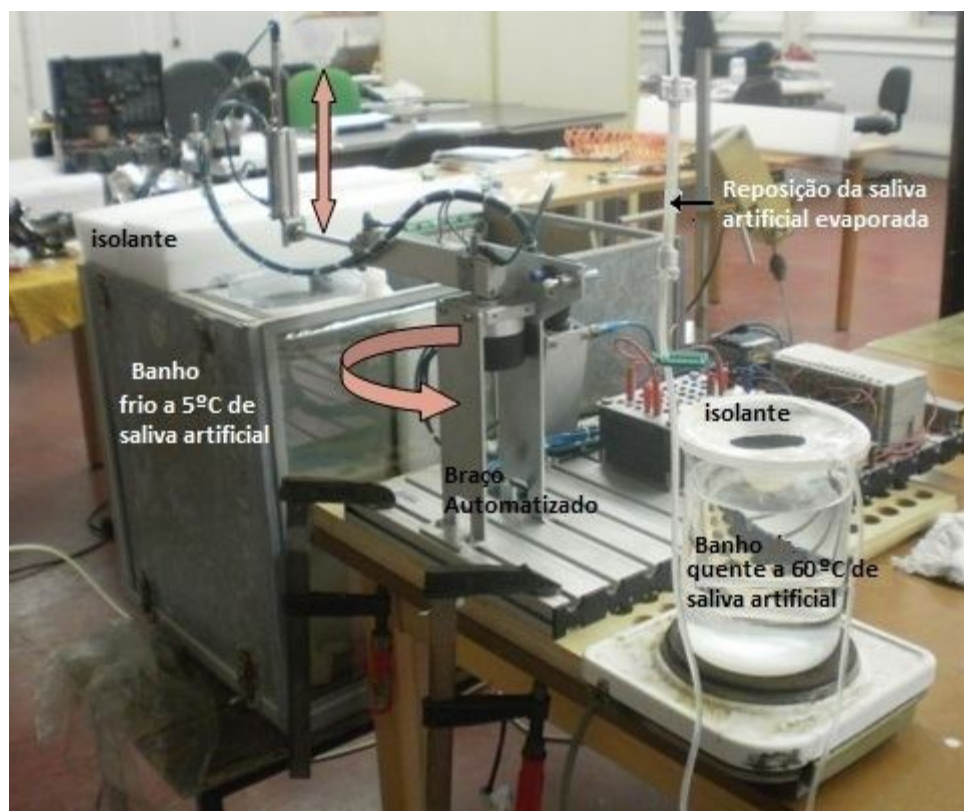


Figura 31. Dispositivo utilizado para realizar os testes de fadiga térmica, CT2M, Portugal.



Figura 32. Dispositivo de fadiga térmica, visto de frente, CT2M, Portugal.

As figuras 33 e 34 referem-se ao dispositivo efectuado para realizar os testes de fadiga mecânica (CT2M, Azurém, Portugal), com o propósito de simular as forças geradas durante a mastigação. Este dispositivo é similar ao descrito por Vásquez *et al* (Vásquez, Özcan, & Kimpara, 2009).

O dispositivo é composto por pistões de aço inoxidável de 6 mm de diâmetro, fixos a uma estrutura metálica, desenhada com esse propósito (Figura 34). Estes pistões foram induzidos, por um motor, com uma frequência de 1,6 Hz, e uma carga de 50N contra os provetes de teste simulando, desta forma, as condições mastigatórias. Para maximizar o dispositivo, foram colocados cinco pistões a trabalhar ao mesmo tempo, para que pudessem ser testados cinco provetes de cada vez. Estes testes foram realizados à temperatura ambiente, em ambiente seco e foram executados após os espécimes serem sujeitos a fadiga térmica.

A cerâmica ficou virada para cima, recebendo desta forma o impulso do pistão. Assim a situação real era simulada já que a cerâmica é o primeiro material a receber o impacto aquando da mastigação.



Figura 33. Dispositivo utilizado para realizar os testes de fadiga mecânica, CT2M, Azurém, Portugal.

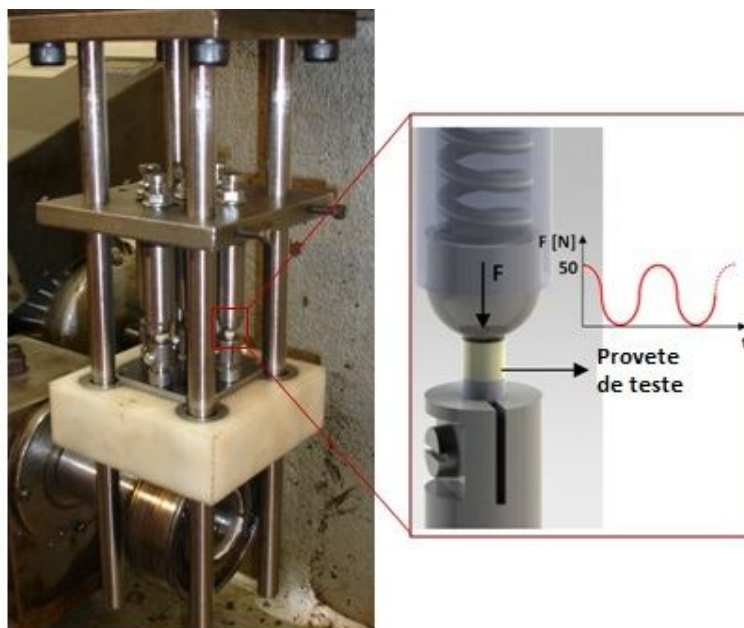


Figura 34. Pormenor do simulador da mastigação e do seu mecanismo de acção.

9.1.1 Ensaio Térmicos e Mecânicos

Todos os espécimes foram sujeitos a testes de fadiga térmica, seguidos de fadiga mecânica. Para tal, os provetes de teste produzidos para cada configuração ($n=15/\text{configuração}$) foram divididos em três grupos. Cada um destes grupos ($n=5$) foi sujeito a uma condição de fadiga distinta. Foram então criadas três condições: a condição 1, que corresponde a 3000 ciclos térmicos seguidos de 25000 ciclos mecânicos (3000T+25000M); a condição 2, que corresponde a 6000 ciclos térmicos seguidos de 50000 ciclos mecânicos (6000T+50000M) e a condição 3, que corresponde a 12000 ciclos térmicos seguidos de 100000 ciclos mecânicos (12000T+100000M). O número de ciclos térmicos foi escolhido tendo em conta o tempo clínico associado aos mesmos, que segundo Probster *et al* (Probster, 1996) e Leibrock *et al* (Leibrock, 1999), 6000 ciclos térmicos correspondem a 5 anos de serviço clínico e desta forma 3000 correspondem a 2,5 anos e 12000 ciclos a 10 anos. O número de ciclos mecânicos vai em encontro com o número de ciclos mais usados na literatura para simular as forças geradas na mastigação (Vásquez, Özcan, & Kimpara, 2009) e segundo Sartori *et al* 100000 ciclos correspondem a 5 anos de serviço. Na Tabela 10 encontram-se resumidas as condições de fadiga às quais os espécimes foram sujeitos.

Tabela 10. Número de ciclos térmicos e mecânicos associados a cada uma das condições de teste.

	Condição 0	Condição 1	Condição 2	Condição 3
Ciclos Térmicos	0	3000	6000	12000
Ciclos Mecânicos	0	25000	50000	100000

9.2 Materiais utilizados e sua preparação

Os ensaios de fadiga foram realizados recorrendo a provetes com 8mm de altura, dos quais 4mm correspondiam a metal e os outros 4mm a cerâmica, e com 4mm de diâmetro.

Actualmente existem quatro ligas que são sumamente utilizadas nas restaurações dentárias: ligas de ouro, ligas de CoCr, ligas de NiCr e ligas de titânio (Anusavice, 1996). Apesar das ligas baseadas em ouro serem as melhores ligas no que diz respeito a questões de biocompatibilidade, resistência à corrosão e outras propriedades mecânicas já mencionadas, quando se pretende que uma restauração seja acessível à maior parte da população, entrando em jogo o custo do material, a escolha recai sob as ligas de metal básico. Embora as ligas de titânio apresentem excelentes propriedades, a sua adesão à porcelana dentária é bastante baixa. Assim sendo, as ligas comumente utilizadas são as ligas baseadas em cobalto e as que possuem como base o níquel. Dado que o níquel possui efeito alergéneo sobre grande parte dos indivíduos, a escolha mais acertada são as ligas de cobalto-crómio (Roberts & al, 2009). A Nobil 4000 é uma destas ligas, apresentando excelentes propriedades mecânicas. Esta possui máxima citocompatibilidade, uma boa resistência à corrosão e possui uma excelente adesão à cerâmica. A liga Nobil 4000 possui o conteúdo de cobalto e crómio de acordo com as especificações ANSI/ADA nº14 (ISO 6871), como se pode ver na Tabela 11. O CTE do Nobil 4000 é um pouco superior ao CTE da cerâmica, assegurando, desta forma, que a porcelana se encontre sob compressão na interface (Nobil 4000 - Alloy Data). Esta compressão durante o arrefecimento deixará a cerâmica menos sensível à tensão de tracção gerada durante os ciclos mecânicos, melhorando assim, a adesão na interface. É reconhecido que apenas a partir de diferenças de CTE de $1,7 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ se criam tensões de corte na interface que levam ao enfraquecimento da ligação e conseqüentemente à sua falha (Drummond & al, 1984). Como a diferença entre os CTE's se encontra entre o intervalo de compatibilidade ($0,5-1 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$) (Anusavice, 1996) (Souza, 2006), a escolha de materiais é a mais acertada.

Assim, devido às suas boas propriedades mecânicas (Rizkalla, 2004) e pelo facto de ter uma boa adesão à liga metálica dentária Nobil 4000 (Nobil 4000 - Alloy Data) (Nobil-Metal), a Ceramco3 Opaque foi de facto uma boa opção.

As dimensões dos provetes produzidos basearam-se em espécimes produzidos em outros trabalhos (Vásquez, Özcan, Nishioka, & et, 2008) (Salazar & al, 2007) (Vásquez, Özcan, & Kimpara, 2009) (Melo & al, 2005), nos quais se utilizaram os testes de corte. Assim ao serem fabricados espécimes, tanto por PFM, como com Interlayer-HP com as mesmas dimensões, possuindo os mesmos ciclos de aquecimento e arrefecimento, assegura-se que as tensões térmicas geradas na interface possuam magnitude similar.

Em suma, a liga metálica utilizada foi uma liga de CoCrMo (Nobil 4000) e a cerâmica (Ceramco3) correspondia à cerâmica utilizada na primeira camada de opaco, uma vez que esta é utilizada para melhorar o acabamento superficial e promover uma ligação mais eficaz entre o metal e as restantes camadas cerâmicas que irão produzir a coroa dentária. Nas tabelas 11 e 12 encontra-se a composição da liga metálica utilizada (Nobil 4000, Nobilmetal, Villafranca d'Asti, Italy) e da porcelana opaca dentária (Ceramco3, Dentsply, York, USA) (batch number: 08004925), respectivamente.

Tabela 11. Composição química da liga metálica CoCrMo (Nobil 4000) utilizada (% peso) (Terra dent - Materiale si echipamente dentare, 2006-2011).

Co	Cr	Mo	Si	Mn	Fe	W
62,0	31,0	4,0	2,2	<1,0	<1,0	<1,0

Tabela 12. Composição química da porcelana odontológica (Ceramco3) utilizada (% peso) [adaptado de (Souza, 2006)].

SiO ₂	Al ₂ O ₃	K ₂ O	SnO ₂	ZrO ₂	CaO	P ₂ O ₅	Na ₂ O	Outros
41,3	14,5	14,0	11,9	5,8	4,1	4,1	3,0	MgO, SO ₂ , ZnO, Cr ₂ O ₃ , CuO, Rb ₂ O

Na Tabela 13 estão descritas as propriedades físicas e mecânicas da liga de CoCrMo (Nobil 4000), utilizada como metal base nos provetes produzidos para os testes de fadiga térmica e mecânica.

Tabela 13. Propriedades físicas, mecânicas e electroquímicas da liga CoCrMo (Nobil 4000) [adaptado de (Terra dent - Materiale si echipamente dentare, 2006-2011)].

Propriedades Físicas e Mecânicas	
Densidade (g/cm ³)	8,6
Intervalo de fusão (°C)	1210-1370
Temperatura de fusão (°C)	1470
CTE (25-500°C) (10 ⁻⁶ K ⁻¹)	14,4
CTE (25-600°C) (10 ⁻⁶ K ⁻¹)	14,9
Módulo de Elasticidade (GPa)	220
Tensão de cedência (MPa)	510-540
Alongamento à fractura (%)	12-7
Tensão de tracção (MPa)	590-600
Dureza de Vickers	290-300
Resistência à corrosão	Muito Boa
E _{ocp}	-0,201mV
I ₃₀₀	0,42µA.cm ²
E _p	499 mV
I _p	9,93 µA.cm ⁻³

Encontra-se exposta na Tabela 14 a comparação entre as principais propriedades da liga metálica usada e da porcelana odontológica.

Tabela 14. Comparação entre algumas propriedades da Ceramco3 Opaque e Nobil 4000 (Souza, 2006) (Nobil 4000 - Alloy Data) (Rizkalla, 2004).

Material	Densidade (g/cm ³)	CTE [25-600°C] (10 ⁻⁶ K ⁻¹)	Módulo Elasticidade (GPa)
Nobil 4000	8,6	14,4-14,9	220
Ceramco3 Opaque	2,8	13,9-15,1	83

9.2.1 Realização das bases Metálicas

Para realizar as bases metálicas, recorreu-se a uma matriz de grafite pré fabricada, com as dimensões desejadas para este efeito. De seguida, a matriz foi pintada com zircónia, com o objectivo de se criar uma barreira que impedisse a difusão de carbono para o provete. As duas metades da matriz foram fechadas, com o auxílio de um punção de grafite e pesaram-se 5g dos pós da liga CoCrMo, o que corresponde a uma base metálica, de aproximadamente, 4mm de altura. O conjunto foi

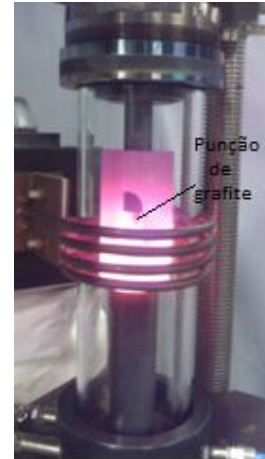


Figura 35. Dispositivo de Hot Pressing do laboratório CT2M, UM, Azurém.

montado no dispositivo *Hot Pressing Powder Metallurgy* (PM), (Figura 35), sendo elevado até uma temperatura de 1000°C e mantido a esta temperatura durante 10 minutos. Este processo é realizado sob vácuo ($\pm 10^{-2}$ mBar) e sujeito a uma pressão de 60MPa. Estas condições de processamento já se encontram optimizadas. Em estudos prévios foram avaliadas diferentes temperaturas de processamento (900°C, 1000°C e 1100°C) a diferentes tempos (10, 30 e 60 minutos), concluindo-se que a temperatura de 900°C era insuficiente para densificar os pós metálicos e que a de 1100°C diminuía as propriedades da microestrutura, como dureza. Desta forma a temperatura de 1000°C corresponde à ideal. No que diz respeito ao tempo de processamento, a 1000°C as propriedades permaneciam praticamente constantes, sendo assim utilizada a de 10 minutos. Por outro lado, estas bases metálicas também poderiam ter sido realizadas por fundição, em forno de fundição por arco eléctrico no laboratório de próteses dentárias Dental Castro, já que, não existe qualquer diferença na resistência da ligação metal-cerâmico quando utilizamos qualquer um dos dois tipos de bases, fundidas ou sinterizadas.

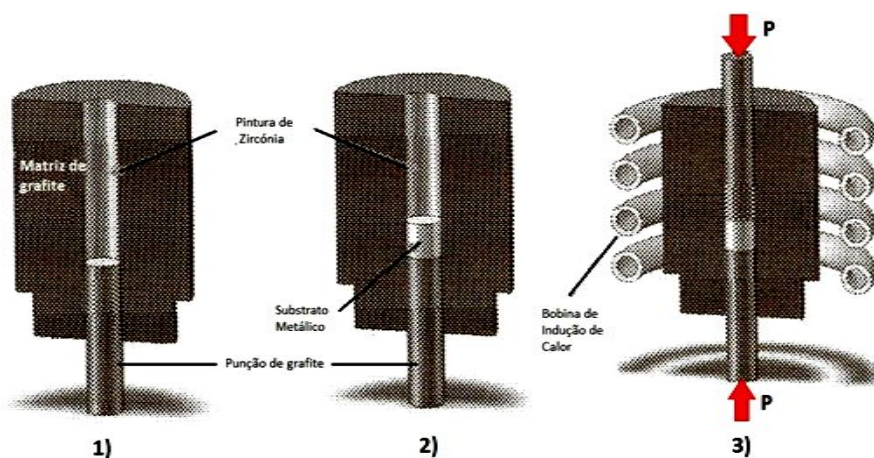
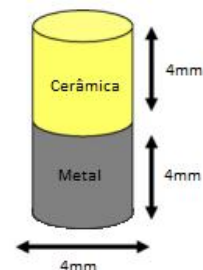


Figura 36. Esquema representativo das diferentes etapas do processo de *Hot Pressing*. 1) Pintura da matriz de grafite com zircónia; 2) Colocação dos pós metálicos na matriz; 3) O conjunto é sujeito a pressão a temperatura – *Hot Pressing* [adaptado (Henriques & al, 2010)].

Na Figura 36 encontra-se esquematizado o processo básico de Hot Pressing, neste caso, aquando do processamento das bases metálicas.

9.2.2 Realização dos provetes metalo-cerâmicos

Os provetes de teste apresentam, então, um diâmetro de 4mm e possuem uma altura de 8mm, dos quais, 4mm são de metal e 4mm de cerâmica odontológica, como está esquematizado na Figura 37. Os provetes foram fabricados de duas formas distintas: os convencionais pela técnica



comum de PFM, da porcelana fundida sobre o metal, enquanto os provetes com Interlayer foram produzidos através da técnica de Hot Pressing. Foram produzidos quinze provetes de teste de cada configuração.

Figura 37. Esquema representativo dos provetes produzidos [adaptado de (Vásquez, Özcan, & Kimpara, 2009)]

9.2.2.1 Provetes Metalocerâmicos Convencionais - PFM

As bases metálicas após a sua confecção, foram polidas com uma lixa de SiC seguindo-se o pano de diamante de 6 μ m e para finalizar num disco de feltro de 1 μ m, até ficarem com aspecto de espelho. De seguida foram limpas recorrendo a ultra-sons, primeiramente num banho com álcool durante dez minutos, seguido de um banho de água destilada, durante o mesmo tempo, para remover totalmente possíveis contaminantes. Seguiu-se a secagem dos provetes com papel absorvente. Para realizar a técnica de PFM nos provetes, estes foram levados até as instalações da Dental Castro, Laboratório de Prótese Dentária, Lda⁴. Aqui, antes da aplicação da cerâmica e para que a superfície se tornasse mais aderente, o metal foi granalhado com ar comprimido, recorrendo a partículas de alumina (Al₂O₃) de aproximadamente 110 μ m de diâmetro a uma atmosfera controlada, à pressão de 3bar (Figura 38 a).

Esta granalhagem foi realizada em cada amostra durante cerca de 10 segundos, a uma distância de 2cm, até se observar uma mudança no aspecto da superfície metálica que apresenta uma micro-rugosidade (Figura 38 b). Seguiu-se a lavagem das bases metálicas nos ultra-sons, num banho com água destilada, durante 5 minutos. As bases metálicas não foram sujeitas a qualquer tratamento de pré-oxidação.

⁴ [Http://www.dentalcastro.com/](http://www.dentalcastro.com/)



Figura 38. Dispositivo das instalações da Dental Castro na qual foi realizada a granalhagem (a) e aspecto global da superfície do metal após granalhagem (ampliação 200X) [adaptado de (Beer, Johnston, & Dewolf, 2003)].

Para produzir os espécimes de porcelana fundida sobre o metal, recorreu-se a uma matriz de acrílico, para garantir que a altura da porcelana, 4mm, fosse exactamente uniforme em todos os provetes de teste. Esta matriz de acrílico apresenta dez orifícios de 8mm de profundidade com um diâmetro de 4mm. A cerâmica (Ceramco3 Opaque) encontra-se na forma de pó, sendo assim necessário adicionar água destilada na proporção 1:2 (água:porcelana), para que se obtenha uma pasta consistente de cerâmica. O excesso de água foi retirado com auxílio de papel absorvente. As bases metálicas foram, então, colocadas na matriz de acrílico, ocupando 4mm de altura, seguindo-se a aplicação da pasta de cerâmica em cada orifício, que completava a altura do mesmo. Após condensar nos orifícios, os provetes foram removidos da matriz, sempre com muito cuidado e sinterizados (Vita 900, Vita, Bad Säckingen, Germany) a vácuo (1mbar) a 970°C, a uma taxa de aquecimento de aproximadamente 70°C/min (Figura 39). Quando a temperatura de 970°C foi alcançada, o forno foi desligado e o vácuo foi retirado ao mesmo tempo, mantendo-se os provetes no seu interior a arrefecer.



Figura 39. Forno de fundição, Vita 900, Vita, Bad Säckingen, Germany.

Estas condições de processamento estão de acordo com as indicações do fabricante (Ceramco3 Quick Start).

9.2.2.2 Provetes Metalocerâmicos com Interlayer – Hot Pressing powder Metallurgy (PM) technique

Estes espécimes foram totalmente produzidos nas instalações do laboratório interdisciplinar de materiais funcionais, na Universidade do Minho.

No caso dos provetes com Interlayer, a técnica foi a de Hot Pressing, dado que, se pretende testar a influência que esta técnica transmite ao nível da microestrutura e nas características do material, no que diz respeito à resistência à tensão de corte.

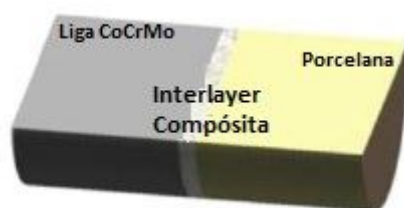


Figura 40. Esquema representativo dos provetes com Interlayer em corte [adaptado de (Henriques & al, 2011a)].

Além disso, como se pretende inserir uma camada compósita constituída por uma mistura dos pós do metal e da cerâmica, esta técnica é a ideal. Através de pós e recorrendo à temperatura e pressão, é possível alcançar a forma desejada, evitando porosidade residual e pequenas fissuras, graças à melhor e mais rápida compactação e à densificação total a que o equipamento sujeita o material (Henriques & al, 2011a).

O processamento dos provetes com Interlayer (Figura 40) desenvolve-se em três diferentes etapas.

A primeira etapa consiste na produção das bases metálicas como descrito na secção 9.2.1. A segunda etapa consiste na produção da Interlayer, na qual, o rácio apropriado de pós metálicos (0,034g) e de cerâmica (0,009g), o suficiente para se produzir uma camada de 0,4-0,5 mm, são introduzidos numa máquina de rotação, durante 10 minutos a 40 revoluções por minuto. Neste trabalho, a composição da Interlayer utilizada foi a de 50Met50Cer, ou seja, a interface entre o metal e a cerâmica terá uma composição mista de 50% de liga CoCrMo (Nobil 4000) e 50% de porcelana odontológica (Ceramco3 Opaque). Esta composição, segundo estudos prévios realizados por Henriques *et al* (Henriques & al, 2011a), otimiza a ligação metal-cerâmico. Nestes estudos Henriques *et al* demonstrou que a adesão entre o metal e a cerâmica entre o intervalo de 60Met40Cer e 40Met60Cer era otimizada, apresentando para essas amostras valores mais elevados de resistência à tensão de corte (Henriques & al, 2010a) (Henriques & al, 2011a). No que diz respeito à espessura da Interlayer utilizada, esta deveria ser

o mais fina possível e ter uma espessura equilibrada quando comparada com as espessuras dos dois materiais envolvidos no restauro dentário. Tendo em conta a espessura da estrutura metálica utilizada em restaurações metalo-cerâmicas (entre 0,3-0,5mm) e da cerâmica (cerca de 1,5mm) foi utilizada uma espessura de aproximadamente 0,4mm.

Para finalizar, sobre a base metálica processada é colocado o Interlayer compósito e é levemente compactado, seguindo-se a deposição dos pós cerâmicos (0,15g). Estes, por esta ordem, são introduzidos na matriz de grafite, previamente pintada com zircónia para impedir a difusão de carbono, e submetidos à pressão e à temperatura, no dispositivo PM. Todo este processo encontra-se esquematizado na Figura 41.

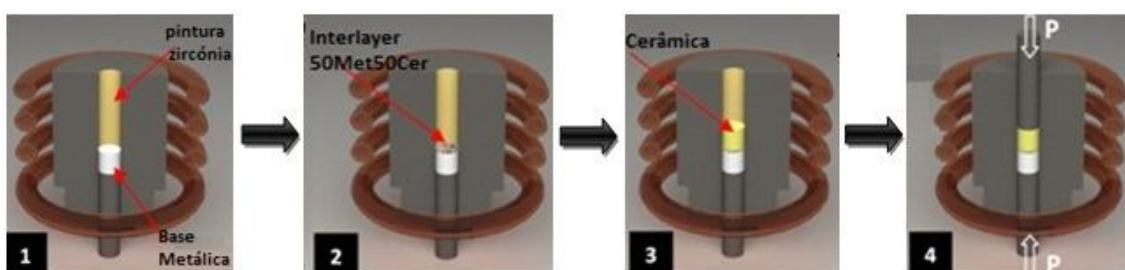


Figura 41. Diferentes etapas da produção dos provetes metalo-cerâmicos Interlayer-HP. Após produção da base metálica esta foi colocada na matriz de grafite, previamente pintada por zircónia (1); segue-se a colocação da Interlayer compósito 50Met50Cer (2); por fim são colocados 0,15g de pós cerâmicos (3) e o conjunto é montado no dispositivo Hot Pressing (4) e é sujeito a calor e pressão.

Durante todo o procedimento, este dispositivo trabalhou a vácuo (10^{-2} mbar), e respeitando as indicações técnicas da porcelana utilizada, a temperatura foi elevada até 970°C. A pressão foi constante a 20MPa e a taxa de aquecimento foi de aproximadamente 70°C/min. Dois minutos após a temperatura de 970°C ser atingida, a alimentação do forno de aquecimento por indução foi desligada e o molde arrefeceu naturalmente.

Na produção dos espécimes Interlayer-HP, com estes materiais, nunca seria possível colocar os pós metálicos em vez de uma base metálica previamente construída, dado que, os dois minutos de sinterização da cerâmica são insuficientes para sinterizar os pós metálicos. Por outro lado, os dez minutos utilizados para os pós metálicos poderiam resultar numa perda ou diminuição das propriedades da ligação. Isto porque com o tempo de sinterização, os cristais de leucite aumentam de tamanho, alterando o CTE da cerâmica, podendo causar uma grande desigualdade entre o CTE da cerâmica e do metal e consequentemente problemas na adesão.

9.2.3 Produção da saliva artificial

A saliva artificial produzida corresponde à saliva artificial de Fusayama, cuja composição química está exposta na Tabela 15 (Fusayama & Katayori, 1963).

Tabela 15. Composição química da saliva artificial de Fusayama [adaptado de (Fusayama & Katayori, 1963)].

Compostos	Saliva Artificial (g/L)
NaCl	0.4
KCl	0.4
CaCl ₂ .2H ₂ O	0.795
Na ₂ S.9H ₂ O	0.005
NaH ₂ PO ₄ .2H ₂ O	0.69
Ureia	1

Após pesagem das quantidades desejadas, adicionou-se água destilada para perfazer o volume desejado. O balão foi deixado durante algumas horas no agitador para uniformizar a solução até que ficasse sem elementos em suspensão.

9.3 Testes de Corte

A resistência da interface metal-cerâmico pode ser avaliada por diferentes testes mecânicos, no entanto, não existe um consenso no que diz respeito ao mais fidedigno. Os testes de corte são defendidos por inúmeros autores como os mais fidedignos por concentrarem a tensão aplicada na interface entre os dois materiais, (Salazar & al, 2007) e pelo facto das tensões residuais induzidas na interface metal-cerâmico serem mínimas (Anusavice, 1996) (Chong & al, 1980), mas apresentam como desvantagem o facto das falhas coesivas na cerâmica se iniciarem nos pontos de elevada concentração de resistência e se propagarem através da interface (Vásquez, Özcan, & Kimpara, 2009). No entanto, entre outros testes vastamente utilizados, destacam-se o teste de flexão por três pontos, o teste de flexão por quatro pontos e o teste biaxial de flexão. Nestes testes de flexão é particularmente difícil analisar os estados de tensão presentes, sendo estes testes extremamente influenciados pelo módulo de Young da liga utilizada (Henriques & al, 2011b).

Para este estudo a escolha recaiu sobre os testes de resistência à tensão de corte, pois inúmeros autores recorreram a este teste para avaliar a resistência de ligações metalo-cerâmicas (Vásquez, Özcan, Nishioka, & et, 2008) (Salazar & al, 2007) (Vásquez, Özcan, & Kimpara, 2009) (Melo & al, 2005) devido à distribuição relativamente uniforme das tensões na interface e por ser

o teste mais bem adaptado para avaliar a ligação entre o metal e a cerâmica. Também pelo facto do módulo de Young não ser tão crítico como nos testes de flexão (Anusavice, 1996).

Em suma, com o propósito de se avaliar a resistência da ligação metalo-cerâmica na interface, recorreu-se aos testes de tensão de corte (ver Figura 42). Graças à sua elevada fiabilidade, ao basearem-se em variáveis experimentais mínimas e pelo facto das tensões residuais induzidas na interface metal-cerâmico serem mínimas, estes testes são uma excelente opção (Anusavice, 1996).



Figura 42. Máquina de testes universal (a); Pormenor da célula de carga da máquina de testes universal a pressionar o dispositivo de teste de corte (b); Esquema em corte do dispositivo de teste de corte (c) [adaptado de ((Henriques & al, 2011a)].

Os testes de resistência à tensão de corte foram realizados na máquina de testes universal (Instron 8874, MA, USA) - Figura 42 a) à temperatura ambiente, com uma célula de carga (Figura 42 b)) de capacidade 25KN e velocidade de 0,5mm/s. Os testes foram realizados num equipamento realizado à medida, de aço inoxidável, que consiste em duas partes deslizantes, A e B (Figura 42 c)), cada uma com um orifício perfeitamente alinhado com a outra. Após alinhamento dos orifícios, o provete foi inserido no seu interior e a interface foi alinhada, com o auxílio dos parafusos de ajustamento, com o plano de deslizamento das partes A e B. De seguida foi aplicada uma força compressiva (F) na zona superior (zona B) até que ocorreu a fractura (Figura 42 c). Fractura que ocorre graças à acção da tensão de corte. A cerâmica ficou do lado oposto da aplicação da força.

Esta resistência à tensão de corte (MPa) foi calculada dividindo o valor de força de fractura (N) pela área de compósito aderente (mm^2), no caso dos provetes com Interlayer e no caso dos provetes convencionais, divide-se a força de fractura pela área de porcelana aderente. No caso dos provetes convencionais o raio da área aderente é de 2,15mm e nos provetes com Interlayer é de 2,2mm.

O valor mínimo aceitável para a força de ligação da interface encontra-se presente nas especificações standard ANSI/ADA nº38 (2000) e na ISO 9693 (1999) e é definido como 25MPa ((Henriques & al, 2011a) (Salazar & et, 2007).

9.4 Análise da Interface metal-cerâmico e Caracterização da Superfície de Corte

As interfaces foram analisadas recorrendo ao microscópio óptico (LAS Leica Application) e a SEM/EDS (Nova 200, FEI, Oregon, USA). Estas foram analisadas antes e depois dos testes de fadiga térmica e mecânica, com o objectivo de detectar eventuais danos, na zona da interface, causados pelos testes de fadiga.

A superfície de fractura dos provetes fabricados por PFM e HP e sujeitos aos testes de fadiga relativos à condição 3, assim como, os provetes não testados à fadiga, foram analisados recorrendo a SEM/EDS (Nova 200, FEI, Oregon, USA).

As superfícies analisadas no SEM/EDS foram preparadas de duas formas distintas, tanto para as diferentes condições de processamento, como para os espécimes sujeitos ou não à fadiga. Nos provetes que sofreram os testes de corte, foi observada apenas a sua interface metal-cerâmico, dado que, foram cortados na interface, como exemplificado na Figura 43.

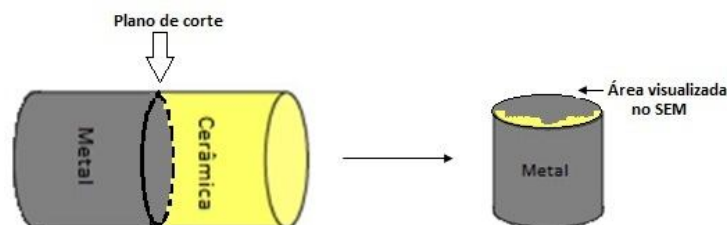


Figura 43. Representação esquemática do plano de corte dos espécimes sujeitos ao teste de corte e da superfície visualizada no SEM.

Os provetes que não foram sujeitos ao teste de corte, mas que sofreram os testes de fadiga, foram cortados num plano longitudinal (Figura 44), para que se pudesse observar o metal, a cerâmica e a interface. Para tal os provetes foram montados em resina e lixados na polideira até atingir o plano médio longitudinal da amostra. Aí procedeu-se ao polimento da montagem.

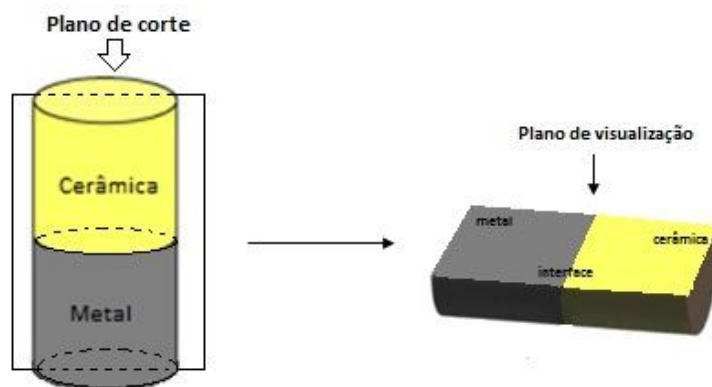


Figura 44. Representação esquemática do plano de corte dos provetes que não foram sujeitos ao teste de corte., assim como, da superfície visualizada no SEM.

9.5 Análise Estatística

Os resultados obtidos para a resistência à tensão de corte foram analisados por ANOVA (two-way) e pelo teste de Tukey, tendo em conta que os resultados eram estatisticamente significativos para $p < 0,05$. Para esta análise considerou-se que a variável dependente eram as condições de fadiga (condição 0, 1, 2 e 3), e as variáveis independentes eram as duas técnicas de processamento dos provetes, PFM e HP. Também foi realizada uma análise one-way ANOVA para cada condição de fadiga. Ou seja, dentro da técnica PFM foram comparados os valores obtidos para as três condições de teste. Procedeu-se da mesma forma para a técnica Interlayer-HP. Esta análise one-way-ANOVA foi realizada para verificar se os valores eram estatisticamente significativos ($p < 0,05$), dentro do mesmo processo, entre as condições de fadiga a que foram sujeitos.

10. Resultados

10.1 Comparação Ligação Convencional Vs Ligação com Interlayer

Os espécimes após sofrerem testes de fadiga térmica e fadiga mecânica, foram sujeitos a testes de corte. Na Figura 45 encontram-se os resultados obtidos tanto para a técnica convencional de PFM, como para os provetes com Interlayer - HP, assim como a evolução da resistência à tensão de corte com as três diferentes condições de fadiga.

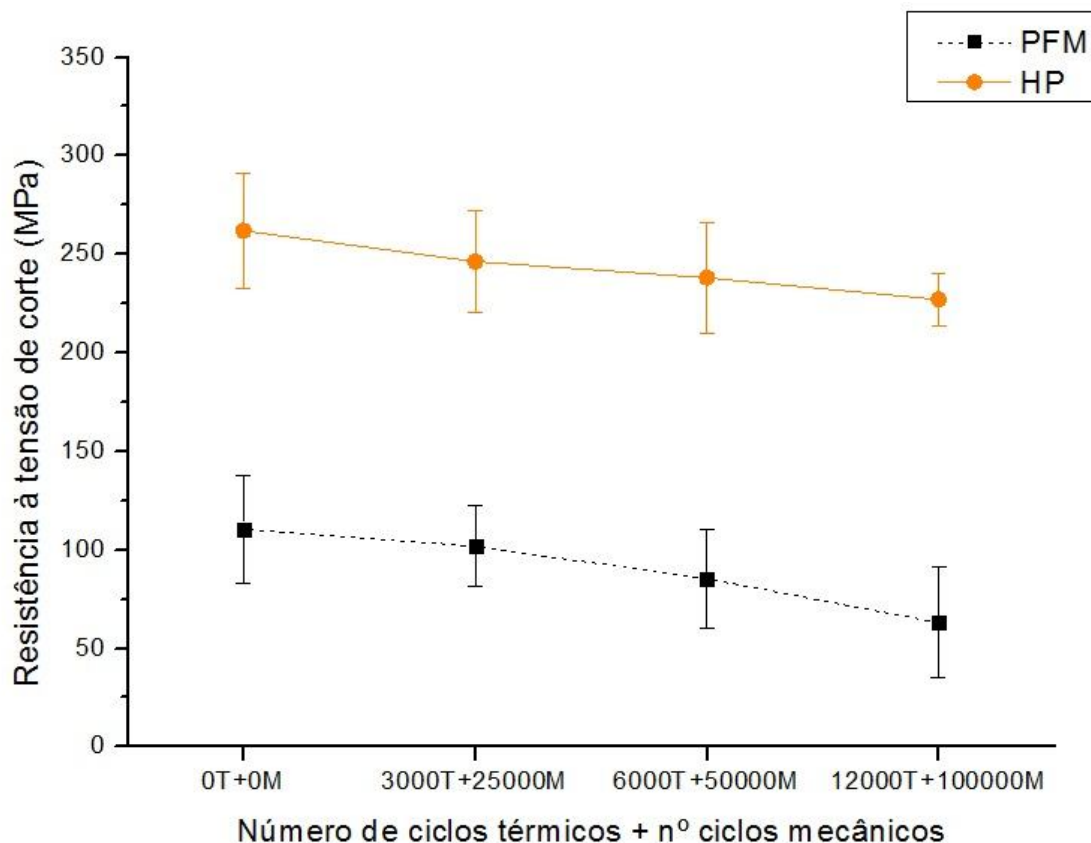


Figura 45. Resultados da resistência à tensão de corte entre o metal e a cerâmica, consoante duas técnicas de produção dos provetes, ligação convencional e ligação com Interlayer-Hot Pressing, consoante as três diferentes condições de fadiga a que foram sujeitos.

A primeira característica que se destaca na Figura 45, é o facto da ligação convencional da porcelana fundida no metal, apresentar valores muito inferiores, que variam de $63,10 \pm 28,00$ MPa até $110,57 \pm 27,23$, enquanto que os valores para os provetes com Interlayer variam no intervalo entre $227,19 \pm 13,33$ MPa até $262,00 \pm 29,00$ MPa. Observa-se, também, que tanto por PFM, como por HP, os provetes, com o agravamento das condições de fadiga tendem a diminuir a sua resistência à tensão de corte. No entanto esta diminuição é muito mais abrupta e notável no caso dos provetes obtidos por PFM.

Os espécimes após serem fabricados e sem serem sujeitos a qualquer tipo de teste de fadiga apresentam uma resistência à tensão de corte dispar de $110,57 \pm 27,23$ (Henriques & al, 2010a), no caso do PFM, e de $262,00 \pm 29,00$ (extrapolação da linha de tendência) para o Interlayer-HP. Desta forma, mesmo antes dos testes de fadiga as duas configurações apresentam grandes diferenças na resistência, podendo estas diferenças associarem-se ao processamento utilizado, assim como, à ligação com ou sem Interlayer. Após os testes de fadiga as diferenças entre os valores de resistência entre as duas configurações continuam a ser notáveis. No caso dos provetes obtidos por PFM, ao fim 3000 ciclos térmicos + 25000 ciclos mecânicos (condição 1), estes apresentam uma resistência à tensão de corte da ordem dos $101,88 \pm 20,60$ MPa. Se se duplicar o tempo de serviço para 6000 ciclos térmicos + 50000 ciclos mecânicos (condição 2) a sua resistência diminui para $85,28 \pm 25,02$ MPa e ao fim de 12000 ciclos térmicos + 100000 ciclos mecânicos (condição 3), a sua resistência não passa de $63,10 \pm 28,00$ MPa.

Para os provetes com Interlayer-HP, após serem sujeitos à condição 1 de fadiga a sua resistência é de $246,36 \pm 26,08$ MPa, ao fim de condição 2 é de $238,02 \pm 27,97$ MPa e finalizando a condição 3, este apresenta um valor de $222,19 \pm 13,33$ MPa. A queda de resistência, aparentemente, neste caso é mais diminuta, possuindo ao fim 12000 ciclos térmicos + 100000 ciclos mecânicos, um valor bastante elevado de resistência à tensão de corte. Após a condição 3 de fadiga os espécimes com Interlayer-HP possuem uma resistência que suplanta em duas vezes a resistência dos espécimes convencionais antes mesmo de serem sujeitos a fadiga (condição 0). Tudo isto encontra-se resumido na Tabela 16.

Tabela 16. Valores da resistência à tensão de corte dos espécimes convencionais e com Interlayer com o aumento do tempo de serviço.

Condições Ciclos Térmicos (T) + Mecânicos (M)	Convencional (PFM)	Interlayer (HP)
Condição 0 (0 ciclos)	$110,57 \pm 27,23$ MPa	$262,00 \pm 29,00$ MPa
Condição 1 (3000T+25000M)	$101,88 \pm 20,60$ MPa	$246,36 \pm 26,08$ MPa
Condição 2 (6000T+50000M)	$85,28 \pm 25,02$ MPa	$238,02 \pm 27,97$ MPa
Condição 3 (12000T+100000M)	$63,10 \pm 28,00$ MPa	$227,19 \pm 13,33$ MPa

Após os testes de fadiga, correspondentes à condição 3, os provetes convencionais apresentam uma queda de resistência de 47MPa, ou seja, aproximadamente 43%, enquanto os provetes com Interlayer apresentam uma queda de 35MPa, que se traduz em cerca de 13% da sua resistência.

É também de realçar que ao fim de 12000 ciclos térmicos + 100000 ciclos mecânicos de fadiga (condição 3), a restauração com Interlayer apresenta um valor de resistência à tensão de corte bastante mais elevado, cerca de 260% superior, quando comparada com a restauração PFM ao final desse mesmo tempo.

Contudo, apesar de haver uma diminuição da resistência mais acentuada nos sistemas PFM, estes, mesmo ao fim dos 12000 ciclos térmicos + 100000 ciclos mecânicos, apresentam uma resistência à tensão de corte superior aos 25MPa, valor este, que a ISO requer para uma restauração dentária (Anusavice, 1996) (Joias & al, 2008).

10.2 Superfície de Fractura e Interface

A análise das superfícies de fractura, assim como das interfaces dos provetes testados foi realizada por SEM/EDS. Estas apresentam distinções claras entre as diferentes técnicas (PFM e Interlayer-HP), assim como, entre os espécimes não testados e os testados à fadiga.

Os provetes de teste analisados após fadiga correspondem aos espécimes sujeitos à condição mais extrema de fadiga (condição 3), que corresponde a 12000 ciclos térmicos seguidos de 100000 ciclos mecânicos.

10.2.1. Ligação Convencional – PFM

De seguida estão expostas as imagens obtidas por SEM em relação aos espécimes obtidos pelo método convencional.

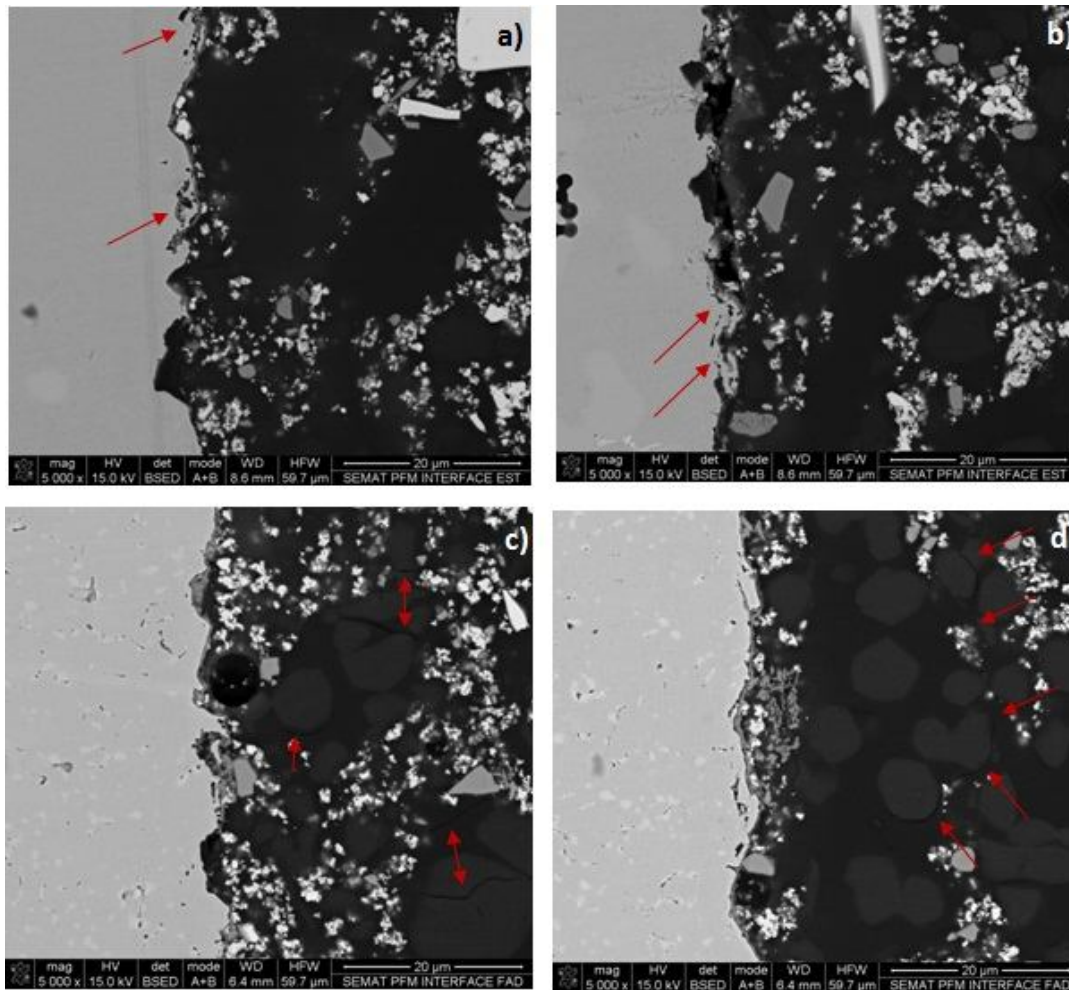


Figura 46. Interface entre o metal (zona clara) e a cerâmica (zona escura) dos provetes obtidos por PFM: sem serem sujeitos aos testes de fadiga (a e b) e após fadiga (c, d).

Nos provetes obtidos por PFM observa-se, mesmo nos espécimes não sujeitos às condições de fadiga, algumas falhas na ligação entre o metal e a cerâmica, com algumas partículas de cerâmica mal ligadas, que se encontram soltas na interface (setas vermelhas na Figura 46 a e b). No entanto, apesar destas partículas livres, de uma forma geral, existe uma boa penetração de ambos materiais, um no outro, assegurando uma ligação estável. Os provetes realizados por PFM apresentam também alguns poros na estrutura cerâmica, próxima da interface, devido à técnica utilizada, principalmente aquando da colocação e condensação da cerâmica, que permite a retenção de ar na interface e conseqüente formação destas imperfeições. Após os testes de fadiga, observam-se inúmeras fendas que têm lugar na cerâmica, próximo da interface (setas vermelhas nas Figura 46 c e d).

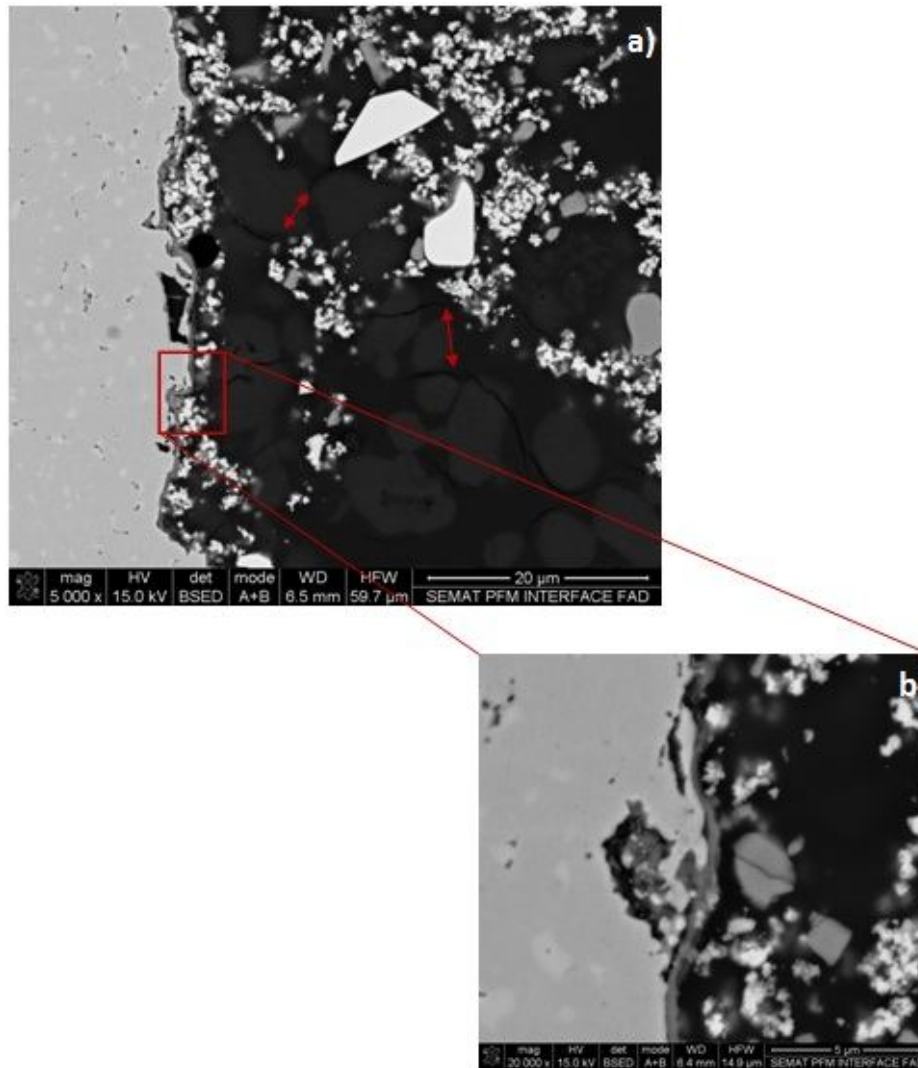


Figura 47. Pormenor da interface da ligação convencional (PFM) após testes de fadiga (a); ampliação da fronteira metal-cerâmico (b).

Observando pormenorizadamente a interface dos provetes convencionais após fadiga, observa-se extremamente bem todas as fendas na cerâmica. Estas fendas encontram-se, principalmente, nos contornos dos grãos de leucite e daí vão-se expandindo, como indicam as setas na Figura 47 a). A interface apresenta material que se separou da restante matriz e uma partícula de leucite partida (Figura 47 b). Para confirmar que de facto era uma partícula de leucite que se encontrava na matriz vítrea da cerâmica, esta foi analisada por SEM/EDS

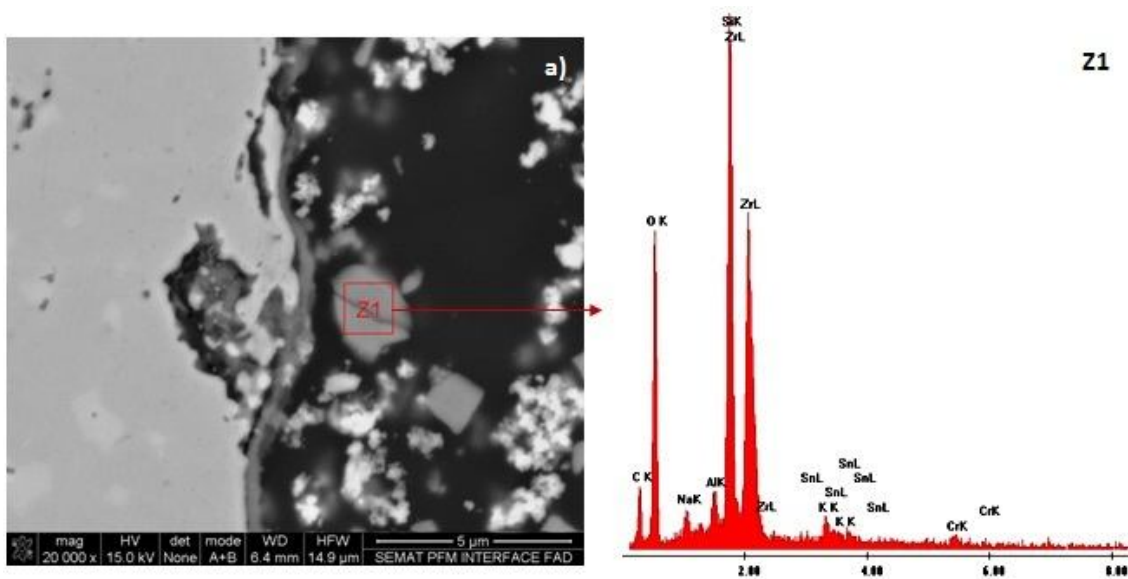


Figura 48. Interface metal-cerâmico com pormenor de um grão de leucite (a) e sua análise em SE/EDS (Z1).

Pela análise EDS (Figura 48- Z1), pode-se observar que na zona em análise se detectam picos de sílica que correspondem ao cristal de leucite presente na matriz vítrea cerâmica.

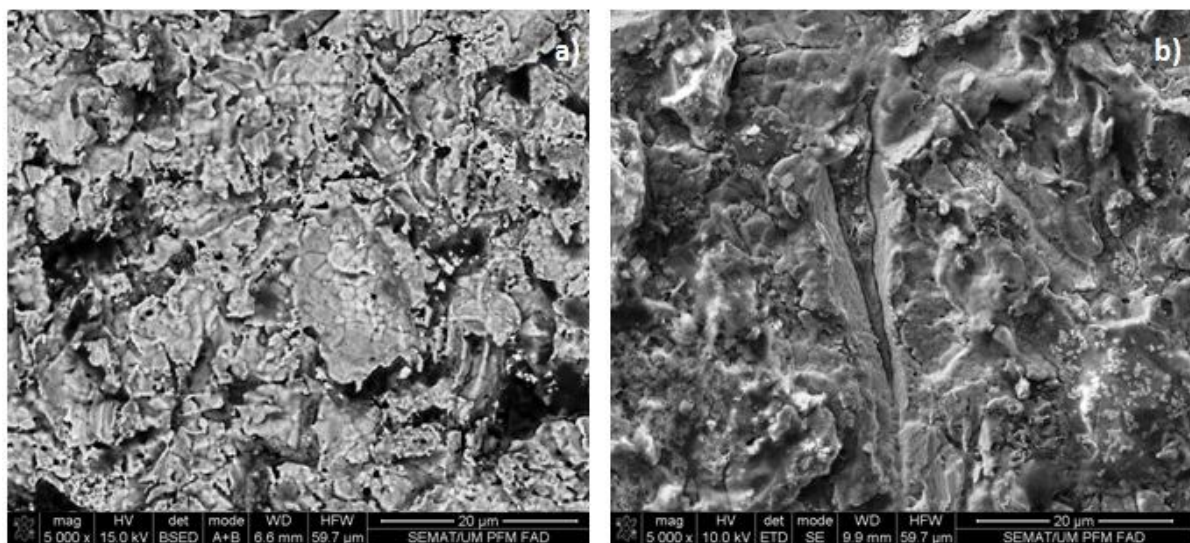


Figura 49. Deformação plástica intensa nos provetes obtidos por PFM após os ensaios de fadiga, onde se observam os agregados de metal (a, b) completamente deformados plasticamente; deformação profunda no material.

Na Figura 49 a) observa-se a deformação plástica notável que os espécimes sujeitos a ensaios de fadiga sofreram. Os agregados metálicos ficaram completamente deformados não sendo possível observar a forma característica tendencialmente globular dos grãos típicos deste tipo de ligações, após a união dos grãos metálicos. Esta deformação não foi apenas superficial, ocorrendo também a alguma profundidade (Figura 49 b).

10.2.2 Provetes com Interlayer – HP

Seguem-se os espécimes com Interlayer obtidos por Hot Pressing.

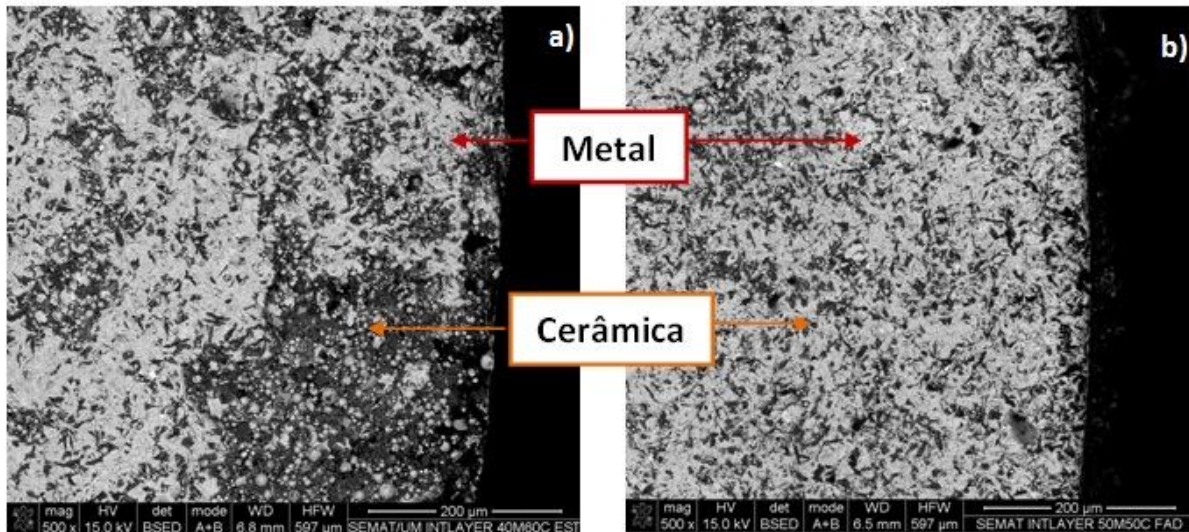


Figura 50. Aspecto da superfície metálica após testes de corte dos provetes obtidos por HP, antes (a) e depois (b) dos testes de fadiga.

As superfícies de corte dos espécimes com Interlayer antes (Figura 50 a) e depois (Figura 50 b) dos testes de fadiga são bastante semelhantes. Em ambos a falha no Interlayer é uma falha mista, dado que, existe vestígios em muitas zonas da Interlayer no substrato metálico. Este facto corrobora a excelente interface criada com o Interlayer e conseqüentemente a boa adesão entre as duas fases, pois a falha não é totalmente adesiva como nos espécimes PFM.

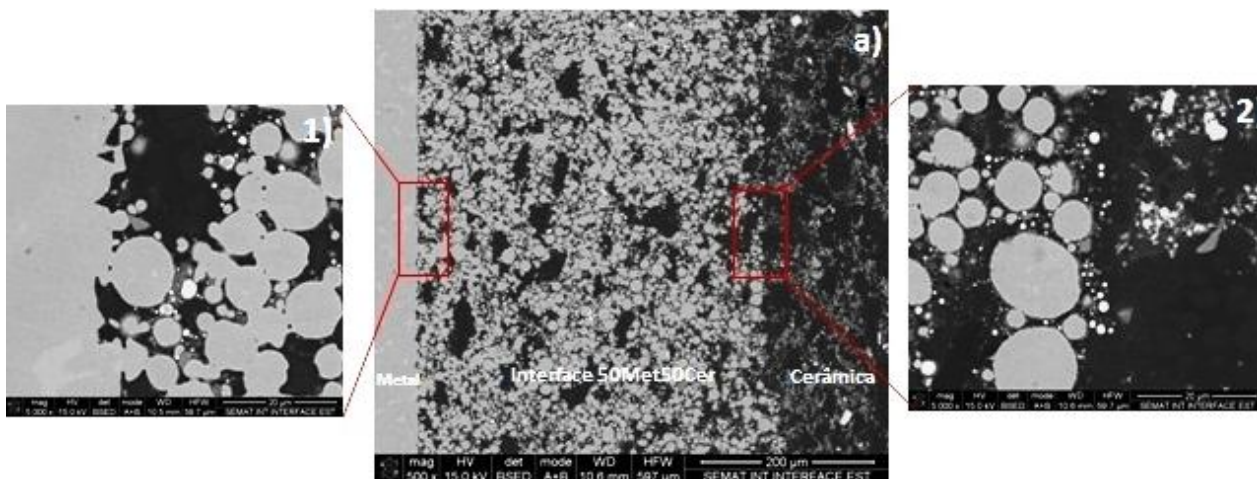


Figura 51. Aspecto da interface em corte dos espécimes obtidos por HP (a), nomeadamente: transição metal-Interlayer 50Met50Cer (1) e Interlayer-Cerâmica (2).

A interface dos provetes obtidos por Hot Pressing apresenta uma excelente adesão na sua ligação, tanto com o metal como com a cerâmica. Com base no aspecto geral da interface, a), observa-se que esta é a responsável por uma excelente ligação entre os dois materiais, observando-se um equilíbrio entre o metal e a interface e vice-versa. Quando se amplia a interface metal-Interlayer (Figura 51-1) assim como a interface Interlayer-cerâmica (Figura 51-2), verifica-se que ocorreu uma boa adesão dos materiais na interface, que se traduz numa interface estável, eficaz e mais resistente.

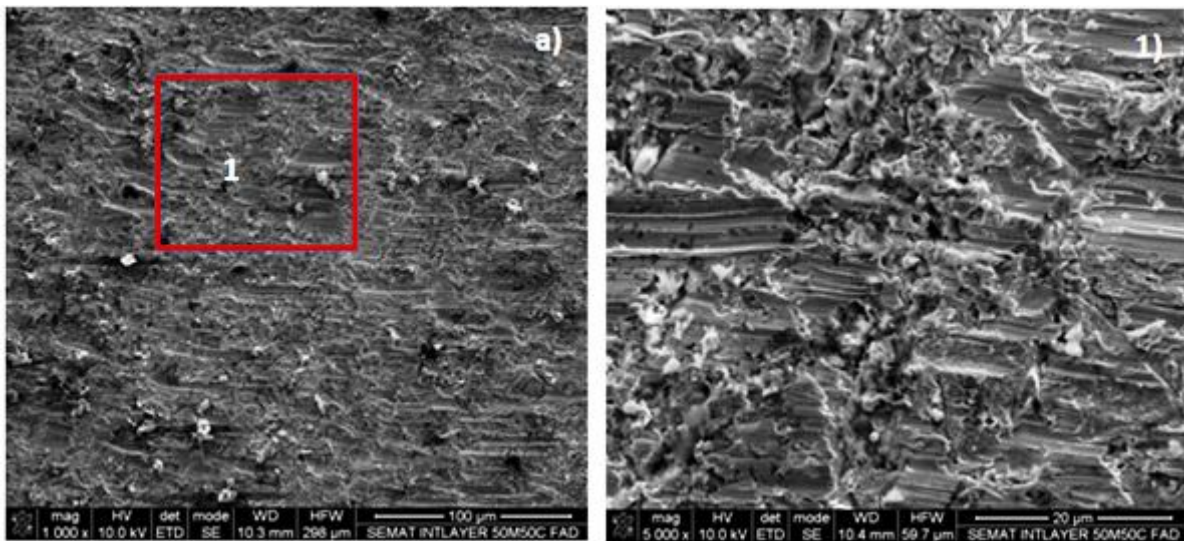


Figura 52. Aspecto da superfície dos espécimes obtidas por HP após os testes de fadiga (a); pormenor da deformação plástica sofrida pelo material (1).

A superfície dos espécimes HP após fadiga sofreu também alguma deformação plástica (Figura 52 a) devido à acção das cargas cíclicas térmicas e mecânicas, assim como, do próprio teste de corte que causa o arrastamento de algum material (Figura 52-1).

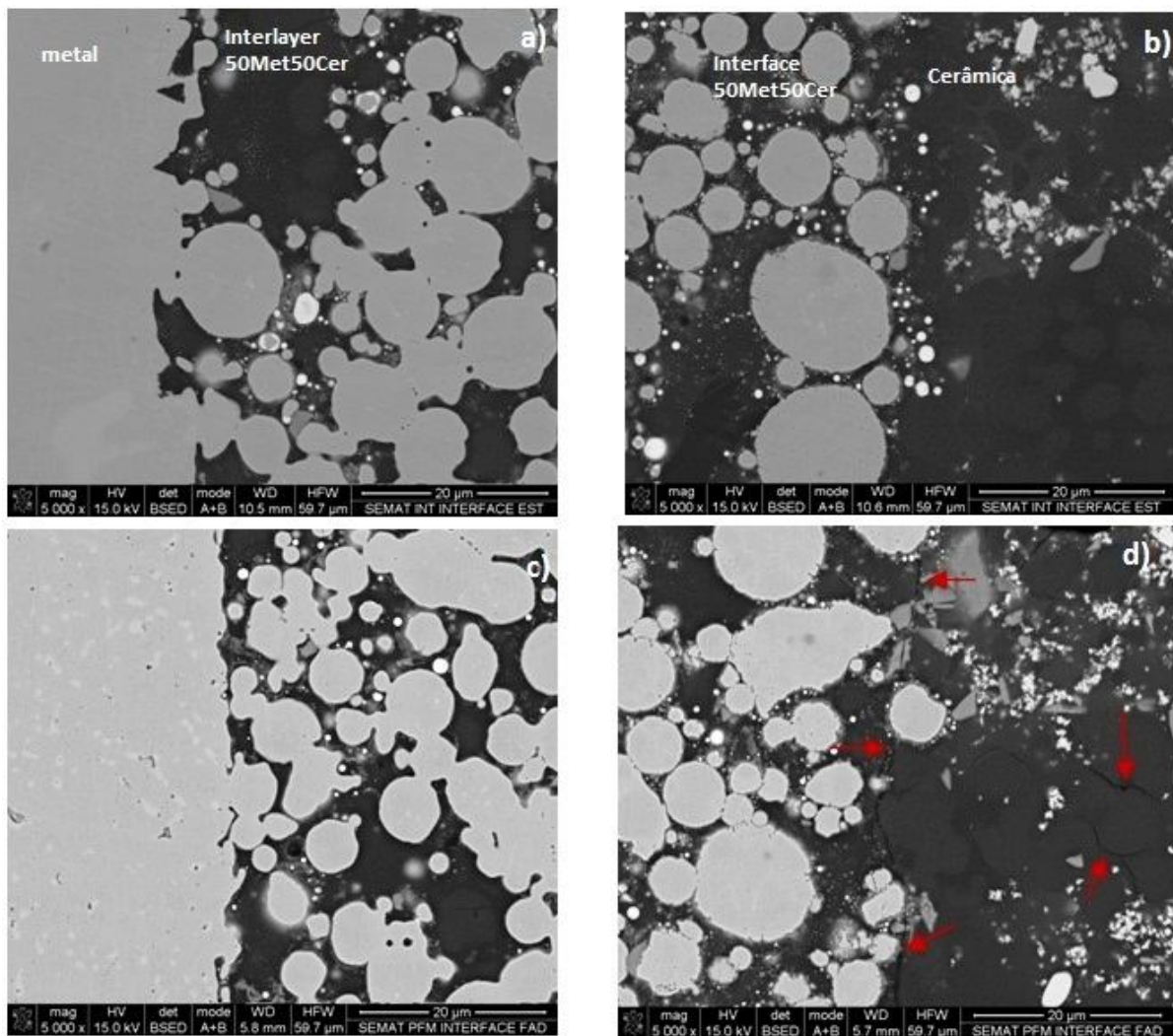


Figura 53. Aspecto da transição metal-Interlayer 50Met50Cer antes (a) e depois dos testes de fadiga (c); diferenças entre a interface Interlayer-cerâmica antes (b) e depois dos testes de fadiga (d).

Observando a Figura 53, verifica-se claramente que a zona mais débil destas restaurações continua a ser a cerâmica. Comparando a Figura 53 a com a Figura 53 c, na qual se comparam a interface metal-Interlayer antes e depois dos testes de fadiga, respectivamente, não se verificam diferenças significativas entre ambas, não sendo visíveis, diferenças na sua microestrutura. No entanto, quando se compara a Figura 53 b (antes dos testes de fadiga) com a Figura 53 d (após testes de fadiga), observam-se alterações significativas entre ambas. Na Figura 53 b a microestrutura encontra-se intacta, ou seja, uma interface na qual existem uma excelente adesão entre os materiais, que se traduz em excelentes propriedades mecânicas e físicas. Contudo, após os testes de fadiga esta apresenta fissuras que rodeiam os grãos de leucite e fendas que se propagam ao longo da superfície da cerâmica, como indicam as setas na Figura 53 d).

10.2.3 Comparação PFM e HP

Nas imagens a seguir expostas, as duas técnicas, convencional e Interlayer-HP, são comparadas.

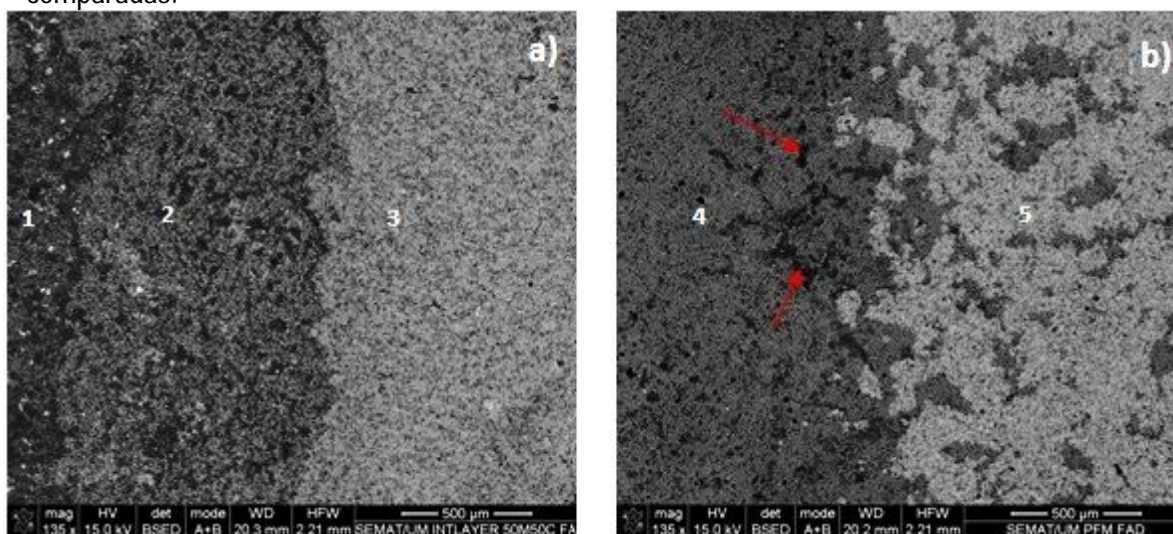


Figura 54. Aspecto da interface dos espécimes obtidos por HP, após os testes de fadiga (a); interface em corte dos espécimes obtidos por PFM após testes de fadiga (b).

A interface dos provetes com Interlayer (Figura 54 a) e os provetes convencionais (Figura 54 b) distam significativamente no que diz respeito à interface. Nos espécimes com Interlayer encontram-se três zonas distintas, a 1, 2, 3, que dizem respeito à cerâmica, Interlayer 50Met50Cer e liga metálica, respectivamente. Aqui observa-se uma excelente organização da microestrutura pois a Interlayer assegura uma adesão resistente e eficaz, não se observando uma penetração a longa distância do metal na cerâmica, como no caso da Figura 54 b. Nos espécimes convencionais, distinguem-se 2 zonas, que correspondem aos dois materiais, cerâmica (4) e liga metálica (5), utilizados. Nestes espécimes observa-se que após fadiga e corte, se encontra uma substância na interface (ver setas na Figura 54 b), sendo impossível dizer com certeza, sem análise EDS, se se trata de óxido de cromo – filme passivo ou outra substância. Comparando as interfaces numa ampliação maior é possível verificar diferenças claras entre os dois espécimes após os testes de fadiga. A microestrutura dos provetes convencionais apresenta uma interface mais instável, onde se observam algumas zonas mal ligadas. Além disso, apresenta alguns pequenos poros e fendas de maior extensão, assim como em maior número (Figura 55 a). No caso dos provetes com Interlayer, como já foi observado, a interface apresenta uma excelente e eficaz adesão, no entanto, após os testes de fadiga (Figura 55 b), a sua superfície apresenta fissuras, mas em menor número que os espécimes PFM, que se encontram na cerâmica, principalmente a rodear os grãos de leucite

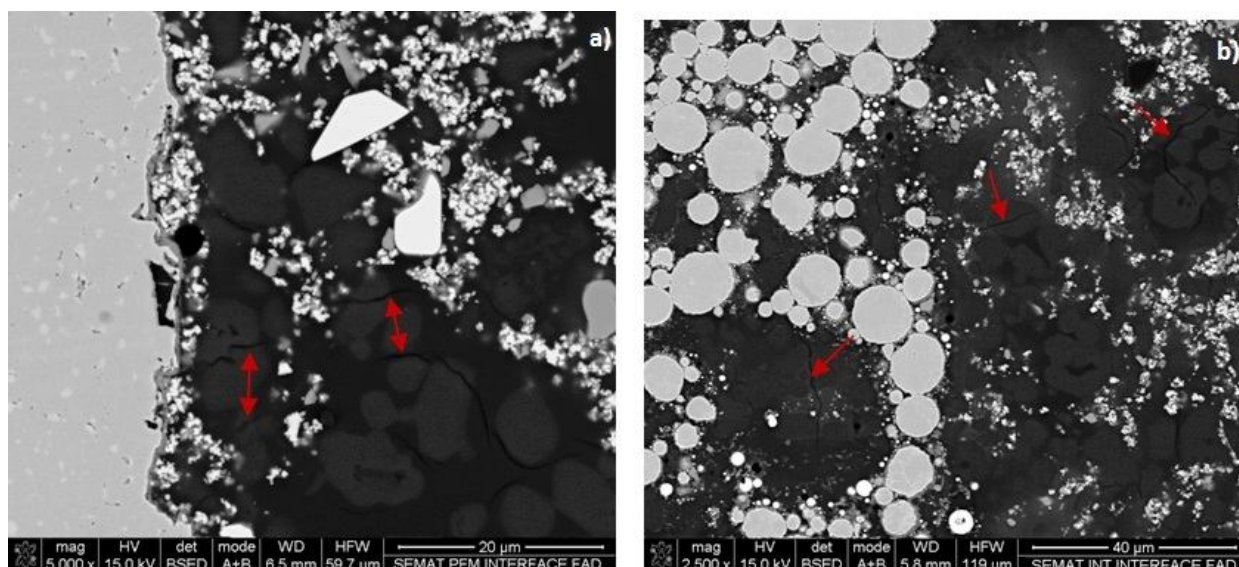


Figura 55. Corte longitudinal nos provetes PFM após fadiga (a) e nos provetes HP após fadiga (b).

10.3 Análise Estatística

Com base na análise estatística efectuada no Programa OriginPro 8.1, os dois procedimentos utilizados, PFM e HP com Interlayer são significativamente diferentes. Ou seja, estas duas técnicas são distintas entre si, produzindo espécimes com características e propriedades distintas, que se traduz num aumento da resistência ao corte.

Na Tabela 17 encontram-se os resultados obtidos, para as condições experimentais, com a análise two-way ANOVA. Os valores da resistência à tensão de corte são afectados de forma significativa pelo processo utilizado, PFM ou Interlayer-HP, $p=5,54 \times 10^{-14}$, e pelas condições de fadiga (1,2 e 3), $p=0,03$.

Os dados também foram analisados por one-way ANOVA, comparando os dados dos resultados obtidos entre si, consoante o processamento e as condições de fadiga. O resultado desta análise encontra-se exposto na Tabela 18. Estes resultados mostram diferenças significativas entre as duas técnicas de processamento utilizadas, apresentando valores significativamente mais elevados para Interlayer-HP (241 ± 26 MPa) do que para PFM (89 ± 30 MPa). No que diz respeito às condições de fadiga, as diferenças significativas apenas foram encontradas entre os espécimes não sujeitos a fadiga – condição 0 (167 ± 82 MPa) e os espécimes sujeitos à condição 3 de fadiga (134 ± 86); assim como, entre os provetes sujeitos à condição 1 de fadiga (174 ± 82 MPa) e à condição 3 (134 ± 86 MPa).

Tabela 17. Resultados da análise estatística por two-way ANOVA para os dados obtidos da resistência à tensão de corte dos espécimes PFM e Interlayer-HP com as condições de fadiga.

	Degrees of freedom	Sum of squares	Mean Square	F-ratio	p-value
Processamento	1	170937,59	170937,59	257,41	$5,54 \times 10^{-14}$
Condições Fadiga	3	7101,33	2367,11	3,56	0,03
Interacção	3	287,85	287,85	0,14	0,93
Erro	23	15273,62	664,07		
Total	30	201794,0			

Tabela 18. Comparações múltiplas entre os resultados obtidos para a técnica de processamento e as condições de fadiga [MPa].

Condições Experimentais		Condições de Fadiga				
		Condição 0	Condição 1	Condição 2	Condição 3	Média±SD
Técnica Processamento	PFM	111±27	102±21	85±25	63±28	89±30
	Interlayer-HP	262±29	246±26	238±28	226±15	241±26
	Média±DS	167±82	174±82	153±84	134±86	

11. Discussão dos Resultados

O sucesso das restaurações metal-cerâmicas depende da resistência e integridade da adesão entre os dois materiais. A interface é, assim, um ponto fulcral no sucesso clínico, pelo facto de se criar uma zona complexa de tensões. Este estudo teve como objectivo verificar que alterações na resistência à fadiga térmica e mecânica, ocorriam em espécimes metal-cerâmicas obtidas por duas técnicas distintas (convencional e Interlayer-HP), assim como, que alteração a nível de resistência acarreta a introdução de uma Interlayer compósita e uma técnica distinta na interface.

11.1 Análise da Fractura

Com base na análise da superfície de fractura dos sistemas metal-cerâmicas, segundo a ISO standard 9693 (1991) e as especificações ANSI/ADA nº38 (1991), é possível tirar conclusões acerca da adesão entre os dois materiais. Se a fractura é do tipo coesiva, esta corresponde a uma ligação forte entre o metal e a cerâmica, enquanto se for adesiva traduz-se numa ligação fraca entre os dois materiais. Uma falha 100% coesiva na cerâmica resulta de uma óptima ligação entre o metal e a cerâmica (Henriques & al, 2010a). Neste trabalho as falhas foram classificadas consoante a presença ou não de cerâmica/Interlayer remanescente no substrato metálico após o teste de corte, assim como, outros autores o fizeram nos seus trabalhos (Vásquez, Özcan, Nishioka, & et, 2008) (Salazar & al, 2007) (Vásquez, Özcan, & Kimpara, 2009) (Melo & al, 2005). Os sistemas falham onde encontram maiores debilidades, nomeadamente nas regiões que se encontram pior ligadas.

Com base nas imagens obtidas no SEM, nomeadamente na Figura 50, observa-se que na superfície de corte dos espécimes obtidos por Interlayer-HP as fracturas são mistas na interface, nomeadamente adesiva na interface e coesiva em algumas zonas. Coesiva em zonas que ficaram com Interlayer remanescente, demonstrando uma ligação eficaz, e no caso da falha adesiva a separação ocorre mesmo na interface, ocorrendo uma separação entre o Interlayer e o metal, podendo se observar a estrutura metálica (Figura 50). No que diz respeito aos provetes convencionais, estes apresentavam uma falha totalmente adesiva, pois a cerâmica separou-se completamente do metal, não restando cerâmica remanescente no substrato metálico. Um dos factores que influencia de forma significativamente a adesão na interface é o filme passivo formado. Desta forma, este tipo de falha sugere que a camada de óxido não foi eficaz na sua ligação. Pode dever-se ao facto da camada não ser muito espessa e no processo de fabrico

diminuir ainda mais e daí resultar uma baixa adesão, ou então a camada era excessivamente espessa e a ligação não foi efectuada correctamente. Este tipo de falha na adesão, devido à camada de óxido, já foi verificado anteriormente para os sistemas de CoCr com cerâmica, como o descrito por Joias *et al* (Joias & al, 2008). Também a técnica utilizada pode não permitir a uma adesão química e física eficaz (Henriques & al, 2011a) (Henriques & al, 2011b).

A adesão entre os dois materiais não é tão efectiva quanto a dos espécimes Interlayer- HP, além disso, nos provetes convencionais o substrato metálico não possui qualquer resíduo de cerâmica, podendo ser pela falha adesiva ou pelo facto da área efectiva de ligação entre os dois materiais nos espécimes PFM ser muito menor, não só pelo processamento, como pela contracção que a cerâmica sofre após aquecimento. A fractura dos provetes convencionais, com substrato CoCr e ligação a cerâmica, já tinha sido reportada em estudos prévios (Joias & al, 2008) (Melo & al, 2005), observando-se o mesmo tipo de falha.

11.2 Mecanismo Primário - Fadiga

Quando este trabalho foi iniciado, paralelamente aos objectivos do trabalho, foi traçada uma hipótese nula que acompanhou o trabalho. Partiu-se do pressuposto que a ligação metal cerâmica era afectada pela fadiga e que o sistema com Interlayer, produzido por uma técnica que aliava a pressão à temperatura, aqui proposto, era mais resistente à fadiga que o sistema convencional de PFM.

A fadiga térmica e mecânica não ocorrem como dois mecanismos separados *in vivo*, no entanto, a fadiga térmica graças às diferenças de temperatura cria concentração de tensões nas zonas mais susceptíveis e em zonas em que os materiais possuem diferentes CTEs. Tanto a fadiga térmica, como a mecânica induzem tensões repetidas na interface metal-cerâmico que enfraquece a ligação entre os dois materiais. Além disso a fadiga provoca alterações na própria microestrutura do material que com o aumento do número de ciclos e condições de fadiga, vai diminuindo as suas propriedades. Desta forma, o principal mecanismo que diminuiu a resistência de ambos espécimes foi o fenómeno de fadiga.

Neste estudo foram sujeitos os espécimes a ciclos térmicos para simular o que se passa no ambiente bucal, nomeadamente as diferenças de temperatura quando se comem alimentos a temperaturas diferentes ou mesmo quando respiramos e o choque térmico é elevado. Ao fazer-se variar a temperatura entre 5-60°C, como se se comesse um gelado e depois se bebesse um café, cria-se um choque térmico na superfície dos materiais que irão contrair e dilatar consoante a temperatura a que estão a ser sujeitos e dependendo do seu coeficiente de expansão térmica.

O facto dos materiais utilizados, o metal e a cerâmica, não possuírem o mesmo CTE, faz com que os materiais contraiam e dilatam a ritmos diferentes e com os ciclos térmicos contínuos, a interface seja sujeita a tensões cíclicas que acabam por enfraquecer a ligação entre os dois materiais (Gale & Darvell, 1999) (Leibrock, 1999) (Fischer & et, 2009). Este enfraquecimento da ligação deve-se à concentração de tensões na interface e à perda significativa das propriedades dos materiais, que ao sofrerem alterações na sua microestrutura, podem levar à destruição de algumas pontes químicas (Anusavice, 1996) (Van Noort, 2007). Apesar de alguns estudos referirem que os ciclos térmicos podem não afectar de forma significativa a ligação entre os dois materiais, a verdade é que também referem que estes podem levar à descoesão espontânea dos materiais devido à alteração das suas propriedades estruturais (Vásquez, Özcan, & Kimpara, 2009). Consoante o número de ciclos térmicos e o tempo de imersão em cada banho, os ciclos térmicos podem afectar ou não de forma significativa a ligação (Tróia Jr & Henriques, 2003). Para este estudo a situação real que sucede na nossa boca, quando nos alimentamos, foi mimetizada o mais fielmente possível, recorrendo a um número de ciclos térmicos, que já foram mencionados por outros autores, como os números de ciclos que reproduzem as condições intra-orais e que afectavam de forma significativamente a ligação na interface (Vásquez, Özcan, Nishioka, & et, 2008) (Tróia Jr & Henriques, 2003) (Vásquez, Özcan, & Kimpara, 2009). Além disso o tempo de imersão de 10s, como o testado por Tróia *et al* (Tróia Jr & Henriques, 2003) e Vásquez *et al* (Salazar & al, 2007) que demonstrou ser um tempo de imersão demasiado curto, foi alargado para 30s que reproduz uma situação mais próxima da realidade. De acordo com Scherrer *et al* (Scherrer & Wiskott, 2003) todos os materiais e todas as combinações de materiais devem ser submetidas a testes de fadiga antes dos testes mecânicos para observar o seu comportamento (Scherrer & al, 2003). Isto porque no ambiente bucal a restauração será sujeita, durante todo o seu tempo de vida, a constantes mudanças de temperatura e à acção de cargas cíclicas, aquando da mastigação dos alimentos. A fadiga é, desta forma, um dos principais mecanismos de degradação da restauração devido às tensões cíclicas que esta é sujeita. Assim, para além dos testes de fadiga térmica, foram efectuados os testes de fadiga mecânica que simulam as condições de mastigação e o impacto a que as restaurações são sujeitas ao longo desse processo (Nikaido & Kunzelmann, 2002).

As porcelanas dentárias feldspáticas convencionais são primariamente compostas por sílica e alumina, possuindo grandes quantidades de potássio e sódio para controlar a expansão térmica. Maior parte do volume da porcelana dentária é constituída por uma matriz vítrea com

cristais de leucite dispersos nesta matriz. Esta matriz vítrea é formada pela fusão do feldspato, que corresponde a misturas de alumino-silicato de potássio ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) e alumino-silicato de sódio ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$). Apesar das excelentes propriedades estéticas e da boa resistência à compressão, estas possuem baixa resistência à tracção e fractura, devido à propagação de fendas na sua estrutura interna, principalmente quando sujeito a testes de fadiga (Hamouda & al, 2010). Assim, a esta fase vítrea adiciona-se uma fase cristalina, maioritariamente composta por quartzo (SiO_2), que se distribui uniformemente no sistema vítreo e fortalece o sistema, dificultando a propagação das fendas (Van Noort, 2007).

A leucite (Figura 48), que é um mineral cristalino, cujo CTE é não linear e se encontra compreendido entre $17-20 \times 10^{-6}/^{\circ}C$, um valor bastante superior ao CTE da fase vítrea ($10 \times 10^{-6}/^{\circ}C$) da cerâmica dentária. Desta forma, este é introduzido na porcelana utilizada em restaurações metalo-cerâmicas para elevar o seu coeficiente de expansão térmica e o tornar mais próximo ao CTE das ligas metálicas utilizadas e desta forma diminuir as tensões residuais criadas na interface. Além disso, o facto de haver uma diferença entre o CTE da matriz vítrea e dos cristais de leucite, faz com que se criem forças compressivas tangenciais em redor dos cristais, que actuam com deflectores da propagação de fendas e da fractura, aumentando, assim, a resistência do conjunto (Yoshimura & al, 2005). Na Figura 48a) encontra-se a interface metal-cerâmico, onde é possível observar um cristal de leucite na matriz vítrea. A análise EDS do mesmo encontra-se na Figura 48-Z1, tendo sido detectados picos de silício e potássio.

Existem, no entanto, inúmeros factores que alteram, enaltecendo ou diminuindo, a resistência da ligação metal-cerâmico. Quando se comparam as superfícies dos provetes sujeitos à fadiga com as superfícies antes dos testes verificam-se diferenças evidentes entre a técnica convencional e a que inclui o Interlayer-HP. Observando a superfície dos espécimes PFM, antes e depois dos testes de fadiga, verifica-se que a superfície do lado da cerâmica se encontra com inúmeras fendas, principalmente em redor dos grãos de leucite, onde tiveram início e se propagaram ao longo de toda a superfície, como é visível na Figura 46 e na Figura 47. No caso dos espécimes com Interlayer, após os testes de fadiga a sua superfície apresenta algumas fendas, no entanto em menor número que as do PFM. Em comum têm o facto de encontrarem-se, também, na cerâmica em redor dos grãos de leucite e próximo da interface cerâmica-Interlayer, enquanto o metal permanece intacto, assim como a interface metal-Interlayer (Figura 53). No que diz respeito ao metal, tanto no PFM, como nos espécimes com Interlayer se observa uma deformação plástica no metal. Contudo, no caso do PFM (Figura 49) a deformação plástica

é muito mais intensa e profunda do que no caso dos espécimes com Interlayer (Figura 52) que apresentam uma deformação plástica mais suave. Este facto pode ser explicado pelas tensões cíclicas a que o material é sujeito durante os testes de fadiga, no entanto, a tensão de corte varia nos dois casos, apresentando um valor muito menor na presença da camada compósita. Este fenómeno será explicado mais adiante.

Os espécimes PFM e com Interlayer foram sujeitos exactamente às mesmas condições de teste. Assim sendo, a enorme discrepância entre a resistência à tensão de corte das restaurações PFM e das restaurações com Interlayer, deve-se à técnica de processamento utilizada, ou seja ao Hot Pressing, assim como a introdução de uma camada compósita composta por um rácio 50/50 (% em volume) dos dois materiais a ligar. Graças à técnica de Hot Pressing, ao aliar a pressão à temperatura, os pós cerâmicos da porcelana dentária são pressionados sob o metal, aumentando o mecanismo de difusão do material. Ao permitir um contacto completo e eficaz entre o metal e a cerâmica, ocorre o aumento das pontes químicas e a sua estabilização e conseqüentemente a adesão é melhorada. Assim, como resultado, obteve-se uma interface livre de pequenos defeitos, como fendas e poros (Figura 51). Pelo facto de não se aplicar pressão na técnica da porcelana fundida sob o metal, recorrendo apenas à temperatura, permanecem defeitos na interface. Elementos como porosidade ou pequenas irregularidades permitem que ar fique retido nesses defeitos e diminuam a ligação efectiva entre os dois materiais. A fadiga inicia-se nas imperfeições superficiais que correspondem a pontos de concentração de tensões e progride perpendicularmente à tensão. A sua progressão dá-se pela deformação plástica verificada na base da fenda associada ao constante aumento de concentração de tensões.

Desta forma, mesmo nos espécimes não sujeitos aos ensaios de fadiga, a sua superfície apresenta-se com poros e microfendas (Figura 46 a e b) (Henriques & al, 2010b) (Henriques & al, 2011a) (Henriques & al, 2010a) (Henriques & al, 2011b). Este facto é também corroborado quando se observam os valores de resistência à tensão de corte, mesmo para os provetes não testados à fadiga, onde a resistência dos PFM é de $110,57 \pm 27,23 \text{MPa}$ e com Interlayer-HP é de $262,00 \pm 29,00 \text{MPa}$. Com base nestes resultados, é fácil compreender por que razão a ligação convencional PFM possui uma resistência à tensão de corte tão baixa quando comparado com a ligação com Interlayer. O facto de se sujeitar os espécimes a ciclos térmicos e mecânicos permite que a superfície esteja em constante tensão. As constantes mudanças de temperatura fazem não só com que o metal contraia e dilate mais depressa que a cerâmica (pois tem CTE

mais elevado), como dentro do sistema cerâmico, os cristais de leucite contraíam e dilatam mais rapidamente que a matriz vítrea. Desta forma, a zona mais susceptível será a fronteira entre o grão de leucite e a matriz vítrea. Contudo, se a tensão não for demasiado elevada, graças aos grãos de leucite pode ocorrer a deflexão da fenda, principalmente se as tensões são tangenciais de compressão, alterando a sua direcção de propagação e ocorrendo em redor das partículas por tensões radiais de tracção. Esta alteração na propagação diminui a intensidade da tensão na fenda.

A superfície do PFM ao possuir pequenos poros ou microfendas, por mais mínimos que sejam, quando sujeitos ao efeito da fadiga tendem a agravar em número e tamanho. Quando a superfície já possui pequenos defeitos internos, a aplicação de cargas cíclicas irá desencadear o crescimento e propagação das fendas, que por sua vez, serão pontos de concentração de tensões e quanto maior for o seu crescimento, maior será a tensão acumulada. A realização dos testes de fadiga em espécimes que possuem estes defeitos internos diminui a coesão da cerâmica, assim como a adesão entre o metal e a cerâmica, existindo uma maior área sob tensão, já que, existem mais zonas correspondentes a pontos de concentração de tensões. No caso dos espécimes com Interlayer, após fadiga, a sua superfície não possui tantas fendas como no caso dos PFM, pois o facto de se recorrer a uma técnica que alia a temperatura à pressão permite que a superfície fique livre de defeitos. Desta forma a fadiga irá actuar mais sob as zonas onde ocorrem diferenças de CTE, nomeadamente, nas fronteiras de grão da leucite.

Como já foi explicado, o valor da resistência à tensão de corte dos espécimes com interlayer foi bastante superior aos PFM e a queda da resistência, após fadiga, foi muito mais acentuada nos últimos, devido aos defeitos internos do material proporcionados pela técnica de processamento utilizada. Para além desta razão, o facto de se ter introduzido uma interface compósita entre os dois materiais fez com que as tensões a que estes espécimes foram sujeitos fossem muito menores do que as que os espécimes PFM foram expostos. Passando a explicar, no caso dos espécimes convencionais o facto de ocorrer uma transição abrupta entre o metal e a cerâmica, induz grandes diferenças nas propriedades dos materiais (módulo de Young, rigidez, composição química). O facto do módulo de Young sofrer alterações tão bruscas causa diferenças significativas no comportamento elástico dos dois materiais na interface. Esta transição abrupta faz com que na interface se criem tensões de corte de magnitude elevada (Figura 56 a). Este facto aliado à pressão sofrida na interface pode desencadear a falha de todo o sistema (Anusavice, 1996) (Van Noort, 2007).

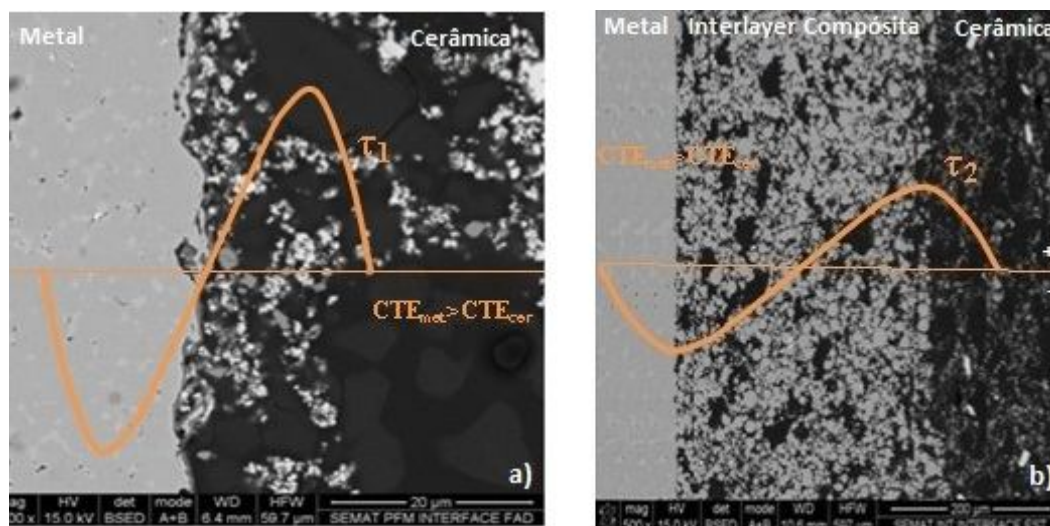


Figura 56. Esquema representativo das diferenças na magnitude das tensões de corte na interface dos espécimes obtidos por PFM (a) e HP (b). Os sinais significam que o metal está à tracção (-) e que a porcelana está à compressão (+).

Por outro lado, quando se recorre a uma camada compósita entre os dois materiais, camada esta composta pelos dois materiais a ligar, introduz-se uma interface de material que possui propriedades mistas entre o metal e a cerâmica. Ao recorrer a esta interface compósita, evita-se uma transição abrupta entre as propriedades dos materiais, passando a existir uma gradação ou uma transição suave nas suas propriedades. Por este facto, as tensões geradas na interface são de menor amplitude (Figura 56 b) e havendo uma maior área de distribuição das mesmas o sistema torna-se muito mais resistente. Os sinais no gráfico significam que o metal está à tracção (-) e que a porcelana está à compressão (+). Quanto à magnitude das tensões, no lado do metal e no lado da porcelana, ainda não existem dados que nos permitam dizer nada sobre isso, sendo o diagrama meramente indicativo.

Em suma, a presença da Interlayer permite a redução das diferentes tensões na interface, pelo facto de reduzir a tensão de corte máxima ($\tau_2 < \tau_1$) e também por permitir a distribuição das tensões por um volume maior de material (Henriques & al, 2010b) (Henriques & al, 2011a) (Henriques & al, 2010a) (Henriques & al, 2011b).

A presença desta Interlayer aumenta, de forma significativa, a adesão entre os dois materiais. Aquando dos testes de fadiga, quando os espécimes são sujeitos a tensões cíclicas, estas tensões são transferidas para todo o material. Como a Interlayer é uma camada compósita constituída por iguais quantidades de metal e cerâmica, quando as tensões atingem o material, o metal começa a deformar plasticamente, no entanto, a presença de partículas de cerâmica restringem esta deformação plástica, aumentando a resistência mecânica. Por outro lado, a presença de uma fase metálica em redor da cerâmica evita a falha prematura da cerâmica,

devido à elevada capacidade do metal de se deformar. Desta forma, explica-se por que razão a deformação plástica dos espécimes com Interlayer-HP (Figura 52) é muito menor que a dos espécimes PFM (Figura 49), assim como, por que razão a superfície da cerâmica do PFM possui muitas mais fendas que o Interlayer (Figura 55).

Foi realizado um estudo paralelo a este, no qual se mediram as propriedades mecânicas, como a dureza e módulo de Young, na interface metal-cerâmico da ligação convencional e da ligação Interlayer-HP. Para tal foram realizadas nanoindentações (Nano test, Micro Materials, UK) na interface dos espécimes para registar as alterações nessas propriedades mecânicas. A carga utilizada foi de 300mN. Os resultados da mesma encontram-se na Figura 57.

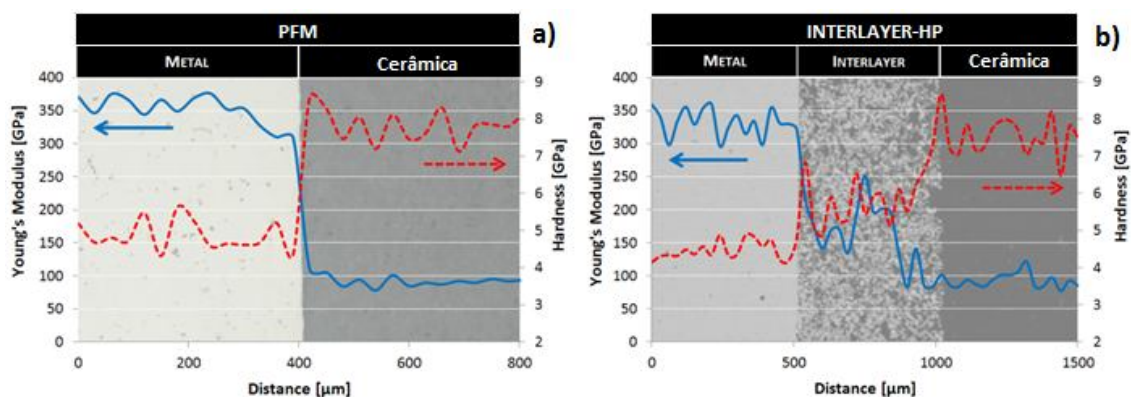


Figura 57. Propriedades mecânicas – Módulo de Young (lado esquerdo do gráfico) e dureza (lado direito do gráfico) – na interface metal-cerâmico dos provetes PFM (a) e Interlayer-HP (b).

Observa-se, assim, uma transição de facto abrupta nas propriedades mecânicas dos provetes obtidos pela técnica convencional PFM (Figura 57 a) e no caso dos espécimes Interlayer-HP observa-se uma transição muito mais suave nas propriedades (Figura 57 b), sem os picos abruptos observados no PFM. Corroborar, desta forma, que a Interlayer introduzida, ao minimizar a transição abrupta, minimiza também as tensões sofridas na interface.

Desta forma, a transição que ocorre na interface tem um perfil semelhante ao esquematizado na Figura 58.

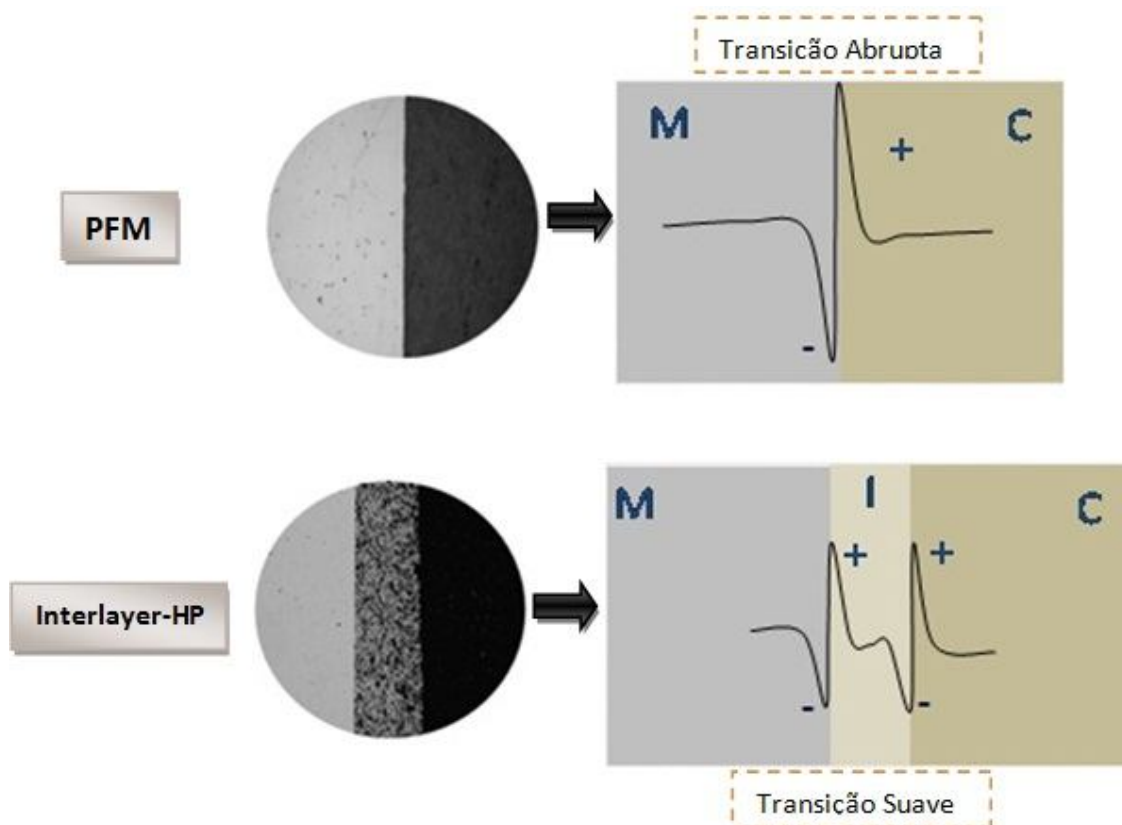


Figura 58. Esquema representativo dos diagramas das tensões sofridas na interface metal-cerâmico das duas configurações testadas: PFM e Interlayer-HP.

11.3 Mecanismo Secundário - Corrosão

As estruturas no ambiente bucal encontram-se constantemente expostas a alterações térmicas, físicas, químicas devido à introdução de alimentos, bebidas, medicamentos ou mesmo do ambiente circundante que causam a corrosão das mesmas. A nossa própria saliva contendo inúmeras enzimas é um ambiente altamente corrosivo para as restaurações dentárias.

Para este trabalho recorreu-se a uma solução de saliva artificial de *Fusayama* (Fusayama & Katayori, 1963), que contém inúmeros iões como o cloro, potássio, sódio, fosfato, cálcio que tentam reproduzir as condições do ambiente bucal. Desta forma, a diminuição da resistência da ligação entre o metal e a cerâmica pode também ser associada à corrosão presente no material quando mergulhado nas soluções de saliva artificial. Também a vida em fadiga é significativamente diminuída na presença de um meio aquoso devido às reacções na superfície dos materiais (Anusavice, 1996). Desta forma, em determinados ambientes, as fendas ou a ruptura podem ocorrer a níveis de tensão abaixo da tensão de cedência por estarem expostos a

ambientes que induzem as fendas (*Environment Induced Cracking* - EIC), como a corrosão sob tensão, a corrosão-fadiga e fragilização do material na presença de hidrogénio.

Apesar da liga de CoCrMo utilizada possuir uma resistência elevada à corrosão, por vezes nos processos de sinterização formam-se precipitados de Cr_2N que diminuem a resistência à corrosão, devido à quebra do filme passivo. No processo de sinterização a vácuo pode ocorrer a perda de crómio do material por volatilização que permanece nas fronteiras de grão do metal (Krasicka-Cydzik & al, 2005). Esta formação de carbonetos nas juntas de grão, torna estas zonas desprotegidas, devido à sua incapacidade de passivar, tornam-se, assim, um foco de corrosão (intergranular) activa. No entanto se se compararem os valores de resistência obtido para os espécimes com Interlayer-HP quando comparado com PFM, observa-se que este facto é muito pouco significativo.

Após análise da Figura 54 restaram dúvidas em relação ao elemento que se encontrava na interface dos espécimes convencionais PFM. Assim o composto foi analisado por SEM/EDS.

Na análise SEM/EDS da interface metal-cerâmico observou-se a presença de sais na interface da configuração convencional – PFM (Figura 59), enquanto que na interface Interlayer HP- não foram encontrados quaisquer vestígios.

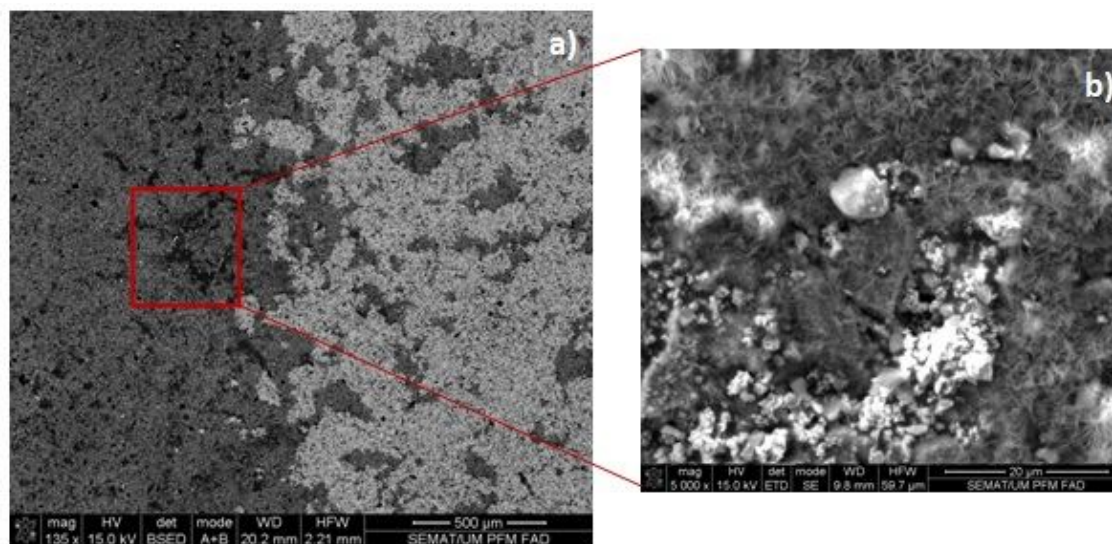


Figura 59. Interface metal-cerâmico da configuração convencional PFM após fadiga (a); pormenor da interface com a presença de sais na interface.

A análise EDS dos sais encontrados encontra-se exposta de seguida, na Figura 60, onde foram detectados picos de cálcio e fosfato, derivados dos iões presentes na saliva artificial.

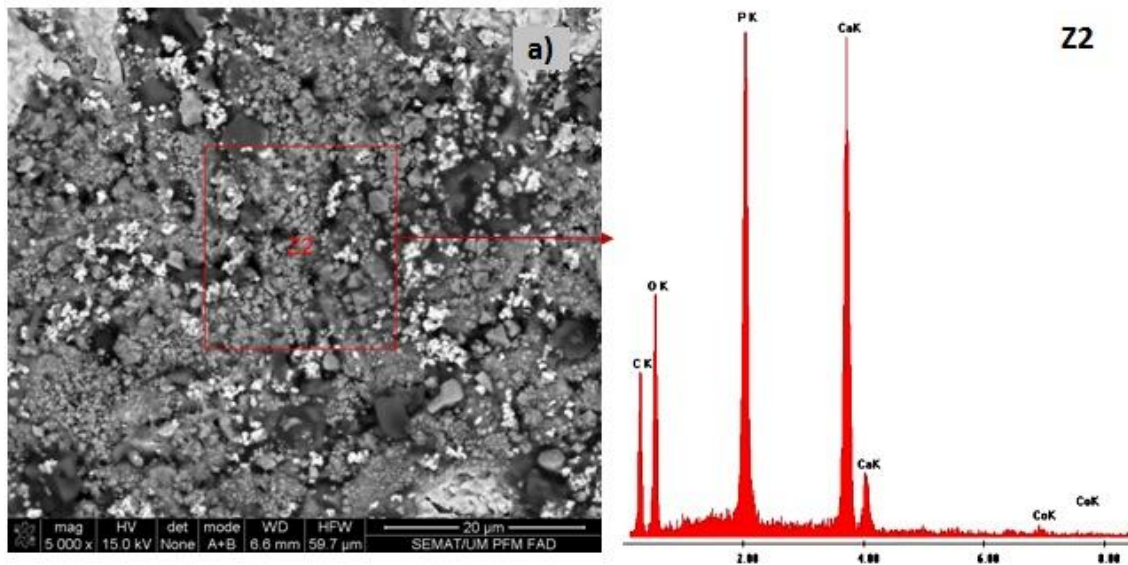


Figura 60. Ampliação da zona na interface onde foram encontrados os sais (a) e análise EDS dos mesmos (Z2), com picos de potássio, cálcio e fosfato no espectro obtido.

Estes sais terão tido origem na saliva artificial utilizada nos testes de fadiga térmica, provando que o líquido conseguiu deslocar-se nos espécimes até à interface metal-cerâmico, enfraquecendo a ligação entre os dois materiais. Este factor pode ter levado à corrosão do filme passivo de óxido de crómio (Fischer & et, 2009) na interface e diminuído a adesão entre os dois materiais, já que, as ligas de CoCr possuem uma baixa resistência a soluções que contenham iões cloreto (Upadhyay & al, 2006), um dos constituintes da saliva artificial. Não foram observados cristais salinos na interface dos espécimes Interlayer-HP, o que pode ser explicado, principalmente pela técnica utilizada. A presença de defeitos residuais, como porosidade e fendas, resultantes da técnica PFM, forneceram um caminho preferencial para a introdução e deslocamento da solução de saliva artificial até à interface, agravando, desta forma, os efeitos da fadiga térmica e mecânica.

Também, o facto de se formarem fendas a partir de pequenos defeitos ou de zonas de concentração de tensões, quando sujeitos a fadiga, faz com que o material esteja ainda mais exposto ao ambiente corrosivo. A fenda ao encontrar-se mergulhada num meio aquoso corrosivo, principalmente que contenha iões fluoreto (F⁻) e no caso da liga de CoCr na presença de iões cloreto (Cl⁻), a solução penetra na fenda, podendo ficar aí estancada. Nestas áreas, como a concentração de iões cloreto, a diminuição do pH e a escassez de oxigénio leva à activação da superfície. Aumentando a concentração de produtos de corrosão e diminuindo a presença de oxigénio dissolvido, a capacidade reactiva que os produtos de corrosão possuem estimulam a

formação de cloretos, que diminuem o pH e estimulam os processos de corrosão. A diminuição de oxigénio dissolvido vai impedir a repassivação dos materiais. Este facto faz com que ocorram trocas iónicas (Figura 61) e que o acesso de oxigénio seja limitado e aumente a corrosão local e consequente propagação da fenda, quer no metal, quer na cerâmica (Landolt D., 2007) (Upadhyay & al, 2006).

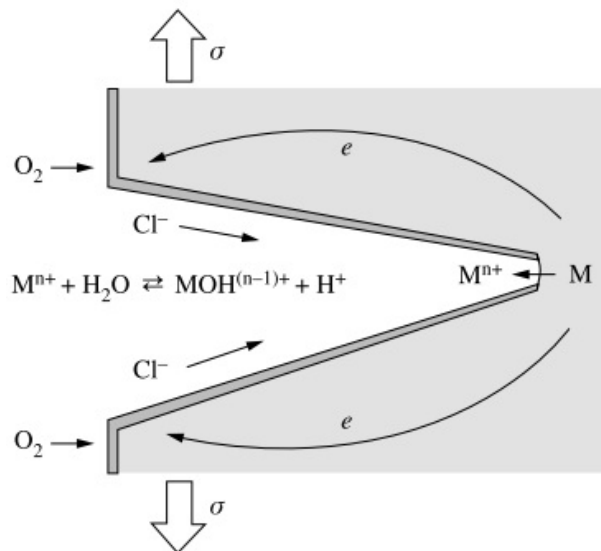


Figura 61. Reacções electroquímicas no interior de uma fenda – Corrosão sob Tensão (Landolt D. , 2007).

Também o facto do meio aquoso em questão estar a uma temperatura elevada, como no caso dos testes térmicos de fadiga, aumenta de forma significativa a corrosão pois o filme passivo é destruído mais rapidamente, devido às trocas iónicas e a sua estabilidade no meio diminui. Desta forma aumenta a possibilidade de surgirem fendas por corrosão sob tensão.

Apesar da corrosão também estar presente, pelo facto de se ter recorrido a um meio aquoso e este possuir inúmeros iões potencialmente corrosivos, esta muito provavelmente afecta de forma mínima os materiais. Pode aumentar a propagação das fendas, contudo, o mecanismo que causa maior preocupação e que afecta os materiais é o fenómeno de fadiga.

12. Conclusão

A procura do ser humano por padrões de vida superiores é uma constante que tem conduzido ao desenvolvimento de cada vez melhores dispositivos e intervenções artificiais que restaurem ou substituam órgãos comprometidos.

O principal objectivo deste trabalho foi estudar o efeito da fadiga térmica e mecânica no tempo de vida de uma restauração dentária metalo-cerâmica, nomeadamente na resistência da ligação entre os dois materiais. Para tal foram testadas duas configurações metalo-cerâmicas distintas. Na primeira, recorreu-se à técnica convencional de porcelana fundida sobre o metal (PFM) e na segunda configuração, inovou-se introduzindo uma camada compósita com um rácio 50/50 (% em volume) dos dois materiais, entre o metal e a cerâmica, e os espécimes foram produzidos por Hot Pressing.

Com base neste trabalho concluiu-se que a técnica de Hot Pressing, ao aliar a pressão à temperatura, permite um contacto íntimo entre os dois materiais a ligar, aumentando as pontes químicas e a estabilização das mesmas, o que aumenta a resistência do conjunto à fadiga. Desta forma a adesão é melhorada de forma significativa, pelo facto de se obter uma superfície livre de pequenos defeitos, o que diminui significativamente o efeito da fadiga no material. A introdução da camada compósita, com igual quantidade dos materiais a ligar, melhora de forma significativa a adesão entre o metal e a cerâmica. Além disso, ao permitir uma transição suave entre as propriedades mecânicas dos materiais, pois possui os dois materiais na sua composição, as tensões de corte que se criam na interface são muito menores e desta forma a adesão entre os dois materiais é muito superior à do PFM. Por estas duas razões, a resistência à tensão de corte dos espécimes com Interlayer, após testes de fadiga, é superior à dos espécimes PFM em cerca de 260%. Durante os testes de fadiga, no caso dos espécimes com Interlayer, quando as tensões cíclicas atingem o material este começa a deformar plasticamente, no entanto, a presença de partículas de cerâmica restringem esta deformação plástica, aumentando a resistência mecânica. Por outro lado, a presença de uma fase metálica em redor da cerâmica evita a falha prematura da cerâmica, devido à elevada capacidade do metal de se deformar.

Conclui-se então que a introdução de uma camada compósita, com igual quantidade dos materiais a ligar, se traduz num enaltecimento da adesão entre os dois materiais a ligar. Conclui-se também que a pressão quando aliada à temperatura contribui para reforçar a adesão entre os dois materiais ao contribuir para um contacto eficaz entre ambos. Estas alterações traduzem-se, também, numa maior resistência do conjunto à fadiga.

Estes resultados corroboram que as restaurações Interlayer-HP surgem como uma alternativa viável das actuais restaurações PFM, já que, se traduzem como restaurações com melhores propriedades e com uma maior qualidade e longevidade. A introdução desta técnica no mercado não pressupõe grandes gastos nem custos, já que, a única alteração a ser realizada é a utilização ou adaptação de um dispositivo ou técnica que alie a pressão à temperatura, para aderir a cerâmica ao substrato metálico.

Desta forma, este trabalho pressupõe um grande avanço no que diz respeito à qualidade e longevidade das restaurações metalo-cerâmicas.

13. Trabalhos Futuros

Este trabalho abre um novo caminho para as restaurações dentárias, no entanto, como qualquer trabalho de investigação, deverão ser efectuados mais estudos. No futuro poder-se-ão realizar individualmente testes de fadiga térmica e testes de fadiga mecânica, para perceber qual dos mecanismos é mais prejudicial para a restauração dentária. Apesar da restauração no ambiente bucal sofrer sempre os dois tipos de fadiga, seria interessante compreender qual dos dois é o mais prejudicial, se as tensões associadas ao choque térmico ou as tensões associadas à mastigação propriamente, com o intuito de encontrar formas de as minimizar.

Outro estudo bastante interessante seria o de realizar os testes de fadiga térmica em água para servir de comparação com a saliva artificial que foi o ambiente aquoso utilizado neste trabalho. Apesar da saliva artificial ser um meio mais fidedigno como base de comparação com o que se passa no ambiente bucal, seria interessante comparar com outro meio aquoso mais neutro, com menos iões tão corrosivos, para compreender o papel exacto da corrosão nestas restaurações dentárias.

Este trabalho propôs a introdução de uma camada Interlayer entre o metal e a cerâmica com o objectivo de minimizar as tensões de corte na interface, aumentando a sua resistência, assim como a aderência entre as duas fases. Este propósito foi verificado com sucesso neste trabalho. No entanto, ainda se desconhece se o propósito da Interlayer é optimizado com a espessura utilizada. Seria extremamente interessante realizar um novo estudo com alterações na espessura do Interlayer para se observar o comportamento destas restaurações dentárias, de forma a optimizar a Interlayer.

Proponho ainda a colocação de pós metálicos sob o substrato metálico fabricado para permitir uma melhor ligação e continuidade das propriedades entre o substrato metálico e a Interlayer.

14. Bibliografia

- Labordental**: Obtido em 23 de Março de 2011, <http://www.labordental.com.br/aempresa.htm>
- Ahlbom A., et al** (2008). The safety of dental amalgam and alternative dental restoration materials for patients and users. Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks.
- Anusavice, K. J.** (1996). *Science of Dental Materials* (10ª edição ed.). Philadelphia: W.B. Saunders Company.
- Barry, M., Kennedy, D., Keating, K., & Schaperl, Z.** (2005). Design of dynamic test equipment for the testing of dental implants. *Materials & Design*, 26, pp. 209-216.
- Bates, M.** (2006). Mercury amalgam dental fillings: An epidemiologic assessment. *International Journal of Hygiene and Environmental Health*, 209, pp. 309-316.
- Beer, F. P., Johnston, E. R., & Dewolf, J. T.** (2003). *Mechanics of Materials*. McGraw-Hill Companies.
- Beers, M. H.** (2004). The Merk Manual of Health and Aging. Merck Research Laboratories.
- Berry, T., et al** (1998). Amalgam at the new millennium. *Journal of American Dental Association*, 129.
- Bezzon, O. L.** (2001). Pilot study of the relationship between the hardness and abrasion resistance of two base metal alloys used for metal-ceramic restorations. *Journal Prosthetic Dentistry*, 85, pp. 190-194.
- Brick, R. M., Pense, A. W., & Gordon, R. B.** (1982). *Structure and Properties of Engineering Materials* (4ª edição ed.). McGraw-Hill Book Company.
- Brown, W. S.** (1972). Thermal fatigue in teeth. *Journal of Dental Research*, 51, pp. 461-467.
- Ceramco3 Quick Start.** (s.d.). Obtido em 25 de Março de 2011, de http://www.ceramco.com/documents/C3_090850PasteQS.pdf
- Chong, M. P., & et al** (1980). A simple shear test to evaluate the bond strength of ceramic fused to metal. *Aust Dent J*, 25, pp. 357-361.
- Conceição, E. N.** (2005). *Restaurações estéticas: compósitos, cerâmicas e implantes* (1ª ed.). São Paulo: Artmed.
- Craig Jr, R. R.** *Mecânica dos Materiais*. Técnicos e Científicos Editora S.A., Rio de Janeiro 2003.
- Craig, J. M., & Powers, R. G.** (2004). *Restorer Dental Materials*. Academic Press.
- Della Bona, A., & Anusavice, K. J.** (2002). Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *International journal of Prosthodontic*, 15, pp. 248-253.
- Della Bona, A., Shen, C., & Anusavice, K. J.** (2004). Microtensile strength of composite bonded to hot pressing ceramics. *Journal of adhesive dentistry*, 2, pp. 305-313.
- Denry, I. K.** (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24, pp. 299-307.
- Dental Implant Surgery.** (26 de Janeiro de 2007). Obtido em 1 de Junho de 2010, de MayoClinic: <http://www.mayoclinic.com/health/dental-implants/HA00026>
- Drummond, J. L., & et al** (1984). shear testing of the Porcelain-Metal Bond. *Journal of Dental Restorations*, 63, p. 1400.
- Elias, C., Figueira, D., & Rios, P.** (2006). Influence of the coating material on the loosening of dental implant abutment screw joints. *Materials Science and Engineering C*, 26, pp. 1361 – 1366.
- Fischer, J., & et al** (2009). The effect of thermal cycling on metal-ceramic bond strength. *Journal of Dentistry*, 37, pp. 549-553.
- Fleck, C. E.** (2010). Corrosion, fatigue and corrosion fatigue behaviour of metal implant materials especially titanium alloys. *International Journal of Fatigue*, 32, pp. 929-935.
- Fusayama, T., & Katayori, T. N.** (1963). Corrosion of gold and amalgam placed in contact with each other. *Journal of Dental Research*, 42, pp. 1183-1197.
- Gale, M. S., & Darvell, B. W.** (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations - Review. *Journal of Dentistry*, 27, pp. 89-99.

- Garcia, A., Spim, J. A., & dos Santos, C. A.** (2000). *Ensaios de Materiais*. Rio de Janeiro: Livros técnicos e científicos Editora S.A.
- Gurappa, I. e.** (2002). Characterization of different materials for corrosion resistance under simulated body fluid conditions. *Materials Characterization*, pp. 73-79.
- Hager, B., Oden, A., & et al** (2001). Crack healing in alumina bioceramics. *Journal Prosthetic Dentistry*, 85, p. 231.
- Hamouda, I. M., & et al** (2010). Evaluation of an experimental dental porcelain. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 3, pp. 610-618.
- Hanawa, T.** (1999). In vivo metallic biomaterials and surface modification. *Materials Science & Engineering A*, pp. 260-266.
- Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., & et al** (2002). Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 88, p. 10.
- Heintze, S. et al** (2006). A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. *Dental Materials*, 22, pp. 1051-1062.
- Henriques, B., & et al** (2010 a). Influence of peroxidation cycle on the bond strength of CoCrMo-porcelain dental composites. Campus de Azurém, Universidade do Minho.
- Henriques, B., & et al** (2011 b). Shear bond strength of a hot pressed Au-pd-pt alloy-porcelain dental composite. *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomaedical Materials*.
- Henriques, B., & et al** (2011 a). Optimization of bond strength between gold alloy and porcelain through a composite interlayer obtained by powder metallurgy. *Materials Science and Engineering A*, 528, pp. 1415-1420.
- Henriques, B., & et al** (2010 b). On the use of a graded metal-ceramic dental restoration. Guimarães.
- HHS.** (2008). *Dental Devices: Classification of Dental Amalgam, Reclassification of Dental Mercury*. Food and Drug Administration.
- Hobkirk, J. A.** (2003). *Introducing Dental Implants*. China: Churchill Livingstone: Elsevier Science Limited.
- Hobo, S. S.** (1973). Porcelain fused to metal - tooth preparation and coping design. *Journal Prosthetic Dentistry*, 30, pp. 28-36.
- Höland, W., et al** (2009). Future perspectives of biomaterials for dental restoration. *Journal of the European Ceramic Society*, 29, pp. 1291-97.
- Huang, L. H., & Wang, H. L.** (2005). Dental implants dor orthodontic anchorage. *American journal of orthodontics and dentofacial*, 127, pp. 713-722.
- Joias, R. M., & et al** (2008). Shear bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys. *The Journal of prosthetic Dentistry*.
- Jones, F. H., et al** (2001). Teeth and bones: applications of surface science to dental materials and related biomaterials. *Surface Science Report*, 42, pp. 75 - 205.
- Jörn, D., & et al** (2010). The influence of opaque application methods on the bond strength and final shade of PFM restorations. *Journal of Dentistry*, 38s, pp. e143-e149.
- Kayabasi, O. Y.** (2006). Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software*, 37(10), pp. 649-658.
- Kelly, J. R., Nishimura, I., & Campbell, S. D.** (1996). Survival of In-Ceram crowns in a private practice - A prospective clinical trial. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 18, p. 18.
- Kononen, M. K.** (2001). Fusing of dental ceramics to titanium. *Journal Dental Research*, 80, pp. 848-854.
- Kosmac, T. O.** (2008). The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *Journal of the European Ceramic Society*, 28, pp. 1085-1090.
- Krasicka-Cydzik, E., & et al** (2005). Corrosion testing of sintered samples made of the Co-cr-Mo alloy for surgical application. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 16, pp. 197-202.
- Landolt, D.** (2007). *Corrosion and surface chemistry of Metals*. Taylor and Francis Group.

- Landolt, D., Mischler, S., & Stemp, M.** (2001). Electrochemical methods in tribocorrosion: a critical appraisal. *Electrochimica Acta*, 46, pp. 3913–3929.
- Lee, C. K.** (2009). Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Dental Materials*, 25, pp. 1419-1425.
- Leibroock, A., et al** (1999). In vitro study of the effect of thermo and load-cycling on the bond strength of porcelain repair system. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26, pp. 130-137.
- Longman, C. M.** (1984). Variation in temperature of the oral cavity during the imbibition of hot and cold fluids [special issue]. *Journal of Dental Research*, 63, p. 521.
- Lussi, A.** (2006). *Dental Erosion: From Diagnosis to Therapy* (Vol. 20). (Whitford, Ed.) Switzerland: Karger.
- Maciel, D., et al** (2005). The influence of the composite resins' expiration time on its compression resistance. *Arquivos em Odontologia*, 41 (3), pp. 235-241.
- Manicone, P. F.** (2007). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*, 35, pp. 819-826.
- McGabe, J. F., & Walls, A. W.** (2008). *Applied Dental Materials* (Vol. 9ª edição). UK: Blackwell Publishing Ltd.
- McLaren, E. A.** (1998). All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. 19, pp. 307-312.
- McLaren, E. A.** (2005). Zirconia-based ceramics: material properties, esthetics and layering techniques of a new veneering porcelain, VM9. *Dental Technologies*, 28, pp. 99-111.
- McLaren, E. A., & White, S. N.** (2000). Characterization of glass-infiltrated alumina-based ceramics. *Quintessence Dentistry Technology*, 23, p. 63.
- McLean, J. W.** (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. 119, pp. 251-267.
- Melo, R. M., & et al** (2005). Shear bond strengths of a ceramic system to alternative metal alloys. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93, pp. 64-69.
- Natali, A.** (2003). *Dental Biomechanics*. Italy: Taylor and Francis.
- Niinomi, M.** (2007). Fatigue characteristics of metallic biomaterials. *International Journal of Fatigue*, 29, pp. 992-1000.
- Nikaido, T., & Kunzelmann, K. H.** (2002). Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dental Materials*, 18, pp. 269-275.
- Nobil 4000 - Alloy Data.** (s.d.). Obtido em 20 de Junho de 2011, de http://www.nobilmetal.it/public/products_attach/st_nobil_4000.pdf
- Nobil-Metal.** (s.d.). Obtido em 20 de Junho de 2011, de <http://www.nobilmetal.it/en/products.aspx?id=07EF07EF>
- Okazaki, Y., & Rao, S.** (1998). Effects of Ti, Al and V concentrations on cell viability. *Materials Transactions*, 39, pp. 1053-1062.
- Okazaki, Y., & Tateishi, T.** (1997). Corrosion resistance of implant alloy in pseudophysiological solution and role of alloying in passive films. *Materials Transactions*, 39, pp. 78-84.
- Oral Sul - Saúde Bucal.** (22 de Março de 2011). Obtido de <http://www.oral.sul.odo.br/car.htm>
- Padipatvuthikul, P. J.** (2010). Determination of surface and subsurface fatigue damage in dental composites. *Wear*, 268, pp. 1483-1489.
- Park, J. B.** (2003). *Biomaterials- Principles and Applications*. USA: CRC Press.
- Passerone, A. M.** (2004). Metal-ceramic interfaces: wetting and joining processes. *International Journal Materials and product Technology*, 20, pp. 420-439.
- Pentron Laboratory Technologies, L.** (2007). *Avanté Micro Cristal: PFM, All-ceramic, Press to Metal*. The Netherlands.
- Pentron Laboratory Technologies, L.** (2008). *OCP + Plus Porcelain*. The Netherlands.
- pH da Saliva.** (25 de Maio de 2010). Obtido de Clínica Humanus: <http://www.saliva.com.br/saliva/saliva/ph>
- Phillips, R. W.** (1998). *Science of dental Materials* (10ª edição ed.). Guanabara.

- Pileickiene, G., & Surna, A.** (2004). The Human Masticatory System From A Biomechanical Perspective: A Review. *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal*, 6 (3), pp. 81-84.
- Plant, C. G.** (1974). The heat evolved and temperatures attained during setting of restorative materials. *British Dental Journal*, 137, pp. 233-238.
- Probster, L.** (1996). Three-point bending strength of ceramics fused to cast titanium. *European Journal of Oral Sciences*, 104, pp. 313-319.
- Raigrodski, A. J.** (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92, p. 557.
- Ratner, B., & Hoffman, A.** (2004). *Biomaterials Science-An Introduction to Materials in Medicine* (2ª edição ed.). Elsevier Academic Press.
- Rizkalla, A. S.** (2004). Indentation fracture toughness and dynamic elastic moduli for commercial feldspathic dental porcelain materials. *Dental Materials*, 20, pp. 198-206.
- Roberts, H. W., & al, e.** (2009). Metal-Ceramic Alloys in Dentistry: A Review. *Introduction to Journal Prosthodontic*, 18, pp. 188-194.
- Rocha, L.** (2010). Significance of corrosion and tribocorrosion in biomedical applications. *Apontamentos de Tribocorrosão*. Guimarães.
- Salazar, S. M., & et al.** (2007). Shear bond strength between metal alloy and a ceramic system, submitted to different thermocycling immersion times. *Acta Odontologia Latinoamericana*, 20.
- Salz, U. M.** (2007). Chapter 3 - Enamel and Dentin Adhesion. In S. S. Shalaby, *Polymers for dental and orthopedic applications*. USA: CRC Press.
- Sartori, R. C.** (2007). Mechanical properties of dental implants submitted to fluoride ions action. *Revista de Odontologia*, 36 (4), pp. 317-322.
- Saúde estética & Oral.** (22 de Março de 2011). Obtido de <http://www.danielajusan.com.br/?p=223>
- Scherrer, S. S., & et al** (2003). Monotonic flexure and fatigue strength of composites for provisional and definitive restorations. *Journal of Dental Prosthetic*, 89, pp. 579-588.
- Sciff N., G. B.** (2002). Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys. *Biomaterials*, 23, pp. 1995-2002.
- Seeley, R.** (2001). *Anatomia e Fisiologia* (3ª ed.). Lisboa, Portugal: Lusodidacta.
- Sharma, M.** (2008). Electrochemical Corrosion Behavior of Dental/Implant Alloys in Artificial Saliva. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 17, pp. 695-701.
- Shimoe, S., & Tanoue, N.** (2004). Comparative strength of metal-ceramic and metal-composite bonds after extended thermocycling. *Journal Oral Rehabilitation*, 31, pp. 689-694.
- Souza, J. C.** (2006). Avaliação de sistemas metalocerâmicos dentários metalizados mecanicamente com titânio. *MSc Thesis*.
- Suttor, D., Bunke, K., & et al** (2001). LAVA- The system for all-ceramic ZrO2 crown and bridge frameworks. *International Journal of Computerized Dentistry*, 4, p. 195.
- Terra dent - Materiale si echipamente dentare.** (2006-2011). Obtido em 6 de Abril de 2011, de http://www.dsi.ro/laborator/aliage_dentare/nobil_4000.html
- Threthewey, K. R.** (1995). *Corrosion for Science and Engineering*. UK: Longman Group Limited.
- Tillberg, A., & Jarvholm, B. B.** (2008). Risks with dental materials. *Dental Materials*, 24, pp. 940-943.
- Torstenson, B. B.** (1988). Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. *Operative dentistry*, 13, pp. 24-31.
- Tróia Jr, M. G., & Henriques, G. E.** (2003). The effect of thermal cycling on the bond strength of low-fusing porcelain to commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy. *Dental Materials*, 19, pp. 790-796.

- Upadhyay, D., & et al** (2006). Corrosion of alloys used in dentistry: A review. *Materials Science and Engineering A*, 432, pp. 1-11.
- Van Noort, T. R.** (2007). *Introduction to Dental Materials* (2ª edição ed.). UK: Elsevier.
- Vásquez, V. Z., Özcan, M., & Kimpara, E. T.** (2009). Evaluation of interface characterization and adhesion of glass ceramics to commercially pure titanium and gold alloy after thermal- and mechanical-loading. *Dental Materials*, 25, pp. 221-231.
- Vásquez, V., Özcan, M., Nishioka, R., & et al** (2008). Mechanical and thermal cycling effects on the flexural strength of glass ceramics fused to titanium. *Dental Materials journal*, 27, pp. 7-15.
- Vianco, P. T., & Hosking, F. M.** (2002). Aging of brazed joints - Interface reaction in a base metal/filler metal couples - Part 1: Low-temperature Ag-Cu-Ti filler metal. *Welding Journal*, pp. 201-209.
- Vieira, A. C.** Fretting-corrosion behaviour and repassivation evolution of Ti in artificial saliva solutions in the presence of corrosion inhibitors and pH variations, 2008.
- Vieira, A., Ribeiro, A., Rocha, L., & Celis, J.** (2006). Influence of pH and corrosion inhibitors on the tribocorrosion of titanium in artificial saliva. *Wear*, 261, pp. 994-1001.
- Virtanen, S., Milosev, I., & Gomez-Barrena, E.** (2008). Special Modes of corrosion under physiological and simulated physiological conditions. *Acta Biomaterialia*, 4, pp. 468-476.
- Walton, T. R.** (1999). A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single-unit metal-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 12, pp. 519-526.
- Walton, T. R., & et al** (2002). An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramics FDP's: Part 1. *International Journal of Prosthodontics*, 15, pp. 439-445.
- Wataha, J. C.** (2002). Alloys for prosthodontic restorations. *Journal Prosthetic Dentistry*, 87, pp. 541-563.
- Wataha, J. C.** (2001). Biocompatibility of dental sating alloys: a review. *Journal Prosthetic Dentistry*, 83, pp. 223-234.
- Webster, J. G.** (2006). *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation* (Vol. 1). USA: John Wiley & Sons.
- White, N. S.** (1994). Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dental Materials*, 10, pp. 52-58.
- Wierszycki, M. K.** (2006). *The Screw Loosening and Fatigue Analyses of Three Dimensional Dental Implant Model*. Poland: ABAQUS User's Conference.
- Williams, D. F.** (2002). *Biocompatibility of Clinical Implants Materials*. University of Liverpool, Dep. of Dental Sciences. England: Senior Lecture in Dental and Medical Materials.
- Wnek, G. E., & Bowlin, G. L.** (2008). *Encyclopedia of Biomaterials and Biomedical Engineering* (Vol. 3). Informa Healthcare.
- Wongkhantea S., et al** (2006). Effect of acidic food and drinks on surface hardness of enamel, dentine and tooth-coloured filling materials. *Journal of Dentistry*, 34, pp. 214-220.
- Wood, R. J. (2010). Tribocorrosion. pp. 1007-1053.
- Yokoyama, K. I.** (2002). Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. *Biomaterials*, 23, pp. 2459-2465.
- Yoshimura, H. N., & et al** (2005). Fracture toughness of dental porcelains evaluated by IF, SCF and SEPB methods. *Journal Am Ceramic Society*, 88, pp. 1680-1683.
- Zhang, J. X.** (2001). Effects of chromium on the interface and bond strength of metal-ceramic joints. *Materials Chemistry and Physics*, 75, pp. 256-259.
- Zhou, Z., & Zheng, J.** (2008). Tribology of dental materials: a review. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 41, pp. 1-22.