

CÉSAR FERNANDO COELHO LEAL DA SILVA

TRATAMENTO DA SUPERFÍCIE
INTERNA DE COROAS FUNDIDAS
EM NI-CR
SUA INFLUÊNCIA NA RETENÇÃO



PORTO
1997

CÉSAR FERNANDO COELHO LEAL DA SILVA

TRATAMENTO DA SUPERFÍCIE
INTERNA DE COROAS FUNDIDAS
EM NI-CR
SUA INFLUÊNCIA NA RETENÇÃO

DISSERTAÇÃO DE CANDIDATURA AO GRAU DE DOUTOR
APRESENTADO À FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA
DA UNIVERSIDADE DO PORTO

PORTO
1997

À minha mulher Fátima
Aos meus filhos Vitor, Diogo e Tiago

À memória de meu Pai
À minha Mãe
Aos meus Irmãos

Ao Professor Doutor
Juan Salsench Cabre

Ao Professor Doutor
Fernando Jorge Morais Branco

Aos Docentes da
Faculdade de Medicina Dentária da
Universidade do Porto

Aos meus Colegas e Amigos

CONSELHO CIENTÍFICO DA FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO

Prof. Doutor Acácio Eduardo Soares Couto Jorge
Prof. Doutor Adão Fernando Pereira
Prof. Doutor António Cabral Campos Felino
Prof. Doutor António Manuel Guerra Capelas
Prof. Dr. Durval Manuel Belo Moreira
Prof. Doutor Fernando Jorge Morais Branco
Prof. Dr. Fernando José Brandão Martins Peres
Prof. Dr. Francisco António Rebelo Morais Caldas
Prof. Doutor João Carlos Antunes Sampaio Fernandes
Prof. Dr. José Carlos Pina Almeida Rebelo
Prof. Doutor José Serra Silva Campos Neves
Prof. Doutor João Fernando Costa Carvalho
Prof. Doutor Manuel Desport Marques
Prof. Doutor Manuel Pedro da Fonseca Paulo
Prof. Dra. Maria Adelaide Macedo Carvalho Capelas
Prof. Doutora Maria Helena Raposo Fernandes
Prof. Doutora Maria da Purificação Valenzuela Sampaio Tavares
Cummings
Prof. Doutor Mário Jorge Rebôlho Fernandes da Silva
Prof. Doutor Miguel Fernando Silva Gonçalves Pinto
Prof. Dr. Rogério Serapião Martins Aguiar Branco

PROFESSORES JUBILADOS

Prof. Dr. Amilcar Almeida de Oliveira
Prof. Dr. António Manuel Machado Capelas
Prof. Dr. Manuel Guedes Figueiredo

Agradecimentos

Pertencendo a diferentes áreas científicas, muitas foram as pessoas, que me ajudaram a completar esta tese.

Dirijo especiais agradecimentos:

Ao Senhor Professor Doutor Juan Salsench Cabre,
que muito amavelmente aceitou orientar este trabalho e que, apesar da distância, sempre me acolheu com amizade, paciência e dedicação. Pelo seu reconhecido saber e pela supervisão deste estudo ser-lhe-ei eternamente grato.

Ao Senhor Professor Doutor Fernando Jorge Morais Branco,
meu co-orientador e que desde a primeira hora me apoiou e me deu ânimo para que esta tese se pudesse realizar. A sua brilhante carreira académica e o seu espírito de ajuda nos momentos difíceis foram a fonte de inspiração necessária para seguir em frente.

Ao Senhor Professor Doutor Eng. António Torres Marques,
por me ter facultado a possibilidade de realização dos testes experimentais na Faculdade de Engenharia do Porto.

Ao Senhor Eng. António Gonçalves Magalhães,
pela sua inestimável ajuda, amiga e desinteressada, na execução prática dos testes experimentais e na obtenção dos resultados deste estudo.

Ao Senhor Professor Doutor Altamiro da Costa Pereira,
ilustre e dinâmico Professor da Faculdade de Medicina do Porto, pela sua colaboração no tratamento estatístico dos resultados.

Ao Senhor André Quelhas Fernandes,
técnico de laboratório, pela indispensável ajuda na confecção das coroas fundidas e nos seus tratamentos de superfície.

Índice

1. INTRODUÇÃO	25
1.1. Retenção	25
1.1.1. Área da preparação.....	27
1.1.2. Altura da preparação.....	27
1.1.3. Grau de convergência das paredes da preparação.....	27
1.1.4. Estado da superfície das preparações.....	28
1.1.5. Camada residual dentinária.....	29
1.1.6. Substâncias aplicadas na superfície da dentina.....	30
1.1.7. Espaçadores.....	30
1.2. Ligas metálicas e estado da superfície das restaurações fundidas	31
1.2.1. Grau de oxidação da superfície do metal.....	33
1.2.2. Tratamento da superfície do metal.....	34
1.2.2.1. Jacto de areia.....	34
1.2.2.2. Soluções ou geles ácidos.....	36
1.2.2.3. Cristais de sal.....	36
1.2.2.4. Rede ou malha.....	36
1.2.2.5. Deposição de óxido de estanho.....	37
1.2.3. Próteses adesivas e tratamento de metal.....	37
1.2.3.1. Tratamento electroquímico.....	38
1.2.3.2. Desvantagens do tratamento electroquímico.....	40
1.3. Métodos de união das restaurações aos dentes preparados	41
1.3.1. Retenção macromecânica.....	41
1.3.2. Retenção micromecânica.....	42
1.3.3. Retenção química.....	42
1.3.4. Retenção mista.....	43
1.4. Cimentação	43
1.4.1. Propriedades dos cimentos utilizados neste estudo.....	46
1.4.1.1. Cimento resina.....	46
1.4.1.2. Cimento de fosfato de zinco.....	47

1.4.1.3. Cimento de ionómero de vidro.....	49
1.4.2. Selagem marginal.....	50
1.4.3. Inserção das restaurações e discrepância marginal	51
1.5. Técnicas de cimentação.....	51
1.5.1. Pressão hidráulica.....	52
1.5.2. Quantidade e espessura da camada de cimento.....	53
1.5.3. Lugar de aplicação do cimento.....	54
1.6. Selecção dos cimentos.....	55
1.7. Objectivos.....	56
2. MATERIAL E MÉTODOS.....	59
2.1. Confecção da preparação unitária experimental.....	59
2.2. Coroas fundidas.....	60
2.2.1. Liga metálica utilizada.....	61
2.2.2. Construção das coroas.....	61
2.3. Tratamento da superfície interna das coroas fundidas..	62
2.3.1. Tratamento com óxido de alumínio de 50 μm	62
2.3.2. Tratamento electroquímico.....	63
2.4. Processo de cimentação.....	65
2.4.1. Cimentos utilizados.....	65
2.4.2. Condições de cimentação.....	66
2.5. Testes de tracção.....	67
2.6. Observação microscópica.....	68
2.7. Análise da rugosidade da superfície interna das coroas (com os tratamentos com óxido de alumínio de 50 μm e electroquímico) e da superfície da preparação unitária de aço.....	70
2.8. Análise estatística.....	70

3. RESULTADOS	73
3.1. Estudo da rugosidade média da superfície da preparação unitária de aço	73
3.2. Estudo do tratamento com óxido de alumínio de 50 µm	73
3.2.1. Estudo das forças de ruptura com o tratamento com óxido de alumínio de 50 µm.....	74
3.2.2. Estudo microscópico das coroas com o tratamento com óxido de alumínio de 50 µm.....	75
3.2.3. Estudo da rugosidade média da superfície interna das coroas com o tratamento com óxido de alumínio de 50 µm.....	77
3.3. Estudo do tratamento electroquímico	78
3.3.1. Estudo das forças de ruptura com o tratamento electroquímico.....	78
3.3.2. Observação microscópica das coroas com o tratamento electroquímico.....	79
3.3.3. Estudo da rugosidade média da superfície interna das coroas com o tratamento electroquímico.....	81
3.4. Estudo comparativo dos tratamentos com óxido de alumínio de 50 µm e electroquímico	81
3.5. Observação microscópica da superfície interna das coroas após os testes de tracção	86
3.6. Observação microscópica da interface cimento/metal	95
4. DISCUSSÃO	111
4.1. Metodologia	111
4.1.1. Escolha dos tratamentos da superfície interna das coroas fundidas.....	111
4.1.2. Escolha da preparação unitária.....	112
4.1.3. Escolha da liga metálica.....	112
4.1.4. Escolha dos cimentos.....	113

4.2. Dificuldades surgidas com os espécimens.....	113
4.3. Resultados.....	114
5. CONCLUSÕES.....	121
6. RESUMO/SUMMARY/RÉSUMÉ/RESUMEN.....	123
7. BIBLIOGRAFIA.....	131
8. ANEXOS.....	145
8.1. Anexo I - Relatório da determinação química do Korolyt A.....	145
8.2. Anexo II - Gráficos dos ensaios efectuados (1 - 90).....	149
8.3. Anexo III - Gráficos dos estudos de rugosidade do interior das coroas fundidas, com o tratamento com óxido de alumínio de 50 µm e com o tratamento electro- químico.....	167
8.4. Anexo IV - Gráficos do estudo de rugosidade da superfície da preparação unitária de aço.....	173

Índice de Figuras

Fig.: 1 - Esquema da base e da coroa.....	59
Fig.: 2 - Base com furos laterais e coroa com cabo de aço	60
Fig.: 3 - Aparelho de tratamento electroquímico Eltrokor	63
Fig.: 4 - Máquina universal de ensaios Tinius Olsen com base e coroas montadas.....	67
Fig.: 5 - Coroa testada e incluída em acrílico transparente.....	69
Fig.: 6 - Aspecto microscópico do tratamento com óxido de alumínio de 50 μm (150X).....	76
Fig.: 7 - Aspecto microscópico do tratamento com óxido de alumínio de 50 μm (800X).....	76
Fig.: 8 - Aspecto microscópico do tratamento com óxido de alumínio de 50 μm (3900X).....	77
Fig.: 9 - Aspecto microscópico do tratamento electroquímico (150X).....	80
Fig.: 10 - Aspecto microscópico do tratamento electroquímico (800X).....	80
Fig.: 11 - Gráfico representativo do comportamento dos três cimentos com o tratamento com óxido de alumínio de 50 μm	82
Fig.: 12 - Gráfico representativo do comportamento dos três cimentos, com o tratamento electroquímico.....	82
Fig.: 13 - Gráfico representativo do comportamento dos tratamentos com óxido de alumínio de 50 μm e electroquímico, em relação aos três cimentos estudados.....	83
Fig.: 14 - Aspecto microscópico da zona de transição cimento resina/ /metal com o tratamento com óxido de alumínio (200X).....	87
Fig.: 15 - Aspecto microscópico do cimento resina com o tratamento com óxido de alumínio (200X).....	87
Fig.: 16 - Aspecto microscópico do cimento resina com o tratamento com óxido de alumínio (2000X).....	88
Fig.: 17 - Aspecto microscópico da zona de transição cimento de fosfato de zinco/metal com o tratamento com óxido de alumínio (200X)	88
Fig.: 18 - Aspecto microscópico do cimento de fosfato de zinco com o tratamento com óxido de alumínio (200X).....	89
Fig.: 19 - Aspecto microscópico do cimento de fosfato de zinco com o tratamento com óxido de alumínio (2000X).....	89
Fig.: 20 - Aspecto microscópico da zona de transição cimento de ionómero de vidro/metal com o tratamento com óxido de alumínio (200X)	90

Fig.: 21 - Aspecto microscópico do cimento de ionómero de vidro com o tratamento com óxido de alumínio (200X)	90
Fig.: 22 - Aspecto microscópico do cimento de ionómero de vidro com o tratamento com óxido de alumínio (2000X)	91
Fig.: 23 - Aspecto microscópico da transição cimento resina/metal com o tratamento electroquímico (200X)	91
Fig.: 24 - Aspecto microscópico do cimento resina com o tratamento electroquímico (2000X)	92
Fig.: 25 - Aspecto microscópico da zona de transição cimento de fosfato de zinco/metal com o tratamento electroquímico (200X)	92
Fig.: 26 - Aspecto microscópico do cimento de fosfato de zinco com o tratamento electroquímico (200X)	93
Fig.: 27 - Aspecto microscópico do cimento de fosfato de zinco com o tratamento electroquímico (2000X)	93
Fig.: 28 - Aspecto microscópico de fragmentos de cimento de ionómero de vidro no interior de coroa com o tratamento electroquímico (24X)	94
Fig.: 29 - Aspecto microscópico da zona de transição cimento de ionómero de vidro/metal com o tratamento electroquímico (200X).....	94
Fig.: 30 - Aspecto microscópico do cimento de ionómero de vidro com o tratamento electroquímico (100X)	95
Fig.: 31 - Aspecto microscópico da interface cimento resina/metal com o tratamento com óxido de alumínio (100X)	96
Fig.: 32 - Aspecto microscópico da interface cimento resina/metal com o tratamento com óxido de alumínio (500X)	96
Fig.: 33 - Aspecto microscópico da interface cimento resina/metal com o tratamento com óxido de alumínio (1000X)	97
Fig.: 34 - Aspecto microscópico da interface cimento resina/metal com o tratamento com óxido de alumínio (2000X)	97
Fig.: 35 - Aspecto microscópico da interface cimento de fosfato de zinco/metal com o tratamento com óxido de alumínio (100X).....	98
Fig.: 36 - Aspecto microscópico da interface cimento de fosfato de zinco/metal com o tratamento com óxido de alumínio (500X).....	98
Fig.: 37 - Aspecto microscópico da interface cimento de fosfato de zinco/metal com o tratamento com óxido de alumínio (1000X)...	99
Fig.: 38 - Aspecto microscópico da interface cimento de fosfato de zinco/metal com o tratamento com óxido de alumínio (2000X).....	99

Fig.: 39 - Aspecto microscópico da interface cimento de ionómero de vidro/metal com o tratamento com óxido de alumínio (100X)	100
Fig.: 40 - Aspecto microscópico da interface cimento de ionómero de vidro/metal com o tratamento com óxido de alumínio (500X)	100
Fig.: 41 - Aspecto microscópico da interface cimento de ionómero de vidro/metal com o tratamento com óxido de alumínio (1000X) ...	101
Fig.: 42 - Aspecto microscópico da interface cimento de ionómero de vidro/metal com o tratamento com óxido de alumínio (2000X)	101
Fig.: 43 - Aspecto microscópico da interface cimento resina/metal com o tratamento electroquímico (100X)	102
Fig.: 44 - Aspecto microscópico da interface cimento resina/metal com o tratamento electroquímico (500X)	102
Fig.: 45 - Aspecto microscópico da interface cimento resina/metal com o tratamento electroquímico (1000X)	103
Fig.: 46 - Aspecto microscópico da interface cimento resina/metal com o tratamento electroquímico (2000X)	103
Fig.: 47 - Aspecto microscópico da interface cimento de fosfato de zinco/metal com o tratamento electroquímico (100X)	104
Fig.: 48 - Aspecto microscópico da interface cimento de fosfato de zinco/metal com o tratamento electroquímico (500X)	104
Fig.: 49 - Aspecto microscópico da interface cimento de fosfato de zinco/metal com o tratamento electroquímico (1000X)	105
Fig.: 50 - Aspecto microscópico da interface cimento de fosfato de zinco/metal com o tratamento electroquímico (2000X)	105
Fig.: 51 - Aspecto microscópico da interface cimento de ionómero de vidro/metal com o tratamento electroquímico (100X)	106
Fig.: 52 - Aspecto microscópico da interface cimento de ionómero de vidro/metal com o tratamento electroquímico (500X)	106
Fig.: 53 - Aspecto microscópico da interface cimento de ionómero de vidro/metal com o tratamento electroquímico (1000X)	107
Fig.: 54 - Aspecto microscópico da interface cimento de ionómero de vidro/metal com o tratamento electroquímico (2000X)	107

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Composição do Remanium CS.....	61
Tabela 2 - Tratamentos da superfície interna das coroas fundidas	62
Tabela 3 - Composição do Korolyt A.....	64
Tabela 4 - Composição do Wiron 88.....	65
Tabela 5 - Cimentos utilizados e respectivos fabricantes.....	65
Tabela 6 - Representação esquemática da distribuição das 90 coroas fundidas destinadas aos dois tratamentos de superfície (com óxido de alumínio e electroquímico) e aos três cimentos (resina, fosfato de zinco e ionómero de vidro).....	66
Tabela 7 - Valores médios da rugosidade da preparação unitária de aço.....	73
Tabela 8 - Valores (em Kg/f) das forças de ruptura obtidos com o tratamento com óxido de alumínio de 50 μm em relação aos três cimentos estudados.....	74
Tabela 9 - Descrição das forças de ruptura (em Kg/f), máxima, mínima, diferença entre máxima e mínima e média, com o tratamento com óxido de alumínio de 50 μm , em relação aos três cimentos estudados.....	75
Tabela 10 - Valores médios da rugosidade da superfície interna das coroas com o tratamento com óxido de alumínio de 50 μm	77
Tabela 11 - Valores (em Kg/f) das forças de ruptura, obtidos com o tratamento electroquímico em relação aos três cimentos estudados.....	78
Tabela 12 - Descrição das forças de ruptura (em Kg/f), máxima, mínima, diferença entre a máxima e mínima e média, com o tratamento electroquímico, em relação aos três cimentos estudados	79
Tabela 13 - Valores médios da rugosidade da superfície interna das coroas com o tratamento electroquímico	81
Tabela 14 - Valores de retenção (média \pm dp), em Kg/f, dos tratamentos de superfície com óxido de alumínio de 50 μm e electroquímico e com os três cimentos utilizados	83
Tabela 15 - Análise de variância (ANOVA).....	84
Tabela 16 - Diferenças significativas, de acordo com o teste de Duncan "post hoc", existentes entre os diferentes grupos tratamento de superfície/cimento.....	85

Capítulo 1

Introdução

1. Introdução

A retenção das restaurações nas reabilitações orais com Prótese Fixa, é um dos problemas que mais se colocam nos nossos tempos. É de primordial importância para o cumprimento dos requisitos estéticos, biológicos e funcionais das reabilitações, contribuindo assim para o bem estar dos nossos pacientes.

A retenção pode ser influenciada por vários factores que estão relacionados com a preparação dentária, com a restauração protética ou com o tipo de cimento utilizado (1).

Os factores relacionados com a preparação dentária, bem como com o seu estado de superfície, são já bastante conhecidos. No que respeita aos cimentos usados na cimentação das restaurações, existe hoje em dia uma grande preocupação, por parte dos fabricantes de material dentário, na criação e desenvolvimento de cimentos com características que permitem uma adesão, quer mecânica, quer química, aos diferentes materiais utilizados, bem como uma menor solubilidade no meio bucal.

Quanto ao factor restauração protética, também tem sido feita uma profunda investigação relacionada com os materiais usados na sua confecção, como por exemplo, os metais e as cerâmicas, que possuem características muito diversas. Estes materiais apresentam propriedades tais, que os seus tratamentos de superfície não podem ser uniformizados, na medida em que são diferentes os resultados obtidos perante os agentes normalmente utilizados para esse efeito.

Associando a este facto o factor cimento, podemos depreender da grande necessidade que temos em conhecer muito bem o tratamento de superfície mais adequado a um determinado material utilizado, e, em função desse tratamento, qual o cimento que melhor retenção proporciona.

Para melhor entendermos a retenção em Prótese Fixa, analisaremos neste trabalho, os aspectos que nos parecem estar, de um modo ou de outro, relacionados com este problema.

1.1. Retenção

A retenção pode ser definida como a propriedade que uma restauração apresenta de se opor ao deslocamento quando submetida a

forças que incidem ao longo do seu eixo de inserção, no sentido de a desalojarem (2,3). Nesta circunstância, o cimento utilizado está sujeito a forças de tensão e de cisalhamento.

A retenção está normalmente associada à resistência. Esta pode ser definida como a propriedade que uma restauração tem de se opor ao deslocamento quando submetida a forças de direcção apical, oblíqua ou horizontal, em relação ao eixo de inserção. Nesta situação, a maior parte do cimento está submetido a forças de compressão, embora algumas zonas estejam sujeitas a tensão e a cisalhamento (3).

De uma maneira geral, todos os factores cujo efeito final seja o aumento de retenção, aumentam também a resistência (3,4). Os elementos auxiliares de retenção, tais como os sulcos, as caixas e os pinos dentinários, exercem essa função agindo como limitadores dos movimentos das restaurações (3,5-12).

Ao longo do tempo tem havido a preocupação de melhorar, quer as técnicas de preparação dentária, quer os materiais utilizados na confecção das restaurações e no respectivo tratamento de superfície, quer ainda os agentes cimentantes, contribuindo, deste modo, para uma optimização progressiva dos tratamentos dentários e, em particular, dos relacionados com a retenção em Prótese Fixa.

A forma geométrica mais indicada para cada tipo de preparação, foi já definida por numerosos autores, bem como o tipo de brocas a utilizar, quer para o desgaste, quer para o acabamento da superfície dentária.

Os factores que influenciam a retenção num dente preparado são a área da preparação, a sua altura, o grau de convergência das suas paredes, o seu estado de superfície, a existência de uma camada residual dentinária (*smear layer*), a aplicação de substâncias na superfície da dentina e a aplicação de espaçadores na superfície da preparação unitária de trabalho (*die*).

Relativamente aos cimentos utilizados, a retenção depende do tipo de cimento e da sua manipulação, da sua viscosidade e da força exercida sobre a restauração aquando da cimentação.

Os factores relacionados com a restauração dependem da sua relativa adaptação ao dente preparado, do tipo de metal utilizado e do seu tratamento de superfície (13).

Dada a importância dos factores referidos, abordá-los-emos em pormenor.

1.1.1. Área da preparação

A retenção depende basicamente, do contacto existente entre as superfícies das restaurações e as dos dentes preparados, através da fricção proporcionada pela película de cimento, variando na razão directa da superfície total de contacto (3,13).

Lorey e col. (14) verificaram num estudo experimental que, em geral, os valores da retenção aumentam na mesma proporção da área das preparações e que os maiores valores de retenção se obtinham com coroas de revestimento total, quando comparadas com coroas de revestimento parcial (mesmo recorrendo ao uso de pinos dentinários).

1.1.2. Altura da preparação

A altura das preparações é um factor muito importante na retenção. Assim, uma preparação alta tem uma maior retenção que uma preparação baixa. Isto deve-se, pelo menos em parte, à sua maior área (3,6), apesar de num estudo realizado por Kaufman e col.(13) se ter verificado apenas um pequeno aumento da retenção à medida em que aumentava a altura das preparações para coroas totais.

1.1.3. Grau de convergência das paredes da preparação

Um dos aspectos mais importantes da preparação dentária está relacionado com a chamada "unidade básica de retenção", que é o conjunto formado por duas paredes opostas (3,13,15,16). Estas, tanto podem ser superfícies externas, como por exemplo, as paredes vestibular e lingual de uma coroa total, como internas, no caso das incrustações. Algumas restaurações combinam os dois tipos de retenção.

Quanto mais próxima do paralelismo for a inclinação das paredes, maior é a retenção (13). Contudo, o verdadeiro paralelismo é indesejável, pois a inserção correcta das restaurações seria impossível pela dificuldade de escoamento do cimento (devido ao efeito da pressão hidráulica), podendo o desajuste verificar-se tanto a nível oclusal como a nível cervical. Assim, as preparações devem ter paredes axiais convergentes para oclusal, e a convergência necessária à obtenção de uma retenção adequada para uma

coroa fundida, deve estar intimamente relacionada com o tipo de dente em causa.

Numa preparação convergente, as áreas próximas da terminação cervical contribuem para a maior parte da retenção. O comprimento e o diâmetro podem influenciar a maior ou menor convergência necessária para uma dada preparação (13).

A maioria das escolas e dos autores aconselham uma inclinação, por parede, entre dois e oito graus (4-6,8,9,11,17).

Outros autores (7,10,18,19) averiguaram que, na clínica, se observam muitas vezes valores muito superiores e que, em determinados casos, as restaurações estavam em função há mais de cinco anos sem qualquer problema.

Por maior que seja a retenção friccional de uma restauração fundida, esta, por si só, não é capaz de resistir ao deslocamento perante os esforços mastigatórios. Por essa razão, há necessidade da interposição de uma película de cimento entre as paredes da preparação e a superfície interna da peça fundida, a qual é responsável pelo preenchimento das irregularidades existentes entre ambas, conseguindo-se, desta forma, manter a restauração no seu lugar durante a função.

O êxito dos agentes cimentantes depende, fundamentalmente, das suas propriedades mecânicas, da biocompatibilidade e da capacidade de retenção, sendo a mais adequada e desejada aquela proporcionada pela verdadeira adesão. Esta pode definir-se como a atracção molecular que ocorre numa interface e pode ser de dois tipos. Um tipo é a adesão física, que se baseia em ligações secundárias (forças de van der Waals) e o outro é a adesão química, assegurada por ligações primárias entre moléculas de cimento e um ou mais componentes do dente ou da restauração (20,21).

1.1.4. Estado da superfície das preparações

O estado da superfície das preparações é outro factor que influencia a retenção (13,22) e que está debaixo do controlo do operador. A rugosidade que se obtém com um instrumental adequado, permite a penetração dos cimentos nas irregularidades, aumentando assim a retenção mecânica (3).

Felton e col. (23) mostraram que, quando as coroas eram cimentadas com cimento de fosfato de zinco e quando se mantinham constantes outros factores, os dentes preparados com brocas diamantadas, proporcionavam mais 31% de retenção do que aqueles nos quais foram usadas brocas de tungsténio.

Se, por um lado, a rugosidade da superfície da preparação tem importância na retenção da restauração fundida, por outro lado, a rugosidade a nível das margens cavo-superficiais reduz a sua adaptação, pois nelas existem prismas de esmalte não suportados que podem fracturar, dando lugar a micro-infiltrações, deposição de placa bacteriana, problemas parodontais, recidivas de cárie e, conseqüentemente, ao fracasso do nosso trabalho.

Refira-se que as brocas diamantadas super-finas ou de tungsténio para acabamento, parecem produzir margens clinicamente aceitáveis (24-26).

1.1.5. Camada residual dentinária

Outro problema relacionado com a retenção é a existência, na superfície dentária, da camada residual dentinária que surge após a preparação, e que pode variar em espessura entre 0,5 e 15 μm . As opiniões diferem quanto à necessidade de remoção desta camada antes da cimentação. No entanto, a sua remoção mostrou aumentar a adesão dos cimentos de poliacrilato e dos cimentos de ionómero de vidro, os quais reagem quimicamente com a matriz dentinária. Parece também ser eficaz com os compósitos, que podem penetrar nos túbulos dentinários abertos, aumentando deste modo a retenção (27,28).

Meryon e col. (27) demonstraram, *in vivo*, que o ácido etilendiaminotetraacético (EDTA) era o mais potente agente capaz de remover a camada residual dentinária e de abrir os orifícios dos túbulos dentinários, seguindo-se os acondicionadores ácidos (cítrico, fosfórico, poliacrílico e láctico) e, finalmente os produtos habitualmente usados para limpar as cavidades, como por exemplo, a água ou a água oxigenada, que revelaram exercer um efeito muito ligeiro.

Powis e col. (29) verificaram que as soluções contendo o ácido poliacrílico e o ácido tânico eram os agentes mais efectivos na preparação da superfície dentária para a adesão do cimento de ionómero de vidro. Estes autores contraindicam o EDTA para o tratamento da superfície dentária quando se utiliza este tipo de cimento.

McLean e col. (30) partilham a mesma opinião.

Num estudo efectuado por Bitter (31), concluiu-se que, a aplicação de uma solução de 25% de ácido tânico na superfície da dentina preparada, removia toda a matéria estranha, sem contudo alargar e dissolver o conteúdo dos túbulos dentinários, o que é muito importante no caso de dentes vitais,

pois a invasão da polpa por elementos estranhos impossibilita esta de se defender, ao contrário do que sucede com o uso de outras substâncias.

Refira-se, a título de exemplo, que o sistema adesivo Scotchbond Multipurpose (3M Co., St Paul, Minn.) utiliza uma solução de 10% de ácido maleico para a remoção da camada residual dentinária, enquanto o Superbond C&B (Sun Medical Co., Kyoto, Japan) utiliza uma solução contendo 10% de ácido cítrico e 3% de cloreto férrico (28).

1.1.6. Substâncias aplicadas na superfície da dentina

A aplicação de certas substâncias protectoras na superfície dentinária, como por exemplo, o verniz de copal, o oxalato de potássio ou as resinas sem carga, podem, devido à alteração do estado de superfície da preparação, influenciar a retenção de coroas fundidas.

Tjan e col. (22) verificaram que a aplicação de verniz de copal na superfície das preparações reduz a retenção das coroas cimentadas com cimento de fosfato de zinco em cerca de 75%, sendo a ruptura verificada normalmente, a nível da interface dente/cimento.

Felton e col. (32) concluíram, pelo contrário, que a aplicação de uma única camada de verniz (Copalite, H. J. Bosworth Co., Skokie, Ill) não reduzia significativamente a retenção de coroas fundidas e cimentadas com cimento de fosfato de zinco.

Num estudo efectuado por Richardson e col. (33) foi observado que a dentina tratada com oxalato de potássio (substância que diminui a sensibilidade dentinária) aumenta a retenção, quer do cimento de ionómero de vidro, quer do cimento de poliacarboxilato de zinco.

Mausner e col. (34) verificaram que a aplicação na superfície da dentina de agentes desensibilizantes, como o All-Bond (Bisco, Inc., Itasca Il) e o Imperva (Shofu Dental, Menlo Park, Calif.), que são resinas sem carga, influenciavam de modo diverso a retenção de coroas fundidas, quando cimentadas com diferentes cimentos.

1.1.7. Espaçadores

A maior ou menor adaptação das restaurações à superfície dos dentes preparados também influenciam a retenção (13). Uma correcta inserção das coroas permite uma melhor retenção e uma melhor adaptação marginal, o que se pode conseguir com o uso de espaçadores, aplicados na superfície dos

dados ou troquéis, de modo a criar um espaço entre a superfície interna da restauração e a superfície da preparação dentária.

Eames e col. (18) verificaram que o uso dos espaçadores aumentava em 25% a retenção de coroas totais fundidas.

A espessura ideal de um espaçador foi calculada em 50 μm , sendo 30 μm para a espessura da camada de cimento e da rugosidade de superfície da preparação e 20 μm para distorções do troquel e do padrão de cera (35,36).

Outras formas de melhorar a adaptação das coroas são, a colocação de um orifício oclusal, a electrocorrosão ou o ataque do seu interior com água régia (13,36-39).

1.2. Ligas metálicas e estado da superfície das restaurações fundidas

Se o estado da superfície da preparação dentária pode influenciar a retenção, também a textura ou o relevo do interior das coroas fundidas, associados ou não a outros factores, podem contribuir para uma maior ou menor retenção (13).

Das ligas metálicas existentes no mercado para a realização de restaurações fundidas em Prótese Fixa, as mais frequentemente utilizadas são as de níquel-crómio (Ni-Cr), o que se deve ao facto de serem bastante resistentes, permitindo espessuras pequenas e ainda por terem baixo custo quando comparadas com as ligas nobres.

Grande parte destas ligas são constituídas por 70 a 80% de níquel, aproximadamente 15% de crómio e outros metais, nomeadamente o molibdénio, o alumínio, o berilium, o manganésio e o ferro.

As ligas de Ni-Cr têm um coeficiente de expansão térmica semelhante às ligas de ouro, dependendo as restantes propriedades mecânicas da sua formulação específica. As primeiras ligas de níquel eram demasiado duras, com uma dureza Vickers à volta de 400, o que fazia com que o seu polimento e acabamento fossem muito difíceis. Recentemente apareceram ligas mais macias.

As ligas à base de níquel são, geralmente, mais difíceis de fundir e soldar do que as ligas de ouro ou as ligas de prata-paladium. Contudo, as primeiras são mais duras do que as ligas preciosas, o que é uma vantagem no caso das coroas metalo-cerâmicas, em que a cerâmica necessita de um suporte rígido para prevenir as fracturas (40,41).

Outras ligas metálicas não preciosas, tais como o cromo-cobalto e o titânio, têm sido desenvolvidas para serem usadas em Prótese Fixa, estando, porém, ainda numa fase pouco avançada.

Outro problema relacionado com as ligas metálicas tem a ver com a sua capacidade alergénica e com a toxicidade dos seus elementos. É referido que 6% das mulheres e 2% dos homens são alérgicos ao níquel (40).

Dos metais puros, o ouro e o paládium são os menos tóxicos, seguidos da prata, do níquel e do cobre. A conjugação de baixos teores de ouro com altos teores de cobre parece contribuir para uma maior toxicidade celular e para maiores níveis de corrosão. Por sua vez a adição de paládium numa liga reduz a toxicidade do cobre mais eficazmente do que o ouro (40).

Salonga e col. (42) verificaram que as ligas de Ni-Cr com alto teor de crómio têm um comportamento favorável em relação à retenção, quando se usa uma resina base de metil metacrilato contendo o monómero 4-metacriloxietil-trimelitato-anidrido (4-META) e um iniciador derivado do tri-n-butyl-borano (4-META/MMA-TBB). O mesmo foi confirmado por Tanaka e col. (43).

Para além das características intrínsecas da superfície das ligas metálicas após a fundição e do seu posterior tratamento, há opiniões diversas quanto à utilidade de colocação de sulcos no interior das coroas fundidas, com vista ao aumento da retenção.

Chan e col. (44) concluíram que, fazer um sulco, ou só na coroa, ou só na preparação, em preparações com 30 graus de convergência para oclusal, não aumentava eficazmente a retenção. No entanto, em preparações com 7 graus de inclinação, um único sulco na coroa, proporcionava maior retenção que um único sulco na preparação. Quando eram feitos um sulco na coroa e, opostamente, um outro sulco na preparação, a retenção das coroas com 7 ou 30 graus de inclinação era tripla ou dupla, respectivamente, das obtidas quando não eram colocados sulcos.

Em geral, a colocação de sulcos circunferenciais, quer no interior das coroas, quer na superfície das preparações ("chaves de cimento"), aumenta a retenção, quando a convergência em direcção oclusal é maior que a aconselhável, ou quando os dentes têm a coroa clínica curta (7).

Worley e col. (45) verificaram que, a colocação de apenas um sulco no interior das coroas fundidas, era eficaz no aumento da retenção, e que, para tal, não era necessário efectuar sulcos circunferenciais nas preparações dentárias baixas.

Estudos efectuados por Witwer e col. (46) demonstraram que, usando um cimento de poliacrilato na cimentação de coroas fundidas, o máximo de retenção obtinha-se com preparações dentárias rugosas, sendo

desnecessário fazer sulcos no interior das coroas. Por outro lado, usando um cimento de fosfato de zinco, a melhor retenção era conseguida em preparações dentárias com a superfície lisa e fazendo sulcos no interior das coroas.

O tipo de rugosidade da superfície interna das restaurações fundidas, assim como o tipo de cimento utilizado, podem também contribuir, em grau elevado, para o aumento da retenção.

Alguns dos novos sistemas adesivos são considerados universais, por terem uma adesão, não só à dentina e ao esmalte, mas também às ligas metálicas, à cerâmica, às resinas compostas e mesmo às restaurações em amálgama (29,47,48).

Restaurações em cerâmica ou em resina composta, tais como, incrustações, coroas parciais-oclusais e coroas totais, podem pois com vantagem, ser cimentados com adesivos universais e cimentos resina.

Também as coroas fundidas e as pontes adesivas podem, após tratamentos apropriados, ter uma adesão significativa às preparações dentárias quando são utilizados estes materiais.

Refira-se que numa coroa fundida e cimentada, diferentes camadas envolvem centripticamente uma liga fundida e que são, uma camada de óxidos metálicos, outra de cimento, uma camada residual dentinária e a própria dentina.

Normalmente, as falhas da cimentação ocorrem entre o próprio cimento (coesivas) ou entre o cimento e a superfície do metal (adesivas) sendo, portanto, a ligação mais fraca aquela que ocorre na interface entre o cimento e a superfície do metal. Nesta interface, os factores que mais influenciam a adesão, são a interpenetração do cimento nas rugosidades da superfície do metal e a possível ligação química do cimento aos componentes dessa superfície.

1.2.1. Grau de oxidação da superfície do metal

O grau de oxidação da superfície do metal pode influenciar a retenção. A presença de uma superfície oxidada pode permitir uma reação química com cimentos capazes de quelação, como, por exemplo, o cimento de policarboxilato de zinco.

Quando se utiliza o cimento de fosfato de zinco, a retenção depende fundamentalmente das suas propriedades mecânicas (49).

No que respeita à retenção proporcionada pelos cimentos resina, esta depende do tipo de liga metálica utilizada (50-52), do tratamento de superfície da liga (53-56) e do tipo de resina (50,57-59).

Segundo Watanabe e col.(47), a penetração de um cimento resina é favorecida por um cimento com baixa viscosidade e alta tensão superficial e por uma liga metálica com alta molhabilidade. Como a retenção dos cimentos resina é resultado destes três aspectos, é de esperar que a melhor combinação entre uma liga metálica, um tratamento de superfície e um cimento, resultará no máximo de retenção.

1.2.2. Tratamento da superfície do metal

No sentido de aumentar as capacidades retentivas da superfície interna das coroas fundidas, os laboratórios dentários comerciais fazem incidir um jacto com uma substância abrasiva na superfície metálica para remover as partículas de revestimento, limpar a sua superfície e torná-la rugosa, facilitando a interpenetração do cimento nas irregularidades assim criadas.

Têm sido descritos, contudo, vários métodos para o tratamento da superfície das restaurações fundidas, os quais podem variar consoante o tipo de liga utilizada.

1.2.2.1. Jacto de areia

Jacto de areia pode definir-se como um fluxo de partículas de pequenas dimensões, que podem ser irregulares ou não, submetidas a uma determinada pressão pneumática, as quais são expelidas por um tubo com extremidade fina, num aparelho apropriado para o efeito.

As partículas irregulares utilizadas são de óxido de alumínio e as regulares são de silicato endurecido (pérolas de vidro). Quer umas, quer outras, podem ter várias granulometrias, consoante o fim a que se destinam, que pode ser a simples limpeza dos óxidos metálicos e de partículas de revestimento da superfície metálica, ou a preparação dessa superfície para a cimentação das restaurações.

Quando se faz actuar um jacto de areia sobre uma superfície metálica fundida, os óxidos e as partículas de revestimento são limpos da superfície do metal e são criadas rugosidades nas quais os cimentos penetram, contribuindo, deste modo, para uma retenção mecânica (60,61).

Verificou-se que a rugosidade da superfície produzida é dependente da dureza da liga metálica utilizada e do tamanho das partículas abrasivas (62).

O' Conner e col. (63) observaram que o tratamento da superfície interna de coroas fundidas em ouro tipo III, com jacto de óxido de alumínio de 50 μm , aumentava a retenção do cimento de fosfato de zinco. Por outro lado, decapar ou aplicar um jacto de pérolas de vidro de 50 μm no mesmo tipo de liga, proporcionava menor retenção que o jacto de óxido de alumínio com a mesma granulometria.

Estudos de Tanaka e col. (64) demonstraram que a elevação de temperatura até certos níveis, de uma liga de ouro, com ou sem aquecimento, podia aumentar a retenção de uma resina 4-META, devido à formação de uma camada de óxidos. Este aquecimento, associado à decapagem ou ao uso do jacto de óxido de alumínio de 50 μm , podia ainda melhorar a retenção.

Button e col. (62) compararam o tratamento de espécimens fundidos numa liga metálica (Biobond C&B, Dentsply International, York, Pa.), tendo uma superfície polida como controlo, uma superfície tratada com óxido de alumínio de 60 μm e outra com óxido de alumínio de 280 μm e sendo cimentados com um cimento de fosfato de zinco (Fleck's Extraordinary, Mizzy, Inc., Clifton Forge, Va.), um cimento de poliacarboxilato de zinco (Durelon, Premier Dental Products, Norristown, Pa.) e dois cimentos de ionómero de vidro (Chembond, L. D. Caulk Co., Milford Del. e Ketac-Cem, Espe-Premier Dental Products Co.), tendo concluído que a maior resistência ao cisalhamento, com todos os cimentos, se obtinha com o tratamento de óxido de alumínio de 60 μm e que o cimento de poliacarboxilato revelava o mais alto valor entre os cimentos utilizados.

Diversos estudos, verificando a adesão de cimentos resina a várias ligas não preciosas, têm vindo a ser efectuados, tendo sido experimentados vários tratamentos da superfície metálica (51,65,66).

Ady e Fairhurst (67), em 1973, comprovaram que o jacto de areia ou a realização de um tratamento electroquímico na superfície de espécimens numa liga de ouro tipo III, ouro de 24K e cobre puro, aumentava a retenção. Este aumento era mais evidente para o cimento de poliacarboxilato de zinco, em que a ruptura era quase sempre coesiva, do que para o cimento de fosfato de zinco, em que a ruptura ocorria mais a nível da interface metal/cimento.

1.2.2.2. Soluções ou geles ácidos

Determinadas soluções químicas podem promover superfícies retentivas nalgumas ligas metálicas. Estas estão dependentes do tempo de actuação da solução e do tipo de liga (68-70).

Um estudo efectuado por Ferrari e col. (70) concluiu que as ligas de níquel-crómio-berilium (Ni-Cr-Be) eram afectadas por duas soluções químicas testadas. No entanto, as ligas de cromo-cobalto (Cr-Co), tratadas do mesmo modo, não apresentavam resultados tão bons devido à grande dureza da liga de Cr-Co, a qual só seria convenientemente preparada electroquimicamente.

1.2.2.3. Cristais de sal

Um outro método utiliza cristais de um determinado sal, que são aplicados na superfície da preparação unitária e sobre os quais é construído o padrão de cera para posterior fundição. Esses cristais são depois dissolvidos em água, sendo recriadas na superfície da estrutura metálica, as rugosidades com as formas correspondentes (71-74).

Experiências efectuadas por Ma e col. (75) permitiram chegar à conclusão de que não há relação entre os diferentes tamanhos dos cristais usados no tratamento de superfície e a retenção, sendo recomendadas, no entanto, as partículas de 0,1 a 0,2 mm, por permitirem menores espessuras de metal. Entre as formas dos cristais de sal testadas, a forma cubóide proporcionou a mais elevada retenção entre o metal e uma resina.

1.2.2.4. Rede ou malha

Este método envolve o uso de uma rede ou malha, como é o caso do sistema Duralingual (Unitek, Monrovia, CA, U.S.A.), semelhante a arame fino entrelaçado, a qual é incluída no processo de fundição, dando à superfície metálica uma forma retentiva. Pode ser uma alternativa aos processos químicos ou electroquímicos, utilizável em todas as ligas disponíveis no mercado (76,77). O problema desta técnica é que obriga a que as restaurações tenham uma maior espessura, quando comparada com outros sistemas de tratamento de superfície.

1.2.2.5. Deposição de óxido de estanho

Num estudo efectuado por Eakle e col. (78), verificou-se que a electrodeposição de uma camada de óxido de estanho, na superfície de ligas metálicas preciosas, podia aumentar a adesão dos cimentos resinosos, melhorando o efeito da micro-retenção obtida após um jacto de areia. O cimento Panavia TC (Kuraray Co. Ltd., Osaka, Japan.) assegurava uma retenção química ao óxido de estanho, enquanto a resina de colagem (Mirage Bond, Fransor) melhorava a retenção à dentina. Os novos sistemas de colagem possuem uma adesão efectiva à dentina e ao esmalte devidamente tratados. A colagem das ligas de Ni-Cr, ao contrário das ligas preciosas, não necessita do tratamento com o óxido de estanho para reforçar o poder adesivo das resinas, sendo suficiente um jacto de areia. Para estes autores, o processo de deposição de óxido de estanho e o sistema de jacto de areia são de utilização simples e pouco dispendiosos.

1.2.3. Próteses adesivas e tratamento de metal

Nos últimos anos, um dos avanços mais significativos na Prótese Fixa, foi o desenvolvimento da retenção nas pontes adesivas, as quais são constituídas por um elemento intermediário (pôntico) metalo-cerâmico, que é fixado aos dentes adjacentes por extensões metálicas. Estas aderem à superfície lingual do esmalte, previamente tratado por um ácido, com a interposição de um cimento. A força de adesão depende do tratamento da superfície do metal, do tratamento do esmalte e do cimento utilizado (40).

Este tipo de prótese veio proporcionar planos de tratamento que permitem uma grande conservação da estrutura dentária, o que aliado ao seu custo reduzido e à estética favorável, pode, em certas circunstâncias, ser uma alternativa à Prótese Fixa clássica (79).

O grande problema, que se colocou aos pioneiros deste sistema protético, foi o da retenção da estrutura metálica ao esmalte dos dentes pilares que, por si só, não tem retenção suficiente. Há, assim, necessidade de contar com a retenção obtida através dos tratamentos de superfície do metal e do esmalte, além daquela proporcionada pelo cimento utilizado.

Rochette (80), em 1973, foi o primeiro a utilizar uma armação metálica perfurada para a substituição de um dente anterior, utilizando uma resina composta para a retenção entre o metal e o esmalte atacado por ácido (81,82). Este tipo de prótese mostrou ter uma duração relativamente curta, o que se deve à perda de retenção da resina nas perfurações, causada pela

exposição desta ao meio bucal, aos efeitos da oclusão e da função e aos efeitos da escovagem (83).

1.2.3.1. Tratamento electroquímico

Livaditis e Thompson (84) desenvolveram, com sucesso, o tratamento electroquímico de ligas metálicas, conduzindo ao desenvolvimento das chamadas "Pontes Maryland", ultrapassando alguns problemas da técnica proposta por Rochette.

O tratamento electroquímico pode ser definido como um processo em que a superfície da liga metálica é atacada numa solução electrolítica, a qual é, por sua vez, atravessada por uma corrente eléctrica (21). Este ataque provoca uma espécie de corrosão na superfície da liga, cuja profundidade depende da composição desta, do tipo de electrólito, da intensidade da corrente e do tempo de exposição. Estas duas últimas variáveis dependem da área a ser tratada, embora Hill e col. (85) tivessem chegado à conclusão que sobrestimar a área e prolongar o tempo de tratamento electroquímico de uma liga de Ni-Cr-Mo (Biobond C&B) não reduzia a retenção.

Muitas variáveis podem influenciar o processo electroquímico (86,87). Entre estas salientámos as seguintes: tipo de liga, tipo de electrólito, intensidade da corrente, duração do ataque, agitação da solução electrolítica, reaquecimentos da liga durante a aplicação da cerâmica e a superfície a ser tratada.

O processo utilizado em ligas não nobres e referido por Kuyinu (88) produz uma superfície retentiva microscópica, na qual as resinas penetram facilmente e foi utilizado pela primeira vez nas pontes adesivas.

O aparecimento de novos cimentos resina para cimentações de Prótese Fixa (89) tem contribuído para aumentar a longevidade das restaurações na cavidade oral, sendo o seu mecanismo de união ao metal e ao esmalte objecto de variados estudos (46,90).

A principal vantagem do tratamento electroquímico em relação a tratamentos como as perfurações (Rochette) ou as malhas (Duralingual), é que a estrutura metálica pode ser mais fina, ter a totalidade da superfície interna tratada (incluindo as margens) e a camada de cimento pode ser menor (o que reduz a possibilidade de infiltração marginal) (91,92). Refira-se que a adesão da resina à superfície da liga tratada electroquimicamente é duas a três vezes maior que a adesão da resina ao esmalte gravado (84).

As primeiras ligas metálicas a serem ensaiadas com a técnica do metal gravado foram as não preciosas, o que se deve ao facto de serem mais

resistentes que as preciosas e permitirem, assim, superfícies mais finas, o que contribui para uma maior preservação da estrutura dentária. Além disso, mediante o emprego de ligas multifásicas, o processo de gravação do metal é simplificado. Quando uma liga multifásica se funde e volta a solidificar, alguns dos componentes cristalizam em tempos separados, dando lugar a estruturas dendríticas, tendo-se verificado que este aspecto microscópico estava directamente relacionado com o aumento das forças adesivas (93).

Hoje em dia, nenhuma liga preciosa ou semi-preciosa conhecida é completamente adequada a esta técnica. A técnica clínica para fabricar próteses com a superfície metálica tratada electroquimicamente foi exaustivamente desenvolvida e descrita por Simonsen, Thompson e Barrack (93). A primeira liga a ser tratada electroquimicamente com êxito foi o Rexillium III (Jeneric Gold Co., Wallingford, Conn.), uma liga de Ni-Cr-Be, tendo sido ensaiadas, nessa altura, várias ligas com características similares e o tipo de gravação obtido em condições semelhantes. Descobriu-se também, que as ligas de Ni-Cr eram mais fáceis de gravar com electrólitos que continham ácido nítrico e que as de Ni-Cr-Be eram mais fáceis de gravar com ácido sulfúrico.

Marinello e col. (92) verificaram, com técnicas perfilométricas, que numa liga de Rexillium III, o aquecimento prévio ao tratamento electroquímico, simulando a queima da porcelana, aumentava a sua capacidade retentiva.

Outros autores (94) não encontraram diferenças significativas na adesão de uma resina composta a dois tipos de liga com pré-aquecimento. Segundo este último estudo, a agitação do electrólito durante o ataque também não influenciava a adesão de uma resina composta ao Rexillium III e a uma liga de Cr-Co (Novarex, Generic Gold Co., Wallingford, Conn.).

Sherif e col. (95) verificaram que, em situações clínicas simuladas, o ataque de uma liga de Rexillium III com um gel ácido, promovia uma maior adesão a um cimento resina (Comspan, Caulk International, Milford, Del.) do que quando era feito o seu tratamento electroquímico.

Chan e col. (15) verificaram que o tratamento electroquímico aumentava a retenção em coroas de Ni-Cr, cujas preparações tinham 7 graus de convergência por parede, mas não era eficaz para coroas com preparações de 30 graus de inclinação. Experimentando vários cimentos (fosfato de zinco, policarboxilato de zinco, óxido de zinco eugenol reforçado, resina e resina com um adesivo dentinário), concluíram que, em dentes extraídos, a escolha dos cimentos era o grande factor que afectava a retenção de coroas fundidas em Ni-Cr. Nas condições desse estudo, aquele que apesentou maior retenção foi o cimento de policarboxilato de zinco,

seguido do cimento resina com adesivo dentinário. Os menos retentivos foram o óxido de zinco eugenol reforçado e o fosfato de zinco.

Um estudo efectuado por Garcia-Godoy e col. (96) concluiu que a adesão dos cimentos resina aos metais estava dependente do tipo de metal, do seu tratamento de superfície e do cimento utilizado. Quando usado o Rexillum III tratado electroquimicamente ou sujeito a jacto de óxido de alumínio de 50 µm, o cimento Panavia exibiu maior retenção que o cimento Comspan. Contudo, não se observou diferença significativa entre o Panavia e o Comspan usando o metal Litecast B (Williams Gold, Bufalo, N. Y.), com tratamento electroquímico. Com este metal, tratado com jacto de areia, havia uma retenção superior do Panavia, o que não acontecia se o metal tivesse um tratamento electroquímico.

Ultimamente tem surgido uma maior variedade de ligas susceptíveis de serem utilizadas com o tratamento electroquímico, como por exemplo, ligas de níquel-crómio-ruténio (Ni-Cr-Ru) e mesmo uma liga de prata-paladium (Ag-Pd) unifásica.

Daqui se pode concluir que há necessidade de estudar as diferentes variáveis, no que respeita às ligas metálicas, aos tratamentos da sua superfície e aos cimentos utilizados.

1.2.3.2. Desvantagens do tratamento electroquímico

Apesar de altamente vantajoso em muitas situações, o tratamento electroquímico tem, no entanto, algumas desvantagens que podem limitar o seu uso, nomeadamente:

- 1 - Necessidade de um equipamento dispendioso.
- 2 - Procedimentos de laboratório adicionais, com perda de tempo considerável.
- 3 - Utilização de substâncias cáusticas.
- 4 - Impossibilidade de utilização em todas as ligas, nomeadamente as de ouro e as de alto teor em paladium (77,86,97).
- 5 - Ataque do metal não uniforme, especialmente se a restauração tiver muitas superfícies curvas (88,98).
- 6 - Coloração acinzentada da liga metálica tratada, o que, no caso das próteses adesivas pode levar a problemas estéticos (99).
- 7 - Não permitir contaminação com saliva ou com contacto manual (77).

- 8 - Insuficiente conhecimento do potencial de biocompatibilidade e corrosão nas superfícies atacadas pelo ácido (100).

Uma das alternativas possíveis ao tratamento electroquímico parece ser o ataque das ligas metálicas com substâncias ácidas, o que pode ser feito com diferentes tempos de exposição, número de aplicações e condições de temperatura. Este procedimento pode apresentar algumas vantagens, como por exemplo, não necessitar de qualquer equipamento para o efeito, nem de ser determinada a área a ser tratada. As quantidades de soluções ácidas também são diminutas e, portanto, a potencial exposição é menor (88,101).

1.3. Métodos de união das restaurações aos dentes preparados

Existem vários processos para unir os materiais restauradores aos dentes, podendo, segundo o seu modo especial de retenção, ser divididos em quatro grupos: retenção macromecânica, retenção micromecânica, retenção química e retenção mista.

1.3.1. Retenção macromecânica

A retenção macromecânica pode conseguir-se pela colocação de pinos dentinários ou de sulcos retentivos, pelas perfurações (no caso do sistema desenvolvido por Rochette para as pontes adesivas) ou pelos sistemas das redes ou malhas pré-fabricadas em cera (65).

A retenção com microesferas pode ter também a sua aplicação, embora a principal desvantagem seja a necessidade de uma maior espessura de metal, com conseqüente sobre-contorno (102).

Outro método é o recobrimento dos retentores com uma superfície metálica porosa ("Coating", Inzoma, Ivoclar A. G., Schann, Liechtenstein) (103).

Estes mecanismos de retenção, apesar de mais primitivos, podem ser os mais eficazes.

1.3.2. Retenção micromecânica

A retenção micromecânica tem, como melhor exemplo, a adesão clássica às microretenções do esmalte gravado após utilização, na sua superfície, de uma solução ácida moderada. A interpenetração de resinas compostas nestas superfícies pode contribuir para valores de retenção elevados, na ordem de 980 a 1400 psi. De igual modo, o tratamento electroquímico, o jacto de areia ou o ataque ácido das ligas metálicas criam, na sua superfície, retenções micromecânicas (51,65,84,101,104,105).

1.3.3. Retenção química

A retenção química é feita por intermédio dos cimentos dentários e daqueles materiais classicamente conhecidos como adesivos.

Lembre-se que se considera que há adesão quando as moléculas postas em contacto são diferentes, e coesão quando são do mesmo género (20).

Os adesivos podem, em geral, mostrar uma força adesiva muito maior que a coesiva e apresentar uma ligação particular a determinadas superfícies. São exemplos os cimentos adesivos Super-Bond C&B ou o Panavia Ex (Kuraray Co. Ltd., Osaka, Japan.) (106).

Como regra, todos os agentes de cimentação devem possuir grande resistência adesiva e coesiva, ser atóxicos e não irritantes e ser resistentes à degradação no ambiente bucal, mesmo após longos períodos.

A electrodeposição de estanho (Sistema OVS, De Trey/Dentsply, Dreieich, FRG) pode ser considerada um exemplo de retenção química (65,66,107).

O revestimento da superfície dos retentores com óxido de silício (SiOX-C) (69,83,104,106,108-110) utilizado, por exemplo, no sistema Silicoater (Kulzer, Wehrheim, FRG), é um método de adesão química entre as resinas e a superfície metálica (111). O problema desta técnica parece ser a diminuição da adesividade após algum tempo de embebição em água, de sujeição às forças mastigatórias e às oscilações térmicas da cavidade oral (109).

1.3.4. Retenção mista

A retenção mista abarca mais do que um dos sistemas já descritos. Um exemplo pode estar representado pelas resinas compostas associadas a um mecanismo microretentivo adesivo, que as une, por exemplo, ao metal ou ao esmalte.

Outro exemplo são os sistemas de retenção micromecânica ao esmalte gravado, aliados a sistemas de retenção macromecânica como os pinos dentinários.

Exemplos de retenção micro-química são a silanização (69,83,104,106,108) (Sistema Silicoater) ou a electrodeposição com óxido de estanho (Sistema O.V.S.) do metal (65,66,91,107).

A técnica da malha ou rede (Sistema DuraLingual) incorporada na fundição e sujeita a jacto de areia antes da cimentação, pode ser considerada como possuindo uma retenção macro e micromecânica.

A combinação dos vários tipos de retenção pode aumentar a retenção final quando comparada com a utilização de apenas um dos sistemas isoladamente.

1.4. Cimentação

O processo de cimentação das restaurações de Prótese Fixa é de extrema importância para a sua retenção. Todas as fases, clínicas ou laboratoriais, são relevantes e, quando chega a fase da cimentação definitiva, devemos ter o máximo de cuidado, uma vez que, se não forem tidos em conta determinados factores, estes podem influenciar negativamente a inserção das restaurações, resultando num inadequado ajuste marginal com todas as suas consequências nefastas.

O êxito das restaurações metálicas fundidas depende, fundamentalmente, das propriedades de um agente de cimentação (mecânicas, biocompatibilidade, viscosidade e capacidade de retenção). O tratamento dado às superfícies que contactam com o cimento, o tipo de liga metálica utilizada e a natureza do material da preparação dentária, são outros factores que contribuem para esse êxito (112,113). Além disso, é de salientar a importância da espessura da película de cimento, que não deve ser excessiva, e que pode ser provocada por factores como o desajuste entre a restauração e a preparação, a incorrecta proporção pó/líquido do cimento, o tamanho das partículas de pó ou a manipulação inadequada (por

exemplo, a força aplicada à restauração durante a cimentação ou a maneira como essa força é aplicada).

Estes factores podem actuar isoladamente ou em conjunto. O aumento da espessura da película de cimento pode levar a falhas estruturais dessa película, ao aparecimento de tensões concentradas, a menor elasticidade e a maior solubilidade no meio bucal, além de interferir negativamente no assentamento e na adaptação da peça protética.

Uma das maiores críticas que se pode colocar aos cimentos dentários relaciona-se com a capacidade de adesão à preparação e à restauração fundida, bem como ao problema da solubilidade no meio bucal e, conseqüentemente, à microinfiltração.

Uma das razões para o aparecimento de novos cimentos deve-se ao facto do cimento de fosfato de zinco, usado durante muitos anos como agente de cimentação ideal, apresentar, na realidade, um comportamento biológico que pode trazer alguns problemas aos dentes vitais, os quais já sofrem muitos estímulos negativos durante a preparação dentária (114). Além do mais, a sua solubilidade no meio bucal conduziu, naturalmente, ao desenvolvimento de cimentos mais resistentes, feitos à base de policarboxilato, de ionómero de vidro e de resinas compostas, que revelam também alguma capacidade de adesão ao metal (60).

Os cimentos resina foram introduzidos recentemente e são normalmente derivados do Bisfenol A-glicidilmetacrilato (Bis-GMA) com alguns compostos inorgânicos (115). Estes cimentos, com características adesivas, possuem interações químicas e físicas com a estrutura dentária e, quando comparados com o cimento de fosfato de zinco, mostraram ter menor solubilidade, menor infiltração marginal e maior retenção (89,113,116).

O desenvolvimento dos adesivos de quarta geração, com características hidrofílicas, parece poder beneficiar a adesão dos cimentos resina à estrutura dentária (111,117).

Há, também, evidência que alguns dos sistemas adesivos aderem química e micromecanicamente à superfície metálica tratada (51,89,118).

Por outro lado, com o aumento da popularidade das novas ligas metálicas não preciosas alternativas ao ouro e dos diferentes tratamentos da superfície dessas ligas, é possível proporcionar uma maior adesão dos cimentos.

É da máxima importância toda a contribuição susceptível de proporcionar aos práticos clínicos e aos técnicos de laboratório, as informações resultantes de testes experimentais relacionados com os materiais utilizados na confecção das restaurações e com os tratamentos da

sua superfície, bem como com os cimentos utilizados na cimentação, no sentido de tornar os tratamentos de Prótese Fixa cada vez mais duradouros.

Outro problema que se pode colocar relaciona-se com a retentividade proporcionada por um determinado cimento. As restaurações fixas têm sempre uma duração limitada, que pode ser mais ou menos longa. Assim, se um cimento for demasiado retentivo e houver necessidade de substituição da restauração, esta tarefa torna-se difícil ou impossível. Podemos, pois, perguntar qual será o valor retentivo ideal dos cimentos usados na clínica.

O cimento de fosfato de zinco apresenta uma retenção que é considerada adequada para restaurações metálicas.

O cimento de ionómero de vidro apresenta algumas características superiores ao cimento de fosfato de zinco, nomeadamente na resistência à compressão, na adesão à dentina e no seu potencial cariostático.

Quanto aos cimentos resina, podem ser quatro a cinco vezes mais resistentes e retentivos do que os cimentos tradicionais.

Usando os critérios clássicos de preparação dentária para coroas fundidas, a cimentação com alguns cimentos resina pode ser demasiado retentiva e, em consequência, causar alguns problemas no futuro. Neste sentido têm sido desenvolvidos os cimentos de ionómero de vidro, que possuem características próximas do ideal (60).

Estão a ser desenvolvidos também, hoje em dia, cimentos que resultam da associação dos cimentos resina com os cimentos de ionómero de vidro (compómeros), os quais aliam as propriedades de uns e de outros, sendo o resultado final muito satisfatório. O seu comportamento clínico, a médio ou a longo prazo, carece, no entanto, de estudos aprofundados.

Na restauração de dentes com coroa clínica curta, com angulação excessiva das paredes, com as superfícies pouco preparadas ou com outras configurações geométricas desfavoráveis, poderá tornar-se vantajosa a utilização de cimentos com as melhores propriedades retentivas (6).

Os cimentos têm como principais missões, para além de criar fricção entre o dente preparado e a restauração, evitar a infiltração de elementos nocivos existentes na cavidade bucal, os quais podem provocar alterações patológicas nas estruturas de suporte ou nos próprios dentes. Para que este último objectivo seja alcançado, os cimentos devem preencher completamente o espaço compreendido entre a linha de acabamento da preparação e o bordo da restauração, devendo este espaço ser mínimo para que a espessura de cimento seja reduzida e possa resistir melhor à acção dos fluidos bucais.

1.4.1. Propriedades dos cimentos utilizados neste estudo

Devido à variedade de cimentos existentes, resolvemos abordar as propriedades dos cimentos utilizados neste estudo, considerando-as na perspectiva da importância que têm na retenção.

1.4.1.1. Cimento resina

Com o incremento dos requisitos estéticos, observou-se um aumento do uso clínico dos cimentos resinosos. Destes, os fotopolimerizáveis estão indicados para facetas ou coroas de cerâmica e incrustações ou coroas parciais-oclusais (*onlays*) em compósito ou cerâmica, enquanto os autopolimerizáveis estão indicados para próteses adesivas e restaurações metálicas ou metalo-cerâmicas (119).

Hoje em dia, as resinas que mais se utilizam na cimentação de restaurações, cerâmicas ou acrílicas, são as de polimerização dual (foto e autopolimerizáveis), devendo a mistura entre a base e o catalizador ser efectuada segundo as indicações do fabricante, até se conseguir uma consistência homogênea, assegurando-se assim, uma polimerização completa, mesmo em zonas onde a luz halógena não consegue chegar. É evidente que, para a cimentação de restaurações metálicas ou metalo-cerâmicas, as resinas a utilizar têm de ser autopolimerizáveis.

A maioria dos cimentos resina existentes no mercado baseiam-se em derivados Bis-GMA, os quais são diluídos com monómeros de baixa viscosidade e reforçados com partículas inorgânicas. O endurecimento do componente resinoso é normalmente controlado por sistemas benzoil peróxido-amina (120).

Actualmente, muitos cimentos resina são fabricados especificamente para a cimentação de coroas e pontes adesivas, estando muitas vezes associados a agentes adesivos, o que melhora a retenção e diminui a infiltração marginal.

Com o aparecimento das cerâmicas de nova geração, a utilização de cimentos à base de resinas compostas é cada vez maior. Apresentam uma boa resistência à compressão e à tracção e têm um módulo de elasticidade menor que o do cimento de fosfato de zinco. Têm uma solubilidade muito baixa perante os fluidos bucais e permitem obter uma união entre a restauração e o dente com uma estética considerável, uma vez que

apresentam uma ampla gama de cores, coincidentes com as utilizadas na confecção das restaurações (60).

É de salientar a dificuldade em retirar os excessos de cimento após a polimerização como uma desvantagem dos cimentos resina, havendo assim a necessidade de tomar algumas precauções para facilitar esse processo. Há, no entanto, um cimento resina à base de um éster-fosfato-Bis-GMA, cujo nome comercial é o Panavia Ex, introduzido por Omura (89), o qual só endurece na ausência de oxigénio, o que por sua vez facilita a remoção dos excessos aquando da cimentação. A polimerização do cimento exposto na margem da restauração ("linha de cimento"), dá-se só após a aplicação de um gel (Oxiguard, Kuraray Co. Ltd., Osaka, Japan.) nessa zona para fazer o isolamento do oxigénio do ar ambiente.

Outra desvantagem dos cimentos resina prende-se com a cimentação de restaurações sobre preparações dentárias que tenham contactado previamente com o eugenol, havendo, nestes casos, redução significativa na retenção, causada pela interferência deste no seu endurecimento (121).

No que respeita à toxicidade pulpar, as resinas autopolimerizáveis produzem uma resposta pulpar moderada depois de três dias, enquanto que as resinas fotopolimerizáveis produzem uma resposta entre moderada e leve. A resposta inflamatória diminui à medida que o tempo passa, sendo leve ou inexistente em ambos os casos às oito semanas, havendo formação de dentina secundária na zona adjacente à colocação da resina.

As resinas aderem ao esmalte e à dentina, podendo aderir também ao metal e à cerâmica. Esta última deve ser gravada com ácido fluorídrico, o que proporciona retenção mecânica, sendo de seguida aplicado um agente de silano, que facilita a união química entre a cerâmica e a resina.

1.4.1.2. Cimento de fosfato de zinco

Este cimento é, sem dúvida, o cimento mais utilizado em Prótese Fixa, tendo sido introduzido em 1879 e aprovado em 1935 (especificação nº 8 da ADA, pela qual foi regulado o seu uso em Odontologia).

A sua composição é formada, basicamente, pelo óxido de zinco com adição de óxido de magnésio e pigmentos (pó) e por uma solução de ácido fosfórico em água, acompanhada de iões de alumínio e zinco (líquido). Estes iões ajudam a retardar a reacção durante a mistura. Apresenta uma boa resistência à compressão, facilidade de manipulação, tempo de trabalho razoável e uma espessura de película aceitável (25 µm).

As propriedades mecânicas do cimento de fosfato de zinco são comparáveis àquelas permitidas por outros cimentos utilizados na cimentação definitiva. Refira-se que a resistência à compressão e o módulo de elasticidade podem ser negativamente afectados por uma baixa relação pó/líquido, uma técnica de mistura imprópria ou por uma exposição prematura aos fluidos bucais. A resistência é adquirida rapidamente, com 2/3 da resistência final atingida em uma hora. A baixa resistência à tracção (450-660 psi) do cimento de fosfato de zinco comparada com a sua alta resistência à compressão (14000-19000 psi), explicam a natureza quebradiça deste cimento.

A retenção do cimento de fosfato de zinco é causada pela sua penetração nas irregularidades das superfícies do dente e da restauração, não havendo portanto, adesão química, mas sim mecânica (20).

Factores como a relação pó/líquido, o tempo e forma de incorporação do pó no líquido e a temperatura da placa de vidro, podem influenciar o tempo de endurecimento do cimento. Se a placa de vidro for arrefecida e o tempo de espatulação alongado, o tempo de trabalho aumenta. Pelo contrário, se a temperatura da placa de vidro aumentar e se o tempo de incorporação de pó no líquido for diminuído, o endurecimento é mais rápido. Por sua vez, se aumentar a proporção pó/líquido e a temperatura da placa de vidro diminuir, verifica-se uma diminuição da espessura da película de cimento (122).

A viscosidade do cimento de fosfato de zinco também é afectada pelo tempo e pela temperatura. Assim, se a temperatura for aumentada e o tempo de espatulação alongado, a viscosidade aumenta. Há também um ligeiro aumento na viscosidade se a mistura do cimento for rápida e efectuada numa placa de vidro arrefecida (123).

Num estudo efectuado por Palermo (124) verificou-se que, a espatulação do cimento de fosfato de zinco numa placa de vidro com a temperatura abaixo dos zero graus centígrados, aumentava o calor gerado pelo cimento, a espessura da película do cimento de 4 a 5 μm e o pH em aproximadamente 0,5 unidades.

A cimentação deve efectuar-se imediatamente após a mistura, pois os atrasos podem provocar uma película de cimento mais espessa e um deficiente assentamento das restaurações.

O cimento normalmente endurece na boca entre 5 e 9 minutos a partir do momento da mistura. Tem o inconveniente de apresentar inicialmente um pH baixo, aproximando-se praticamente da neutralidade após 48 horas (35, 125). Este facto faz com que se possa ocasionar, no caso de dentes vitais e, particularmente, naqueles recentemente preparados, um dano

pulpar localizado, entre moderado e severo, produzindo-se geralmente a reparação da polpa entre as cinco e as oito semanas. Por esse motivo, recomenda-se a colocação de uma camada protectora de verniz copal sobre as preparações antes de se realizar a cimentação.

O cimento de fosfato de zinco é, provavelmente, aquele que mais se aproxima do cimento ideal e um dos que permite um ajuste marginal mais correcto (126).

1.4.1.3. Cimento de ionómero de vidro

O cimento de ionómero de vidro foi introduzido por Wilson e Kent, em 1972, sendo a sua composição um fluoraminosilicato de vidro (pó) e um copolímero na relação de 2:1 de ácido poliacrílico e itacónico (líquido). Quando usados para cimentações em Prótese Fixa, são considerados do tipo I.

Os requisitos para as propriedades deste cimento estão descritos na especificação nº 66 da ADA.

Este cimento apresenta uma série de vantagens importantes, como sejam:

- 1 - Adesão ao esmalte e à dentina, pelo efeito quelante entre as moléculas de poliacrilato e o cálcio na superfície do dente (21,127). Segundo Maldonado e col. (128) a adesão do cimento de ionómero de vidro é maior ao esmalte do que à dentina.
- 2 - Resistência à compressão que é neste maior que a do fosfato de zinco (13500- 32700 psi), sendo a resistência à tracção similar (650 psi) (129).
- 3 - Boa biocompatibilidade, quando comparado com o cimento de fosfato de zinco, devido ao maior pH do ácido poliacrílico em relação ao ácido fosfórico e ao seu peso molecular mais elevado, o que o torna menos móvel e penetrante nos túbulos dentinários (130,131).
- 4 - Fácil manipulação, estando disponível também em cápsulas, o que facilita o trabalho de cimentação e o torna mais rigoroso, pois exclui o factor humano na mistura pó/líquido (127,131).
- 5 - Translucidez após o endurecimento, o que pressupõe uma vantagem na cimentação de restaurações cerâmicas (131).
- 6 - Baixa solubilidade nos fluidos bucais, uma vez endurecido (132).
- 7 - Acção bacteriostática e cariostática, devida ao seu conteúdo em flúor. Por esse motivo, e no caso de pacientes com um passado

clínico de cáries recorrentes, deve ser dada preferência aos cimentos de ionómero de vidro (127,129,131-137).

- 8 - Propriedades de expansão e contração semelhantes às da estrutura dentária (21,132).
- 9 - Viscosidade baixa no seu endurecimento inicial e uma película fina, o que permite uma fácil cimentação e uma boa adaptação marginal (127,129,131).

O cimento de ionómero de vidro apresenta também algumas vantagens:

- 1 - Ser extremamente sensível à humidade durante o endurecimento, que só atinge o máximo passado um dia. Há necessidade de um isolamento do campo, o mais eficaz possível durante a cimentação e uma protecção das margens da restauração durante as primeiras 24 horas, com um agente protector fornecido pelo fabricante (127,129,138,139).
- 2 - Ter alguma sensibilidade pós-operatória (127,129).
- 3 - Ter relativamente menos resistência que o ideal, que seria a resistência da estrutura dentária (129).

Algumas limitações dos cimentos de ionómero de vidro parecem ser mais de ordem coesiva do que adesiva (140).

Devem também ser utilizados imediatamente a seguir à mistura, pois o seu tempo de trabalho após a incorporação do pó no líquido, é de cerca de 2 minutos a 22° C. O endurecimento na boca dá-se em cerca de 7 minutos desde o começo da mistura.

Num estudo efectuado nos E.U.A. em 1993, verificou-se que 41% dos dentistas usavam os cimentos de ionómero de vidro como primeira escolha para a cimentação de cerca de 3/4 das restaurações de Prótese Fixa (141).

1.4.2. Selagem marginal

Mesmo com a melhor técnica e o maior cuidado na cimentação, haverá sempre algum desajuste entre as margens da restauração e a linha de acabamento cervical do dente preparado. Esse desajuste será preenchido pelo cimento, que pode ser mais ou menos solúvel, formando uma linha situada dentro ou fora do sulco gengival. Com o passar do tempo, se houver dissolução do cimento, o espaço formado vai permitir a retenção de placa

bacteriana e a possibilidade de recidiva de cárie, podendo o trabalho perder-se por esse motivo.

Assim, quanto menor a linha de cimento exposta ao meio bucal, maiores serão as expectativas de longa duração da Prótese Fixa, mantidos estáveis os outros factores. Essa linha de cimento também pode depender, em grande parte, da configuração da linha de acabamento cervical seleccionada para a preparação dentária.

1.4.3. Inserção das restaurações e discrepância marginal

Um dos problemas que mais frequentemente se observa na cimentação definitiva das restaurações está relacionado com o seu incompleto ajuste, tendo como consequência um aumento da discrepância marginal e a diminuição na retenção. Se tivermos em conta todas as circunstâncias que actuam directamente aquando da inserção das restaurações, podemos contribuir para atenuar este problema (115,142).

Os inconvenientes que podem surgir com uma discrepância marginal excessiva são, para além da diminuição da retenção, os problemas parodontais e a sensibilidade pós-operatória (143).

Também o aparecimento de manchas ou colorações nas margens das restaurações, pode trazer problemas estéticos e é normalmente um indicador da percolação de fluidos bucais, devido à deficiente integridade marginal.

Os cimentos que aderem quimicamente à dentina e com baixa solubilidade podem prevenir a microinfiltração, contribuindo assim para uma maior longevidade das restaurações (20).

1.5. Técnicas de cimentação

A manipulação correcta dos cimentos pode contribuir para uma correcta inserção das restaurações, devendo para o efeito, serem seguidas com rigor as normas fornecidas pelo fabricante de cada cimento.

Basicamente, os factores que podem provocar uma inserção incompleta das restaurações são o aumento da pressão intracoronária durante a cimentação, a quantidade e a espessura da camada de cimento e o lugar onde se aplica o cimento.

1.5.1. Pressão hidráulica

O aumento da pressão hidráulica que se gera na zona oclusal devido ao afluxo de cimento, durante o processo de cimentação, é um dos principais responsáveis pelo fracasso de uma correcta adaptação das restaurações, o que tem justificado as múltiplas tentativas para tentar resolver este problema ao longo do tempo (144).

O primeiro estudo sobre este assunto foi efectuado por Jorgensen (1960), que concluiu que, à medida em que a restauração vai sendo inserida sobre a preparação, o cimento pode escapar pela margem cervical, mas à medida que avança apicalmente, o espaço através do qual pode fluir é cada vez menor e o cimento que fica na área oclusal pode impedir a inserção completa da restauração.

A primeira tentativa para diminuir a pressão hidráulica intracoronária foi a introdução, nas restaurações, de vias de escape para o cimento, mediante a realização de orifícios oclusais (13,37,145-147) ou de sulcos axiais (148). Kaufman e col. (13) verificaram que um escape oclusal, em coroas totais, aumentava a retenção destas entre 19 e 32%.

Com este pormenor técnico consegue-se uma melhor adaptação das restaurações, o que coloca, contudo, o problema da obturação perfeita desses orifícios, com risco subsequente de infiltrações. Além disso, produz um enfraquecimento da face oclusal e, no caso das restaurações metalocerâmicas, origina uma exposição da interface metal/cerâmica, que debilita a cerâmica nessa zona. Por estes motivos este método caiu em desuso.

Outra das técnicas propostas para melhorar a inserção das restaurações é a criação de canais de escape nas paredes axiais da preparação ou da restauração, que facilitem a saída do cimento e, em consequência, diminuam a pressão hidráulica (148,149). Ainda que se consiga reduzir a discrepância marginal de 200 para 30 μm , como demonstram Webb e col. (148), este sistema faz com que se formem camadas de cimento espessas e irregulares na área dos canais de escape, facilitando a formação de bolhas de ar e criando espaços vazios de cimento, factores que diminuem a sua resistência e a retenção das restaurações.

O método mais utilizado, hoje em dia, para proporcionar espaço para o cimento e diminuir a pressão hidráulica gerada durante a cimentação e, consequentemente, diminuir a discrepância marginal, é a aplicação de espaçadores sobre a preparação unitária de trabalho antes do enceramento. A sua espessura deve oscilar entre 20 e 50 μm e a aplicação deve limitar-se à superfície oclusal e às superfícies axiais, deixando sem recobrir um espaço de 1mm até à linha de acabamento (149).

Geralmente aplicam-se, para as restaurações fundidas, duas camadas de 12 μm cada. Para se conseguir um adequado ajuste marginal nas restaurações exclusivamente em cerâmica elaboradas sobre troquéis de revestimento, o número de camadas de espaçador deve ser aumentado para seis, proporcionando deste modo um alívio interno total de 72 μm .

O alívio interno criado tem como missão controlar a espessura da camada de cimento e disfarçar as rugosidades existentes na superfície da preparação, assim como compensar as distorções do troquel, do padrão de cera, do revestimento e da fundição (35).

Esta técnica proporciona uma película de cimento uniforme e regular, que se traduz em selamentos marginais adequados, assim como pelo aumento, até 25%, da retenção das restaurações (149). Em contrapartida, parece certo que um excessivo alívio interno pode influenciar negativamente a retenção.

Trabalhos de Campagni e col. (150) parecem confirmar que a combinação de sulcos de escape, com o alívio interno proporcionado pelo espaçador, consegue um melhor ajuste marginal do que quando é realizada uma das técnicas isoladamente.

Alguns autores aconselham a substituição da última camada do espaçador por um cianoacrilato que, ao endurecer, permite que a parte externa do troquel resista melhor à sua deterioração durante a confecção das restaurações.

1.5.2. Quantidade e espessura da camada de cimento

A maioria das investigações encontraram espessuras de cimento que excedem em muito os mínimos de 25 e 40 μm permitidos pela especificação nº 8 da ADA para os cimentos tipo I e tipo II, respectivamente, existindo mesmo discrepâncias marginais médias de aproximadamente 140 μm .

A espessura da película de cimento pode ser influenciada por diversos factores, tais como o tipo de cimento e a relação pó/líquido, a pressão exercida durante a cimentação e a duração desta, as dimensões e a inclinação das paredes da preparação e o espaçador.

É opinião generalizada que a espessura da película de cimento deve ser reduzida, já que se demonstrou uma relação directa entre a quantidade de cimento e a magnitude da discrepância marginal. Assim, à medida que aumenta a quantidade de cimento, aumenta a discrepância marginal (151).

Num estudo realizado por White e col. (152) em que são testados vários cimentos, concluiu-se que, para se conseguir a menor espessura de

película, o cimento de ionómero de vidro requeria a menor força sobre a restauração e o cimento resina a maior. Os cimentos de fosfato de zinco e de policarboxilato requeriam forças intermédias.

A viscosidade do líquido também é crítica. O ácido fosfórico é menos viscoso que o ácido poliacrílico dos cimentos de policarboxilato e de ionómero de vidro e consideravelmente menos viscoso que os cimentos resina (como os Bis-GMA ou poly-methyl-metacrilato) (152).

A natureza da reacção de endurecimento também afecta a espessura da película de cimento. Quanto mais rápido o endurecimento, menor a possibilidade do cimento conseguir a sua maior fluidez.

Os cimentos de fosfato de zinco, de ionómero de vidro e de policarboxilato endurecem lentamente devido às reacções ácido/base entre o líquido e as partículas de pó. Os cimentos resina endurecem por polimerização de monómeros ou oligómeros, para formarem longos polímeros de alto peso molecular. A viscosidade do líquido aumenta numa razão exponencial, aprisionando as partículas de pó antes de se poderem reorganizar para conseguir a espessura mínima possível da película (152,153).

Quando são utilizados cimentos resina para a cimentação de coroas fundidas, deve proceder-se a ajustamentos laboratoriais, no sentido de compensar a espessura da película de cimento (18,154). Assim, a aplicação de um espaçador é efectuada no troquel (modelo de trabalho), devendo o dentista actuar com rapidez quando manipular os cimentos resina.

As coroas também não devem ser excessivamente cheias com cimento e uma forte pressão deve ser aplicada para permitir um ajuste correcto (152).

Diaz-Arnold e col. (155) verificaram que uma película de 80 μm de cimento Panavia Opaque proporcionava a maior retenção e o menor coeficiente de variação, quando aplicado em cilindros de uma liga de Rexillum III.

A aplicação de vibração (Electromallet) sobre a coroa na fase de endurecimento do cimento parece melhorar o ajuste final (156).

1.5.3. Lugar de aplicação do cimento

Em geral o cimento aplica-se no interior da restauração ou, em alternativa, no interior da restauração e sobre a preparação. Por vezes, a utilização de um pincel é de extrema utilidade para este efeito.

No sentido de evitar as discrepâncias marginais que se produzem durante a cimentação, alguns autores (144) referem ser preferível colocar o cimento na face interna das restaurações, já que desta forma se obtém um melhor controlo sobre a espessura daquele.

Opinião contrária é a de Assif e col. (2) que demonstrou que os melhores resultados se obtêm quando se aplica o cimento directamente sobre a preparação. Segundo estes autores, quando se aplica o cimento na restauração à medida em que esta progride apicalmente, o cimento é empurrado até oclusal, impedindo o escoamento do mesmo para as margens, fazendo com que o assentamento não se faça correctamente. Pelo contrário, se o cimento é colocado sobre a preparação à medida que a restauração é inserida, vai empurrando aquele para as margens e, conseqüentemente, para fora do dente preparado.

Os melhores resultados, relativamente à discrepância marginal, obtêm-se quando o cimento se aplica sobre as margens da preparação, seguida da aplicação sobre a metade cervical das paredes axiais, podendo também obter-se uma correcta inserção da restauração quando se aplica o cimento sobre as margens da mesma (144).

1.6. Seleccção dos cimentos

A escolha de um cimento é de primordial importância se tivermos em conta que a sua missão será a de fechar o espaço situado entre a preparação e a restauração, aumentar a fricção entre ambas e fazer uma selagem marginal apropriada.

Uma cimentação a longo prazo requer cimentos consistentes, como por exemplo, os cimentos de fosfato de zinco, de ionómero de vidro, de resina ou de poliacrilato.

Como existem vários tipos de cimentos à nossa disposição, no momento da escolha é preciso conhecer os requisitos que deve possuir um cimento ideal, dos quais se podem destacar, entre outros:

- 1 - Ser tanto adesivo como coesivo (21).
- 2 - Ser de fácil manipulação.
- 3 - Ter um tempo de trabalho longo e um endurecimento rápido à temperatura bucal.
- 4 - Ser biocompatível, isto é, não ser tóxico para a polpa nem para os tecidos bucais.
- 5 - Não sofrer alterações dimensionais ao endurecer.

- 6 - Não sofrer alterações nas suas propriedades físico-químicas por mudanças moderadas na temperatura e humidade.
- 7 - Ser resistente à compressão e à tracção e não ser quebradiço.
- 8 - Não ser poroso.
- 9 - Ter um módulo de elasticidade adequado.
- 10 - Ser insolúvel nos fluidos bucais e resistente ao ataque dos ácidos.
- 11 - Ter baixa viscosidade e permitir uma fina espessura de película.
- 12 - Apresentar cores similares à estrutura dentária.
- 13 - Facultar um correcto fecho periférico.
- 14 - Ter adesão, tanto ao dente como à restauração.
- 15 - Ser cariostático.
- 16 - Ser radiopaco.

1.7. Objectivos

Perante a grande quantidade de variáveis que podem influenciar a retenção das coroas fundidas, resolvemos investigar o tratamento da sua superfície interna. A enorme importância de que este se reveste encontra-se bem patente na quantidade de trabalhos já realizados neste campo, nomeadamente nos tratamentos específicos para a retenção das pontes adesivas, as quais têm necessidade duma interacção forte do cimento utilizado para preencher as irregularidades criadas no metal e no esmalte. Com o aparecimento de cimentos que têm uma adesão química ao metal, pareceu-nos interessante e pertinente estudar dois dos tratamentos de superfície usados em coroas fundidas, de modo a verificar, em termos práticos, as suas vantagens relativas.

Utilizando mais do que um tipo de cimento também estudámos a interacção destes com os tratamentos de superfície utilizados.

Assim, os objectivos desta investigação são o estudo das relações existentes na retenção, de coroas totais fundidas em Ni-Cr, com dois tratamentos da superfície interna, um com jacto de óxido de alumínio e o outro com tratamento electroquímico, assim como a interacção de três cimentos distintos (fosfato de zinco, ionómero de vidro e resina) com estes dois tratamentos.

Capítulo 2

Material e Métodos

2. Material e Métodos

2.1. Confeção da preparação unitária experimental

Para a realização dos testes experimentais foi torneada uma peça em aço inoxidável baseada na que foi utilizada por Webb e col. (148), mas com algumas modificações. A peça contém uma base com 50 mm de comprimento, 25 mm de largura e 5 mm de espessura. No centro existe uma preparação unitária com uma inclinação de 3 graus para oclusal, com uma linha de acabamento cervical em ombro inclinado 120 graus em relação à parede axial e com 1,5 mm de largura. Para assegurar uma inserção da coroa sobre a preparação sempre na mesma posição, foi incluído um sulco guia na parede axial, com a profundidade de 1 mm.

O esquema da base e da coroa está representado na fig.1.

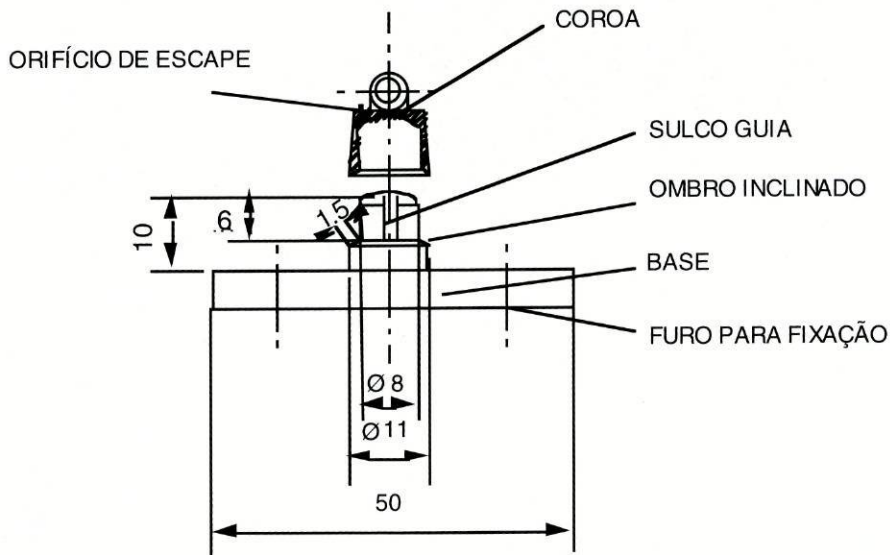


Fig.: 1 - Esquema da base e da coroa

Na peça foram feitos dois orifícios, a meia distância entre a preparação e as margens laterais, para fixação à máquina de ensaios (Fig. 2).

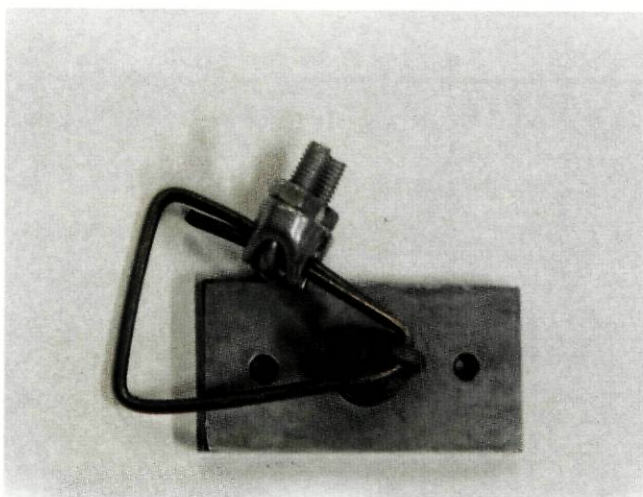


Fig.: 2 - Base com furos laterais e coroa com cabo de aço

2.2. Coroas fundidas

Foram fundidas 90 coroas em Ni-Cr, sempre pelo mesmo técnico de laboratório, para que estas fossem o mais idênticas entre si.

Estas 90 coroas foram numeradas e aleatoriamente divididas em dois grupos de 45 coroas, sendo um grupo destinado ao tratamento com óxido de alumínio de 50 μm e, o outro, ao tratamento electroquímico. Para o efeito, foram introduzidas bolas num saco, com a numeração de 1-90 e tiradas à sorte, de uma forma alternada, até formarem os dois grupos de 45 coroas destinadas a cada tratamento.

2.2.1. Liga metálica utilizada

O metal utilizado na confecção das coroas foi o Remanium CS (Dentaurum, Pforzheim, W. Germany), cuja composição é apresentada na tabela 1.

Tabela 1 - Composição do Remanium CS

Ni	Cr	Mo	Si	Fe,Ce,Al
61%	26%	11%	1,5%	0,5%

2.2.2. Construção das coroas

O espaçador utilizado foi o Adapt-Bite (Dentifax International, U.S.A.), sendo aplicadas duas camadas de 0,05 mm de espessura cada, directamente sobre a preparação unitária de aço.

A técnica usada para a confecção das coroas foi a do enceramento directo, mergulhando a preparação de aço em cera fundida (cera de mergulho laranja, Dentaurum, Ref. 120-153) a 80 graus centígrados, sendo o enceramento acabado com cera dura (de acabamento verde, Dentaurum, Ref.120-153), para uma correcta adaptação.

Fez-se então a inclusão do padrão de cera em cilindro, utilizando o revestimento Bellavest T (Bego, Bremer GoldschlŃngerei Wilh. herbst GmbH & Co.). Este revestimento foi espatulado no vácuo, num aparelho da marca Whip Mix (Beauty Cast, Whip Mix Corp.), durante 60 segundos, sendo a seguir introduzido no cilindro com o auxílio de um vibrador, ficando em repouso durante 30 minutos até ao endurecimento completo.

De seguida foi introduzido no forno frio, tendo sido programado um aumento de temperatura, a uma cadência de 5 graus por minuto, até atingir 250 graus. Esta temperatura é mantida por 30 minutos, sendo elevada a seguir até aos 950 graus, a uma cadência de 7 graus por minuto, mantendo-se esta temperatura durante 30 minutos, após o que é feita a fundição do metal.

Para a fundição do metal foi utilizada uma máquina de fundir, pelo método de indução (Ducatron, Ugin Dentaire, France), com uma intensidade da corrente de 180 V e 22 Amp. O cadinho de cerâmica com o metal fundido e o cilindro foram introduzidos no aparelho de centrifugação de alta frequência (Ducatron), onde o metal foi injectado no cilindro.

Após o arrefecimento completo do cilindro, retirámos o bloco de revestimento, que continha no seu interior a coroa fundida, com o auxílio de um martelo pneumático da marca Renfert.

A limpeza da coroa foi feita com um jacto de óxido de alumínio de 250 μm (Korox, Bego), de modo a retirar todas as partículas de revestimento e óxidos da superfície do metal.

Em cada coroa foi efectuado um orifício oclusal, com 1mm de diâmetro, de modo a permitir uma maior facilidade no escape do cimento e para que a inserção de todas as coroas se fizesse de maneira mais uniforme.

Na superfície oclusal foi incluído um anel para que, através de um cabo de aço passando na sua parte oca, se pudesse fazer a ligação à máquina de ensaios.

2.3. Tratamento da superfície interna das coroas fundidas

Foram feitos dois tipos de tratamento da superfície interna das coroas fundidas, como mostra a tabela 2.

Tabela 2 - **Tratamentos da superfície interna das coroas fundidas**

Sigla	Tratamento
T1	Tratamento com jacto de óxido de alumínio de 50 μm
T2	Tratamento electroquímico

2.3.1. Tratamento com óxido de alumínio de 50 μm

A superfície interna das 45 coroas, anteriormente agrupadas para o tratamento com óxido de alumínio de 50 μm , foi sujeita a um jacto de partículas deste diâmetro (Korox), num aparelho da marca Starlet (Bego), com

uma pressão de 1 Bar, a uma distância de 1 cm e com a ponta de saída de 0,08 mm de diâmetro, sendo efectuada apenas uma passagem. De seguida foram mergulhadas num banho ultrasónico durante 10 minutos para limpeza de resíduos. A armazenagem das coroas com este tratamento até à cimentação, foi feita em água destilada, como preconiza Aboush (157).

2.3.2. Tratamento electroquímico

A superfície interna das restantes 45 coroas, agrupadas para o tratamento T2, foi sujeita a um ataque electroquímico, cuja técnica utilizada foi a indicada pelo fabricante do aparelho Eltrokor (Bego) (fig. 3), que utilizámos para o efeito.

Este aparelho é normalmente usado para o tratamento electroquímico das próteses adesivas. Fornece uma corrente contínua, regulável e estabilizada e é dotado de um programa para o ciclo de tratamento, assim como de um agitador magnético da solução electrolítica.

As coroas foram completamente acabadas antes do tratamento electroquímico, pois qualquer tipo de prova de adaptação após o tratamento, pode contribuir para a contaminação das superfícies tratadas (158).

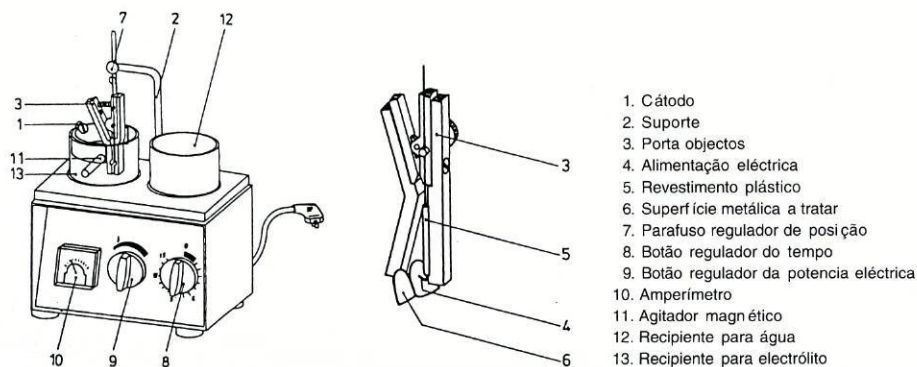


Fig.: 3 - Aparelho de tratamento electroquímico Eltrokor

Técnica utilizada no tratamento electroquímico:

Primeiramente foi feita a limpeza da superfície das coroas com um jacto de óxido de alumínio de 50 μm , sendo depois lavadas em água destilada. Em seguida cobriu-se a superfície externa das coroas com cera colante (Kem-Dent) para que aquela não fosse inadvertidamente atacada. A corrente utilizada foi de 400 mA (durante 10 minutos) e a solução electrolítica foi o Korolyt A (Bego), cuja composição é a mostrada na tabela 3. Utilizou-se uma nova solução para cada tratamento efectuado.

A intensidade da corrente e o tempo utilizado para o tratamento electroquímico de uma determinada liga metálica depende, como foi referido anteriormente, da área da superfície a tratar, o que nem sempre é fácil de avaliar, devido à grande variedade de formas das preparações de Prótese Fixa (79,85,159). Para a sua determinação, utilizámos uma folha de alumínio que sobrepusemos à preparação, de modo a contorná-la completamente, sendo recortada e colocada sobre um papel milimétrico. Contando os quadrados do papel ocupados pela folha de alumínio, conseguimos verificar qual a superfície aproximada da preparação (14,159).

A superfície interna das coroas, que utilizámos nos testes experimentais, tem em média cerca de 0,84 cm^2 .

Tabela 3 - Composição do Korolyt A

Ácido clorídrico	Ácido nítrico	Acido fluorídrico	Ácido sulfúrico
37%	0,3%	0,07%	0,04%

(Análise efectuada pelo departamento de Química da Faculdade de Ciências da Universidade do Porto. O relatório está apresentado no anexo I).

Utilizámos o aparelho Eltrokor e a solução Korolyt A pelo facto do fabricante Bego dispor do equipamento e da solução para o tratamento electroquímico da sua liga Wiron 88 (tabela 4), cuja composição é aproximada à do Remanium CS, e também, pelo facto da Dentaurum não fabricar esse tipo de equipamento nem a respectiva solução.

Tabela 4 - Composição do Wiron 88

Ni	Cr	Mo	Si	Ce
64%	24%	10%	1,5%	0,5%

Após o ataque electroquímico, cada coroa foi retirada do recipiente onde foi feito o tratamento, sendo mergulhada a seguir num segundo recipiente, onde foi lavada cuidadosamente debaixo de água corrente e seca com ar comprimido isento de óleo.

2.4. Processo de cimentação

2.4.1. Cimentos utilizados

Os cimentos utilizados no nosso estudo foram os referidos na tabela 5.

Tabela 5 - Cimentos utilizados e respectivos fabricantes

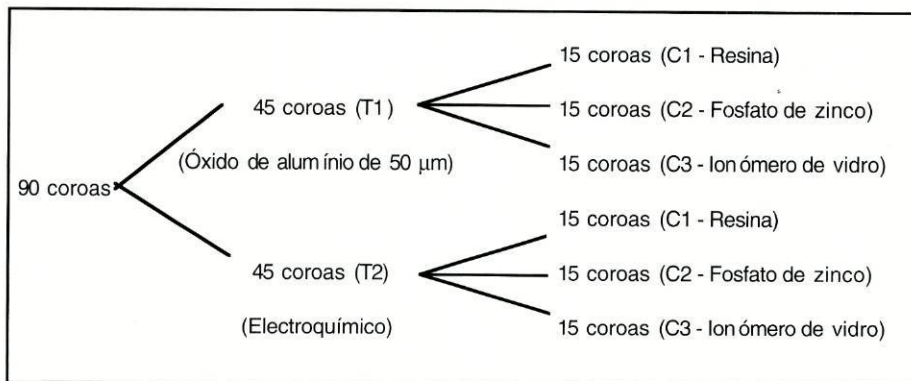
Sigla	Material	Marca comercial
C1	Cimento resina	Panavia Ex, Kuraray Co., Ltd, Osaka, Japan
C2	Cimento de fosfato de zinco	Lee Smith, Teledyne Getz, Elk Grove Village, U.S.A.
C3	Cimento de ionómero de vidro	Fuji Cap I, GC Corporation, Tokyo, Japan

De cada grupo de 45 coroas submetidas, quer ao tratamento com óxido de alumínio quer ao tratamento electroquímico, foram feitos,

aleatoriamente, três grupos de 15 coroas. Para este efeito foi utilizado um processo semelhante ao descrito em 2.2. Cada um destes três grupos, de cada tratamento, destinou-se a ser cimentado com um cimento diferente, escolhido também de uma maneira aleatória de entre os 3 cimentos seleccionados. Para isso foram colocadas três bolas dentro de um saco, com os números 1, 2 e 3, correspondentes a cada um dos cimentos (C1 = bola nº 1; C2 = bola nº 2 e C3 = bola nº3), sendo tiradas à sorte e atribuída cada bola a um grupo de 15 coroas. Este método foi usado, tanto para os grupos das coroas com o tratamento com óxido de alumínio, como para as que tinham sido submetidas ao tratamento electroquímico.

Esta distribuição está esquematizada na tabela 6.

Tabela 6 - Representação esquemática da distribuição das 90 coroas fundidas destinadas aos dois tratamentos de superfície (com óxido de alumínio e electroquímico) e aos três cimentos (resina, fosfato de zinco e ionómero de vidro)



2.4.2. Condições de cimentação

Ao longo das cimentações a temperatura ambiente da sala foi de 20° C ± 4° C e a humidade relativa do ar de 56% ± 15%.

Em cada cimentação os cimentos foram todos manipulados de acordo com as especificações dos fabricantes e aplicados no interior das coroas.

Cada coroa foi preenchida com a quantidade suficiente de cimento para cobrir a superfície interna, sem grandes excessos.

Após a aplicação do cimento, cada coroa foi submetida a uma pressão constante, com um peso de 25 Kg, durante 10 minutos, de modo a assegurar o completo endurecimento do material. Após este tempo, retiraram-se os excessos de cimento, excepto no caso do Panavia Ex que foram retirados de imediato, de modo a possibilitar a aplicação do Oxiguard.

Cada conjunto base/corona foi então armazenado em água destilada, à temperatura de 37° C durante 24 horas. Passado este período, era efectuado o teste de tracção na máquina de ensaios.

2.5. Testes de tracção

No trabalho realizado, verificámos qual a força máxima necessária para desalojar a coroa da preparação, de modo a poderem ser comparados os resultados dos dois tratamentos da superfície do metal (tratamento com óxido de alumínio de 50 µm e tratamento electroquímico) e dos três cimentos utilizados (resina, fosfato de zinco e ionómero de vidro).

Decorrido o tempo de armazenagem, os corpos de prova foram submetidos ao teste de tracção, numa máquina de ensaios universal da marca Tinius Olsen (fig. 4), com uma velocidade de deslocação da cabeça de 2 mm/minuto.

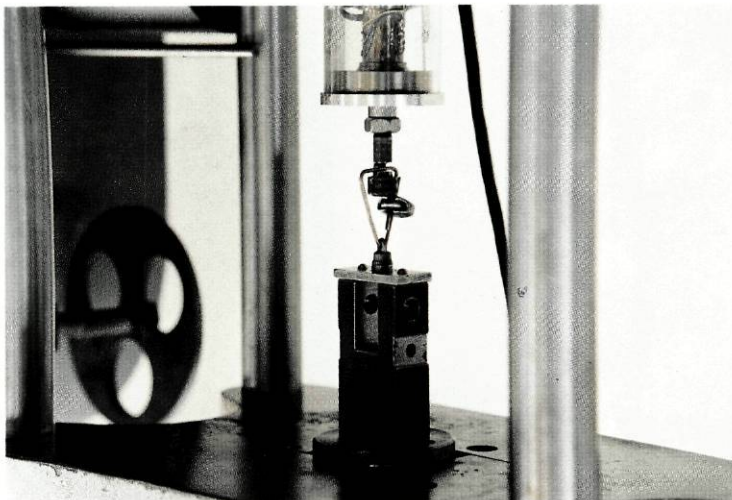


Fig.: 4 - Máquina universal de ensaios Tinius Olsen com base e coroa montadas

Os resultados obtidos foram expressos em Kg/f e cada ensaio considerava-se terminado quando ocorria a ruptura do cimento, isto é, quando se assistia à separação da base e da coroa respectiva.

Para se obter o sinal analógico referente à força de ensaio desenvolvida, foi utilizada uma célula de carga auxiliar ref. LET 117, com uma capacidade máxima de 500 Kg. Com o conhecimento do sinal de saída e duração de cada ensaio, foi feito o tratamento gráfico computadorizado no programa Excel (versão 5.0), de que resultaram os gráficos 8.1 a 8.90, apresentados no anexo II e referentes aos 90 ensaios realizados.

À medida em que se efectuavam os ensaios, os resultados iam sendo anotados por ordem, correspondentes a cada tratamento e a cada cimento utilizado. Deste modo, foram construídas duas tabelas de resultados, uma para cada tratamento (T1 e T2), sendo mencionados os 15 ensaios para cada tipo de cimento utilizado (C1, C2 e C3).

2.6. Observação microscópica

Foram observadas as superfícies internas das coroas, com cada tratamento da superfície, antes da cimentação e com várias ampliações, num microscópio electrónico de varrimento (JEOL JSM 36C, Japan.).

Foi também observada microscopicamente a superfície interna das coroas e da interface cimento/metálico, após os testes de tracção, de modo a podermos estudar o comportamento dos cimentos em relação com o metal tratado.

Para o estudo da interface cimento/metálico, houve necessidade da inclusão das coroas em acrílico transparente (fig. 5), composto por uma mistura de 80% de Metilmetacrilato (Methyl Methacrylate BDH), 19,5% de Plastoid (Plastoid N, Rihm Pharma) e 0,5% de Perkadox (Akzo Chemicals BV, The Netherlands) e de efectuar cortes transversais. Estes cortes foram realizados com discos diamantados, num aparelho da marca Accutom (Accutom, Struers, Dinamarca), numa zona onde havia cimento aderido ao interior da coroa.

Um rigoroso polimento da superfície a observar foi efectuado com disco de feltro, primeiro com diamante de 6 μm de granulometria e, por último, uma passagem com diamante de 1 μm .

A observação microscópica teve como principal objectivo verificar o tipo de irregularidades que se formaram nas superfícies internas das coroas fundidas após cada tratamento e a capacidade de penetrar nessas irregularidades que cada cimento utilizado possuía, uma vez que a retenção mecânica parece depender disso mesmo. Por outro lado, foi interessante poder associar os resultados dos ensaios, ao tipo de relevo observado nas fotografias de microscopia observadas.

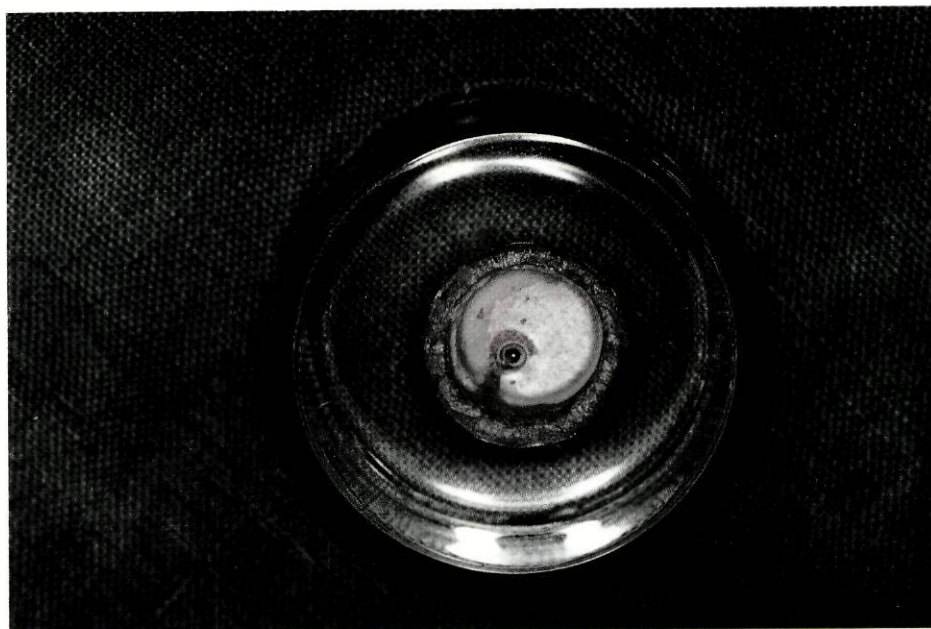


Fig.: 5 - Coroa testada e incluída em acrílico transparente

2.7. Análise da rugosidade da superfície interna das coroas (com os tratamentos com óxido de alumínio de 50 μm e electroquímico) e da superfície da preparação unitária de aço.

A análise da rugosidade de superfície do interior das coroas com o tratamento com óxido de alumínio de 50 μm , electroquímico e da superfície da preparação unitária de aço foi efectuado com um rugosímetro Hommeltester Turbo-Datawin. Os gráficos referentes a esta análise são apresentados nos anexos III e IV.

2.8. Análise estatística

Os resultados obtidos foram tratados usando um programa SPSS Inc., 1989-1994, versão 6.1, num computador Pentium com 120 MHz, sendo submetidos à análise de variância (ANOVA) para comparar os efeitos e interacções estatísticas dos tratamentos de superfície e dos cimentos utilizados neste trabalho.

Foi também utilizada uma análise de comparação múltipla (teste de Duncan "post hoc"), para determinar se haveria diferenças estatisticamente significativas entre os tratamentos de superfície, entre os cimentos utilizados e na interacção tratamento de superfície/cimento.

Foram consideradas significativas todas as diferenças para as quais o valor de p era inferior a 0,05.

Capítulo 3

Resultados

3. Resultados

3.1. Estudo da rugosidade média da superfície da preparação unitária de aço

A rugosidade da superfície da preparação unitária de aço, que foi tratada com um jacto de partículas de óxido de alumínio de 250 μm e na qual foi efectuada uma medição com o rugosímetro ref^a Hommeltester Turbo-Datawin, apresentou os valores médios indicados na tabela 7.

Tabela 7 - Valores médios da rugosidade da preparação unitária de aço

Nº de medições	Rt (μm)	Rz (μm)	Ra (μm)
1	33,00	29,40	6,20

Rt - Amplitude máxima de rugosidade (designação ISO 468)

Rz - Profundidade média de rugosidade (designação ISO 468)

Ra - Rugosidade média aritmética (designação ISO 468)

3.2. Estudo do tratamento com óxido de alumínio de 50 μm

O tratamento com óxido de alumínio de 50 μm foi estudado nas várias vertentes descritas no capítulo 2. Este estudo constou da determinação das forças de ruptura com os diferentes cimentos na máquina universal de ensaios; do estudo da rugosidade do interior das coroas tratadas antes de serem testadas e da observação com microscopia electrónica de varrimento, antes e depois dos testes de tracção.

3.2.1. Estudo das forças de ruptura com o tratamento com óxido de alumínio de 50 μm

Os resultados obtidos após os testes de tracção, efectuados para cada cimento, com o tratamento com óxido de alumínio expressos em Kg/f, estão representados na tabela 8.

Tabela 8 - Valores (em Kg/f) das forças de ruptura obtidos com o tratamento com óxido de alumínio de 50 μm em relação aos três cimentos estudados

Nº do ensaio	Tipos de cimento		
	Resina	Fosfato de zinco	Ionómero de vidro
1	295	192	141
2	401	153	146
3	281	200	128
4	350	201	95
5	346	221	95
6	419	142	145
7	337	275	128
8	477	281	94
9	391	295	111
10	450	161	125
11	430	157	83
12	369	238	110
13	442	276	201
14	399	333	142
15	315	184	90

Verificou-se, com o tratamento com óxido de alumínio de 50 μm , uma grande variação dos resultados obtidos em cada cimento utilizado. Assim, podemos comprovar através da tabela 9 que com o cimento resina (Panavia Ex) a força máxima de ruptura observada foi de 477 Kg/f, a força mínima de

281 Kg/f e a força média de 380 Kg/f. Com o cimento de fosfato de zinco (Lee Smith), a força máxima foi de 333 Kg/f, a força mínima de 142 Kg/f e a força média de 220 Kg/f. Com o cimento de ionómero de vidro (Fuji cap I), a força máxima foi de 201 Kg/f, a força mínima de 83 Kg/f e a força média de 122 Kg/f. No que respeita à diferença entre a força máxima e a força mínima, verificou-se que, com o cimento resina esta foi de 196 Kg/f, com o cimento de fosfato de zinco de 191 Kg/f e com o cimento de ionómero de vidro foi de 118 Kg/f.

Tabela 9 - Descrição das forças de ruptura (em Kg/f), máxima, mínima, diferença entre máxima e mínima e média, com o tratamento com óxido de alumínio de 50 μm , em relação aos três cimentos estudados

Força de ruptura	Tipos de cimento		
	Resina	Fosfato de zinco	Ionómero de vidro
máx.	477	333	201
min.	281	142	83
máx.-min.	196	191	118
média	380	220	122

Como se pode observar, parece existir uma grande diferença entre os cimentos utilizados neste estudo experimental, cabendo ao cimento resina mostrar o melhor desempenho, seguido do cimento de fosfato de zinco e, por último, do cimento de ionómero de vidro.

3.2.2. Estudo microscópico das coroas com o tratamento com óxido de alumínio de 50 μm

Da observação, com microscopia electrónica de varrimento, da superfície interna das coroas com o tratamento com óxido de alumínio de 50 μm , obtivemos as imagens das figs. 6, 7 e 8 que são elucidativas quanto ao tipo de relevo que este tratamento provoca na superfície da liga metálica.

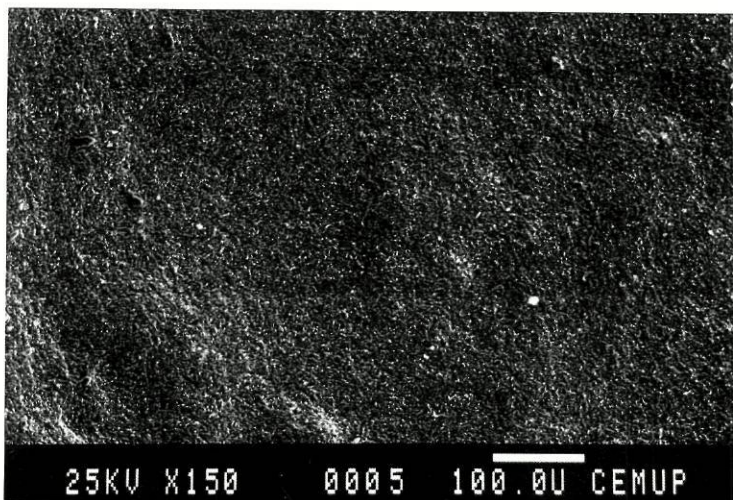


Fig.: 6 - Aspecto microscópico do tratamento com óxido de alumínio de 50 μm (150X)

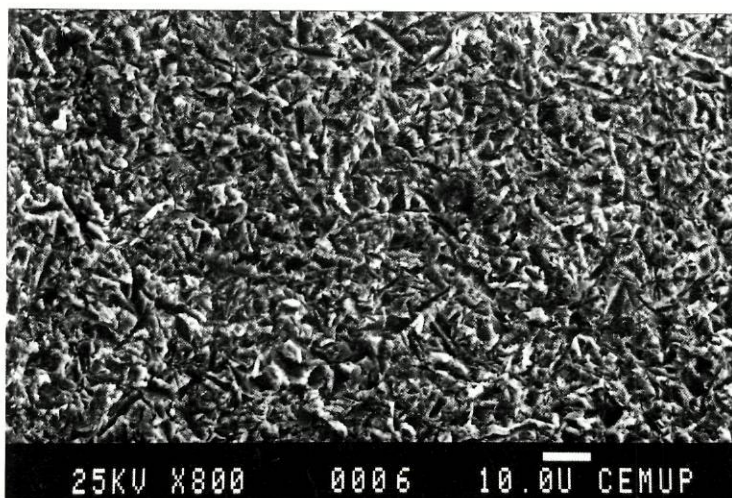


Fig.: 7 - Aspecto microscópico do tratamento com óxido de alumínio de 50 μm (800X)

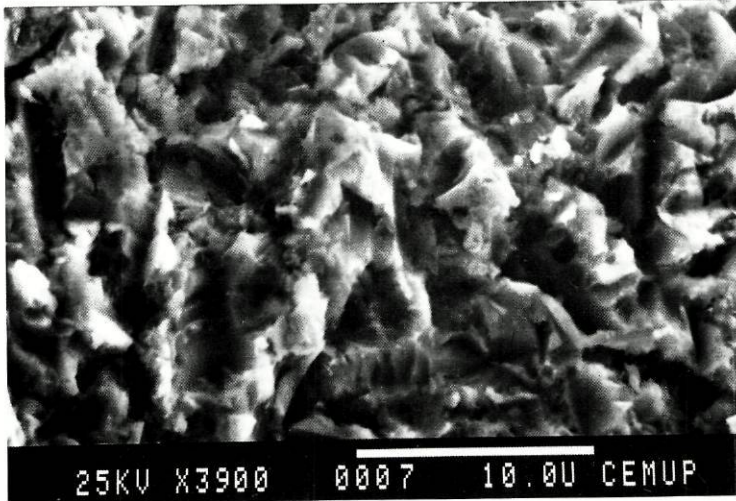


Fig.: 8 - Aspecto microscópico do tratamento com óxido de alumínio de 50 μm (3900X)

3.2.3. Estudo da rugosidade média da superfície interna das coroas com o tratamento com óxido de alumínio de 50 μm

Na análise de rugosidade da superfície interna das coroas fundidas, com o tratamento com óxido de alumínio de 50 μm , foram efectuadas três medições com o rugosímetro ref.^a Hommeltester Turbo-Datwin, apresentando os valores médios indicados na tabela 10.

Tabela 10 - Valores médios da rugosidade da superfície interna das coroas com o tratamento com óxido de alumínio de 50 μm

N.º de medições	Rt (μm)	Rz (μm)	Ra (μm)
1	14,90	8,90	1,66
2	12,36	7,74	1,46
3	12,12	7,92	1,52

Rt - Amplitude máxima de rugosidade (designação ISO 468)

Rz - Profundidade média de rugosidade (designação ISO 468)

Ra - Rugosidade média aritmética (designação ISO 468)

3.3. Estudo do tratamento electroquímico

O tratamento electroquímico foi estudado nas diferentes vertentes descritas no capítulo 2. Foi feita a determinação das forças de ruptura com os diferentes cimentos na máquina universal de ensaios, o estudo da rugosidade do interior das coroas tratadas, antes de serem testadas e a observação microscópica, antes e depois dos testes.

3.3.1. Estudo das forças de ruptura com o tratamento electroquímico

Os resultados obtidos com o tratamento electroquímico e com os diferentes cimentos estão representados na tabela 11.

Tabela 11 - Valores (em Kg/f) das forças de ruptura, obtidos com o tratamento electroquímico em relação aos três cimentos estudados

Nº do ensaio	Tipos de cimento		
	Resina	Fosfato de zinco	Ionómero de vidro
1	204	187	159
2	302	271	95
3	232	176	194
4	207	199	144
5	222	171	134
6	254	173	134
7	317	170	180
8	311	157	136
9	287	166	97
10	291	222	175
11	399	212	112
12	317	277	150
13	302	229	97
14	252	212	110
15	310	185	137

Em relação aos resultados observados com o tratamento electroquímico, verificou-se também uma grande variação em cada cimento utilizado, mas com um comportamento algo diferente em relação ao tratamento com óxido de alumínio.

Na tabela 12 podemos constatar que a força máxima de ruptura observada para o cimento resina foi de 399 Kg/f, a força mínima de 204 Kg/f e a média de 280 Kg/f. Com o cimento de fosfato de zinco, a força máxima foi de 277 Kg/f, a mínima de 157 Kg/f e a força média de 200 Kg/f. Com o cimento de ionómero de vidro, a força máxima foi de 194 Kg/f, a mínima de 95 Kg/f e a força média de 137 Kg/f. Quanto às diferenças entre a força máxima e a força mínima observadas para cada cimento, verificámos que estas foram menores do que as observadas no tratamento com óxido de alumínio de 50 μm . Assim, para o cimento resina, a diferença entre a força máxima e a força mínima observadas foi de 195 Kg/f, para o cimento de fosfato de zinco foi de 120 Kg/f e para o cimento de ionómero de vidro foi de 99 Kg/f (tabela 12).

Tabela 12 - Descrição das forças de ruptura (em Kg/f), máxima, mínima, diferença entre máxima e mínima e média, com o tratamento electroquímico, em relação aos três cimentos estudados

Força de ruptura	Tipos de cimento		
	Resina	Fosfato de zinco	Ionómero de vidro
máx.	399	277	194
min.	204	157	95
máx.-min.	195	120	99
média	280	200	137

3.3.2. Observação microscópica das coroas com o tratamento electroquímico

Da observação, com microscopia electrónica de varrimento, da superfície interna das coroas com o tratamento electroquímico, obtivemos as imagens apresentadas nas figuras 9 e 10. Não apresentámos a ampliação de 3900X por esta não ser elucidativa, ao contrário do que aconteceu com o tratamento com óxido de alumínio.

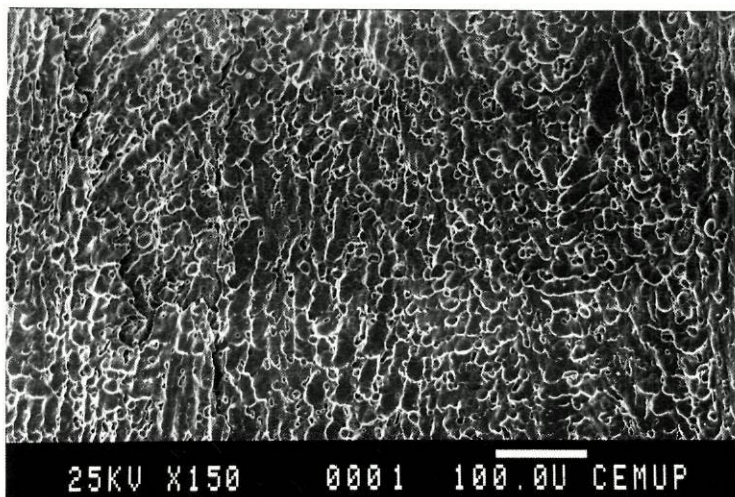


Fig.: 9 - Aspecto microscópico do tratamento electroquímico (150X)

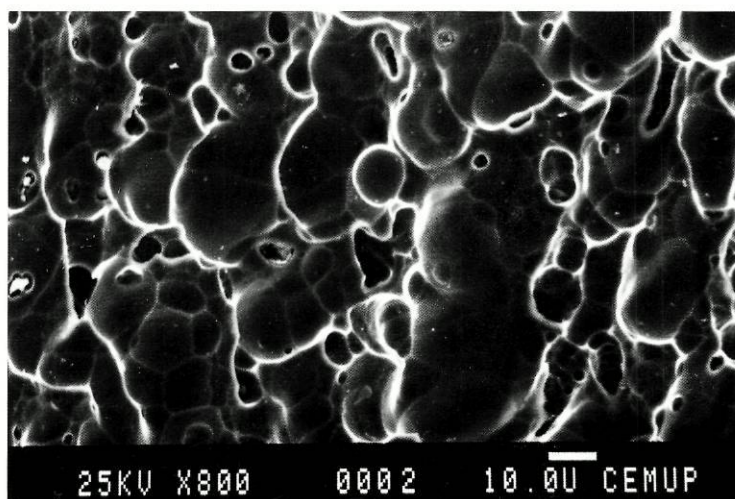


Fig.: 10 - Aspecto microscópico do tratamento electroquímico (800X)

3.3.3. Estudo da rugosidade média da superfície interna das coroas com o tratamento electroquímico

Na determinação da rugosidade da superfície interna das coroas fundidas, com o tratamento electroquímico, foram efectuadas quatro medições com o rugosímetro ref^a Hommeltester Turbo-Datawin, tendo sido encontrados os valores médios indicados na tabela 13.

Tabela 13 - Valores médios da rugosidade da superfície interna das coroas com o tratamento electroquímico

Nº de medições	Rt (μm)	Rz (μm)	Ra (μm)
1	15,54	12,32	1,98
2	14,46	12,02	2,12
3	13,16	10,48	1,66
4	13,52	11,08	2,02

Rt - Amplitude máxima de rugosidade (designação ISO 468)

Rz - Profundidade média de rugosidade (designação ISO 468)

Ra - Rugosidade média aritmética (designação ISO 468)

3.4. Estudo comparativo dos tratamentos com óxido de alumínio de 50 μm e electroquímico

Comparámos, através do comportamento gráfico (fig. 11), os valores obtidos, nos testes de tracção, das coroas com o tratamento com óxido de alumínio de 50 μm e com os cimentos resina, fosfato de zinco e ionómero de vidro, ao longo dos 15 ensaios.

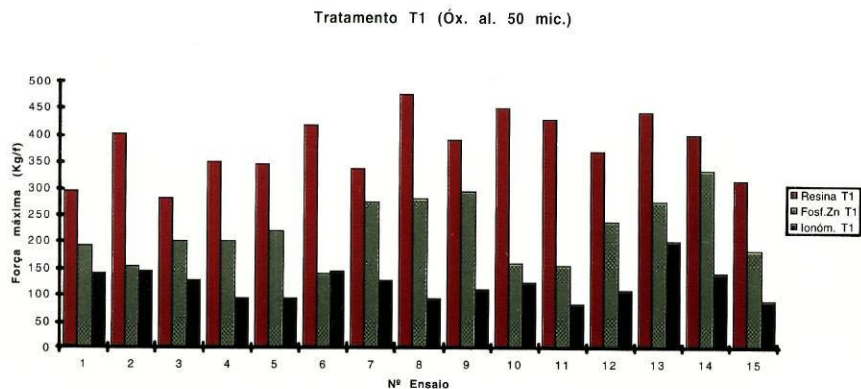


Fig.: 11 - Gráfico representativo do comportamento dos três cimentos com o tratamento com óxido de alumínio de 50 µm

De igual modo, comparámos os resultados obtidos com o tratamento electroquímico e com cada um dos três cimentos, ao longo dos 15 ensaios (figura 12).

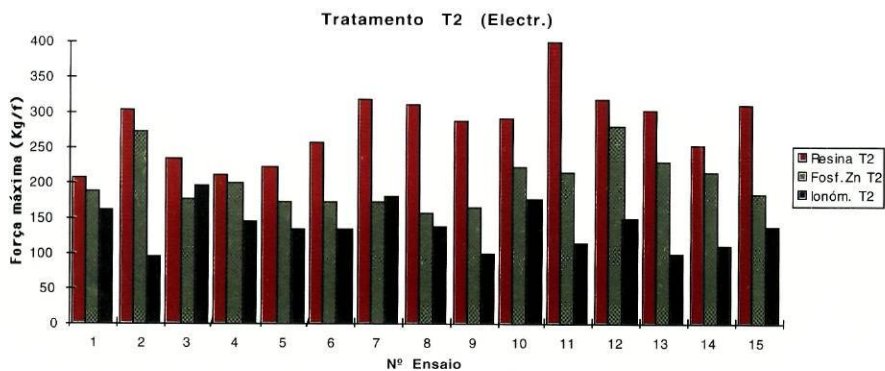


Fig.: 12 - Gráfico representativo do comportamento dos três cimentos, com o tratamento electroquímico

Na figura 13 observámos, em simultâneo, o comportamento relativo dos três cimentos (resina, fosfato de zinco e ionómero de vidro), com os

tratamentos da superfície interna das coroas fundidas (com óxido de alumínio de 50 μm e electroquímico), ao longo dos 15 ensaios.

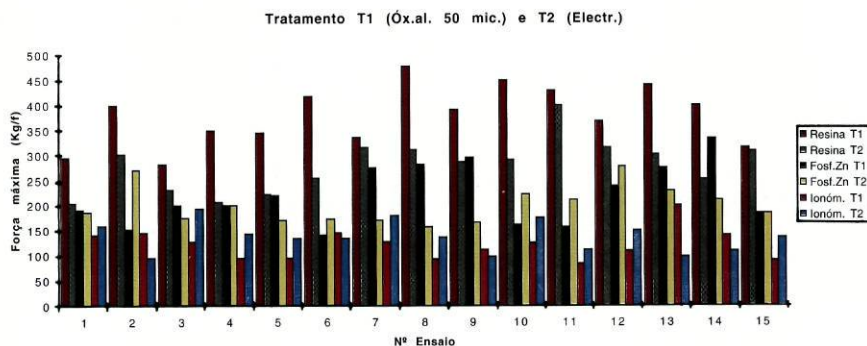


Fig.: 13 - Gráfico representativo do comportamento dos tratamentos com óxido de alumínio de 50 μm e electroquímico, em relação aos três cimentos estudados

As médias e desvios padrão dos valores de retenção obtidos com os tratamentos com óxido de alumínio e electroquímico estão representados na tabela 14.

Tabela 14 - Valores de retenção (média \pm dp), em Kg/f, dos tratamentos de superfície com óxido de alumínio de 50 μm e electroquímico e com os três cimentos utilizados

Tratamento	Cimento	Média (dp)
Óxido de alumínio de 50 μm	Resina	380 (58)
	Fosfato de zinco	220 (59)
	Ionómero de vidro	122 (30)
Electroquímico	Resina	280 (52)
	Fosfato de zinco	200 (36)
	Ionómero de vidro	137 (30)

Comparando os dois tratamentos verificámos que as médias dos resultados obtidos com os diferentes cimentos são diferentes (tabela 14).

No que respeita ao cimento resina, verificou-se uma média dos resultados de 380 Kg/f no tratamento com óxido de alumínio e de 280 Kg/f no tratamento electroquímico.

Com o cimento de fosfato de zinco, a média dos resultados foi de 220 Kg/f no tratamento com óxido de alumínio e 200 Kg/f no electroquímico.

Com o cimento de ionómero de vidro, a média dos resultados foi de 122 Kg/f no tratamento com óxido de alumínio e 137 Kg/f no electroquímico.

Podemos ainda realçar a média dos valores obtidos, somando todos os cimentos com o tratamento com óxido de alumínio (241 Kg/f), mais elevada em relação aos valores obtidos com o tratamento electroquímico (206 Kg/f).

Os resultados dos ensaios foram submetidos à análise de variância ANOVA (tabela 15), com o objectivo de detectar diferenças significativas entre os tratamentos de superfície efectuados, quer entre os cimentos utilizados, quer na interacção tratamento/cimento.

Tabela 15 - Análise de variância (ANOVA)

Fontes de variação	DF	SSq	MSq	F	p
Tratamento	1	27213,61	27213,61	12,59	.001
Cimento	2	612661,07	306330,53	141,74	<.001
TratamentoxCimento	2	51328,09	25664,04	11,87	<.001
Residuo	84	181541,13	2161,20		
Total	89	872743,90	9806,11		

A análise apresentada na tabela 15, mostra que se observaram diferenças significativas entre os tratamentos de superfície ($p = 0,001$) e entre os cimentos utilizados ($p < 0,001$), assim como da interacção entre esses dois factores ($p < 0,001$), pelo que concluímos que a retenção varia na presença das diferentes variáveis em estudo. Assim, podemos contar com comportamentos diferentes, em termos de retenção, quando utilizámos um ou outro tratamento da superfície metálica, bem como com os diferentes cimentos estudados.

Após submetermos os resultados aos testes de comparação múltipla de Duncan (níveis de significância de 0,05), verificámos que a interacção tratamento de superfície/cimento só era significativa em relação a alguns grupos (tabela 16).

Tabela 16 - Diferenças significativas, de acordo com o teste de Duncan "post hoc", existentes entre os diferentes grupos tratamento de superfície/cimento

Média (Kg/f)	Grupos	T1C1	T1C2	T1C3	T2C1	T2C2	T2C3
380	T1C1		*	*	*	*	*
220	T1C2			*			*
122	T1C3						
280	T2C1		*	*		*	*
200	T2C2			*			*
137	T2C3						

Grupo T1C1 = Tratamento com óxido de alumínio/Cimento resina

Grupo T1C2 = Tratamento com óxido de alumínio/Cimento de fosfato de zinco

Grupo T1C3 = Tratamento com óxido de alumínio/Cimento de ionómero de vidro

Grupo T2C1 = Tratamento electroquímico/Cimento resina

Grupo T2C2 = Tratamento electroquímico/Cimento de fosfato de zinco

Grupo T2C3 = Tratamento electroquímico/Cimento de ionómero de vidro

* - Diferença significativa entre os grupos

De acordo com o teste de Duncan "post hoc", verificámos que a associação T1C1 mostrou ser significativamente superior a todas as outras associações.

A associação T2C1 foi significativamente superior, por ordem crescente de diferenças, às associações T1C2, T2C2, T2C3 e T1C3.

A associação T1C2 foi significativamente superior, por ordem crescente de diferenças, às associações T2C3 e T1C3.

Por último, a associação T2C2 foi significativamente superior, por ordem crescente de diferenças, às associações T2C3 e T1C3.

Constatámos, pois, que o cimento resina e o cimento de fosfato de zinco, apresentaram uma média de forças de ruptura superior com o tratamento com óxido de alumínio. O cimento de ionómero de vidro, ao contrário dos outros dois, mostrou possuir uma média de forças de ruptura superior com o tratamento electroquímico mas, segundo o teste de Duncan, essa diferença não era estatisticamente significativa.

Quando comparado com os outros cimentos, o cimento de ionómero de vidro mostrou sempre, sob o ponto de vista estatístico, desempenhos menores, independentemente do tratamento da superfície metálica utilizado.

3.5. Observação microscópica da superfície interna das coroas após os testes de tracção

Foram feitas observações com microscopia electrónica de varrimento após os ensaios efectuados com cada tratamento e com cada um dos cimentos. As observações foram feitas na superfície interna das coroas, tendo sido observadas zonas com cimento, a transição cimento/metál e zonas do metal onde o cimento foi arrancado. As imagens obtidas são apresentadas nas figs. 14 a 30 e podem dar-nos ideia do comportamento que cada um dos cimentos teve em relação ao metal fundido e tratado de dois modos distintos.

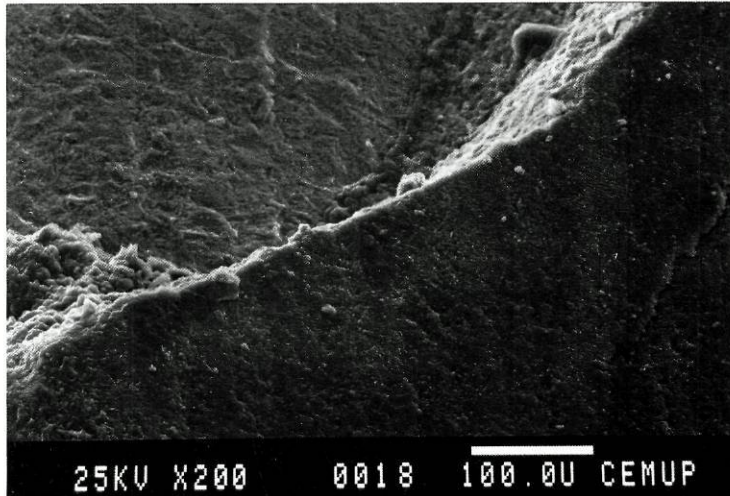


Fig.: 14 - Aspecto microscópico da zona de transição cimento resina/metal com o tratamento com óxido de alumínio (200X)

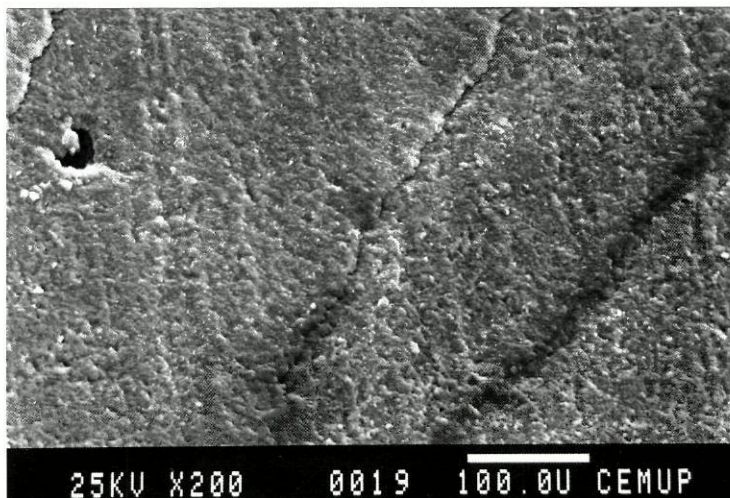


Fig.: 15 - Aspecto microscópico do cimento resina com o tratamento com óxido de alumínio (200X)

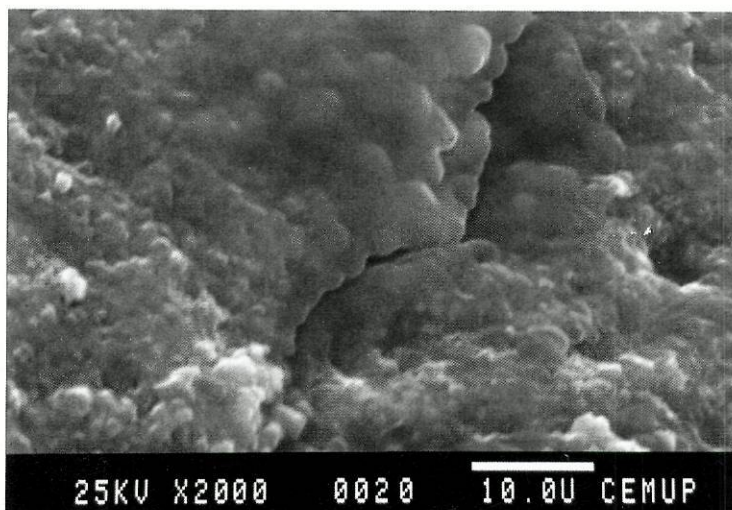


Fig.: 16 - Aspecto microscópico do cimento resina com o tratamento com óxido de alumínio (2000X)

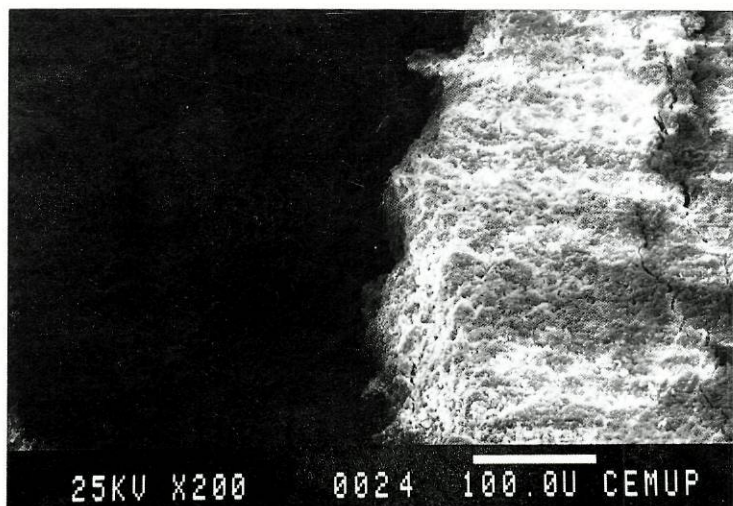


Fig.: 17 - Aspecto microscópico da zona de transição cimento de fosfato de zinco/metal com o tratamento com óxido de alumínio (200X)

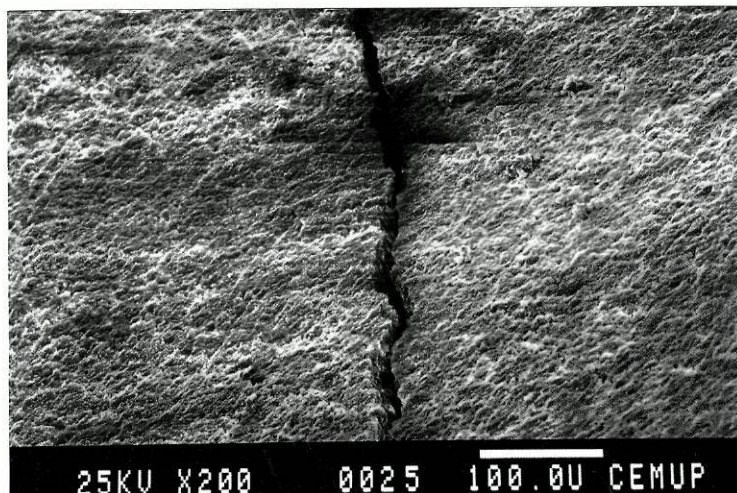


Fig.: 18 - Aspecto microscópico do cimento de fosfato de zinco com o tratamento com óxido de alumínio (200X)

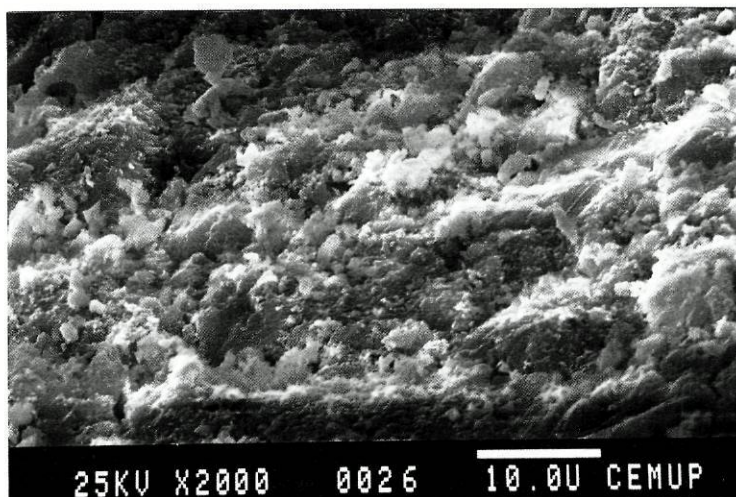


Fig.: 19 - Aspecto microscópico do cimento de fosfato de zinco com o tratamento com óxido de alumínio (2000X)

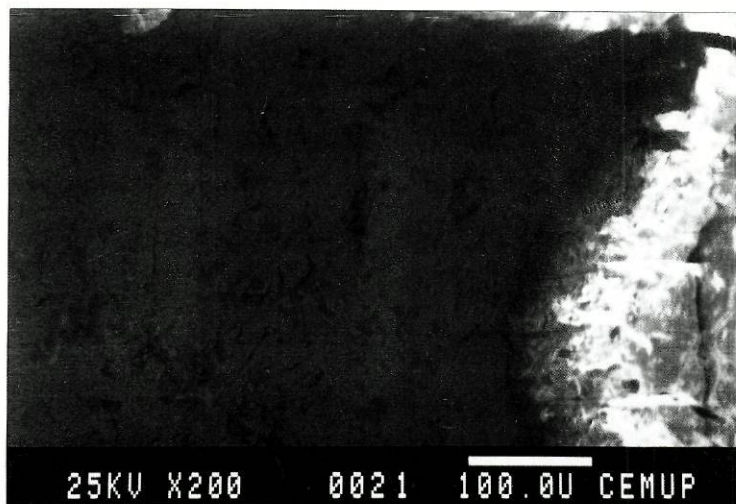


Fig.: 20 - Aspecto microscópico da zona de transição cimento de ionómero de vidro/metal com o tratamento com óxido de alumínio (200X)

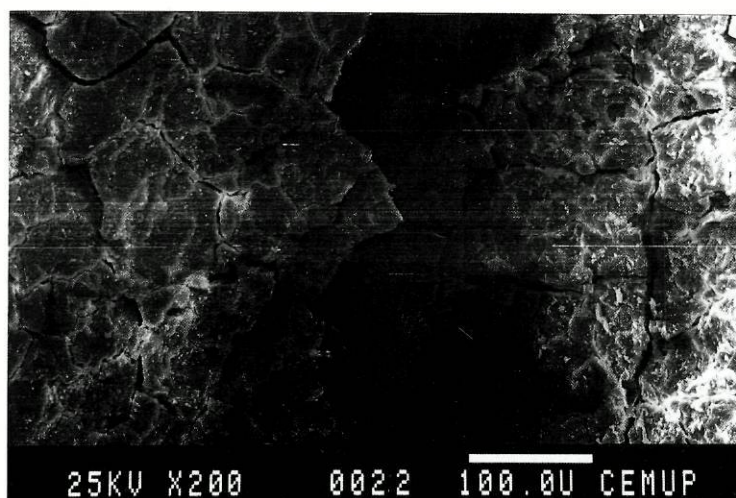


Fig.: 21 - Aspecto microscópico do cimento de ionómero de vidro com o tratamento com óxido de alumínio (200X)

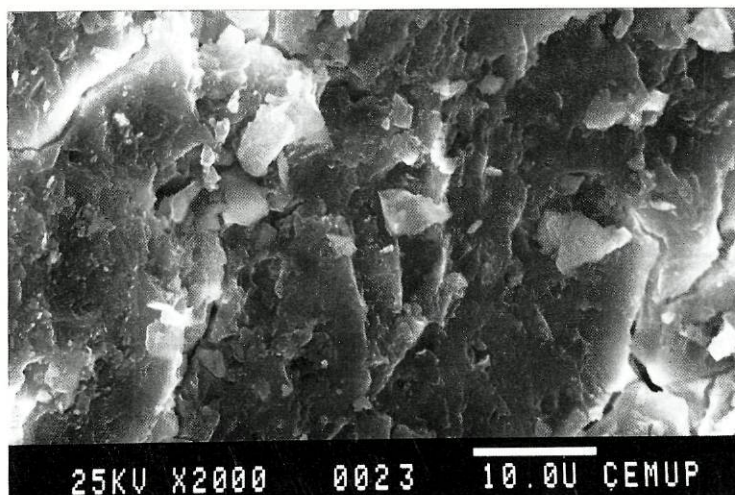


Fig.: 22 - Aspecto microscópico do cimento de ionómero de vidro com o tratamento com óxido de alumínio (2000X)

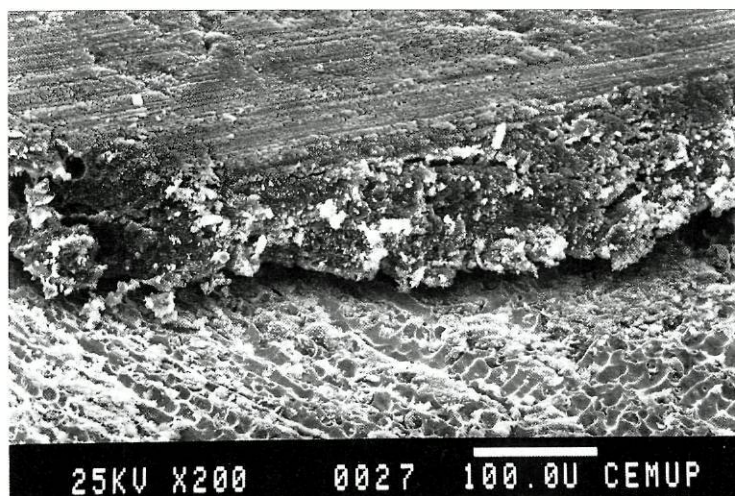


Fig.: 23 - Aspecto microscópico da transição cimento resina/metal com o tratamento electroquímico (200X)

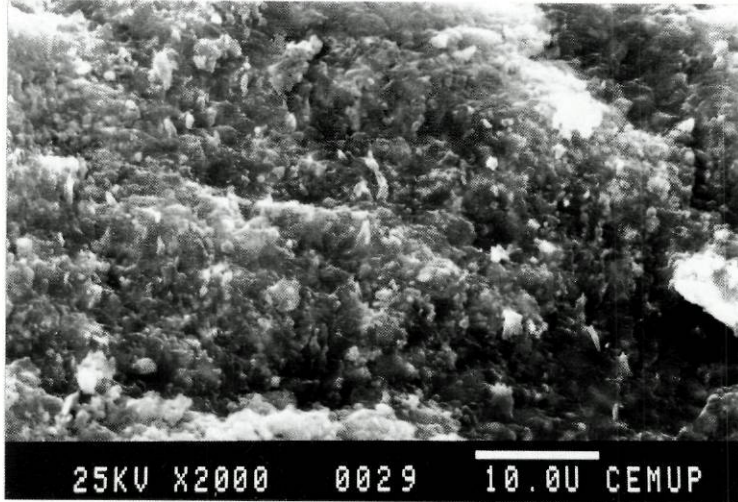


Fig.: 24 - Aspecto microscópico do cimento resina com o tratamento electroquímico (2000X)

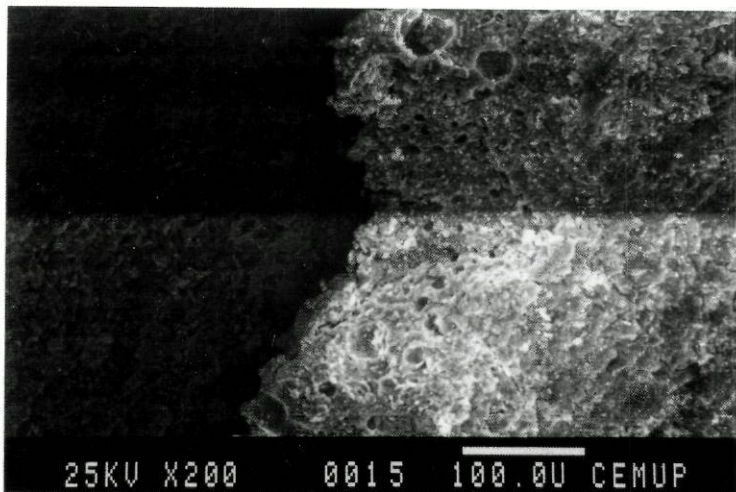


Fig.: 25 - Aspecto microscópico da zona de transição cimento de fosfato de zinco/metal com o tratamento electroquímico (200X)

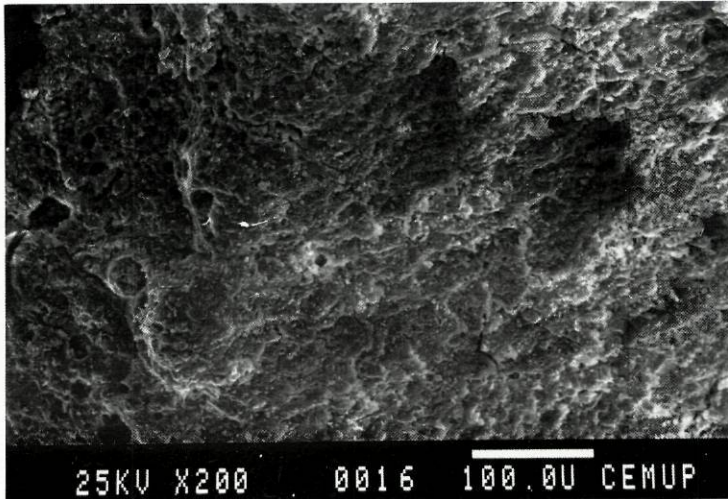


Fig.: 26 - Aspecto microscópico do cimento de fosfato de zinco com o tratamento electroquímico (200X)

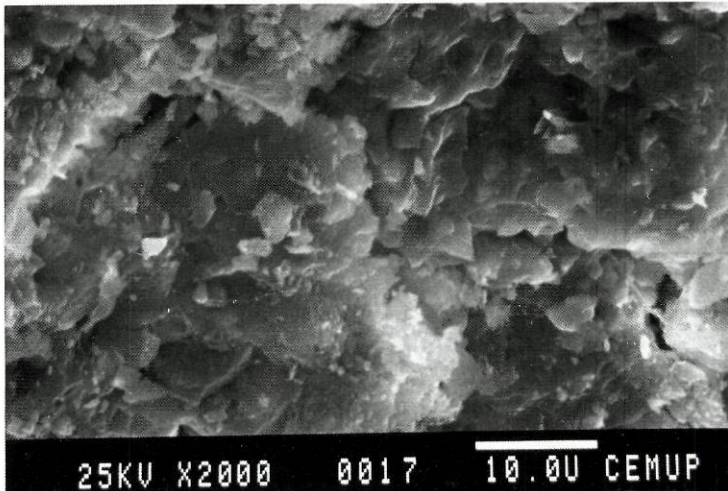


Fig.: 27 - Aspecto microscópico do cimento de fosfato de zinco com o tratamento electroquímico (2000X)



Fig.: 28 - Aspecto microscópico de fragmentos de cimento de ionómero de vidro no interior da coroa com o tratamento electroquímico (24X)

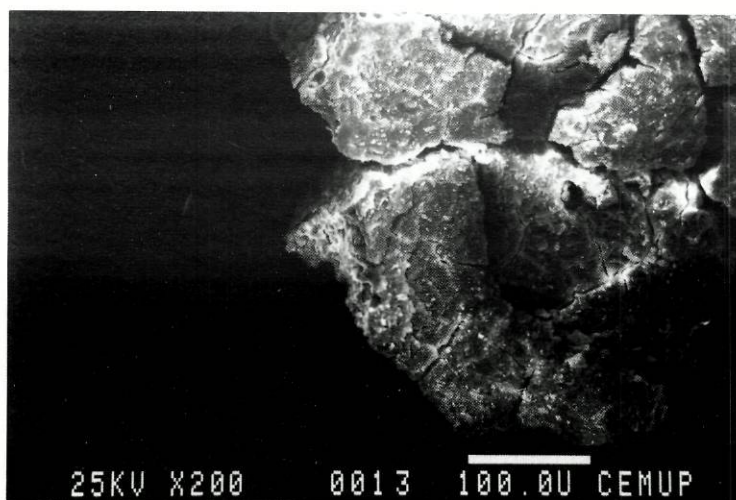


Fig.: 29 - Aspecto microscópico da zona de transição cimento de ionómero de vidro/metal com o tratamento electroquímico (200X)

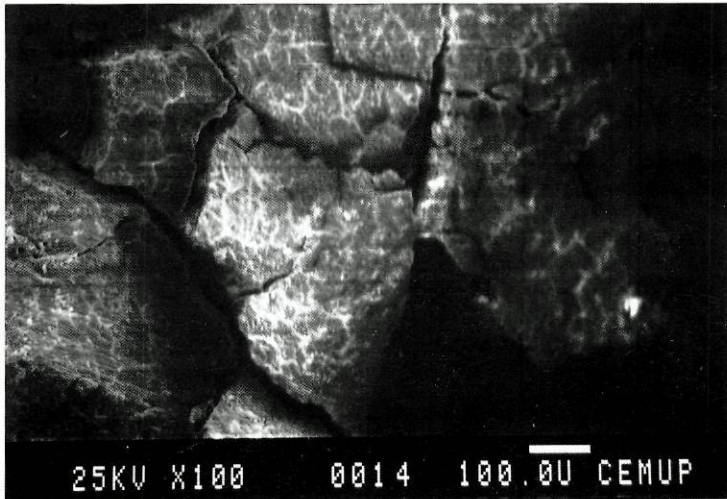


Fig.: 30 - Aspecto microscópico do cimento de ionómero de vidro com o tratamento electroquímico (100X)

3.6. Observação microscópica da interface cimento/metal

Para conhecermos as rugosidades que surgem na superfície metálica devido aos dois tratamentos e o tipo de interpenetração de cada cimento, observámos com microscopia electrónica de varrimento a interface cimento/metal.

Após terem sido efectuados cortes transversais das coroas incluídas em acrílico, como foi explicado em 2.6, foram feitas as observações de microscopia e as imagens obtidas podem ver-se nas figuras 31 a 54.

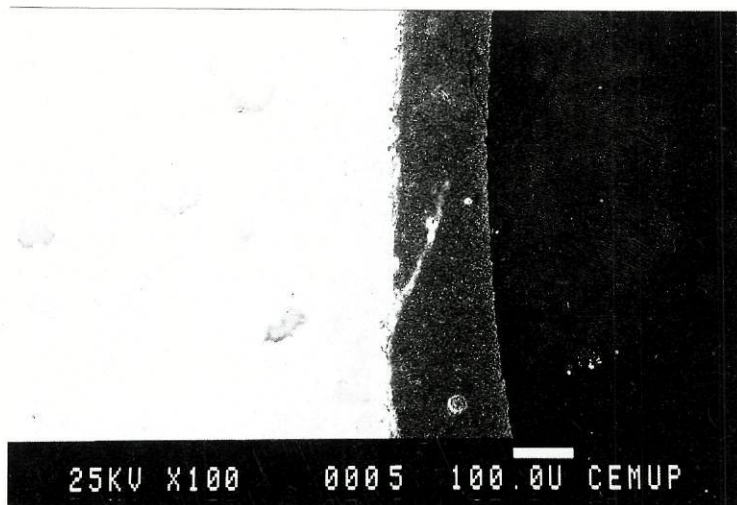


Fig.: 31 - Aspecto microscópico da interface cimento resina/metal com o tratamento com óxido de alumínio (100X)

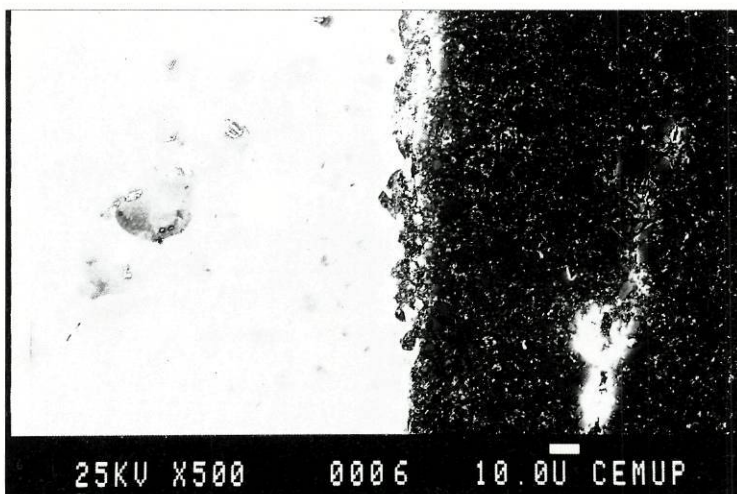


Fig.: 32 - Aspecto microscópico da interface cimento resina/metal com o tratamento com óxido de alumínio (500X)

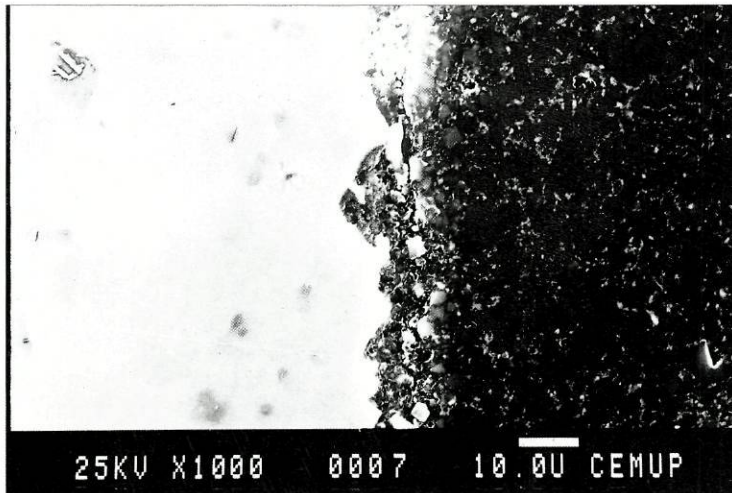


Fig.: 33 - Aspecto microscópico da interface cimento resina/metal com o tratamento com óxido de alumínio (1000X)

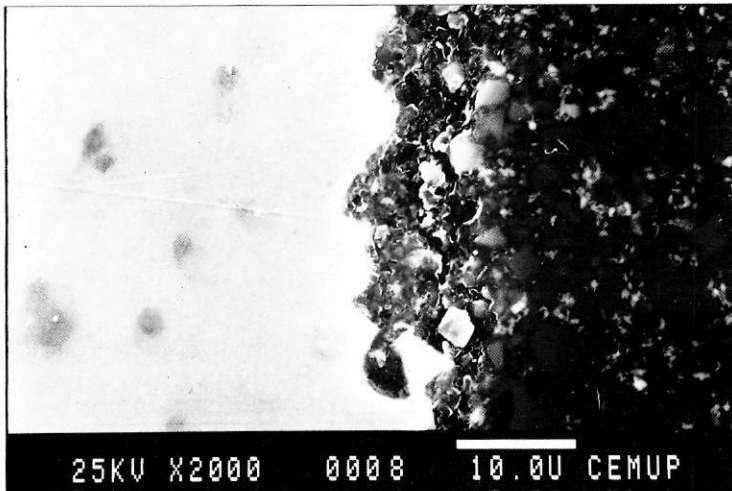


Fig.: 34 - Aspecto microscópico da interface cimento resina/metal com o tratamento com óxido de alumínio (2000X)

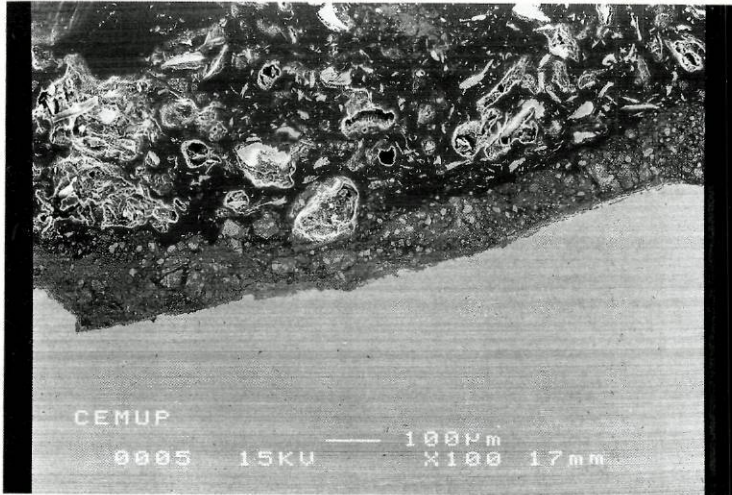


Fig.: 35 - Aspecto microscópico da interface cimento de fosfato de zinco/metal com o tratamento com óxido de alumínio (100X)

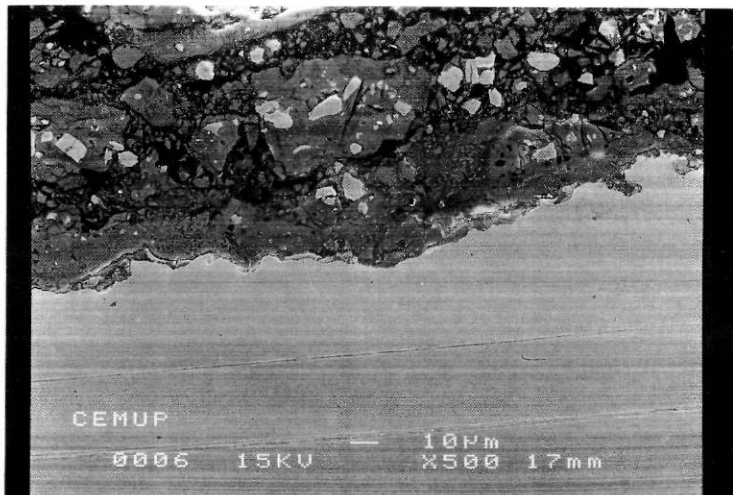


Fig.: 36 - Aspecto microscópico da interface cimento de fosfato de zinco/metal com o tratamento com óxido de alumínio (500X)

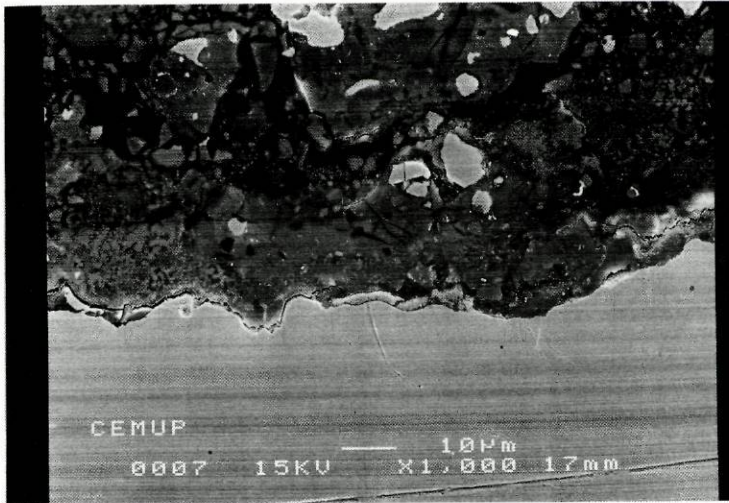


Fig.: 37 - Aspecto microscópico da interface cimento de fosfato de zinco/metal com o tratamento com óxido de alumínio (1000X)

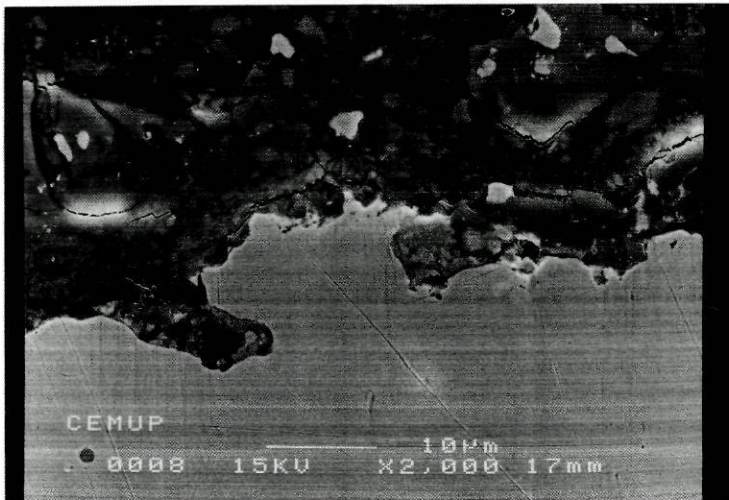


Fig.: 38 - Aspecto microscópico da interface cimento de fosfato de zinco/metal com o tratamento com óxido de alumínio (2000X)

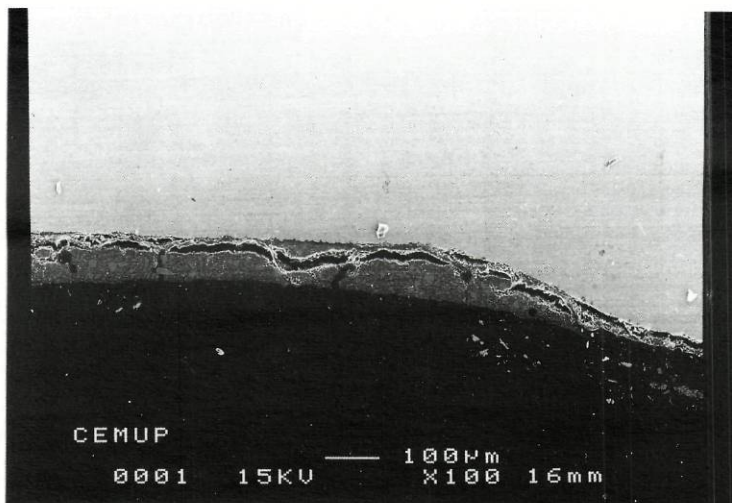


Fig.: 39 - Aspecto microscópico da interface cimento de ionómero de vidro/metal com o tratamento com óxido de alumínio (100X)

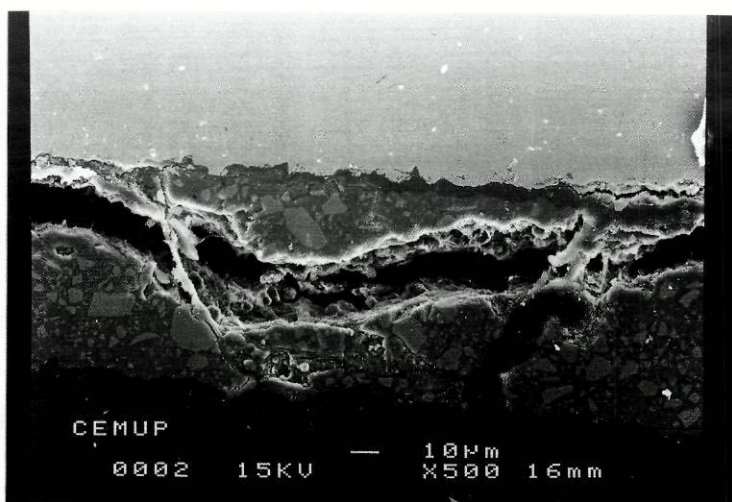


Fig.: 40 - Aspecto microscópico da interface cimento de ionómero de vidro/metal com o tratamento com óxido de alumínio (500X)



Fig.: 41 - Aspecto microscópico da interface cimento de ionómero de vidro/metal com o tratamento com óxido de alumínio (1000X)

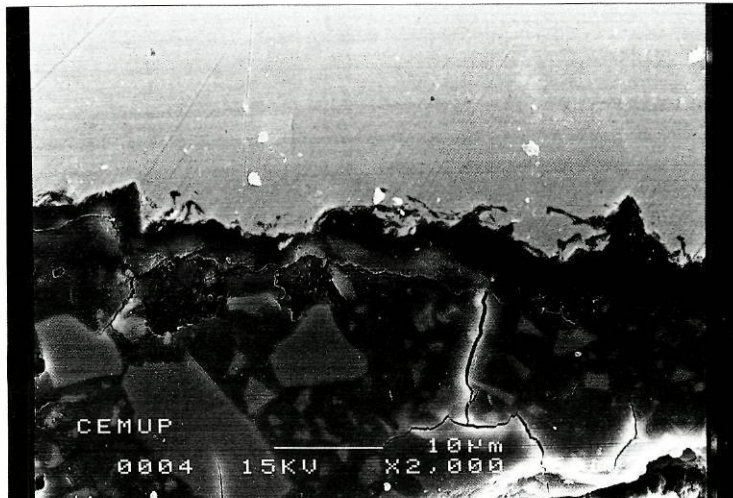


Fig.: 42 - Aspecto microscópico da interface cimento de ionómero de vidro/metal com o tratamento com óxido de alumínio (2000X)

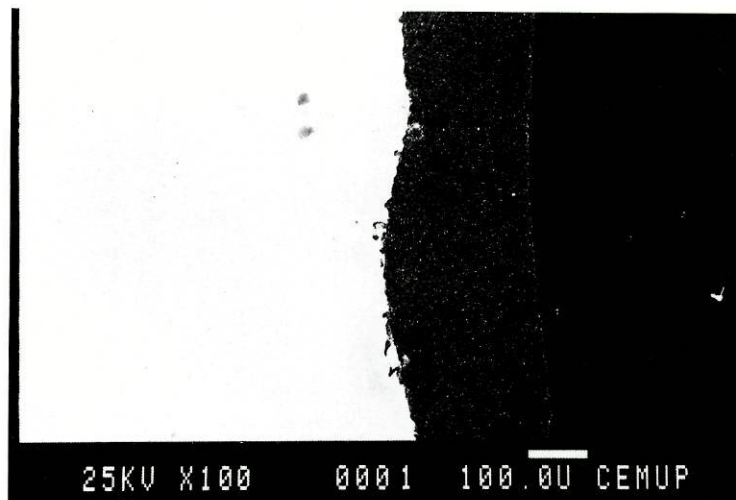


Fig.: 43 - Aspecto microscópico da interface cimento resina/metal com o tratamento electroquímico (100X)

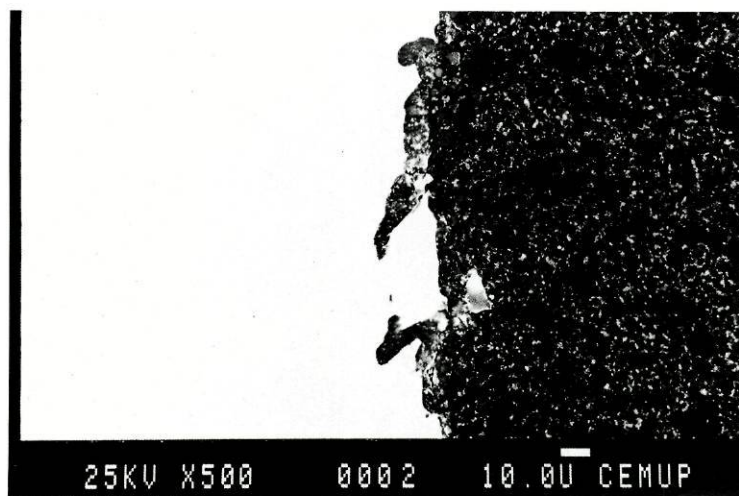


Fig.: 44 - Aspecto microscópico da interface cimento resina/metal com o tratamento electroquímico (500X)

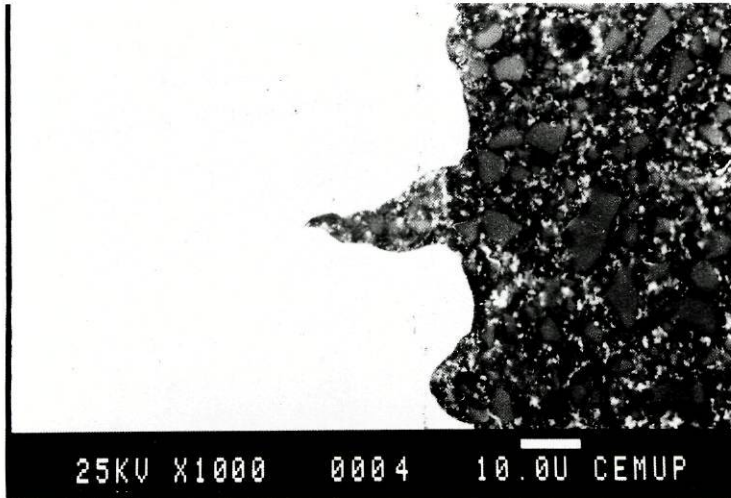


Fig.: 45 - Aspecto microscópico da interface cimento resina/metal com o tratamento electroquímico (1000X)

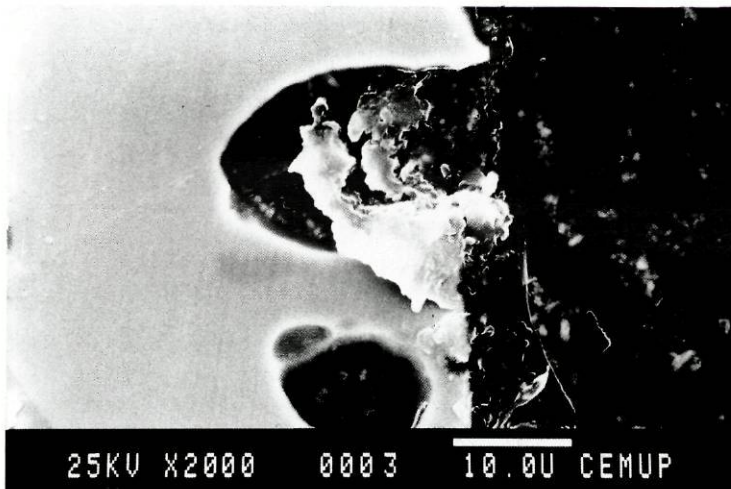


Fig.: 46 - Aspecto microscópico da interface cimento resina/metal com o tratamento electroquímico (2000X)

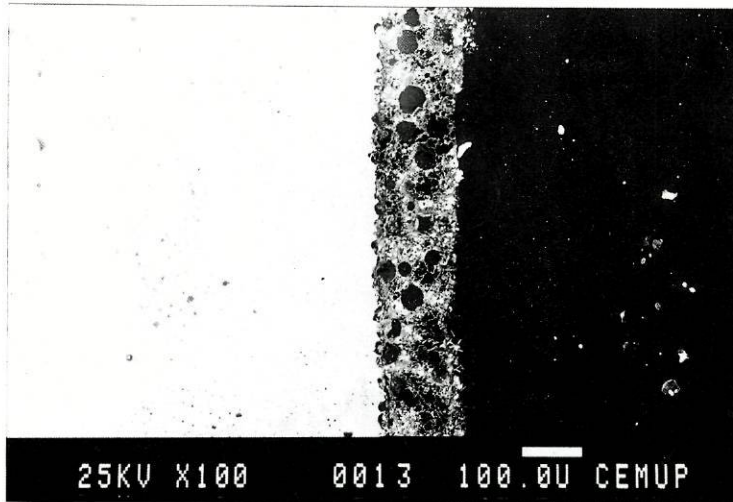


Fig.: 47 - Aspecto microscópico da interface cimento de fosfato de zinco/metal com o tratamento electroquímico (100X)

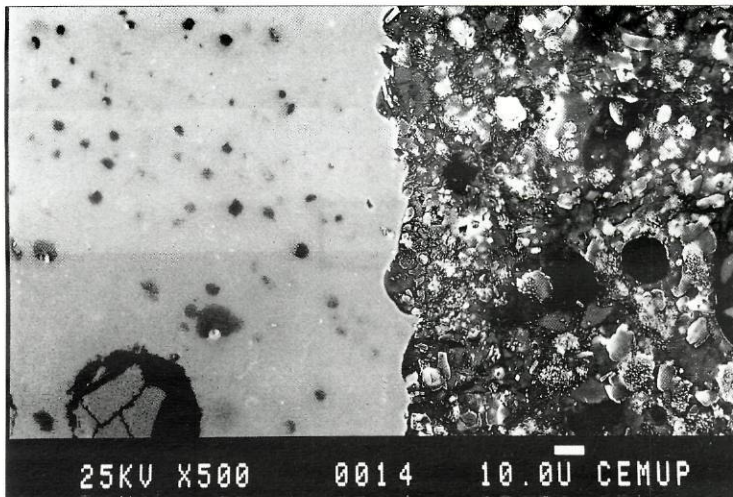


Fig.: 48 - Aspecto microscópico da interface cimento de fosfato de zinco/metal com o tratamento electroquímico (500X)

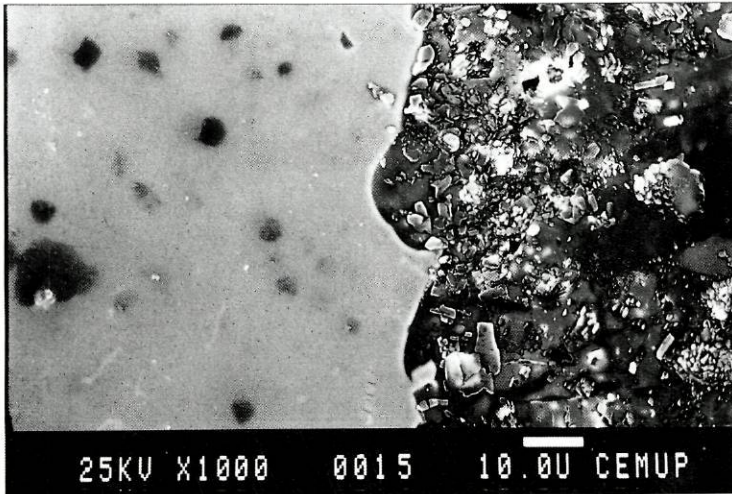


Fig.: 49 - Aspecto microscópico da interface cimento de fosfato de zinco/metal com o tratamento electroquímico (1000X)

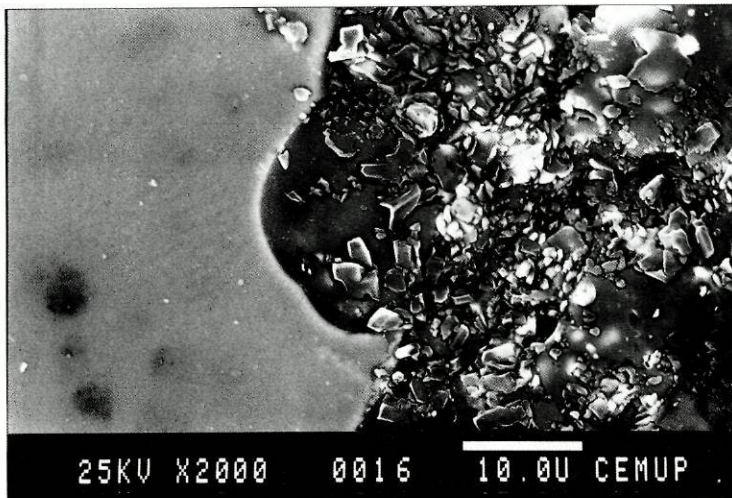


Fig.: 50 - Aspecto microscópico da interface cimento de fosfato de zinco/metal com o tratamento electroquímico (2000X)

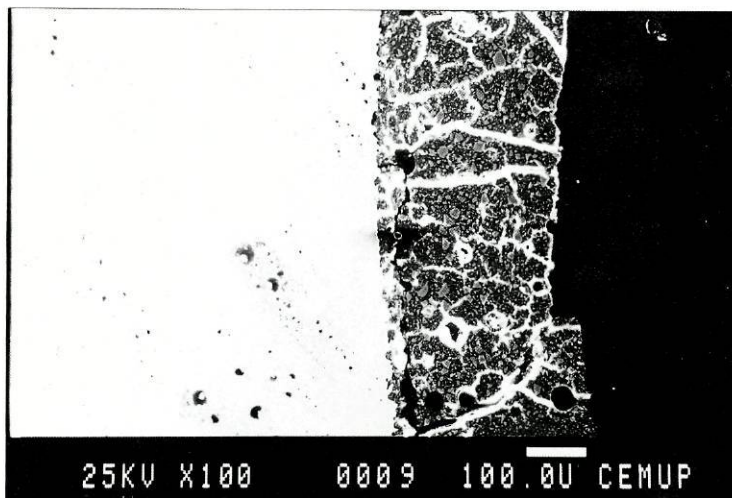


Fig.: 51 - Aspecto microscópico da interface cimento de ionómero de vidro/metal com o tratamento electroquímico (100X)

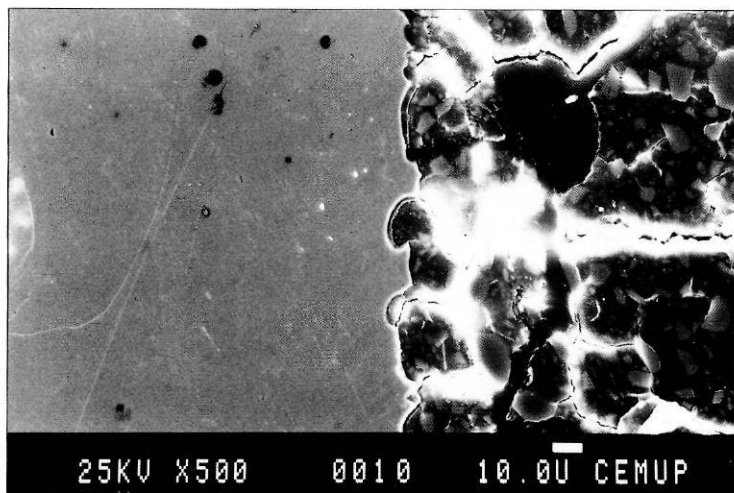


Fig.: 52 - Aspecto microscópico da interface cimento de ionómero de vidro/metal com o tratamento electroquímico (500X)

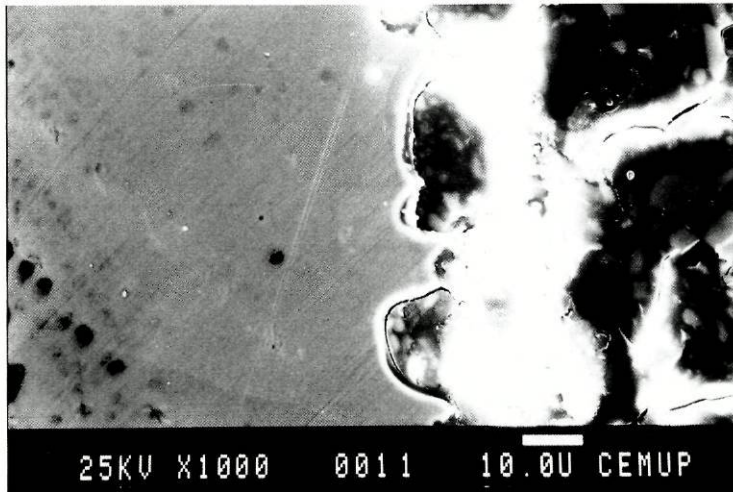


Fig.: 53 - Aspecto microscópico da interface cimento de ionómero de vidro/metal com o tratamento electroquímico (1000X)

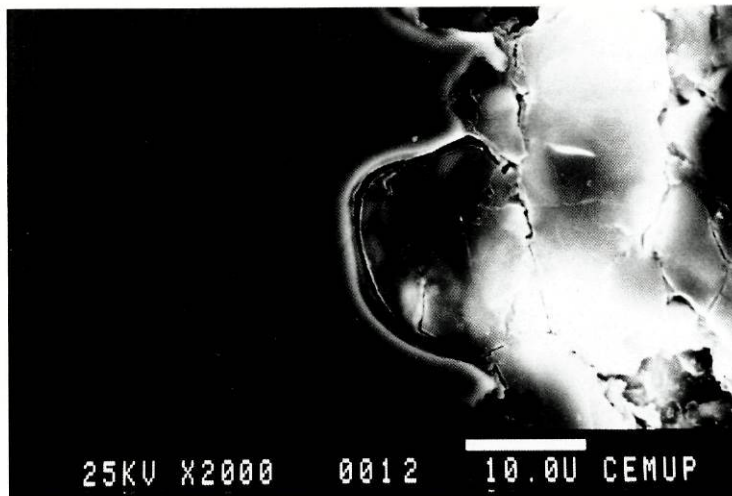


Fig.: 54 - Aspecto microscópico da interface cimento de ionómero de vidro/metal com o tratamento electroquímico (2000X)

Capítulo 4

Discussão

4. Discussão

4.1. Metodologia

4.1.1. Escolha dos tratamentos da superfície interna das coroas fundidas

Os resultados da retenção das restaurações fundidas, tal como é mencionado em variados estudos anteriormente referidos, dependem, para além de outros factores, do tratamento da superfície das ligas metálicas, dos cimentos utilizados na cimentação e do estado da superfície das restaurações. Grande parte desses trabalhos experimentais visam comparar o comportamento dos tratamentos da superfície das diferentes ligas metálicas, nobres ou não nobres, em função dos cimentos normalmente disponíveis no mercado para a cimentação em Prótese Fixa, bem como a interação tratamento/cimento e a sua importância na retenção.

Verificou-se um grande desenvolvimento na área da retenção com a introdução, em 1973, por Rochette (80), das próteses parciais fixas perfuradas, e do tratamento electroquímico das ligas metálicas utilizadas nas próteses adesivas, em 1981 por Thompson e col. (50).

Este desenvolvimento verificou-se tanto nos tratamentos da superfície das ligas metálicas utilizadas neste tipo de próteses, nomeadamente nas ligas de Ni-Cr com ou sem berilium, como nos cimentos utilizados na sua cimentação.

Uma das associações tratamento/cimento que permitiu melhores resultados, em termos de retenção, foi a utilização do tratamento electroquímico com os cimentos resinosos (54,68,88,90,96,97,104).

Apesar do tratamento electroquímico não ser passível de uma técnica simples, os bons resultados observados na sua aplicação prática despertaram-nos uma grande curiosidade, pelo que decidimos compará-lo com o tratamento mais utilizado pelos laboratórios de Prótese Fixa na preparação da superfície interna das coroas fundidas para cimentação (tratamento com jacto de areia), e investigar aquele que proporcionava maior retenção em coroas totais fundidas na liga Remanium CS.

4.1.2. Escolha da preparação unitária

Para o efeito utilizámos uma preparação em aço inoxidável, sobre a qual confeccionámos as coroas fundidas destinadas aos ensaios experimentais. Resolvemos optar por este processo em virtude de ser tecnicamente mais fácil realizar apenas uma preparação que nos serviu para efectuar todos os ensaios. O facto da forma da preparação ser, em termos gerais, semelhante à das preparações efectuadas na boca, permitiu-nos ficar com uma ideia das forças requeridas para desalojar uma coroa total fundida e cimentada com diferentes cimentos, apesar dos resultados poderem ser diferentes se a preparação utilizada nos ensaios fosse efectuada em dentes naturais.

Preparações idênticas à que utilizámos foram usadas por vários autores (5,37,146,148,160).

Outros autores utilizaram para este efeito preparações efectuadas em dentes naturais (8,15,22,23,32,44-46,63), em resina tipo Ivorine (Columbia Dentoform Corp. New York, N.Y.) (14,149,150), em liga de alumínio (13) ou em bronze (2). Outros ainda utilizaram espécimens de uma determinada liga metálica fundida, com a forma de disco ou quadrada (47,58,64,65,68-70,74,77) sendo, nestes casos, aplicado um cimento entre cada duas superfícies tratadas, para depois serem efectuados os testes experimentais.

Caso tivéssemos utilizado dentes naturais ou de resina, teríamos por uma questão de uniformidade, de realizar 90 preparações unitárias semelhantes, o que em termos práticos se tornava extremamente complicado ou impossível. Por outro lado, como pretendíamos estudar apenas a interface metal/cimento, a preparação unitária em aço não teria qualquer influência nos resultados. A utilização de dentes naturais seria necessária se a nossa pretensão também fosse estudar a interacção dos cimentos com a estrutura dentária.

4.1.3. Escolha da liga metálica

A razão de ser da escolha da liga metálica Remanium CS reside no facto de ser uma das ligas não preciosas à base de Ni-Cr existentes no nosso mercado indicada para trabalhos de Prótese Fixa em metal ou em metalocerâmica, por ser uma liga com resistência elevada, o que permite a confecção de restaurações com espessuras relativamente pequenas e, ainda, por ser muito económica quando comparada com as ligas nobres. Possui também uma difusibilidade térmica insignificante e um peso

específico baixo. É, por estes motivos, uma liga muito utilizada na prática clínica, o que justifica o interesse em incluí-la neste estudo.

4.1.4. Escolha dos cimentos

A inclusão de vários cimentos neste estudo teve por objectivo verificar se havia diferenças na retenção quando se usavam cimentos com características tão diversas como um cimento resina, um cimento de fosfato de zinco ou um cimento de ionómero de vidro, tendo sempre em conta a interacção destes com a superfície do metal tratado por diferentes técnicas.

O facto de se utilizarem os cimentos resina com grande êxito nas próteses adesivas e pela adesão praticamente universal demonstrada por alguns deles, levou-nos a incluir neste trabalho o Panavia Ex. Outro dos cimentos eleitos foi um ionómero de vidro (Fuji Cap I), cimento actualmente muito utilizado devido às suas propriedades, nomeadamente a boa fluidez, a biocompatibilidade e a libertação de flúor, cuja apresentação em cápsulas facilita o seu uso, eliminando alguns factores relacionados com a manipulação e que poderiam influenciar negativamente as suas propriedades. O terceiro cimento utilizado foi o fosfato de zinco (Lee Smith), escolhido por ser o tipo de cimento que normalmente serve de termo de comparação (162).

4.2. Dificuldades surgidas com os espécimens

Quando nos propusemos realizar este trabalho, fizemos uma preparação unitária semelhante à agora utilizada, mas sem a colocação do sulco na superfície axial. Este facto originava problemas na adaptação correcta das coroas, pois a sua inserção não se efectuava sempre na mesma posição. O problema foi resolvido com a colocação de um sulco vertical na preparação, tal como aconselham vários autores (145,149,150).

Webb e col.(148) utilizaram, para este efeito, duas superfícies planas nas paredes axiais da preparação, facto que também obriga a que a restauração seja inserida sempre da mesma forma.

Quanto às coroas fundidas, as primeiras que efectuámos durante a aferição dos provetes não incluíam o orifício de escape oclusal, pelo que, por vezes, deparámos com uma incorrecta adaptação das coroas à margem cervical aquando da cimentação. Um eventual excesso de cimento no interior das coroas, originando uma pressão hidráulica exagerada, poderia contribuir para essa dificuldade na adaptação. Conseguimos ultrapassar este obstáculo com a colocação do orifício oclusal, tal como recomendam vários autores

(13,37,145-148), o qual permitiu o escape mais fácil do cimento e um ajuste correcto das coroas à preparação.

4.3. Resultados

Nas situações clínicas, as restaurações estão normalmente submetidas a uma mistura de forças de compressão, de tensão e de cisalhamento. Neste estudo, a força necessária para romper as ligações do cimento com a superfície interna das coroas e a superfície da preparação estava sujeita a tensão (superfície oclusal) e a cisalhamento (superfície axial).

Tal como foi observado noutros estudos já referidos, os resultados deste trabalho mostram que a retenção de coroas totais fundidas em Ni-Cr, proporcionada pelos diferentes cimentos, depende do tipo de tratamento da superfície da liga metálica e dos cimentos utilizados. Este facto foi confirmado pela análise de variância (ANOVA) (tabela 15), a qual revela ter havido uma diferença significativa em relação aos tratamentos de superfície, aos cimentos e à interacção tratamento/cimento.

No estudo que realizámos foi observada uma ampla variação dos valores de retenção ao longo dos ensaios, principalmente nas diferenças entre os valores das forças de ruptura máxima e mínima, quer referentes aos dois tratamentos de superfície, quer aos diferentes cimentos utilizados (tabelas 9 e 12). Esta grande variação poderá ser devida, em nosso entender, ao facto de ser tecnicamente impossível fundir todas as coroas exactamente iguais entre si. Outro factor que poderá explicar a discrepância nos resultados é a possibilidade de inclusão de bolhas de ar no seio do cimento, em consequência da sua manipulação. Este facto é particularmente evidente no cimento de fosfato de zinco, como mostram as fotografias de microscopia electrónica 25 e 26. A possibilidade do mesmo acontecer com o cimento de ionómero de vidro é menor, uma vez que a sua mistura é efectuada em cápsulas.

Neste estudo pretendemos também representar os valores máximos e mínimos alcançados com os diferentes tratamentos de superfície e com os diferentes cimentos, para podermos ter uma ideia das potencialidades de cada tratamento da superfície do metal e de cada cimento. Deve, no entanto, ter-se em consideração que a simulação "in vitro", utilizada neste estudo, não nos permite tirar conclusões reais no que respeita à interface cimento/preparação, pelo facto da superfície da preparação unitária utilizada no nosso estudo não ser, nem estrutura dentária, nem outro material com que normalmente se fazem as reconstruções coronárias para falsos-cotos,

mas sim aço inoxidável. Neste aspecto, no que respeita aos cimentos de ionómero de vidro e ao cimento resina Panavia Ex, parece-nos importante realçar que, pelo facto destes apresentarem uma adesão química à estrutura dentária, o seu comportamento seria provavelmente superior ao observado se este estudo tivesse sido efectuado com dentes naturais.

O grupo de amostras testadas com o tratamento com jacto de óxido de alumínio de 50 μm mostrou ter maior retenção do que o grupo de amostras sujeitas ao tratamento electroquímico, sendo a diferença estatisticamente significativa. Isto parece justificar-se pelo tipo de micro-retenções proporcionadas na superfície do metal pelos dois tratamentos, como se pode observar no estudo de microscopia electrónica efectuado na superfície interna das coroas fundidas (figs. 6-10) e na interface metal/cimento (figs. 31-54). Assim, na superfície metálica atacada pelo óxido de alumínio de 50 μm observam-se, principalmente nas maiores ampliações, reentrâncias mais irregulares que as proporcionadas pelo tratamento electroquímico (que apresentam uma forma mais arredondada), facto que pode permitir uma retenção mecânica superior, também dependente das propriedades dos cimentos utilizados. A comprová-lo estão os resultados obtidos com os cimentos resina e fosfato de zinco, que foram mais elevados com o tratamento com óxido de alumínio (médias de 380 Kg/f e de 220 Kg/f, respectivamente) do que com o tratamento electroquímico (médias de 280 Kg/f e de 200 Kg/f, respectivamente). Com o cimento de ionómero de vidro foi observado um fenómeno diferente, pois os resultados foram superiores com o tratamento electroquímico (média de 137 Kg/f) do que com o tratamento com óxido de alumínio (média de 122 Kg/f). Podemos considerar que há uma maior aptidão do cimento de ionómero de vidro para penetrar no tipo de retenções provocadas pelo tratamento electroquímico.

Verificámos também, após os testes experimentais, que o cimento de ionómero de vidro apresentava um aspecto muito mais quebradiço do que os outros dois cimentos (figs. 28-30). Esta aparente fragilidade verificada nos testes, poderá de alguma forma, explicar os resultados inferiores observados neste estudo em relação aos outros dois cimentos.

Vários autores debruçaram-se já sobre o tema em estudo, visando comparar o efeito, na retenção, do tratamento com jacto de óxido de alumínio de 50 μm e do tratamento electroquímico da superfície de diferentes ligas metálicas, utilizando para tal vários cimentos. Os parâmetros utilizados nesses trabalhos não foram, de uma maneira geral, coincidentes com os que utilizámos no nosso, nomeadamente aqueles relacionados com a liga metálica, os cimentos, os tratamentos da superfície do metal fundido e com os espécimens.

Torna-se muito difícil, nestas circunstâncias, fazer comparações, principalmente quantitativas, dos resultados que obtivemos com os resultados observados por outros autores. Podemos, no entanto, fazer algumas comparações, ainda que parciais, que apresentámos de seguida.

Os resultados do nosso trabalho são concordantes com os observados por Watanabe e col.(47), os quais verificaram que a retenção proporcionada pelo cimento Panavia Ex, utilizando uma liga de Ni-Cr-Be (Rexillum III) tratada com um jacto de óxido de alumínio de 50 μ m, era superior em relação à mesma liga tratada electroquimicamente.

A idêntica conclusão chegaram Franklin Garcia-Godoy e col. (96), também com uma liga de Ni-Cr-Be (Litecast B) e com o cimento Panavia Ex. Porém, no estudo foi observado que, com a mesma liga mas com outro cimento resina (Comspan Opaque, Caulk International, Milford, Del.), o tratamento electroquímico tinha sido mais eficaz. Isto parece comprovar que a retenção também depende das características do cimento utilizado.

Jenkins e col. (52), testando a adesão de um cimento resina (Panavia Ex) a uma liga de Ni-Cr-Mo (Wiron 88, Bego), cuja superfície foi tratada com três técnicas distintas, verificaram que o tratamento do metal com jacto de óxido de alumínio era superior ao tratamento electroquímico, o que está de acordo com os resultados desta investigação.

Olin e col.(160) estudaram o efeito da instrumentação ultrassónica em coroas fundidas numa liga de Ni-Cr-Be (Rexillum III) e cimentadas com um ionómero de vidro (Ketac-Cem) e com um cimento de fosfato de zinco (Fleck's). Verificaram que o cimento de ionómero de vidro mostrou ser mais retentivo que o cimento de fosfato de zinco, embora não tivessem mencionado o tipo de tratamento da superfície interna das coroas fundidas utilizadas. No nosso estudo observámos um comportamento diferente, visto o cimento de fosfato de zinco ter sido sempre mais retentivo do que o cimento de ionómero de vidro, qualquer que fosse o tratamento da superfície metálica utilizado.

Num trabalho semelhante ao anteriormente referido, realizado por Matsumura e col. (162), no qual estudaram o efeito da instrumentação ultrassónica na retenção de um cimento resina, de um cimento de ionómero de vidro e de um cimento de fosfato de zinco, com uma liga de Ni-Cr, concluíram que a resina proporcionava maior retenção, seguida do ionómero de vidro e, por último, do fosfato de zinco. Estes resultados estão de acordo com o nosso estudo quanto ao cimento resina, mas já não estão relativamente ao cimento de ionómero de vidro e ao cimento de fosfato de zinco.

Segalla e col. (163) estudaram a influência de vários cimentos, entre os quais um cimento resina (Comspan Opaque, Dentsply Indústria e Comércio Lda, Brasil), um cimento de fosfato de zinco (S. S. White, Artigos Dentários Lda, Brasil) e um cimento de ionómero de vidro (Ketac-Cem), com diferentes tratamentos (um com jacto de óxido de alumínio e outro com limpeza da superfície metálica apenas com escova e água corrente) de uma liga de Ni-Cr (Durabond M. S., Dental Gaúcho Marquart Co. Lda, Brasil). Concluíram que o tratamento de superfície com óxido de alumínio era superior e que, independentemente do tipo de tratamento, o cimento de ionómero de vidro mostrou ser mais retentivo do que o cimento resina utilizado. Os resultados obtidos estão em desacordo com os nossos, pois o cimento resina utilizado no nosso estudo (Panavia Ex) mostrou ser sempre significativamente mais retentivo do que os outros dois cimentos, qualquer que fosse o tratamento de superfície utilizado (tabela 16), o que pode eventualmente ser explicado pelo facto dos espécimens não terem sido semelhantes aos que nós utilizámos e também pela granulometria do óxido de alumínio usado neste trabalho, e que não foi especificada pelos autores.

Van der Veen e col.(66) compararam a adesão de uma resina (Comspan) a uma liga de Ni-Cr (NP2, Austenal Dental, Chicago, Il, USA) com diferentes tipos de tratamento da superfície metálica, chegando à conclusão de que, apesar de ser esperado pelos autores, um valor mais alto de adesão na liga tratada electroquimicamente do que na liga tratada com o jacto de óxido de alumínio de 50 μm , tal não aconteceu e, além disso, os resultados do tratamento electroquímico foram muito variáveis neste estudo. No nosso trabalho chegámos a uma conclusão similar e verificámos que a grande variabilidade de resultados ocorria também com o tratamento com óxido de alumínio de 50 μm .

Capítulo 5

Conclusões

5. Conclusões

Perante os resultados obtidos e nas condições do presente estudo, parece-nos possível concluir que:

- 1 - Independentemente do tipo de cimento utilizado, o tratamento da superfície do metal com jacto de óxido de alumínio ofereceu, em média, melhor resistência à tracção do que o tratamento electroquímico.
- 2 - Independentemente do tipo de tratamento da superfície do metal, o cimento resina (Panavia Ex) manifestou maior resistência à tracção, seguido do cimento de fosfato de zinco (Lee Smith). O cimento de ionómero de vidro (Fuji Cap I), mostrou ter um melhor comportamento com o tratamento electroquímico do que com o tratamento com óxido de alumínio de 50 μm .
- 3 - A maior resistência à tracção foi observada na interacção tratamento de superfície e cimento T1C1 (tratamento com óxido de alumínio e cimento resina) e a menor resistência foi observada na interacção T1C3 (tratamento com óxido de alumínio e cimento de ionómero de vidro).
- 4 - Após a realização deste trabalho, parece-nos importante realçar a importância que têm os estudos experimentais nas mais diversas áreas, ao permitirem tirar conclusões com especial interesse para a prática clínica.

Poderemos inferir dos resultados do nosso trabalho que, nas condições desta investigação, não compensará a utilização do tratamento electroquímico na maioria dos trabalhos de Prótese Fixa, pois trata-se de uma técnica que, para além de consumir mais tempo, é mais dispendiosa e apresenta maiores riscos do que o jacto de areia. Por outro lado, o tratamento com óxido de alumínio de 50 μm proporcionou melhor retenção com todos os cimentos, excepto com o cimento de ionómero de vidro, embora sem significado estatístico.

Outra ilação importante que podemos inferir deste estudo, é o facto da associação do tratamento da superfície da liga Remanium CS com óxido de alumínio de 50 μm e do cimento Panavia Ex, nos dar garantias de um bom comportamento em trabalhos de Prótese Fixa, principalmente nos casos em que necessitámos do máximo de retenção como, por exemplo, nas situações

de restauração de dentes com a coroa clínica curta, com paredes muito anguladas ou com outras configurações geométricas desfavoráveis.

Com o aparecimento de novos materiais, cada vez mais biocompatíveis e com propriedades mecânicas mais próximas da estrutura dentária, devemos estar atentos e, se possível, oferecer o nosso contributo para a clarificação das suas potencialidades.

Capítulo 6

Resumo

Summary

Résumé

Resumen

6. RESUMO

Este trabalho "in vitro" avalia a propriedade de resistência à remoção, por tracção, de 90 coroas fundidas numa liga de níquel-crómio (Remanium CS), cimentadas sobre uma preparação unitária de aço inoxidável, com três cimentos comerciais (resina, fosfato de zinco e ionómero de vidro) e submetidas a dois tipos de tratamento da superfície do metal, ou seja, tratadas com um jacto de óxido de alumínio de 50 μm e com um tratamento electroquímico. De posse dos dados obtidos e com base na análise estatística realizada (ANOVA e teste de Duncan "post hoc"), foi possível concluir que a maior resistência de união foi proporcionada pelo tratamento com óxido de alumínio de 50 μm e pelo cimento resina (Panavia Ex), e que a conjugação destes dois factores (T1C1) alcançou a maior retenção, por tracção, dos corpos de prova.

O valor da retenção dos outros grupos tratamento/cimento foi classificado, do mais forte para o mais fraco, da seguinte maneira: T2C1 (tratamento electroquímico/cimento resina); T1C2 (tratamento com óxido de alumínio de 50 μm /cimento de fosfato de zinco); T2C2 (tratamento electroquímico/cimento de fosfato de zinco); T2C3 (tratamento electroquímico/cimento de ionómero de vidro); T1C3 (tratamento com óxido de alumínio de 50 μm /cimento de ionómero de vidro).

6. SUMMARY

In this "in vitro" work it was evaluated the resistance to removing by traction of crowns fused in a nickel-chromium alloy (Remanium CS) and cemented on a unitary piece of stainless steel with three commercial cements (resin, zinc phosphate and glass ionomer). Two different treatments of the metal surface - with a 50 μm aluminum oxide jet or with an electrochemical procedure - were performed.

On the basis of a statistical evaluation (ANOVA and Duncan's "post hoc" test), the results obtained enabled to conclude that the greater resistance of the adherence was achieved by the treatment with the 50 μm aluminum oxide jet associated with the resin cement (Panavia Ex), and that the association of both factors (T1C1) enabled to obtain a greater resistance of the tested pieces to the traction forces.

The value of the bond strength of the other treatment/cement groups was ranked as follows: T2C1 (electrochemical treatment/resin cement); T1C2 (50 μm aluminum oxide treatment/zinc phosphate cement); T2C2 (electrochemical treatment/zinc phosphate cement); T2C3 (electrochemical treatment/glass ionomer cement); T1C3 (50 μm aluminum oxide treatment/glass ionomer cement).

6. RÉSUMÉ

Dans ce travail "in vitro" on évalue la résistance au remuement, par traction, des coronnes fondues dans une alliage de nickel-chrome (Remanium CS) cimentées sur une préparation unitaire d'acier inoxydable, avec trois ciments commerciaux pour ce fin (résine, phosphate de zinc e verre ionomer) et soumises à deux types de traitement sur la surface du métal, ou soit, traité avec un jet d'oxyde d'aluminium de 50 μm et avec un traitement électrochimique.

Ayant les données obtenues et appuyés dans l'analyse statistique réalisée (ANOVA e test de Duncan "post hoc"), on a pu conclure que la plus grande résistance d'union fut accompli par le traitement avec l'oxyde d'aluminium de 50 μm et par de ciment résine (Panavia Ex) et que la conjugation de ces deux facteurs (T1C1) a atteint la plus grande rétention, par traction, des corps d'épreuve.

Le valeur de la rétention des autres groupes traitement/ciment a été classifié de la manière suivante: T2C1 (traitement électrochimique/ciment résine); T1C2 (traitement avec l'oxyde d'aluminium de 50 μm /ciment de phosphate de zinc); T2C2 (traitement électrochimique/ciment de phosphate de zinc); T2C3 (traitement électrochimique/ciment de verre ionomer); T1C3 (traitement avec l'oxyde d'aluminium de 50 μm /ciment de verre ionomer).

6. RESUMEN

Este trabajo "in vitro" evalúa la propiedad de resistencia a la remoción, por tracción, de 90 coronas fundidas con una aleación de níquel-cromo (Remanium CS), cementadas sobre una preparación unitaria de acero inoxidable, con tres cementos comerciales (resina, fosfato de zinc y ionómero de vidrio) y sometidas a dos tipos de tratamiento de superficie del metal; chorro de óxido de aluminio de 50 μm y tratamiento electroquímico. Com los datos obtenidos y con base en el análisis estadístico realizado (ANOVA y test de Duncan "post hoc"), concluimos que la mayor resistencia de unión se alcanza con tratamiento con óxido de aluminio de 50 μm y por el cemento de resina (Panavia Ex), y que la conjugación de ambos factores (T1C1) proporciona la mayor retención, por tracción, de los cuerpos de prueba.

El valor de la retención de los otros grupos tratamiento/cemento fué clasificado, del mas fuerte para el mas débil, de la siguiente manera: T2C1 (Tratamiento electroquímico/cemento de resina); T1C2 (tratamiento con óxido de aluminio de 50 μm /cemento de fosfato de zinc); T2C2 (tratamiento electroquímico/cemento de fosfato de zinc); T2C3 (Tratamiento electroquímico/ cemento de ionómero de vidrio); T1C3 (tratamiento con óxido de aluminio de 50 μm /cemento de ionómero de vidrio).

Capítulo 7

Bibliografía

7. Bibliografia

1. Kaufman EG, Colin L, Schlagel E, Coelho DH. Factors influencing the retention of cemented gold castings: The cementing medium. *J Prosthet Dent* 1966;16:731-9.
2. Assif D, Azoulay S, Gorfil C. The degree of zinc phosphate cement coverage of complete crown preparations and its effect on crown retention. *J Prosthet Dent* 1992;68:275-8.
3. Shillingburg HT, Jaconi R, Brackett SE, editors: Biomechanical Principles of Preparations. In: Fundamentals of Tooth Preparations for Cast Metal and Porcelain Restorations. Chicago: *Quintessence Publishing Co.*, 1987;13-41.
4. Parker MH, Gunderson RB, Gardner FM, Calverley MJ. Quantitative determination of taper adequate to provide resistance form: Concept of limiting taper. *J Prosthet Dent* 1988;59:281-8.
5. Dodge WW, Weed RM, Baez RJ, Buchanan RN. The effect of convergence angle on retention and resistance form. *Quintessence International* 1985;16:191-4.
6. Gilboe DB, Teteruck WR. Fundamentals of extracoronary tooth preparation. Part I: Retention and resistance form. *J Prosthet Dent* 1974;32:651-6.
7. Owen CP. Retention and resistance in preparations for extracoronary restorations. Part II: Practical and clinical studies. *J Prosthet Dent* 1986;56:148-53.
8. Nordlander J, Weir D, Stoffer W, Ochi S. The taper of clinical preparations for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1988;60:148-51.
9. Noonan JE, Goldfogel MH. Convergence of the axial walls of full veneer crown preparations in a dental school environment. *J Prosthet Dent* 1991;66:706-8.
10. Owen CP. Retention and resistance in preparations for extracoronary restorations. Part I: Theoretic studies. *J Prosthet Dent* 1986;56:13-6.
11. Leempoel PJ, Lemmens LM, Snoek PA, van't Hof MA. The convergence angle of tooth preparations for complete crowns. *J Prosthet Dent* 1987;58:414-6.
12. Parker MH, Malone KH, Trier AC, Striano TS. Evaluation of resistance form for prepared teeth. *J Prosthet Dent* 1991;66:730-3.

13. Kaufman EG, Coelho DH, Colin L. Factors influencing the retention of cemented gold castings. *J Prosthet Dent* 1961;11:487-502.
14. Lorey RE, Myers GE. The retentive qualities of bridge retainers. *JADA* 1968;76:568-72.
15. Chan KC, Boyer DB, Denehy GE, Aunan DC. Effect of metal etching on crown retention. *J Prosthet Dent* 1986;55:18-21.
16. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, editors: Princípios de Preparos. In: Fundamentos de Prótese Fixa. São Paulo: *Quintessence Publishing Co.*, 1983;67-83.
17. Dykema RW, Goodacre CJ, Phillips RW, editors: Principles of Tooth Preparation. In: Johnston's Modern Practice in Fixed Prosthodontics. Philadelphia: *Ed. W.B. Saunders Company*, 1986;22-34.
18. Eames WB, O'Neal SJ, Monteiro J, Miller C, et al. Techniques to improve the seating of castings. *JADA* 1978;96:432-7.
19. Weed RM, Suddick RP, Kleffner JM. Taper of clinical and typodont crowns prepared by dental students. *J Dent Res* 1984;63:286 (Abstr).
20. Phillips RW. Bonding agents and adhesives. *Adv Dent Res* 1988;2:150-4.
21. Craig RG, O'Brien WJ, Powers JM, editors: Cements. In: Dental Materials: Properties and Manipulation. St Louis: *Mosby Year Book*, 1992;126-150.
22. Tjan A H, Sarkissian R. Effect of preparation finish on retention and fit of complete crowns. *J Prosthet Dent* 1986;56:283-8.
23. Felton DA, Kanoy BE, White JT. The effect of surface roughness of crown preparations on retention of cemented castings. *J Prosthet Dent* 1987;58:292-6.
24. Price RB, Sutow EJ. Micrographic and profilometric evaluation of the finish produced by diamond and tungsten carbide finishing burs on enamel and dentin. *J Prosthet Dent* 1988;60:311-16.
25. Theuniers G, Clercq MD. Finishing procedures for the preparation of crown margins. *J Prosthet Dent* 1987;58:545-52.
26. Bass EV, Kafalias MC. Systematized procedure of crown preparation. *J Prosthet Dent* 1989;62:400-5.
27. Meryon SD, Tobias RS, Jakeman KJ. Smear removal agents: a quantitative study in vivo and in vitro. *J Prosthet Dent* 1987;57:174-9.
28. Swift EJ, Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, 1995. *Quintessence International* 1995;26:95-110.

29. Powis DR, Folleras T, Merson SA, Wilson AD. Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. *J Dent Res* 1982;61:1416-22.
30. McLean JW, Wilson AD, Prosser HJ. Development and use of water-hardening glass-ionomer luting cements. *J Prosthet Dent* 1984;52:175-81.
31. Bitter NC. The effect of 25% tannic acid on prepared dentin: A scanning electron microscope-methylene blue dye study. *J Prosthet Dent* 1990;64:12-6.
32. Felton DA, Kanoy BE, White JT. Effect of cavity varnish on retention of cemented cast crowns. *J Prosthet Dent* 1987;57:411-6.
33. Richardson DW, Tao L, Pashley DH. Bond strength of luting cements to potassium oxalate-treated dentin. *J Prosthet Dent* 1990;63:418-22.
34. Mausner IK, Goldstein GR, Georgescu M. Effect of two dentinal desensitizing agents on retention of complete cast coping using four cements. *J Prosthet Dent* 1996;75:129-34.
35. Grajower R, Lewinstein I. A mathematical treatise on the fit of crown castings. *J Prosthet Dent* 1983;49:663-74.
36. Eames WB. The casting misfit: How to cope. *J Prosthet Dent* 1981;45:283-5.
37. Cooper TM, Christensen GJ, Laswell HR, Baxter R. Effect of venting on cast gold full crowns. *J Prosthet Dent* 1971;26:621-6.
38. Seberg DC. A simplified venting procedure for cementation of full veneer crowns. *JADA* 1973;86:145-8.
39. Gardner FM. Margins of complete crowns - Literature review. *J Prosthet Dent* 1982;48:396-400.
40. Craig RG, O'Brien WJ, Powers JM, editors: Gold and Nonprecious Alloys. In: *Dental Materials: Properties and Manipulation*. St. Louis: *Mosby Year Book*, 1992; 236-253.
41. Clemente JN, Cabre JS, Manzanedo JS, Ardevol MP, et al. Estudio preliminar de la liberacion de iones metalicos de aleaciones usadas em protesis fija. *Rev Europea Odonto-Estomatol* 1992;2:93-6.
42. Salonga JP, Matsumura H, Yasuda K, Yamabe Y. Bond strength of adhesive resin to three nickel-chromium alloys with varying chromium content. *J Prosthet Dent* 1994;72:582-4.
43. Tanaka T, Nagata K, Takeyama M, Atsuta M, et al. 4-META opaque resin - A new resin strongly adhesive to nickel-chromium alloy. *J Dent Res* 1981;60:1697-706.
44. Chan KC, Hormati AA, Boyer DB. Auxiliary retention for complete crowns provided by cement keys. *J Prosthet Dent* 1981;45:152-5.

45. Worley JL, Asgar K. Effects of cement on crown retention. *J Prosthet Dent* 1982;48:289-91.
46. Witwer DJ, Storey RJ, von Fraunhofer JA. The effects of surface texture and grooving on the retention of cast crowns. *J Prosthet Dent* 1986;56:421-4.
47. Watanabe F, Powers JM, Lorey RE. In vitro bonding of prosthodontic adhesives to dental alloys. *J Dent Res* 1988;67:479-83.
48. Barkmeier WW, Suh BI, Cooley RL. Shear bond strength to dentin and Ni-Cr-Be alloy with the All-Bond universal adhesive system. *J Esthet Dent* 1991;3 (4):148-53.
49. Felton DA, Kanoy BE, White JT, Bayne SC. Porcelain-fused-to-metal surface oxidation effects on cemented casting retention. *J Prosthet Dent* 1987;58:677-86.
50. Thompson VP, Livaditis GJ, Del Castillo E. Resin bond to electrolytically etched non-precious alloys for resin bonded prosthesis. *J Dent Res* 1981;60:377 (Abstr).
51. Thompson VP, Grolman KM, Liao R. Bonding of adhesive resins to various nonprecious alloys. *J Dent Res* 1985;64:314 (Abstr).
52. Jenkins CB, Aboush YE. The bond strength of a new adhesive recommended for resin bonded bridges. *J Dent Res* 1985;64:664 (Abstr).
53. Meiers JC, Jensen ME, Mayclin T. Surface treatments on the bond strength of etched metal retainers. *J Dent Res* 1983;62:220 (Abstr).
54. Wiltshire WA, Ferreira MR, Nel JC, van Wyk PJ. Tensile bond strengths of resin luting cements for resin-bonded bridges to etched enamel. *Dent Mater* 1987;3:56-9.
55. Klotzer WT. Metals and alloys - corrosion, toxicology, sensitivity reactions 1. *ZWR* 1991;100:304-7 (Abstr).
56. Thompson VP, Sangtaer YI. Etched alloy: bonds to "One" vs "two step" etched surfaces. *J Dent Res* 1983;62:220 (Abstr).
57. Theobald WD, Duke ES, Norling BK, Mayhew RB. Bond strengths of various cements for resin-bonded retainers. *J Dent Res* 1985;64:314 (Abstr).
58. Creugers NH, Welle PR, Vrijhoef MM. Four bonding systems for resin-retained cast metal prostheses. *Dent Mater* 1988;4:85-8.
59. Levine WA. An evaluation of the film thickness of resin luting agents. *J Prosthet Dent* 1989;62:175-8.
60. Christensen GJ. The rise of resin for cementing restorations. *JADA* 1993;124:104-5.

61. Branco FM. Contribuição para o estudo das pontes adesivas: Investigação com microscopia electrónica. Tese de doutoramento. Faculdade de Medicina do Porto, 1988.
62. Button GL, Barnes RF, Moon PC. Surface preparation and shear bond strength of the casting-cement interface. *J Prosthet Dent* 1985;53:34-8.
63. O'Connor RP, Nayyar A, Kovarik RE. Effect of internal microblasting on retention of cemented cast crowns. *J Prosthet Dent* 1990;64:557-62.
64. Tanaka T, Atsuta M, Nakabayashi N, Masuhara E. Surface treatment of gold alloys for adhesion. *J Prosthet Dent* 1988;60:271-8.
65. Van Der Veen JH, Jongebloed WL, Purdell-Lewis DJ, van de Poel ACM. SEM study of six retention systems for resin-to-metal bonding. *Dent Mater* 1988;4:266-71.
66. Van Der Veen JH, Bronsdijk AE, Slagter AP, van de Poel ACM, et al. Tensile bond strength of Comspan resin to six differently treated metal surfaces. *Dent Mater* 1988;4:272-7.
67. Ady AB, Fairhurst CW. Bond strength of two types of cement to gold casting alloy. *J Prosthet Dent* 1973;29:217-20.
68. Livaditis GJ. A chemical etching system for creating micromechanical retention in resin-bonded retainers. *J Prosthet Dent* 1986;56:181-8.
69. Caeg C, Leinfelder KF, Lacefield WR, Bell W. Effectiveness of a method used in bonding resins to metal. *J Prosthet Dent* 1990;64:37-41.
70. Ferrari M, Cagidiaco MC, Borracchini A, Bertelli E. Evaluation of a chemical etching solution for nickel-chromium-beryllium and chromium-cobalt alloys. *J Prosthet Dent* 1989;62:516-21.
71. Hudgins JL, Moon PC, Knap FJ. Particle-roughened resin-bonded retainers. *J Prosthet Dent* 1985;53:471-6.
72. Moon PC. Resin-bonded bridge tensile bond strength utilizing porous patterns. *J Dent Res* 1984;63:320 (Abstr).
73. Moon PC, Knap FJ. Acid-etched bridge bond strength utilizing a new retention method. *J Dent Res* 1983;62:682 (Abstr).
74. Moon PC. Bond strengths of the lost salt procedure. A new retention method for resin-bonded fixed prostheses. *J Prosthet Dent* 1987;57:435-9.
75. Ma X, Xu J, Xie H. An in vitro study on roughening of the metal surface with lost crystal salts to increase the metal-resin bond strength. *J Prosthet Dent* 1991;22:911-14.
76. Shen G, Forbes J, Boettcher R, Dvivedi N, et al. Resin-bonded bridge bond strength using a cast mesh technique. *J Dent Res* 1983;62:221 (Abstr).

77. Taleghani M, Leinfelder KF, Taleghani AM. An alternative to cast etched retainers. *J Prosthet Dent* 1987;58:424-8.
78. Eakle WS, Lacy AM. Étamage avant collage des métaux précieux. *Clinic/Odontologia* 1991;4:257-61.
79. Bussadori CMC, Fontana RHS, Faria IR, Segalla JCM. Resistência de união de retentores refixados ao esmalte: Influência de ligas metálicas, artifícios de retenção e técnicas de remoção da resina. *Rev Odont UNESP São Paulo* 1994;23:137-47.
80. Rochette AL. Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. *J Prosthet Dent* 1973;30:418-23.
81. Lawson JR. Alternative alloys for resin-bonded retainers. *J Prosthet Dent* 1991;65:97-9.
82. Givan DA, Fitchie JG, Anderson L, Zardiackas LD. Tensile fatigue of 4-META cement bonding three base metal alloys to enamel and comparison to other resin cements. *J Prosthet Dent* 1995;73:377-85.
83. Laufer B-Z, Nicholls JI, Townsend JD. SiO-C coating: A composite-to-metal bonding mechanism. *J Prosthet Dent* 1988;60:320-7.
84. Livaditis GJ, Thompson VP. Etched castings: an improved mechanism for resin-bonded retainers. *J Prosthet Dent* 1982;47:52-8.
85. Hill GL, Zidan O, Gomez-Marin O. Bond strengths of etched base metals: Effects of errors in surface area estimation. *J Prosthet Dent* 1986;56:41-7.
86. Del Castillo E, Thompson VP. Electrolytically etched NP alloys: Resin bond and laboratory variables. *J Dent Res* 1982;61:186 (Abstr).
87. Alshmary A, Meiers J, Mayclin T, Jensen M. Bond strengths of etched metal-to-enamel: Effect of different etching times. *J Dent Res* 1983;62:221 (Abstr).
88. Kuyinu E, Levine WA, Grisius R, Fenster R. An in vitro study of the tensile strength of the resin bond between chemically etched non-noble alloy and enamel. *J Prosthet Dent* 1990;63:292-5.
89. Omura I, Yamauchi J, Harada I, Wada T. Adhesive and mechanical properties of a new dental adhesive. *J Dent Res* 1984;63:233 (Abstr).
90. Thompson VP, Del Castillo E, Livaditis GJ. Resin-bonded retainers. Part I: Resin bond to electrolytically etched nonprecious alloys. *J Prosthet Dent* 1983;50:771-9.
91. Rothermel RA, Kelly JR. Resin-bonded prostheses: Microleakage and luting agent thickness of etched and cast-meshwork retainers. *J Prosthet Dent* 1986;56:47-50.

92. Marinello CP, L athy H, Sch rner P. Influence of heat treatment on the surface texture of an etched cast nickel-chromium base alloy: An evaluation by profilometric records. *J Prosthet Dent* 1986;56:431-5.
93. Simonsen R, Thompson V, Barrack G, editors: Ataque Electroquímico e Adesão. In: Restaura es Adesivas. Técnicas: Clínica e Laboratorial. São Paulo: *Medicina Panamericana Editora do Brasil Lda*, 1985;41-57.
94. Dilorenzo SC, Duke ES, Norling BK. Influence of laboratory variables on the resin bond strength of an etched chrome-cobalt alloy. *J Prosthet Dent* 1986;55:27-30.
95. El-Sherif MH, Shillingburg HT, Duncanson MG. Comparison of the bond strength of resin-bonded retainers using two metal etching techniques. *Quintessence International* 1989;20:385-8.
96. Garcia-Godoy F, Kaiser DA, Malone WFP, Hubbard G. Shear bond strength of two resin adhesives for acid-etched metal prostheses. *J Prosthet Dent* 1991;65:787-9.
97. Thompson VP, Grolman K, Liao R. Electrolytic etching of Co-Cr alloys for resin bonded restoration. *J Dent Res* 1984;63:320 (Abstr).
98. Degrange M, Charrier JL, Attal JP, Asmussen E. Bonding of luting materials for resin-bonded bridges: clinical relevance of in vitro tests. *J Dent* 1994;22 (Suppl. 1):528-32 (Abstr).
99. Caughman WF, Smith CD, Breeding LC. A double-mix cementation for improved esthetics of resin-bonded prostheses. *J Prosthet Dent* 1987;58:48-9.
100. Piliero SJ, Carson S, LiCalzi M, Pentel L, et al. Biocompatibility evaluation of casting alloys in hamsters. *J Prosthet Dent* 1979;41:220-3.
101. Krueger GE, Diaz-Arnold AM, Aquilino SA, Scandrett FR. A comparison of electrolytic and chemical etch systems on the resin-to-metal tensile bond strength. *J Prosthet Dent* 1990;64:610-7.
102. LaBarre EE, Ward He. An alternative resin-bonded restoration. *J Prosthet Dent* 1984;52:247-9.
103. Stokes AN, Tidmarsh BG. Porous metal coatings for resin-bonding systems. *J Prosthet Dent* 1986;56:170-5.
104. Re GJ, Kaiser DA, Malone WFP, Garcia-Godoy F. Shear bond strengths and scanning electron microscope evaluation of three different retentive methods for resin-bonded retainers. *J Prosthet Dent* 1988;59:568-73.
105. Concei o EN, Goes MF, Consani S. Chemical etching solutions for creating micromechanical retention in resin-bonded retainers. *J Prosthet Dent* 1994;71:303-9.
106. Ishijima T, Caputo AA, Mito R. Adhesion of resin to casting alloys. *J Prosthet Dent* 1992;67:445-9.

107. Gates WD, Diaz-Arnold AM, Aquilino SA, Ryther JS. Comparison of the adhesive strength of a Bis-GMA cement to tin-plated and non-tin-plated alloys. *J Prosthet Dent* 1993;69:12-6.
108. Peutzfeldt A, Asmussen E. Silicoating: evaluation of a new method of bonding composite resin to metal. *Scand Dent Res* 1988;96:171-6.
109. Hansson O. A utilização do silicoater em prótese adesiva: procedimentos clínicos e laboratoriais. *Quintessência* 1990;1:87-103.
110. Pribster L, Setz J. Longévité des bridges collés silanés selon deux types de préparation. *Clinic/Odontologia* 1991;1:31-7.
111. Baier RE. Principles of adhesion. *Oper Dent* 1992;17 (Suppl. 5):1-9.
112. Chan KC, Boyer DB, Aunan DC. Bond strength of cements to nickel-chromium and silver-palladium alloys. *J Prosthet Dent* 1985;53:353-5.
113. Phillips RW, Swartz ML, Rhodes B. An evaluation of a carboxylate adhesive cement. *JADA* 1970;81:1353-9.
114. Phillips RW, editor: Cementos Dentales para Cementacion y Aislamiento Térmico. Bases de Cemento. In: La Ciencia de los Materiales Dentales. México: Interamericana. 1976; 396-422.
115. Bowen RL, Cobb EN, Rapson JE. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: Improvement in bond strength to dentin. *J Dent Res* 1982;61:1070-6.
116. White SN, Sorensen JA, Kang SK, Caputo AA. Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. *J Prosthet Dent* 1992;67:156-81.
117. Bowen RL, Marjenhoff WA. Development of an adhesive bonding system. *Oper Dent* 1992;17 (Suppl. 5):75-80.
118. Pegonaro LF, Barrack G. A comparison of bond strength of adhesive cast restorations using different designs, bonding agents, and luting resins. *J Prosthet Dent* 1987;57:133-8.
119. Caughman WF, Caughman GB, Dominy WT, Schuster GS. Glass ionomer and composite resin cements: Effects on oral cells. *J Prosthet Dent* 1990;63:513-21.
120. White SN, Yu Z. Physical properties of fixed prosthodontic, resin composite luting agents. *Int J Prosthodont* 1993;6:384-9.
121. Dilts WE, Miller RC, Miranda FJ, Duncanson MG. Effect of zinc oxide-eugenol on shear bond strengths of selected core/cement combinations. *J Prosthet Dent* 1986;55:206-8.
122. Windeler AS. Powder enrichment effects on film thickness of zinc phosphate cement. *J Prosthet Dent* 1979;42:299-303.

123. Fakiha ZA, Mueninghoff LA, Leinfelder KF. Rapid mixing of zinc phosphate cement for fixed prosthodontic procedures. *J Prosthet Dent* 1992;67:52-8.
124. Palermo JJ, Leinfelder KF, Holland GA. Evaluation of the frozen-slab technique for cementing cast restorations. *J Prosthet Dent* 1982;48:555-61.
125. Van Nortwick WT, Gettleman L. Effect of internal relief, vibration, and venting on the vertical seating of cemented crowns. *J Prosthet Dent* 1981;45:395-9.
126. White SN, Kipnis V. Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations. *J Prosthet Dent* 1993;69:28-31.
127. Christensen GJ. Why is glass ionomer cement so popular? *JADA* 1994;125:1257-8.
128. Maldonado A, Swartz ML, Phillips RW. An in vitro study of certain properties of a glass ionomer cement. *JADA* 1978;96:785-91.
129. Bebermeyer RD, Berg JH. Comparison of patient-perceived postcementation sensitivity with glass-ionomer and zinc phosphate cements. *Quintessence International* 1994;25:209-14.
130. McComb D. Retention of castings with glass ionomer cement. *J Prosthet Dent* 1982;48:285-8.
131. McLean JW. Estado actual y futuro del uso clínico de los cementos de vidrio ionomero. *Rev Europea Odonto-Estomatol* 1992;4:171-4.
132. Christensen GJ. Glass ionomer as a luting material. *JADA* 1990;120:59-62.
133. Forsten L. Fluoride release from a glass ionomer cement. *Scand J Dent Res* 1977;85:503-4.
134. Swartz ML, Phillips RW, Clark HE. Long-term F release from glass ionomer cements. *J Dent Res* 1984;63:158-60.
135. Swift EJ, Jr. Effects of glass ionomers on recurrent caries. *Oper Dent* 1989;14:40-3.
136. Fitzgerald M, Heys RJ, Heys DR, Charbeneau GT. An evaluation of a glass ionomer luting agent: bacterial leakage. *JADA* 1987;114:783-6.
137. Muzinski BL, Greener E, Jameson L, Malone WFP. Fluoride release from glass ionomers used as luting agents. *J Prosthet Dent* 1988;60:41-4.
138. Dupuis V, Laviolle O, Payan J. Scellement au verre ionomère et lignes de finition. *Les Cahiers de Prothèse* 1994;88:17-23.
139. Galun EA, Saleh N, Lewinstein I. Diametral tensile strength and bonding to dentin of type I glass ionomer cements. *J Prosthet Dent* 1994;72:424-9.

140. Bowen RL. Bonding agents and adhesives: Reactor response. *Adv Dent Res* 1988;2:155-7.
141. Reinhardt JW, Swift EJ, Jr, Bolden AJ. A national survey on the use of glass-ionomer cements. *Oper Dent* 1993;18:56-60.
142. Morris HF. Veterans Administration Cooperative Studies Project N° 147/242. Part VII: The mechanical properties of different metal ceramic alloys as cast and after simulated porcelain firing. *J Prosthet Dent* 1989;61:160-9.
143. Morris HF. Veterans Administration Cooperative Studies Project N° 147. Part VIII: Plaque accumulation on metal ceramic restorations cast from noble and nickel-based alloys. A five year report. *J Prosthet Dent* 1989;61:543-9.
144. Garcia MJS, Lozano JFL, Rguez-Manzaneque MPS, De Las Heras FDR. Factores a considerar en el cementado de las restauraciones de protesis fija. *Rev Europea Odonto-Estomatol* 1994;6:335-40.
145. Basset RW. Solving the problems of cementing the full veneer cast gold crown. *J Prosthet Dent* 1966;16:740-7.
146. Wilson PR, Goodkind RJ, Delong R, Sakaguchi R. Deformation of crowns during cementation. *J Prosthet Dent* 1990;64:601-9.
147. Dykema RW, Goodacre CJ, Phillips RW, editors: Clinical Evaluation, Adjustment, Cements, and Cementation. In: Johnston's Modern Practice in Fixed Prosthodontics. Philadelphia: W. B. Saunders Company, 1986;202-221.
148. Webb EL, Murray HV, Holland GA, Taylor DF. Effects of preparation relief and flow channels on seating full coverage castings during cementation. *J Prosthet Dent* 1982;49:777-80.
149. Tjan AHL, Sarkissian R, Miller GD. Effect of multiple axial grooves on the marginal adaptation of full cast-gold crowns. *J Prosthet Dent* 1981;46:399-403.
150. Campagni WV, Wright W, Martinoff JT. Effect of die spacer on the seating of complete cast gold crowns with grooves. *J Prosthet Dent* 1986;55:324-8.
151. Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosthet Dent* 1981;45:138-45.
152. White SN, Yu Z, Kipnis V. Effect of seating force on film thickness of new adhesive luting agents. *J Prosthet Dent* 1992;68:476-81.
153. White SN, Yu Z. Film thickness of new adhesive luting agents. *J Prosthet Dent* 1992;67:782-5.

154. Fusayama T, Hosoda H. Relief of resistance of cement of full cast crowns. *J Prosthet Dent* 1964;14:95-105.
155. Diaz-Arnold AM, Williams VD, Aquilino SA. The effect of film thickness on the tensile bond strength of a prosthodontic adhesive. *J Prosthet Dent* 1991;66:614-18.
156. Oliveira JF, Ishikiriyama A, Vieira DF, Mondelli J. Influence of pressure and vibration during cementation. *J Prosthet Dent* 1979;41:173-7.
157. Aboush YEY. Cast metal resin-bonded dental restorations: Effect on the resin-to-metal bond of storage conditions before cementation. *J Prosthet Dent* 1992;67:293-5.
158. Branco FJM. Estudo da contaminação de ligas metálicas utilizadas em pontes adesivas. *Stoma* 1987;1:23-6.
159. Schñffer H. Determination of the etching surface of metal frameworks in resin-bonded prostheses. *J Prosthet Dent* 1991;65:51-3.
160. Olin PS. Effect of prolonged ultrasonic instrumentation on the retention of cemented cast crowns. *J Prosthet Dent* 1990;64:563-5.
161. Klausner LH, Brandau HE, Charbeneau GT. Glass ionomer cements in dental practice: a national survey. *Oper Dent* 1989;14:170-5.
162. Matsumura H, Salonga JP, Taira Y, Atsuta M. Effect of ultrasonic instrumentation on bond strength of three dental cements bonded to nichel-chromium alloy. *J Prosthet Dent* 1996;75:309-13.
163. Segalla JCM, Bussadori CMC, Faria IR, Fontana RHBTS, et al. Resistência de união de alguns cimentos odontológicos usados para cimentação de peças metálicas de Ni-Cr ao dente. *Rev Odontol UNESP* 1994;23(1):111-8.

Capítulo 8

Anexos

8. Anexos

8.1. Anexo I - Relatório da determinação química do Korolyt A

Determinação de Cl^- , F^- , SO_4^{2-} e NO_3^- em Korolyt A

Relatório

Conforme nos foi pedido, procedeu-se à determinação das concentrações de aniões no Korolyt A.

Os resultados foram os seguintes:

cloreto:	10.4 mol/L
fluoreto:	0.037 mol/L
nitrato:	0.050 mol/L
sulfato:	0.0038 mol/L

As amostras foram analisadas por Cromatografia Iónica.

O próprio frasco de Korolyt A indica a presença de metais pesados na solução, mas estes não foram analisados por tal não nos ter sido pedido.

19/4/95



Prof. Doutora Maria Teresa Vasconcelos

8.2. Anexo II - Gráficos dos ensaios efectuados (1 - 90)

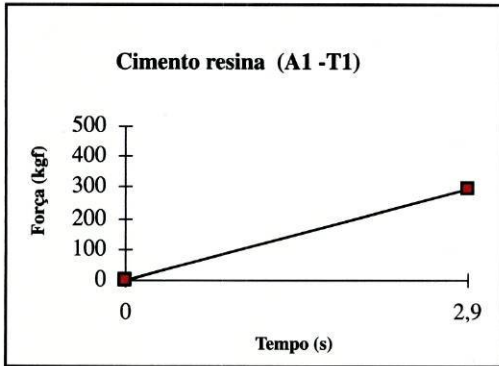


Gráfico nº 1 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C1

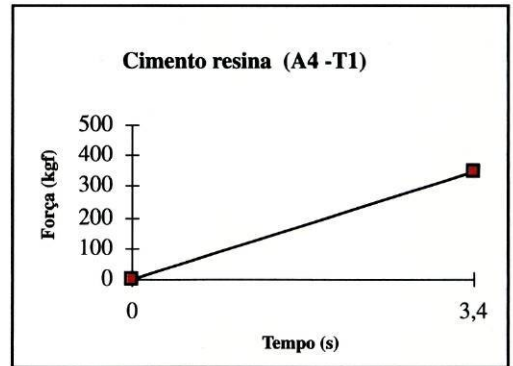


Gráfico nº 4 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C1

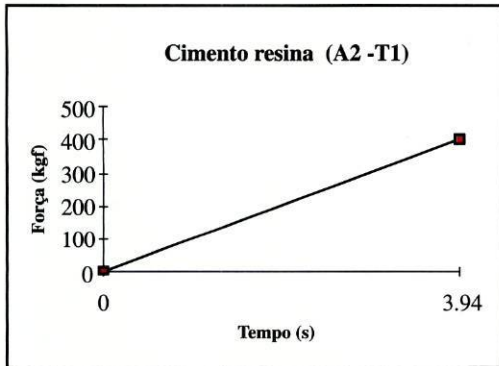


Gráfico nº 2 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C1

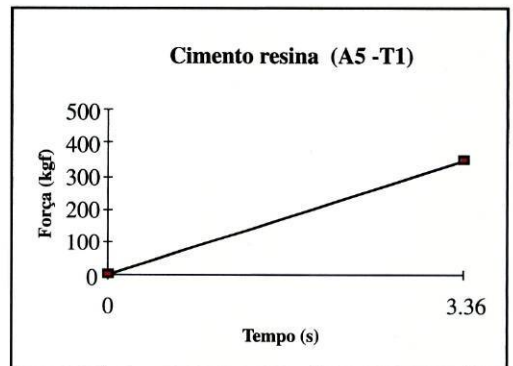


Gráfico nº 5 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C1

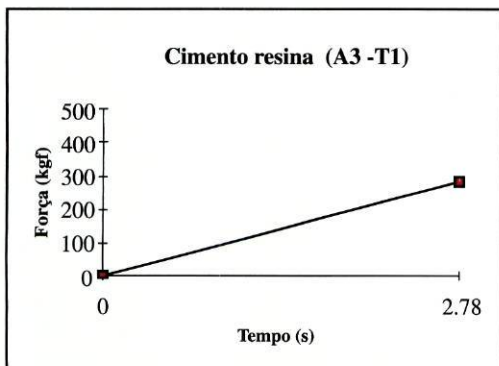


Gráfico nº 3 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C1

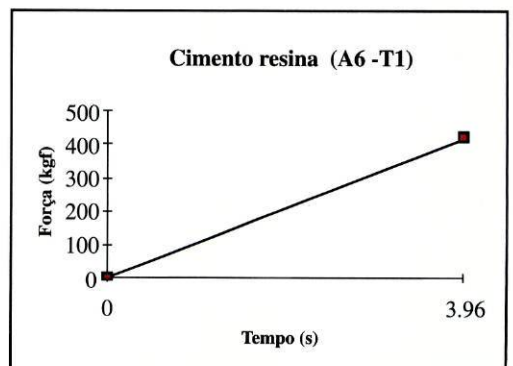


Gráfico nº 6 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C1

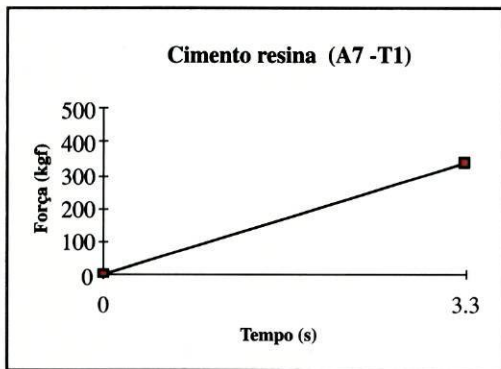


Gráfico nº 7 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C1

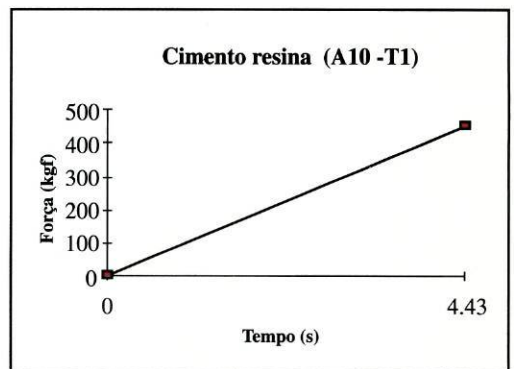


Gráfico nº 10 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C1

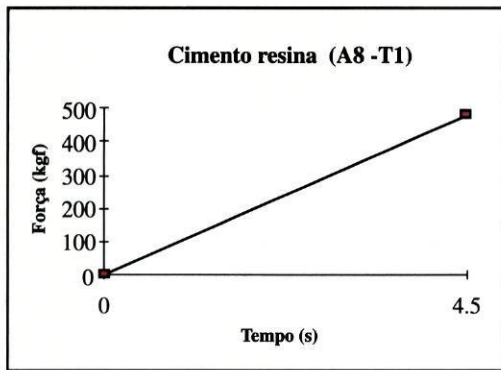


Gráfico nº 8 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C1

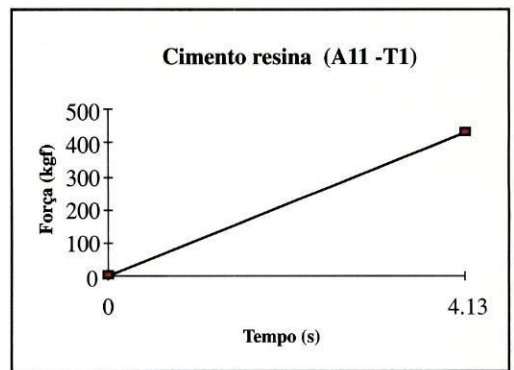


Gráfico nº 11 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C1

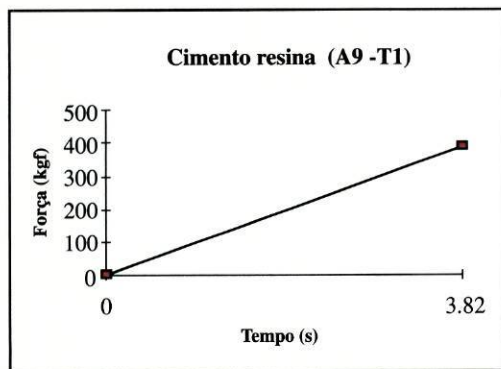


Gráfico nº 9 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C1

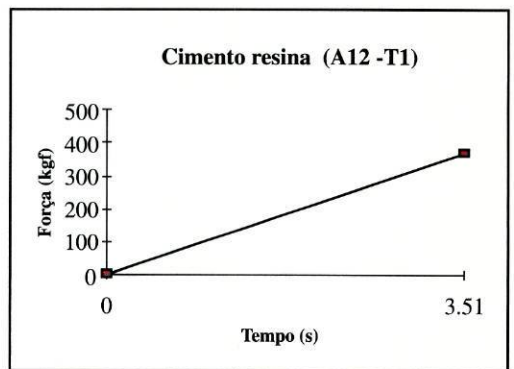


Gráfico nº 12 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C1

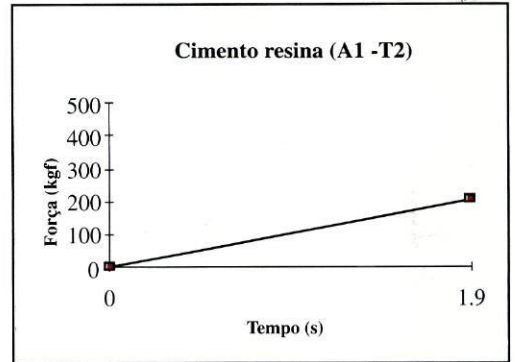
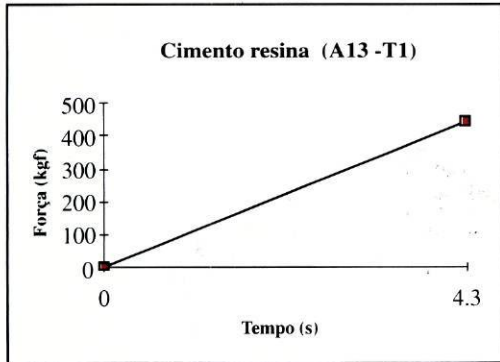


Gráfico nº 13 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C1 Gráfico nº 16 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C1

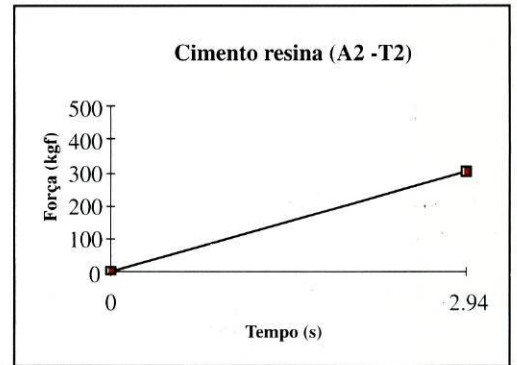
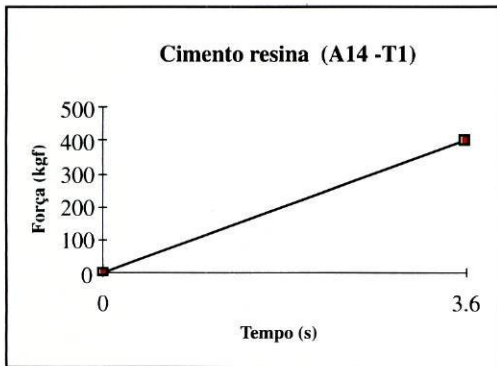


Gráfico nº 14 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C1 Gráfico nº 17 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C1

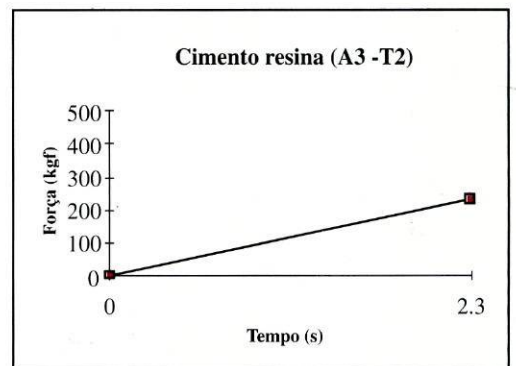
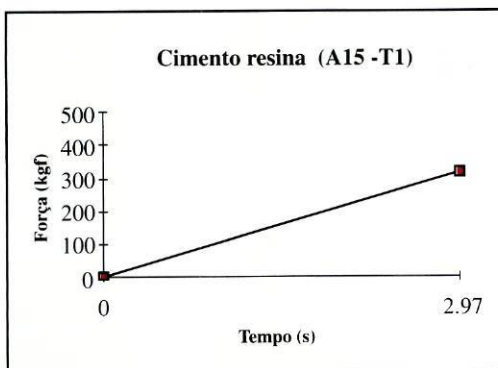


Gráfico nº 15 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C1 Gráfico nº 18 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C1

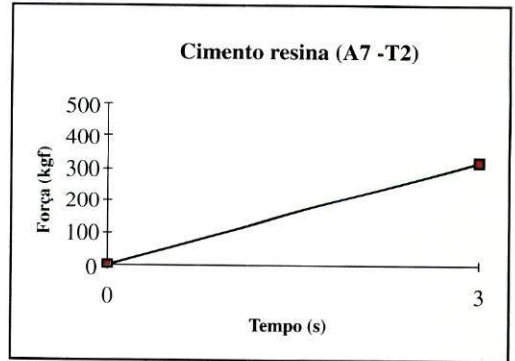
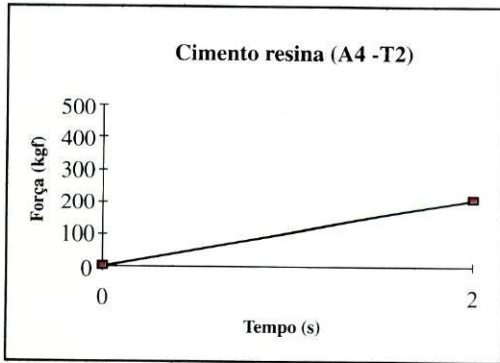


Gráfico nº 19 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C1 Gráfico nº 22 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C1

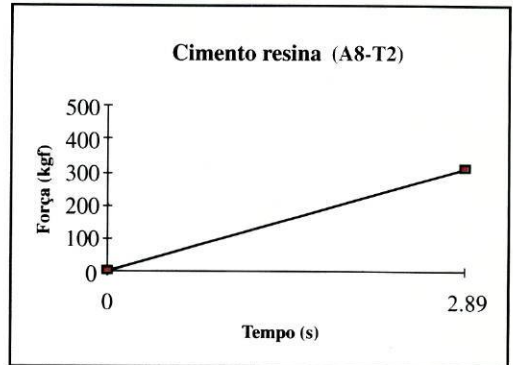
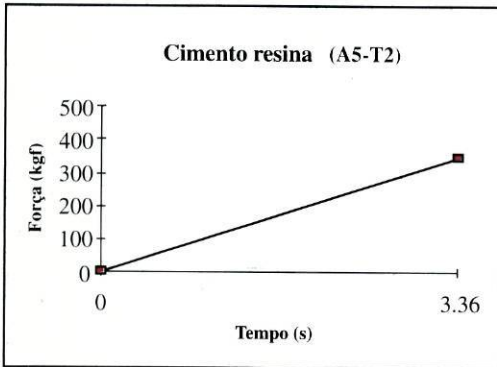


Gráfico nº 20 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C1 Gráfico nº 23 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C1

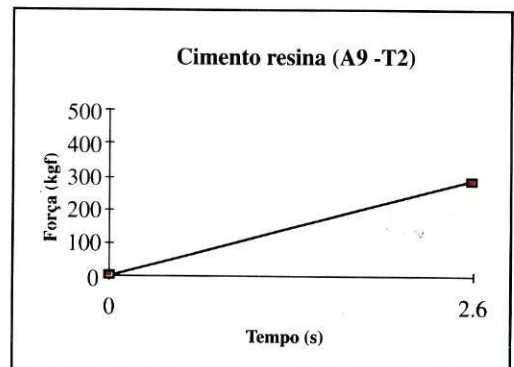
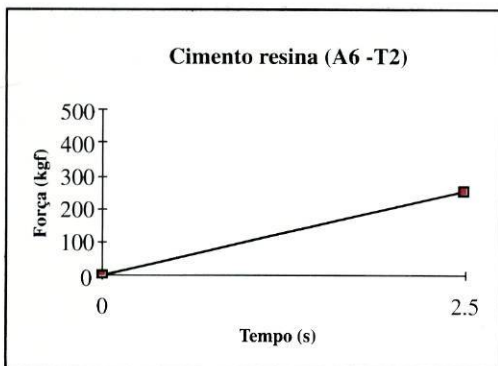


Gráfico nº 21 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C1 Gráfico nº 24 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C1

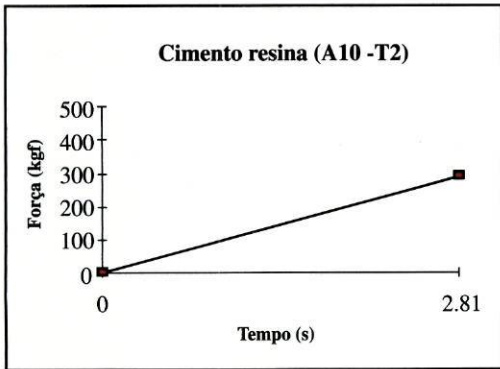


Gráfico nº 25 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C1

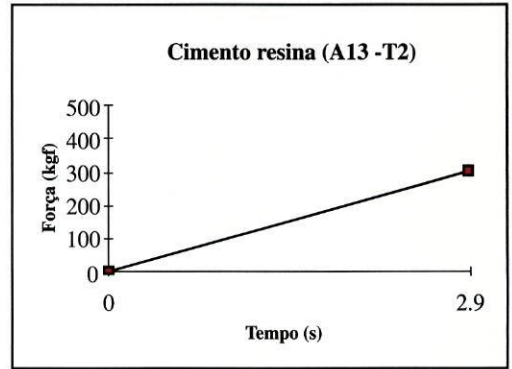


Gráfico nº 28 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C1

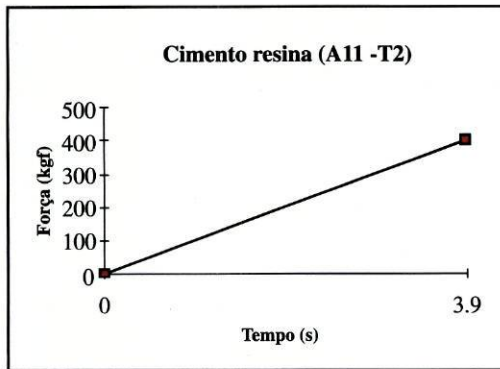


Gráfico nº 26 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C1

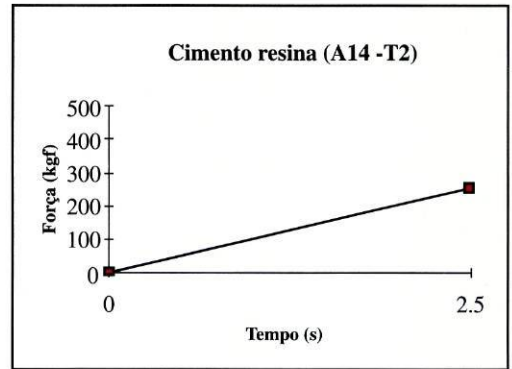


Gráfico nº 29 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C1

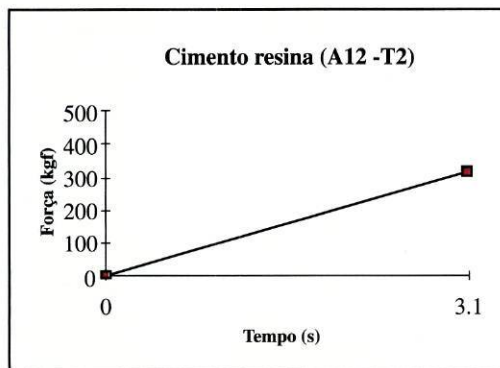


Gráfico nº 27 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C1

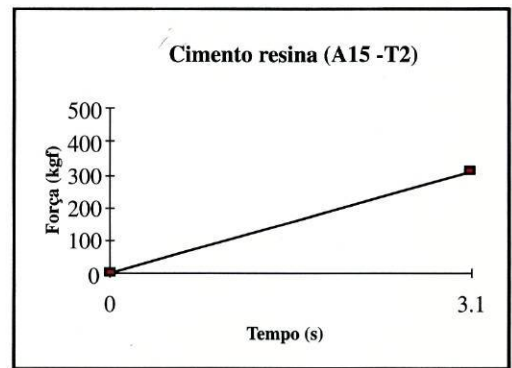


Gráfico nº 30 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C1

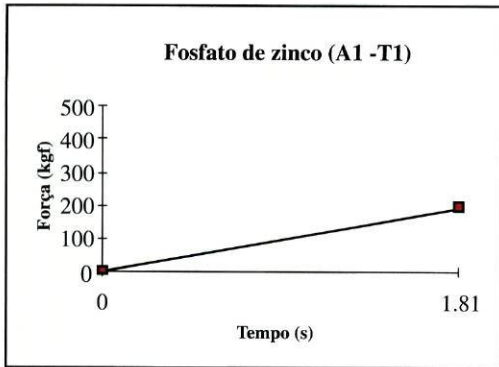


Gráfico nº 31 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C2

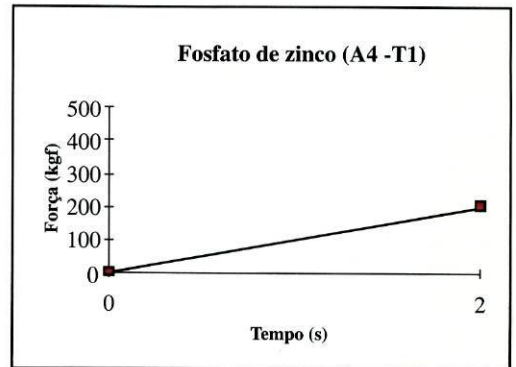


Gráfico nº 34 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C2

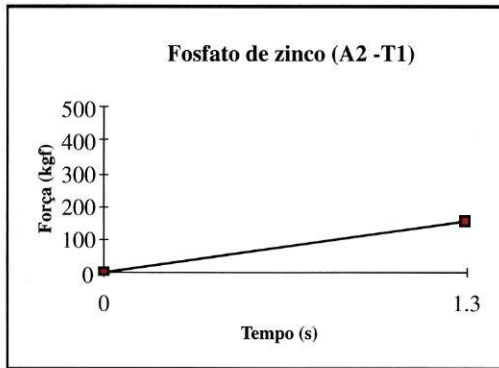


Gráfico nº 32 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C2

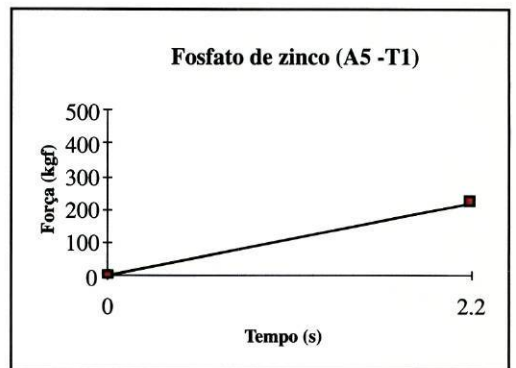


Gráfico nº 35 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C2

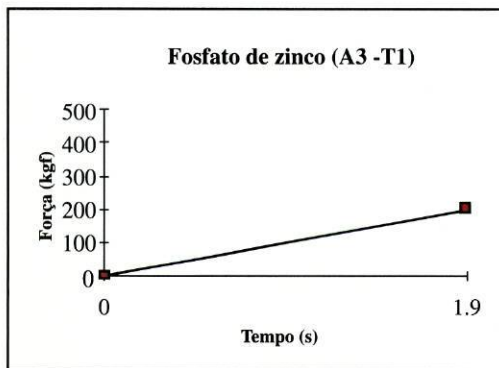


Gráfico nº 33 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C2

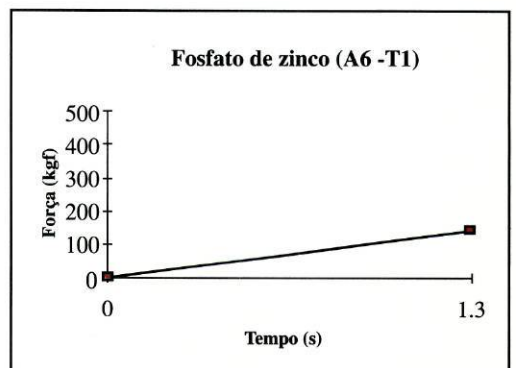


Gráfico nº 36 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C2

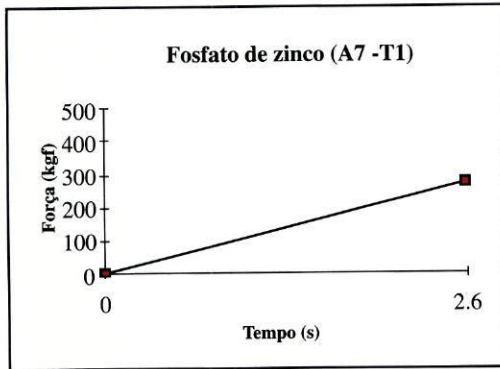


Gráfico nº 37 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C2

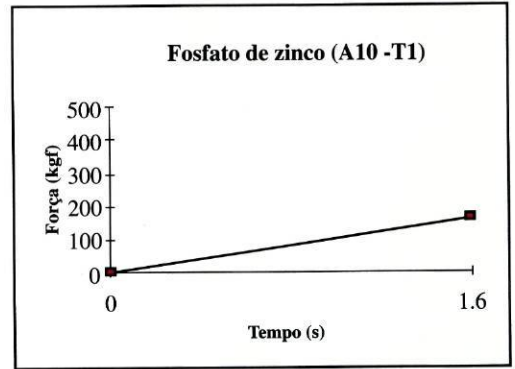


Gráfico nº 40 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C2

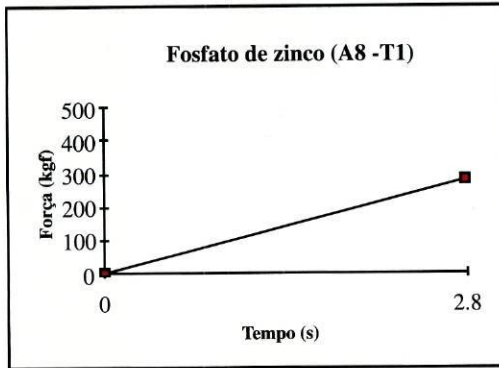


Gráfico nº 38 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C2

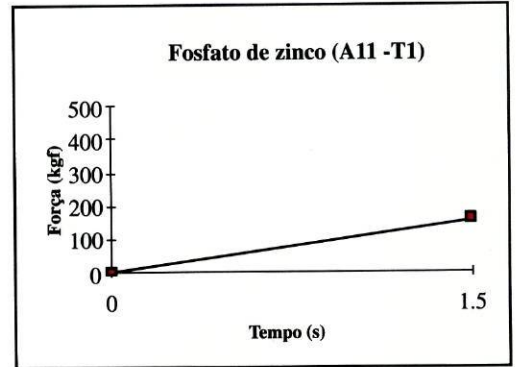


Gráfico nº 41 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C2

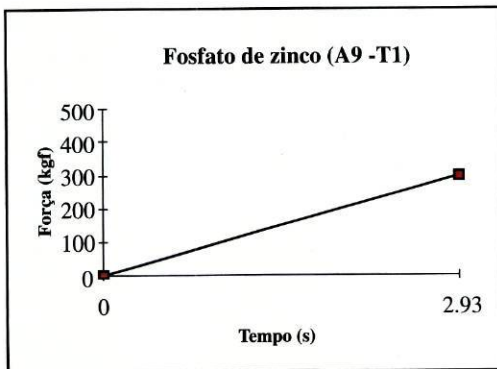


Gráfico nº 39 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C2

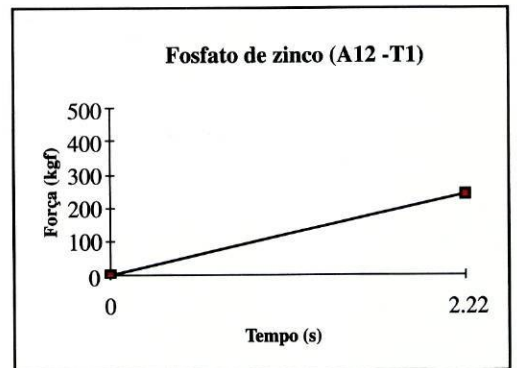


Gráfico nº 42 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C2

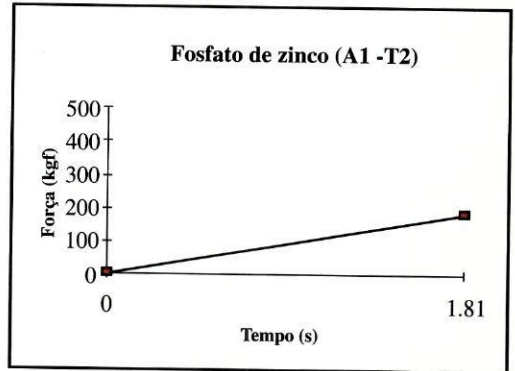
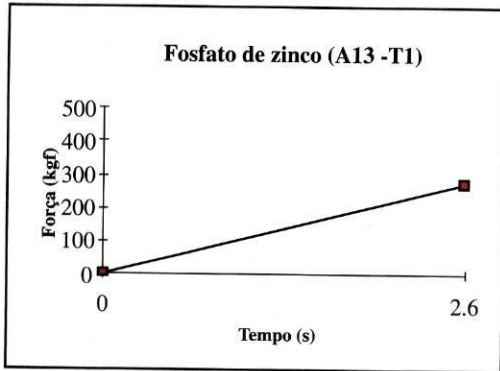


Gráfico n° 43 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C2 Gráfico n° 46 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C2

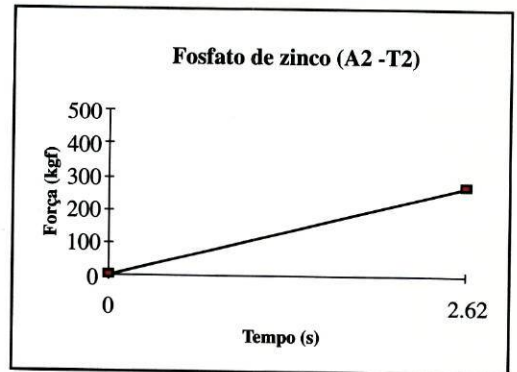
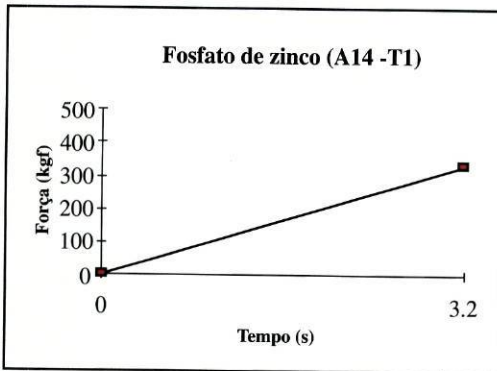


Gráfico n° 44 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C2 Gráfico n° 47 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C2

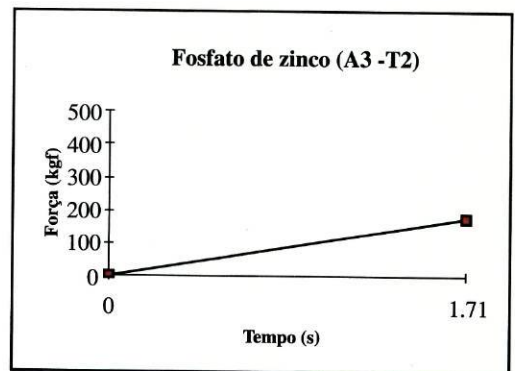
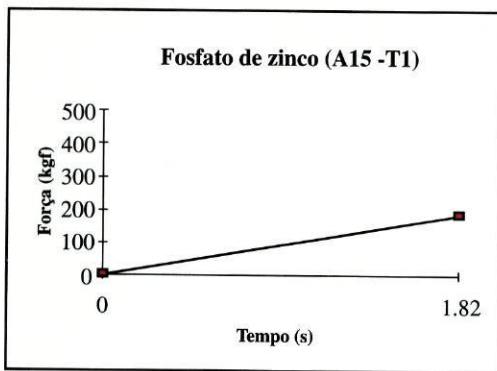


Gráfico n° 45 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C2 Gráfico n° 48 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C2

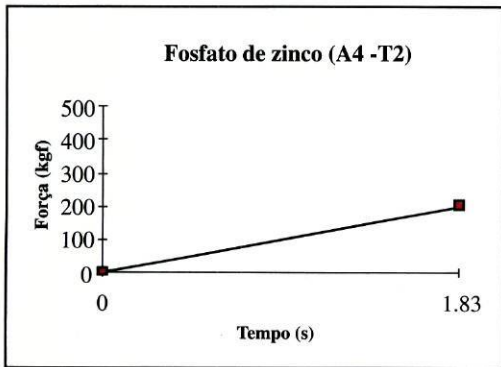


Gráfico nº 49 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C2

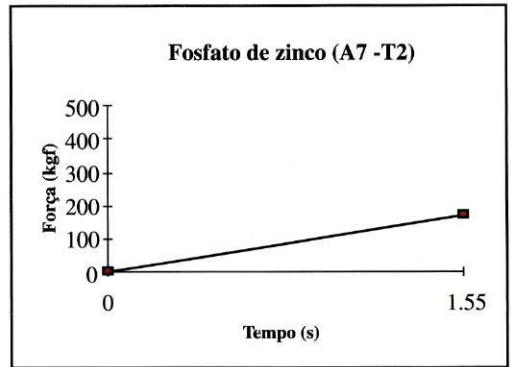


Gráfico nº 52 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C2

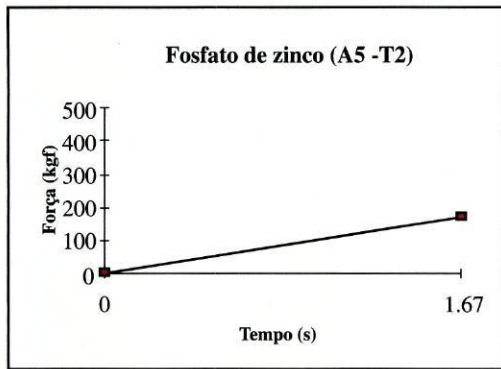


Gráfico nº 50 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C2

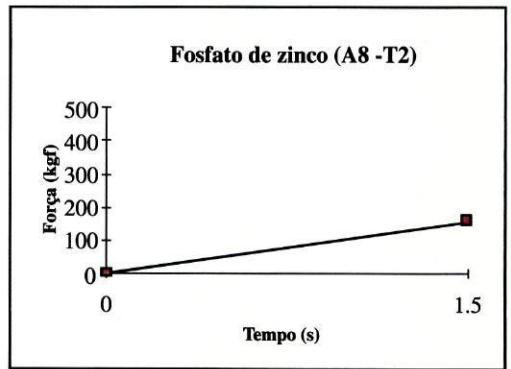


Gráfico nº 53 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C2

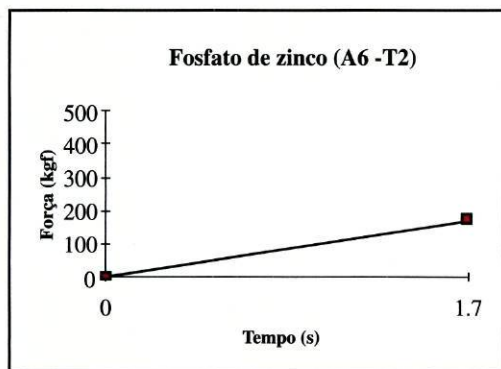


Gráfico nº 51 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C2

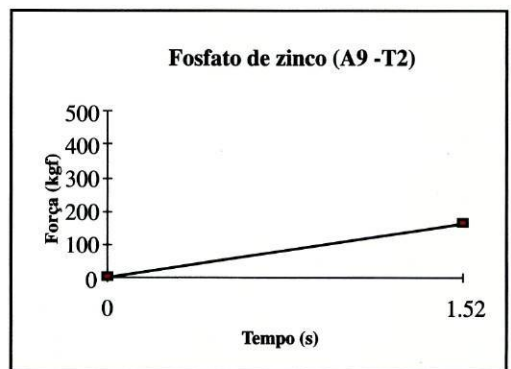


Gráfico nº 54 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C2

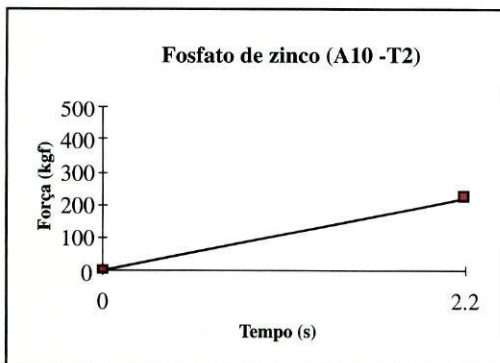


Gráfico nº 55 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C2

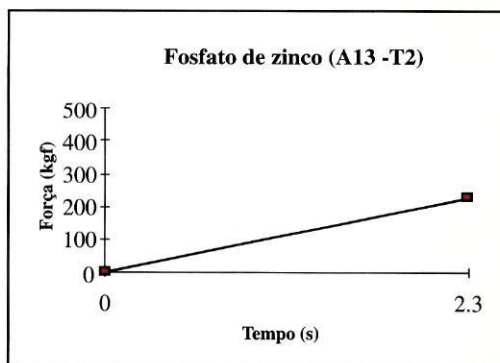


Gráfico nº 58 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C2

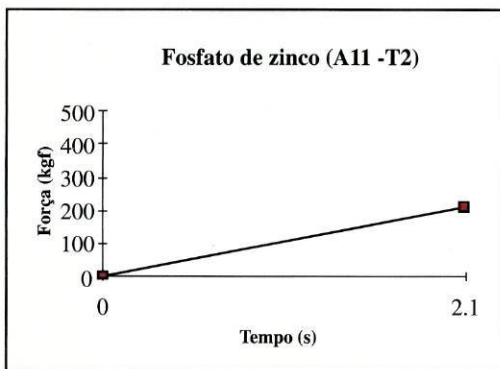


Gráfico nº 56 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C2

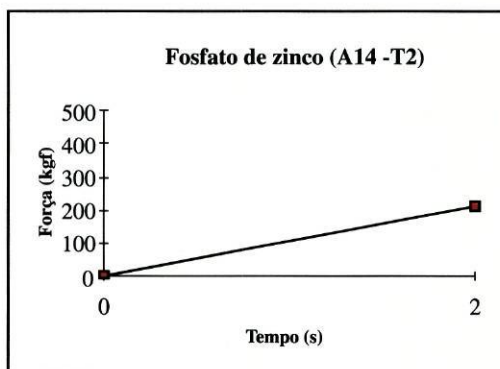


Gráfico nº 59 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C2

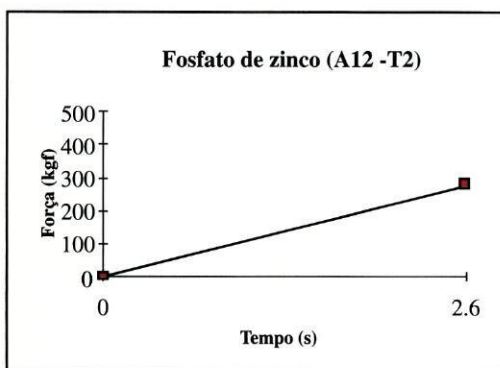


Gráfico nº 57 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C2

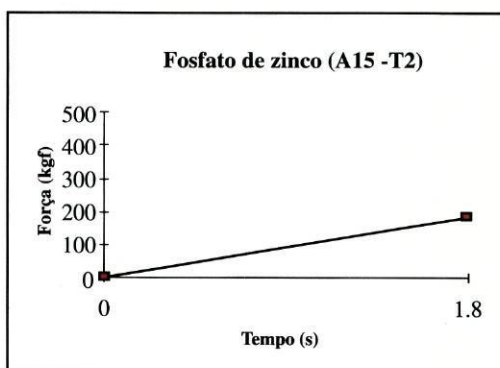


Gráfico nº 60 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C2

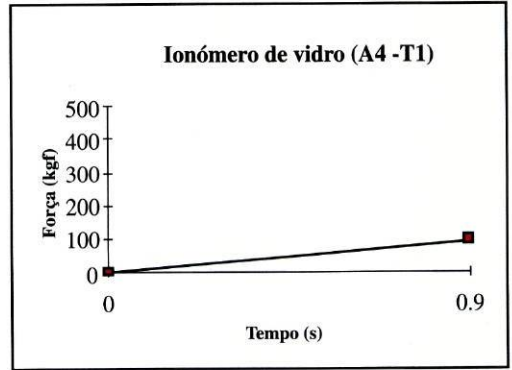
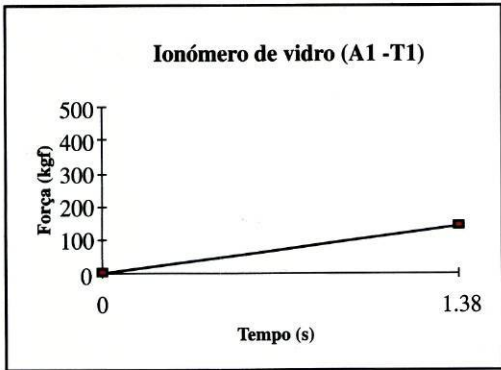


Gráfico nº 61 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C3 Gráfico nº 64 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C3

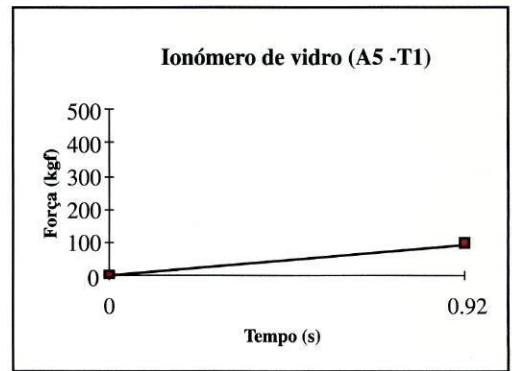
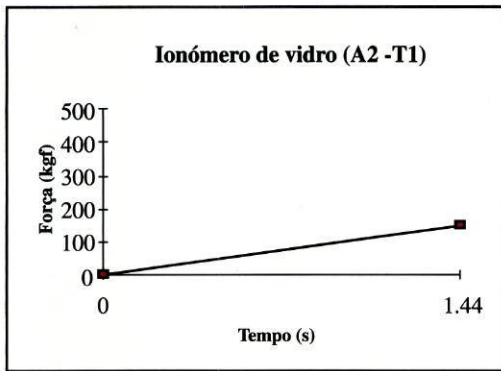


Gráfico nº 62 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C3 Gráfico nº 65 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C3

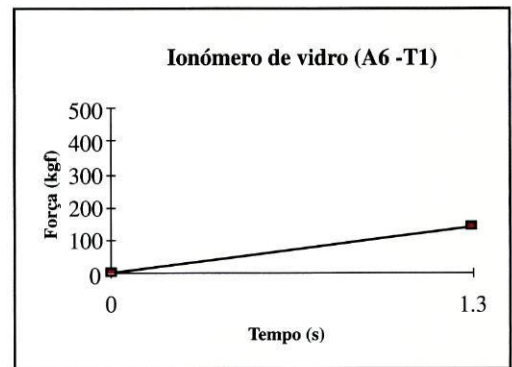
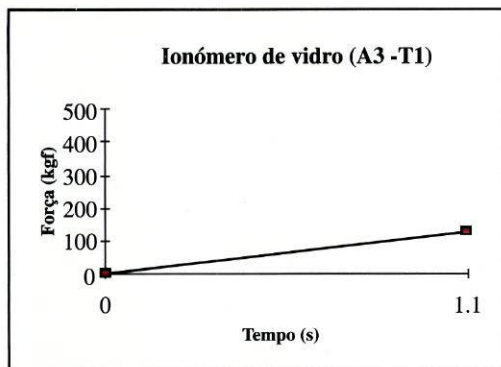


Gráfico nº 63 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C3 Gráfico nº 66 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C3

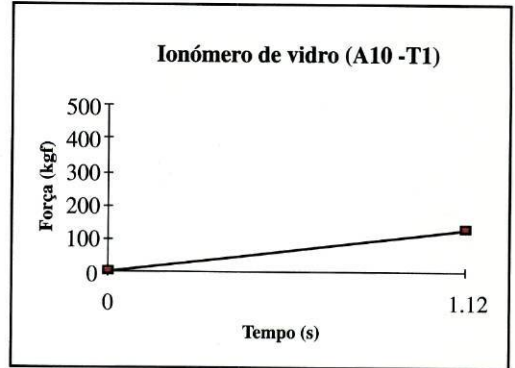
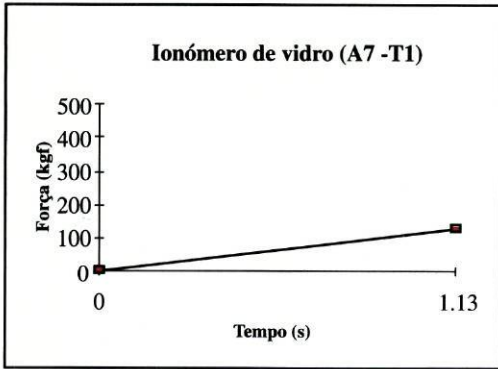


Gráfico nº 67 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C3 Gráfico nº 70 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C3

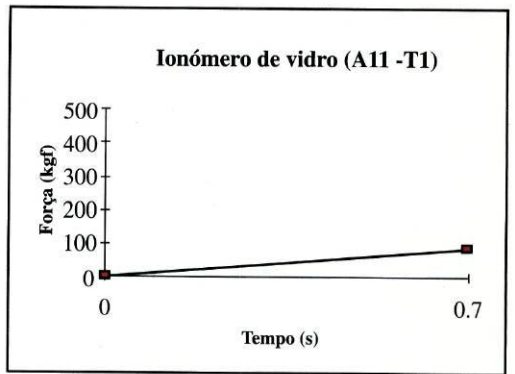
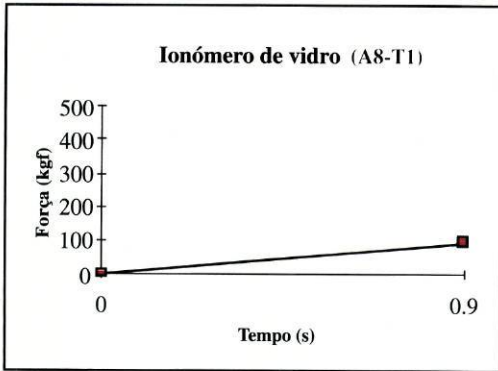


Gráfico nº 68 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C3 Gráfico nº 71 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C3

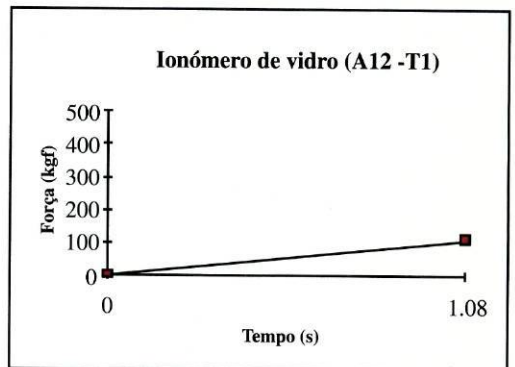
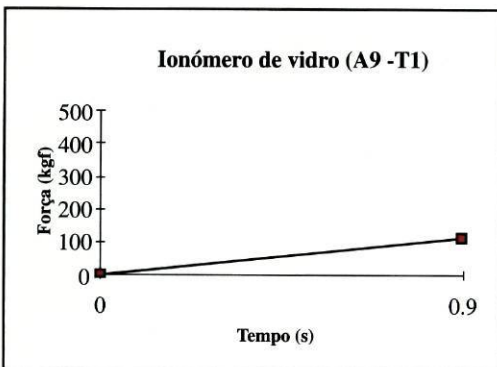


Gráfico nº 69 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C3 Gráfico nº 72 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C3

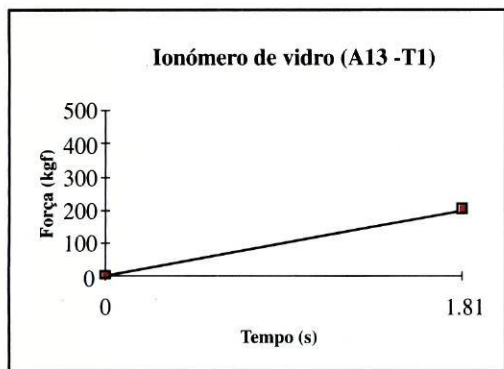


Gráfico nº 73 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C3

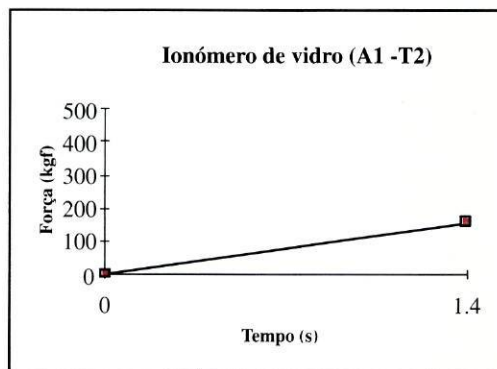


Gráfico nº 76 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C3

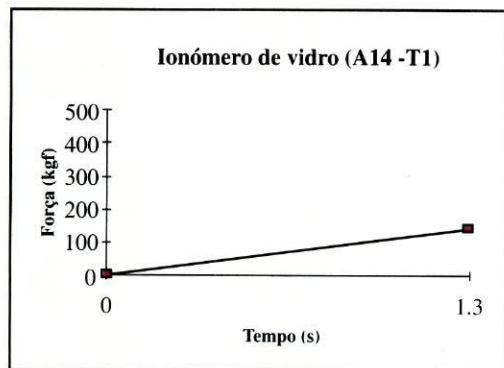


Gráfico nº 74 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C3

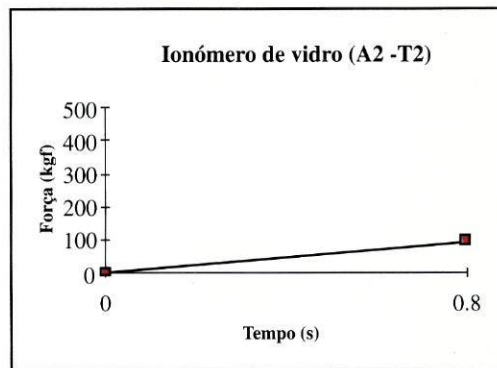


Gráfico nº 77 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C3

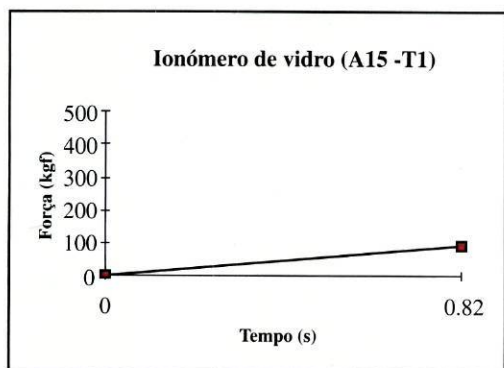


Gráfico nº 75 - Ensaio com tratamento T1 e cimento C3

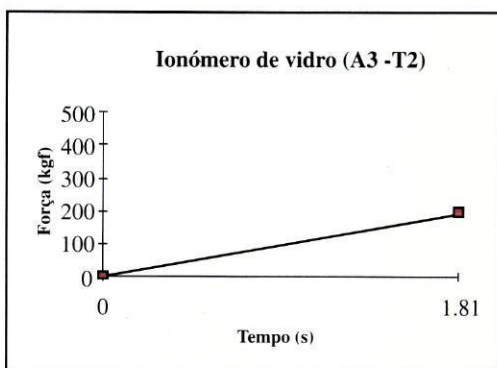


Gráfico nº 78 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C3

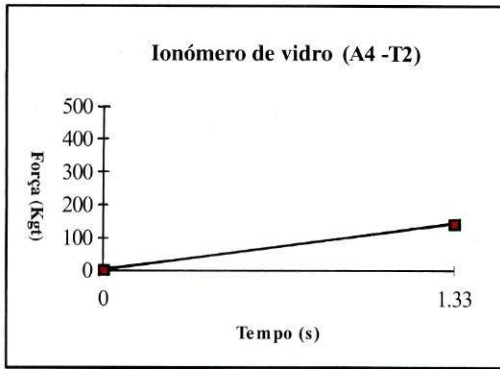


Gráfico nº 79 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C3

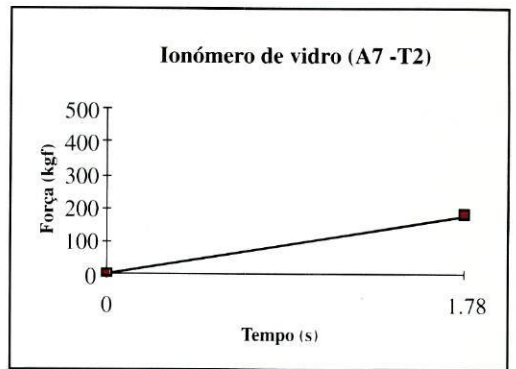


Gráfico nº 82 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C3

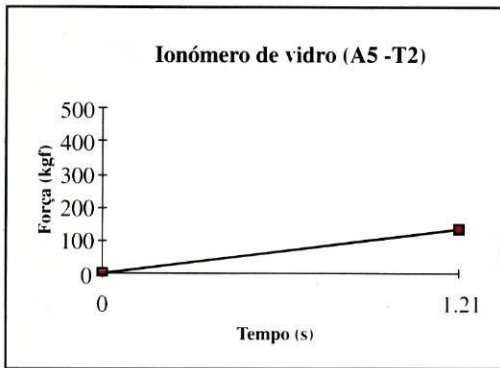


Gráfico nº 80 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C3

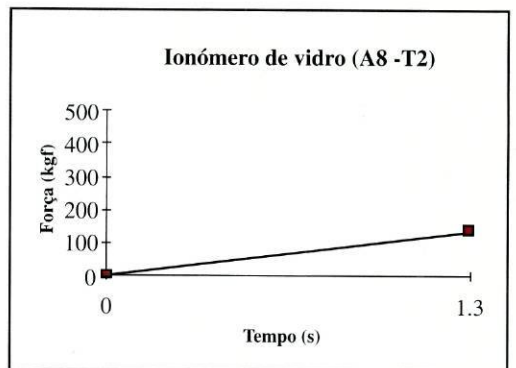


Gráfico nº 83 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C3

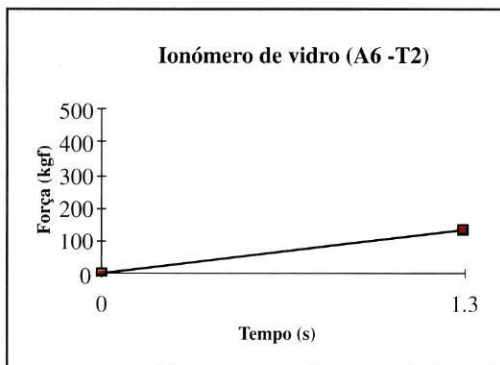


Gráfico nº 81 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C3

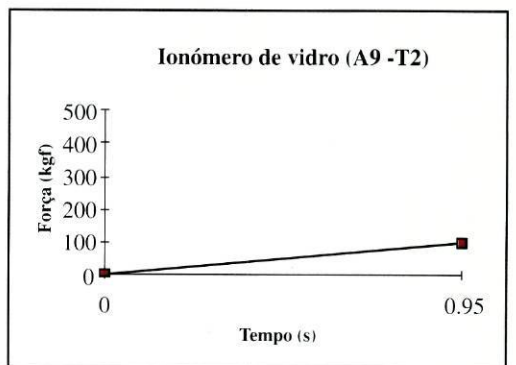


Gráfico nº 84 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C3

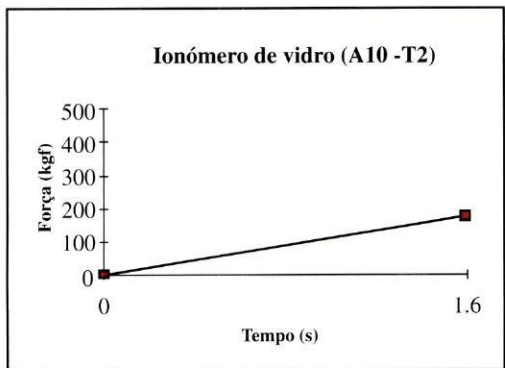


Gráfico nº 85 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C3

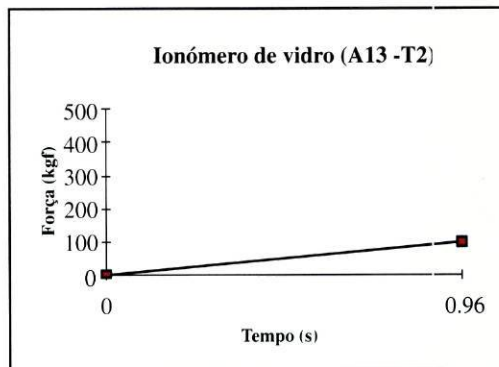


Gráfico nº 88 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C3

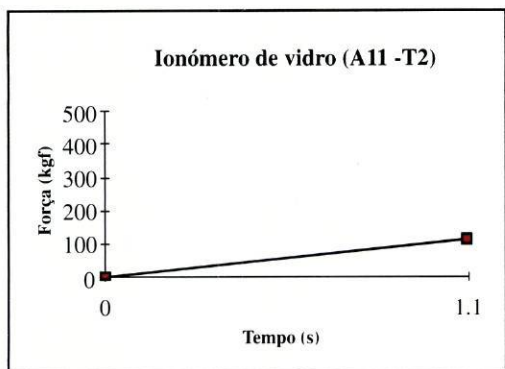


Gráfico nº 86 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C3

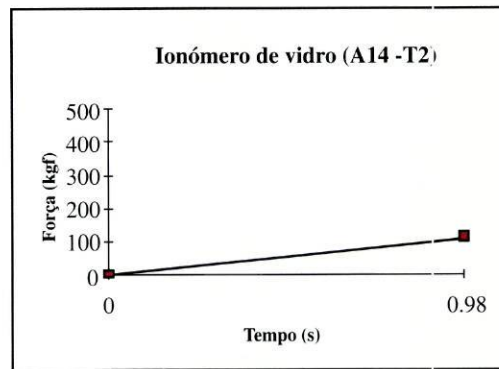


Gráfico nº 89 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C3

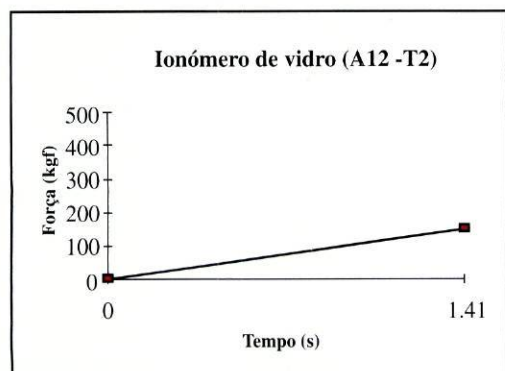


Gráfico nº 87 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C3

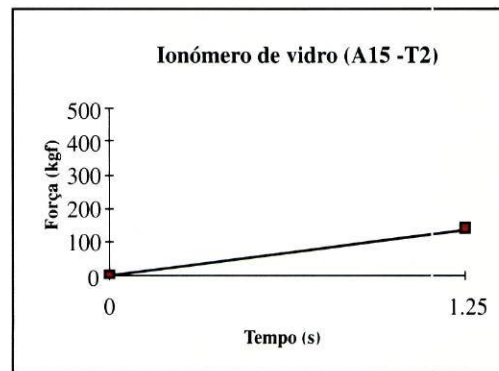


Gráfico nº 90 - Ensaio com tratamento T2 e cimento C3

8.3. Anexo III - Gráficos dos estudos de rugosidade do interior das coroas fundidas, com o tratamento com óxido de alumínio de 50 μm e com o tratamento electroquímico

Name : Protese (óxido al.50 µm) Remark :
 Department: DEMEGI-FEUP Remark :
 Component : Remark :
 Drwg. No. : Remark :
 Date : 28.03.1995 Remark :

File : C:\TDW\PROTESE.PAR
 Filter : M1-Filter

Lt = 1.50mm Lc = 0.25mm Mb = 160µm C1 = +0.50µm C2 = -0.

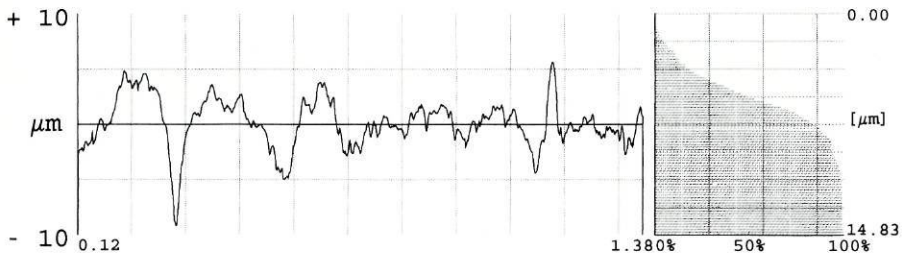
Date : 28.03.1995

TEXT Rt RzI Ra

1 , 14.90 , 8.90 , 1.66 ,

R-Profil

Traganteil mikro



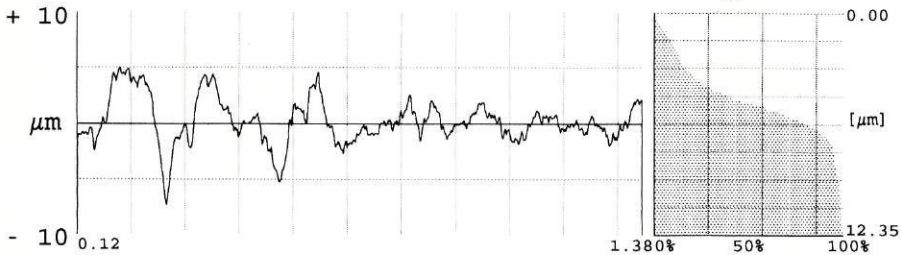
Date : 28.03.1995

TEXT Rt RzI Ra

2 , 12.36 , 7.74 , 1.46 ,

R-Profil

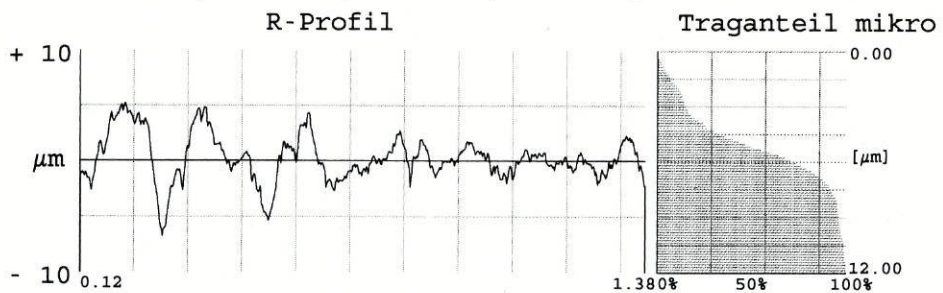
Traganteil mikro



Date : 28.03.1995

TEXT Rt RzI Ra

3 , 12.12 , 7.92 , 1.52 ,



N = 3	Xbar	MAX	MIN	RANGE
Rt	13.1267	14.9000	12.1200	2.7800
RzI	8.1867	8.9000	7.7400	1.1600
Ra	1.5467	1.6600	1.4600	0.2000

Name : Protese (trat. electroquímico) Remark :
Department : DEMEGI-FEUP Remark :
Component : Remark :
Drwg. No. : Remark :
Date : 28.03.1995 Remark :

File : C:\TDW\PROTESE.PAR
Filter : M1-Filter

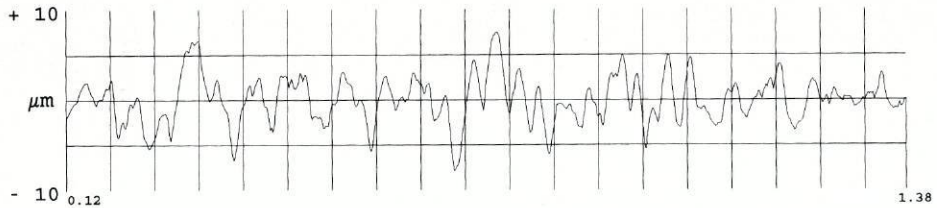
Lt = 1.50mm Lc = 0.25mm Mb = 160 μ m C1 = +0.50 μ m C2 = -0.50 μ m

Date : 05.04.1995

TEXT Rt RzI Ra

4 , 15.54 , 12.32 , 1.98 ,

R-Profil



Date : 05.04.1995

TEXT Rt RzI Ra

5 , 14.46 , 12.02 , 2.12 ,

R-Profil

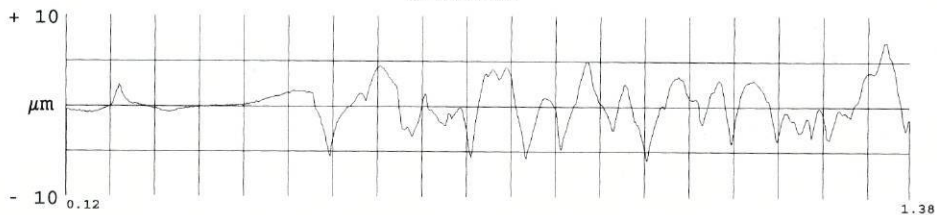


Date : 05.04.1995

TEXT Rt RzI Ra

6 , 13.16 , 10.48 , 1.66 ,

R-Profil

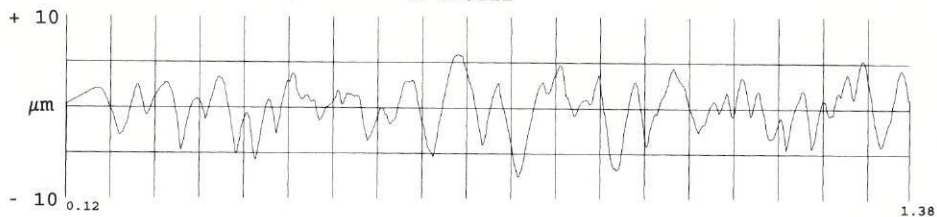


Date : 05.04.1995

TEXT Rt RzI Ra

7 , 13.52 , 11.08 , 2.02 ,

R-Profil



N = 4	Xbar	MAX	MIN	RANGE	STAND
Rt	14.1700	15.5400	13.1600	2.3800	1.0651
RzI	11.4750	12.3200	10.4800	1.8400	0.8480
Ra	1.9450	2.1200	1.6600	0.4600	0.1989

8.4. Anexo IV - Gráficos do estudo de rugosidade da superfície da preparação unitária de aço

Name : Base (preparação unitária)
 Department: DEMEGI
 Component :
 Drwg. No. :
 Date : 08.03.1995

Remark :
 Remark :
 Remark :
 Remark :

File : C:\DATEN\LIXO1.PAR
 Filter : M1-Filter

Lt = 15.00mm Lc = 2.50mm Mb = 160µm C1 = +0.50µm C2 = -0.50µm

Date : 08.03.1995

TEXT Rt RzI Ra

10 , 33.00 , 29.40 , 6.20 ,

R-Profil

