

Universidade de Taubaté
Departamento de Odontologia

Oxidação na união
***abutment*-implantes de Titânio (Ti c.p.)**
com ligas de uso odontológico

Valério Costa

Projeto de pesquisa apresentada à Pró-
reitoria de Pesquisa e de Pós-graduação
da Universidade de Taubaté, como parte
dos requisitos para a obtenção do Título
de Doutor pelo Curso de Pós-graduação
em Odontologia

Área de Concentração – Prótese Dentária

Taubaté – SP

1999

Universidade de Taubaté
Departamento de Odontologia

Oxidação na união
***abutment*-implantes de Titânio (Ti c.p.)**
com ligas de uso odontológico

Valério Costa

Projeto de pesquisa apresentada à Pró-reitoria de Pesquisa e de Pós-graduação da Universidade de Taubaté, como parte dos requisitos para a obtenção do Título de Doutor pelo Curso de Pós-graduação em Odontologia

Área de Concentração – Prótese Dentária
Orientador: Prof.Dr. Marco Antônio Bottino

Taubaté – SP

1999

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....
2	REVISÃO DA LITERATURA.....
2.1	Considerações sobre ligas dentárias empregadas para implantes.....
2.2	Corrosão e ligas de uso odontológico.....
3	PROPOSIÇÃO.....
4	MATERIAL E MÉTODOS.....
4.1	Material
4.2	Métodos.....
4.2.1	Metodologia.....
4.2.2	Análise Microscópica (MEV) e (EDS).....
4.2.3	Análise Estatística.....
5	RESULTADOS.....
6	DISCUSSÃO.....
7	CONCLUSÃO.....
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....

1 Introdução

Os resultados obtidos com a utilização dos implantes osseointegrados no tratamento do edentulismo total, encorajou os profissionais a aplica-los no tratamento dos pacientes parcialmente edêntulos (Henry et al. 1993). Entretanto, os pacientes parcialmente edêntulos apresentam entre outros fatores, dentes naturais que muitas vezes se encontram tratados com um número diversificado de materiais restauradores e ligas metálicas que são importantes variáveis a serem consideradas, para o sucesso e a longevidade dos implantes osseointegrados.

Com a finalidade de substituir os dentes perdidos, os protesistas têm-se utilizado da terapia com implantes osseointegrados, que são confeccionados em ligas de titânio e considerados biomateriais(Ramires 1998). O comportamento eletroquímico desses biomateriais é de grande interesse para o entendimento de uma complexa variedade de reações e, é de grande importância, uma vez que a resistência à corrosão de um material implantado influencia seu desempenho funcional e durabilidade, além de ser o fator primário que governa sua biocompatibilidade (Branemark et al 1987)

Corrosão pode ser definida como a deterioração de um material, geralmente metálico, por ação química ou eletroquímica do meio ambiente aliada ou não a esforços mecânicos (Gentil 1982). A corrosão do metal pode ocorrer de acordo com vários mecanismos, a corrosão eletroquímica é sem dúvida a mais importante. Ela está presente em mais de 95% das falhas por corrosão em materiais metálicos.(Ramires 1998). As formas de corrosão possíveis associadas com os implantes metálicos são, a corrosão por pite e a corrosão por fresta. Pite é uma forma de corrosão localizada, na qual parte do metal é removido preferencialmente em áreas vulneráveis na superfície. Este tipo de corrosão leva à formação de cavidades em metais, ou ligas metálicas passivadas que estão expostas a meios aquosos contendo íons agressivos como o cloreto. A corrosão

por fresta pode ser gerada quando o material metálico é unido, soldado ou vedado com outro material metálico ou não metálico. A fresta dificulta o livre acesso do eletrólito, que fica estagnado depois de ingressar aí, consumindo o oxigênio presente nessa fresta, hidrolisando o metal e gerando íons H_3O^+ , acidificando a solução, rompendo o filme passivo pela acidez acentuada e iniciando a corrosão (Parioma 1993).

Muitos trabalhos mostram que o titânio permanece passivo em meios de cloreto, similares ao fluido do corpo humano. Esta excelente resistência à corrosão é muito satisfatória para o uso clínico. A apresentação da superfície é um dos fatores relativos aos metais que intervêm na quebra da película protetora, numa superfície polida ocorre menos ataque por pites do que em uma superfície rugosa (Johansson & Bergman 1995).

A corrosão galvânica também pode ocorrer na reação eletroquímica entre diferentes metais. O primeiro relato sobre galvanismo oral foi de Sulzer em 1754. Muitos dos biomateriais aceito pela ASTM, (American Society for Testing and Materials), como materiais, instrumentos e equipamentos para uso intra-oral apresentam potencial corrosivo. Em 1870, o amálgama dental foi considerado um risco para a saúde devido ao seu alto potencial corrosivo (Acciari et al 1998). A preocupação inicial dos pesquisadores quando do estudo de células galvânicas intra-oralmente, é a concentração celular e as células biometálicas. A concentração celular resulta da diferença na dissolução de oxigênio numa solução eletrolítica. As restaurações de amálgama estão sujeitas à oxidação na superfície do metal pela liberação de íons metálicos. Estes íons metálicos combinados com o oxigênio dissolvido na cavidade oral em diferentes concentrações pode resultar em diferenças eletroquímicas. Outra célula galvânica é a célula bimetálica, resultante da corrosão de diferentes metais e que é acelerada pelo contato destes diferentes metais (Meyer, et al 1993, Reclaru & Meyer 1994).

Em estudo de pares galvânicos, Bottino et al. (1998) analisaram, *in vitro*, os efeitos da corrosão na unidade implante – *abutment* – cilindro de ouro, do sistema Brånemark, com o uso de estruturas metálicas fundidas em ligas de prata paládio e ouro, colocadas em solução de NaCl 0,9% em pH 6 por um tempo de 336 e 1008 horas. Os autores observaram pela microscopia eletrônica de varredura (MEV), alterações superficiais sugestivas de oxidação. Observaram pela espectroscopia de energia

dispersiva de raios X (EDS), deposição de cristais de Na e Cl quando a liga era de prata-paládio e concluíram haver a possibilidade da ocorrência de ataque corrosivo com o uso das ligas de prata – paládio, nos períodos referidos.

Tendo em vista a aplicação crescente dos implantes osseointegrados no planejamento das reabilitações bucais, a grande diversidade de materiais utilizados na confecção de restaurações e próteses, e a conseqüente possibilidade de esses materiais sofrerem corrosão na boca, analisaremos *in vitro* a ocorrência ou não da oxidação entre a liga de Ti c.p. utilizada como biomaterial dos implantes osseointegrados e ligas de uso odontológico em condições similares ao meio bucal.

2 Revisão da Literatura

2.1 Considerações sobre ligas dentárias empregadas para implantes

De acordo com Albrektsson . et al. (1983) a microcomposição do titânio comercialmente puro utilizado pelo sistema Brånemark como implantes osseointegrados consiste de 99,75% de Titânio, 0,10% de Oxigênio, 0,03% de Nitrogênio, 0,05% de Carbono, 0,05% de Ferro e 0,012% de Hidrogênio. A diminuição do conteúdo de ferro para 0,005% diminui a dureza do titânio e o aumento acima de 0,05%, aumenta consideravelmente os risco de corrosão.

Brånemark et al. (1987) acreditam que a seleção de um material implica em satisfazer as diversas propriedades requeridas, tais como, resistência mecânica, mecanicidade, elasticidade e propriedades químicas. Um aspecto de grande importância diz em respeito a resposta do tecido no local do implante, o transtorno bioquímico que representa um material estranho e como responde o implante quimicamente ao meio ambiente de tecido vivo ao seu redor. Todas as interações primárias têm lugar em dimensões atômicas na interface do implante com o biotecido e dependem da microestrutura da superfície do implante em uma escala atômica. Quase todas as substâncias inorgânicas usadas como material de implantes apresentam uma combinação muito densa de seus átomos constituintes.

Zitter & Plenk . (1987) Relatam que a resistência a corrosão dos metais puros e ligas metálicas usadas em implantes, com exceção dos metais nobres, depende exclusivamente da estabilidade de suas camadas passivadoras. A mínima porcentagem de dissolução e o alto poder regenerativo da camada passivadora, quando danificada, são requisitos importantes para a resistência passiva da liga. Em ligas que apresentam ferro, cobalto e níquel, a camada passivadora é influenciada pelo cromo e molibdênio. Em

ligas de titânio, nióbio e tântalo, o material básico determina as propriedades da camada passivadora.

Com a finalidade de avaliar a fidelidade de adaptação dos componentes dos implantes osseointegrados, Sorensen et al em 1991, compararam a interface implante/intermediário (I-I) e implante/prótese (I-P) de 4 sistemas de implantes diferentes. Grupo 1 – 3I; grupo 2 – Collagen-Ossedent; grupo 3 – Collagen-Osseotite; grupo 4 – Nobelpharma. Através de microscopia com unidade de medição em aumento de 200x, os resultados colhidos foram: grupo 1 (I-I) 34 μ m, (I-P) 48 μ m; grupo 2 (I-I) 68 μ m, (I-P) 96 μ m; grupo 3 (I-I) 65 μ m, (I-P) 119 μ m, grupo 4 (I-I) 98 μ m, (I-P) 78 μ m, sendo que o grupo 1 apresentou interface significativamente melhor que os demais. Concluíram os autores que deve haver níveis diferentes de tolerância na fabricação dos componentes de implantes.

Spiekermann et al. 1995 comentam que diferentes tipos de materiais têm sido usados em implantodontia nos anos recentes, mas que o titânio parece preencher maior porcentagem dos requisitos para um material de implante. O titânio segundo ele, pode ser usado puro (99,75% de Ti) ou em forma de liga Ti-6Al-4V (90% de Ti, 6% de Al e 4% de V).O Titânio é um metal não precioso protegido por uma camada passivadora de dióxido de titânio (TiO_2), que se forma espontaneamente em contato com o ar ou a água. A espessura desta camada de óxido apresenta 10Å nos primeiros milisegundos e pode aumentar para 100Å em um segundo podendo alcançar 2000Å após longos períodos de tempo. Se a camada de óxido é danificada ela pode se regenerar em poucos segundos. A degradação do titânio *in vivo* é mínima devido a camada do óxido de proteção.

2.2 Corrosão e ligas de uso odontológico

Gerstorfer & Weber (1988) pesquisaram a resistência à corrosão do Ti c.p. – Contiment 35 (99.6 Ti), Ni-Ti Memory (Ni- 45Ti) e uma liga de Co-Cr-Mo Vitallium (Co-29Cr-7Mo), transformadas em corpos de prova de 16mm de diâmetro por 1mm de espessura os quais foram imersos em vários fluidos fisiológicos artificiais na temperatura de 37°C. Para avaliar a corrosão os autores utilizaram de mensurações potencio-dinâmicas através das curvas de voltage –densidade da corrente, inspeção visual pela microscopia eletrônica de varredura (MEV) e análise da espectroscopia de energia dispersiva (EDS). Verificaram que os resultados das curvas de voltagem-densidade mostraram claramente a superioridade do Ti c.p. Contiment 35 sobre as ligas de Ni-Cr e Co-Cr-Mo; a ação corrosiva da liga Memory variou de acordo com a respectiva solução eletrolítica, apresentando maior resistência a corrosão nas soluções que aparentemente continham concentrações menor de ions de cloro; o potencial para a liga Vitallium (Co-Cr-Mo) ocorreu de acordo com a variação das soluções eletrolíticas e alcançou um potencial de corrosão nas soluções de NaCl, KCl, CaCl₂ e NaH₂PO₄ aumentado o padrão de corrosão quando o tiocianato de potássio foi adicionado; a ação mais agressiva foi encontrada nos casos de soluções eletrolíticas com alta concentração de cloro. Concluem os autores que é claramente demonstrado a necessidade de soluções eletrolíticas padrões para poder comparar resultados de vários laboratórios (fabricantes).

Gerstorfer et al. (1989) Estudaram *in vitro* a perda de substância devido a corrosão galvânica no sistema implante de titânio e supraestrutura de Ni-Cr, as ligas utilizadas foram : Ti c.p. do sistema IMZ e duas ligas de Ni-Cr; Wiron 88 e Rexillium III que foram imersas em um meio corrosivo (solução aerada de ácido láctico (C₃H₆O₃), cloreto der sódio (NaCl) e tiocianato de potássio (KSCN)) com pH estabilizado igual a

2.3, para a avaliação da perda de substância para o meio foi empregado dois métodos: 1) perda global das substâncias para o meio através do cálculo aproximado da lei de "Faraday" (calculado a partir da curva do tempo versus densidade da corrente); 2) perda de substância determinada analiticamente pela dissolução dos componentes dos metais Ti, Ni, Cr, Mo, Fe e Be, usando espectroscopia de absorção atômica (AAS). Os resultados obtidos por AAS foram: a) para o sistema Ti c.p./Wiron 88 a média quantitativa de cátions despreendidas foi; Ni - $2.40(\pm 2.59)\mu\text{g}/\text{cm}^2/\text{dia}$, Cr - $0.72(\pm 0.87)\mu\text{g}/\text{cm}^2/\text{dia}$, Mo - $0.27(\pm 0.12)\mu\text{g}/\text{cm}^2/\text{dia}$, Fe - $3.30(\pm 1.17)\mu\text{g}/\text{cm}^2/\text{dia}$ e titânio $0.35(\pm 0,05)\mu\text{g}/\text{cm}^2/\text{dia}$; b) para o sistema Ti c.p./Rexillium III a média quantitativa de cátions despreendidas foi; Ni - $515(\pm 181)\mu\text{g}/\text{cm}^2/\text{dia}$, Cr - $0.68(\pm 0.26)\mu\text{g}/\text{cm}^2/\text{dia}$, Mo - $0.24(\pm 0.14)\mu\text{g}/\text{cm}^2/\text{dia}$, Be - $70(\pm 25)\mu\text{g}/\text{cm}^2/\text{dia}$ e titânio $0.44(\pm 0.10)\mu\text{g}/\text{cm}^2/\text{dia}$; c) para o Ti c.p./Rexillium III uma proporção excessivamente grande de berílio foi dissolvido, indicando a alta susceptibilidade de corrosão para a fase Ni-Be eutético; d) na comparação total obtida pela soma dos valores dos cátions despreendidos, em 87 inclusões (amostras) o par Ti c.p./Rexillium III apresentou $588\mu\text{g}/\text{cm}^2/\text{dia}$ contra $6.8\mu\text{g}/\text{cm}^2/\text{dia}$ do par Ti c.p./Wiron88. Para o cálculo aproximado da lei de "Faraday" com valores colhidos em períodos de 45 segundos, apontaram uma diminuição rápida da curva de densidade de corrente para o par Ti c.p./Wiron88, indicando uma melhor tendência passivadora desta liga; após 24 horas a Ti c.p./Wiron 88 apresentou uma baixa perda de substância $9.8(\pm 4.1)\mu\text{g}/\text{cm}^2/\text{dia}$, e os valores encontrados para Ti c.p./Rexillium III foram $571(\pm 149)\mu\text{g}/\text{cm}^2/\text{dia}$. Com base nestes resultados os autores comentam não ser oportuno o uso da liga Rexillium III como supraestrutura do titânio c.p. utilizado como implantes dentários

Greener & Vrijhoef (1989) citam que os amálgamas tradicionais são susceptíveis para corrosão com ataques de cloretos da fase γ_2 ocorrendo da seguinte forma: $\text{Sn}_7\text{Hg} + \frac{1}{2} \text{O}_2 + \text{H}_2\text{O} + \text{Cl}^- = \text{Sn}_4(\text{OH})_6 \text{Cl}_2 + \text{Hg}$, este processo

logo apresenta duas direções para os efeitos de deteriorização: 1) a corrosão ligada a fase γ_2 e um adicional enfraquecimento do amálgama, preferencialmente a resistência à tensão; 2) o mercúrio liberado pelo processo de corrosão pode reagir com a fase γ remanescente que não reagiu produzindo produtos de reação adicional ($\gamma_1 - \gamma_2$); a formação de novos produtos pode produzir uma alteração dimensional adicional (expansão mercurioscópica), proporcionando condições desfavoráveis para as margens do amálgama o qual pode fraturar sob tensão. O mecanismo total tem sido associado com o fenômeno da deteriorização do amálgama tradicional predominantemente quando do seu uso clínico. Comenta ainda o autor que com o advento dos amálgamas de alto teor cúprico eliminou-se este fenômeno, então a fase γ_2 foi evitada e a formação de Cu_6Sn_5 ocorre primeiramente, entretanto, esta tem provado ser susceptível para corrosão na cavidade bucal mostrando ser possível com a seguinte reação:



A corrosão da fase Cu_6Sn_5 tem levantado como uma possível questão a biocompatibilidade dos produtos de corrosão contendo cobre dos amálgamas com alto teor cúprico. Relata que a porosidade pode ter um significativo efeito na corrosão de ambos os amálgamas, seu aumento, altera em área de superfície e conseqüentemente o aumento da energia da superfície.

Castro & Steagall (1990) estudaram pelo método da perda de massa dos corpos-de-prova, a corrosão de seis marcas de ligas de amálgamas de prata; Novo True Dentalloy, Velvalloy, Disperdalloy, Rezzizt II, Novaloy e Novaloy Plus, imersas em solução de NaCl a 1% a 37°C por 30, 60 e 90 dias. Como resultados os corpos de prova polidos apresentaram menor perda de massa quando comparados com os brunidos; existe perda de massa cumulativa quanto aos períodos de imersão, confirmando que a corrosão é um processo contínuo para todos os tratamentos superficiais; a liga Novo True Dentalloy mostrou perda de massa maior em 30 e 60 dias; Velvalloy mostrou perda de massa com velocidade constante em todo o experimento; a liga Rizzizt II exibiu resposta significativamente menor que as ligas Novaloy e Novaloy Plus; já a liga Dispersalloy

ocupou um local intermediário. Os autores sugerem que a prática do polimento deve ser seguida quanto ao quesito tratamento.

Craig et al. (1993) comentam que a presença de restaurações metálicas na boca pode causar um fenômeno chamado ação galvânica ou galvânismo, e que isto é o resultado de diferentes potenciais entre restaurações metálicas diferentes em oposição (antagônica) ou dentes adjacentes (mesial, distal), e que estas em conjugação com a saliva ou fluidos do osso funcionam como um meio eletrolítico produzindo uma célula elétrica. Quando duas restaurações estão em contato podem produzir um curto-circuito e ocorrer um fluxo de corrente para polpa e o paciente apresentar sintomatologia dolorosa. A restauração mais anódica pode corroer.

Meyer et al (1993) avaliaram reações sintomáticas eletroquímicas causadas pelo uso de coroa total em liga auríca ocluindo com restauração de amálgama de prata. Os autores concluíram que a reação eletromecânica entre diferentes materiais intra-orais é uma preocupação e que a revisão da literatura inclui o diagnóstico e tratamento de pacientes que apresentam galvanismo oral causado por alterações no esquema oclusal do arco antagonista.

Parioma em 1993 estudou a corrosão por fresta do titânio comercialmente puro em soluções de cloreto de sódio à temperaturas intermediárias utilizando-se de técnicas eletroquímicas: curvas de polarização anódicas e catódicas, medidas de ativação espontânea, voltametria cíclica, ensaio de simulação eletroquímica da corrosão por fresta em célula bipartida, medidas de potencial redox e outros ensaios como: ensaios de imersão, espectroscopia de Rx, observação do estado da superfície em microscopia eletrônica de varredura e microscópio ótico. Para ensaios eletroquímico foram usadas a temperatura ambiente, 50,70 e 9002°C, para diversos

valores de pH nas concentrações de 1M, 2M e 4M. Segundo o autor, os resultados obtidos mostraram que: a) em solução desarejada de NaCl com pHs maior que 2, não ocorreu dissolução espontânea do filme do óxido, enquanto para pHs menores que o referido, ocorre dissolução do filme; b) o íon Ti^{+3} é preponderante na solução da fresta tanto na zona de potencial ativa como na ativa-passiva; c) nas curvas de polarização anódicas aparece um pico secundário ao redor de + 1650 mV para pHs maiores, e um pico ativo ao redor de -650mV para pHs menores que 2; d) o pH dentro da fresta nas condições de início da corrosão é em torno de 1; e) e para que a corrosão se estabeleça a razão das áreas catódicas e anódicas deve ser menor que 1 ($A_c/A_a < 1$); f) em frestas muito fechadas ou muito abertas não acontece corrosão; g) por meio do modelo matemático mostrou-se que para “gaps” mais apertados, para potenciais de corrosão que pertencem a densidade de corrente mais alta nas curvas de polarização anódicas e, para maiores profundidades de fresta prevê-se maiores variações: das concentrações dos íons, da queda ôhmica da fresta, da densidade de corrente de corrosão e do potencial dentro da fresta em função da profundidade; h) o mecanismo de corrosão por fresta é controlado pela queda ôhmica; i) a densidade de corrente no modelo matemático da corrosão em duas dimensões é muito maior que a em uma dimensão e diminui com a profundidade da fresta.

Phillips (1993) ressaltou que deve ser feita uma diferenciação entre mancha e corrosão, e que embora existindo uma diferenciação técnica é difícil uma distinção clínica entre os dois fenômenos e os termos são usados de modo indistinto na literatura odontológica. Mancha é uma descoloração superficial de um metal ou mesmo a perda ou alteração no acabamento ou brilho da superfície, e que na boca ela ocorre com frequência pela formação de depósitos duros ou moles sobre esta superfície. Já corrosão no sentido preciso é uma deteriorização real de um metal por

reação com seu meio e que há duas classificações gerais para as reações de corrosão: corrosão química, na qual existe uma associação direta de elementos metálicos e não-metálicos sendo este tipo exemplificado pelas reações de oxidação, halogenação e sulfurização como por exemplo a descoloração da prata pelo enxofre, esta corrosão é também conhecida como corrosão “seca”, pois ocorre em ausência de água ou outros fluidos eletrolíticos; corrosão eletroquímica ou eletrolítica, conhecida como corrosão “úmida” pois requer a presença de água e outros fluidos. Este processo de corrosão tem como princípio uma célula eletrolítica: a superfície do metal que está sofrendo corrosão é o ânodo, e é esta superfície onde os ions positivos são formados ($M \rightarrow M^+ + e^-$) existindo também a produção de elétrons livres, por isso ela é algumas vezes classificada de reação de oxidação.

Bundy (1994) teve como propósito rever as experiências acumuladas sobre corrosão dos implantes e materiais dentários, e relata que materiais metálicos são usados extensivamente como implantes ortopédicos, e materiais dentários. Comportamento eletroquímico desses biomateriais é interessante por várias razões: a resistência a corrosão do material implantado influencia sua performance funcional, durabilidade e é um fator primário que governa a biocompatibilidade; dentre os aspectos que afetam esta característica estão os produtos de corrosão desprendidos. Os princípios eletroquímicos são largamente empregados para o entendimento de fatores que afetam a resistência à corrosão, bem como para formar um parâmetro para muitos biosensores que mensuram a concentração de várias entradas químicas, incluindo os produtos de corrosão.

Gerstorfer 1994 descreve a importância dos estudos de avaliação *in vitro* da corrosão em ligas dentárias, e relata que grande variedade de ligas atualmente

encontradas no mercado ocasionam incerteza entre dentistas e técnicos na indicação da liga apropriada. A qualidade dada a liga dental é associada à aspectos biológicos (biocompatibilidade), aspectos do material (resistência e resistência à corrosão) e aspectos tecnológicos (fundição e soldas). Todas as ligas, de certa forma, estão sujeitas ao processo de corrosão na cavidade bucal como consequência do próprio meio bucal, corrosão esta que pode ser de vários tipos segundo a ASTM. O conceito de corrosão para ASTM é a existência de reações químicas ou eletroquímicas entre um metal e seu meio, produzindo deteriorização do metal e suas propriedades. A firma ainda que na cavidade bucal pode ocorrer várias formas de corrosão como: corrosão por pite, corrosão por fenda, corrosão galvânica ou de contato, corrosão por fadiga e corrosão microbiana, entretanto ainda devido a uma grande variedade de ligas a corrosão galvânica constitui uma freqüente forma de corrosão no campo da odontologia.

Hulterström & Nilsson (1994) estudaram o comportamento das supraestruturas de ligas de cobalto-cromo fixadas em implantes osseointegrados tipo Brånemark por período de 3 anos. As ligas de Co-Cr utilizadas foram a Wironit e a Fórmula Super Cast, fundidas por processo de centrifugação eletrônica de alta freqüência para conexão com os cilindros de ouro (Nobelpharma AB) em três possibilidades de planejamento: grupo 1: os cilindros de ouro foram conectados às estruturas de Co-Cr com resina auto polimerizável polimetil metacrilato (PMMA); grupo 2: cilindros de ouro foram parcialmente soldados às estruturas de Co-Cr, combinando a conexão com resina (PMMA); grupo 3: cilindros de ouro foram completamente soldados às estruturas de Co-Cr. As próteses clinicamente observadas após 1 semana, 6 meses, 1, 2 e 3 anos quanto a estabilidade, material, oclusão, articulação, higiene, reação tecidual e acompanhamento radiográfico de 1 e

3 anos. Como resultados nenhuma complicação com os materiais foi observada; não ocorreu reação tecidual; as estruturas não exibiram descoloração ou ponto de corrosão; radiograficamente: após 1 ano num total de 328 implantes examinados a perda óssea excedendo 1,5mm foi associada com 16 (57%) dos implantes; após 2 e 3 anos num total de 302 implantes examinados, a perda óssea excedendo 0,4mm foi associada a 15 (50%) dos implantes . Concluem os autores que com as técnicas apresentadas e no período em que as próteses foram acompanhadas, as estruturas de Co-Cr não apresentaram complicações que pudessem ser atribuídas as mesmas e que estes materiais são adequados para próteses implanto suportadas.

Reclaru & Meyer (1994) estudaram a corrosão entre os implantes de titânio e ligas dentais. Quinze pares galvânicos formados por liga de titânio, ligas de metais não preciosos – ligas auricas, liga de titânio – ligas à base de paládio, liga de titânio foram utilizados. O meio eletrolítico usado foi a saliva artificial do tipo empregado por Fusayama a temperatura de 37°C e pH igual a 5.0, por um período de 24 horas. Vários parâmetros foram analisados como: potencial de corrosão da superfície (MEV); potencial do meio eletrolítico; potencial do par galvânico e densidade da corrosão da corrente. Concluíram os autores que: a) as correntes mensuradas foram de igual magnitude, exceto no caso do par formado pelo titânio e o aço inoxidável. b) ligas preciosas são mais resistentes para o fenômeno de corrosão por fenda. c) ligas à base de ouro quando do par com o titânio, causam desprezível galvanismo, sem risco de disparo do fenômeno de corrosão por fenda. d) ligas à base de paládio quando do par com o titânio, também causam desprezível galvanismo. e) pares de ligas de metais não preciosos e titânio causam desprezível galvanismo, porém existe o risco de ocorrer o fenômeno de corrosão por fenda. f) a capacidade

de passivação do aço inoxidável na saliva artificial permaneceu muito fraca e ele apresentou corrosão por fenda.

Bem-Amar et al revisaram a literatura em 1995, quanto ao comportamento do selamento da interface dente/amálgama pelos produtos de corrosão. Citando os processos de corrosão para amálgamas convencionais e de alto teor cúprico, como fatores que afetam os depósitos de corrosão, concluíram que: as restaurações de amálgamas não aderem quimicamente as cavidades preparadas, porém apresentam microinfiltrações reduzidas gradualmente pelos produtos de corrosão; que o amálgama com alto teor de cobre corroe mais suavemente que os convencionais nas interfaces dente/restaurações e se faz necessário um selamento intermediário com verniz; corrosão depende das variações individuais e da química dos componentes dos fluidos bucais; a habilidade do amálgama para resistir à corrosão, afeta o progresso do potencial para cáries secundárias para as margens da restaurações. A correta seleção do amálgama e atenção as técnicas para restaurações, melhoram a adaptação do material na cavidade e diminui a microinfiltração.

Johansson & Bergmam (1995) investigaram o efeito dos tratamentos superficiais, a área de exposição e a variação do meio eletrolítico, quanto a possibilidade de corrosão do titânio em contato com amálgamas: convencionais, de fase dispersa com alto teor de cobre e de composição única com alto teor de cobre. Dois tratamentos foram dados as espécimes com relação ao acabamento e polimento: úmido e seco; quanto a área, duas dimensões foram empregadas ($0,13 \text{ cm}^2$) e ($0,64 \text{ cm}^2$); duas soluções salinas NaCl 9 % foram utilizadas, uma com a adição de fluoreto. Como resultados os amálgamas convencionais corroeram se mais que os com alto teor de cobre em contato com o titânio na solução salina; a adição

de fluoreto na solução permitiu uma maior atividade no potencial do titânio e aumentou a corrosão do titânio na combinação com os amálgamas de alto teor de cobre; a corrosão dos amálgamas aumentou com o aumento da área do titânio; tratamento superficial, polimento úmido ou seco afetam o comportamento eletroquímico das espécimes de titânio. Não houve diferença significativa na comparação titânio fundido e usinado.

Toumelin-Chemla et al. (1996) estudaram as propriedades corrosivas do titânio junto aos géis odontológicos contendo fluoretos, a proposta era para determinar uma quantidade básica e a cinemática de ionização do titânio puro e liga de Ti-6Al-4V em vários meios eletrolíticos incluindo géis dentais comerciais. Empregaram de Ti c.p. (Johnson Matthey, USA) e liga de Ti-6Al-4V (Pechiney, França) que foram imersos em 5 diferentes meios: 1) solução fisiológica Ringer's com pH 7; 2) solução fluoretada Fluogel (Labo Dentoria) com pH 5.5; 3) solução Ringer's com adição de fluoretos pH 6.75; 4) solução Ringer's com adição de ácido láctico pH 4; 5) solução fluoretada Ringer's com adição de ácido láctico com pH 5.5. Para avaliação da ionização os autores usaram o método experimental da análise voltamétrica de varredura linear e a corrente de corrosão foi mensurada (voltímetro) pela determinação da resistência de polarização linear. Como resultados as análises confirmaram uma excelente resistência a corrosão do titânio nas soluções fisiológicas e mostraram que um gel dental contendo fluoretos, sendo uma solução ácida e fluoretada é significativamente perigoso com respeito ao processo de corrosão do titânio. Relatam que recomendações no sentido de prescrição quanto a composição dos géis devem ser adequadas.

Segundo Watzek et al.(1996) a composição eletrolítica do tecido ósseo que é o leito do implante difere da dos tecidos bucais devido a presença de oxigênio e também acredita que o pH pode alcançar valores muito baixos em regiões no interior do organismo ou sob a placa bacteriana. Isto significa que os valores de pH no meio bucal podem apresentar maiores variações. No diagrama de Pourbaix, onde são comparadas as zonas de estabilidade dos óxidos que determinam as propriedades da camada passivadora e possíveis condições de um ataque corrosivo por cromo, titânio, tântalo, nióbio e ouro. As zonas estáveis dos óxidos dos elementos passíveis cobrem o potencial redox e os valores de pH típicos da cavidade oral. Normalmente a camada passivadora sofre dissolução em porcentagens tão baixas que a perda de massa resultante não apresenta maiores consequências para o implante. O problema mais crítico é a perfuração irreversível da camada passivadora, que é causada normalmente pelos íons cloro podendo resultar em corrosão. O mesmo pode ser observado em regiões que não apresentam oxigênio suficiente para a repassivação. A função mecânica do implante pode ser comprometida por fadiga corrosiva em um meio agressivo. Falha por fadiga, pode também ser observada pelo preparo inadequado da sua superfície do implante. A ciência dos biomateriais parece não considerar que mesmo materiais óxidos não apresentem uma total resistência a corrosão. Nestes materiais a corrosão pode ser comparada a dissolução química dos óxidos em íons ou íons complexos do respectivo metal. A toxicidade dos materiais de implante depende exclusivamente, dos produtos primários de corrosão, simples cátions ou complexos ânions, particularmente aqueles dos metais pesados. Deposição de produtos de corrosão secundária são tóxicos quando eles apresentam certo grau de solubilidade. Os efeitos gerais dos produtos de corrosão primária dependem de três fatores: da quantidade de material dissolvido pela corrosão por unidade de tempo; da quantidade de material corroído e removido pela atividade

metabólica na mesma unidade de tempo e da quantidade de partículas sólidas depositadas nos tecidos. Como ocorre com outros processos químicos, corrosão eletroquímica está baseada em oxidação e reações de redução que tem lugar em sítios separados e são equilibradas por cargas de transferência. Estas cargas de transferência ocorrem através de elétrons que são liberados no ânodo e removidos para o cátodo.

Eley em 1997 através e uma revisão da literatura comenta o futuro do amálgama dental, mais precisamente quanto a exposição dos pacientes ao vapor de mercúrio das restaurações. Relata que os pacientes podem ser expostos ao mercúrio durante procedimentos de confecção, polimento e remoção das restaurações e também durante a vida funcional destas através dos efeitos e mecanismos de corrosão os quais estão limitados por três fatores: a formação de uma camada passificada de produtos de corrosão na superfície; formação adicional das fases γ_1 e γ_2 da ação do mercúrio despreendido da fase residual γ ; e para amálgamas com alto teor cúprico a corrosão preferencial ocorrendo na fase $\eta(\text{Cu}_6\text{Sn}_3)$ e que o mercúrio despreendido nestes processos pode ser de duas maneiras: vapor de mercúrio (Hg^0), o qual passa para o ar intra oral podendo ser inspirado para os pulmões ou expirado para fora; ions de mercúrio (Hg^{2+}) que passa para a saliva indo para o trato gastro-intestinal. Cita o autor nesta pesquisa vários estudos relacionados a: mensuramentos do vapor de mercúrio despreendidos das restaurações; ensaios para calcular a dose diária de vapor de mercúrio das mesmas; e estimativas da dose diária e conclui que os estudos usados possuem favorável metodologia como também cálculos e equações aparecem para ajustar uma estimativa na ordem de 1-2 μg /por dia de vapor de mercúrio despreendido das restaurações de amálgamas.

Acciari, et al revisaram em 1998 a literatura dos estudos relacionados com amálgamas dentários dando ênfase ao processo de corrosão. Comentam os autores que o fenômeno de corrosão é amplamente estudado quanto à deteriorização da superfície, microestrutura superficial corroída, margens fraturadas, produtos de corrosão liberados e biocompatibilidade. Relatam a dificuldade de se interpretar o processo de corrosão de uma forma mais ampla, devido a fatores como: variações constantes na composição da saliva natural; condições variadas dos experimentos “*in vitro*”, variedade destas ligas de amálgama comercialmente e a complexidade metalúrgica estrutural das mesmas. Limitando desta forma, o conhecimento sobre as transformações das microestruturas quer “*in vivo*” ou “*in vitro*” ocorridas na superfície de cada tipo de amálgama antes e após ao processo de corrosão.

Canay et al (1998) avaliaram em meios bucais o comportamento eletroquímico de corrosão do titânio. Num estudo comparativo entre placas palatinas de titânio fundido e placas palatinas fundidas em liga de cromo-cobalto, que foram instaladas em próteses totais nos pacientes por um período de 6 meses. Após este período, o comportamento eletroquímico corrosivo destas fundições foram comparadas com os das placas de titânio que não foram levadas à cavidade oral (grupo controle). Como resultado do ponto de vista da corrosão, as placas de titânio utilizadas pelos pacientes por 6 meses corroeram mais que as do grupo controle. Em relação a comparação com as placas de cromo-cobalto, estas corroeram menos em função de permitirem um melhor polimento superficial final das placas. Referente ainda a corrosão, os autores atentam a problemas devido a alta reatividade do titânio durante a fusão e fundição; a zona de reação é fabricada e esta zona é mais propensa para corrosão.

Kedici et al (1998) avaliaram o comportamento corrosivo de metais e ligas metálicas em três diferentes meios de pH, saliva artificial pH 5,5 solução do tipo de Fusayama, solução fluorídrica pH 6,5 e saliva artificial mais ácido cítrico pH 4.0, na temperatura de 37°C. Vinte e nove ligas e metais entre primeira e segunda fundição foram examinadas por meio da microscopia eletrônica de varredura (MEV) e a porcentagem em peso das composições foram calculadas por (EDS) energia dispersiva de RX. Concluíram os autores que: independente do meio a temperatura padrão dos testes de corrosão recomendada é 37°C; metais e ligas metálicas mostraram ions desprendidos em todas as soluções utilizadas; o titânio proveu alta resistência à corrosão em cada meio, porem seu uso com liga corrosiva deve ser cuidadosamente examinado; estanho e cobalto provocaram corrosão e produzem produtos os quais dissolvem com solução fluoridrica; as taxas de corrosão aumentam em meio ácido; ligas de cromo, níquel e molibidênio são resistentes a corrosão, contudo pequenas variações nas composições afetam esta resistência; fundições repetidas (refundir) das ligas revelaram que na reciclagem, seus metais ativos presentes diminuem, causando um aumento da resistência à corrosão, porem a perda de alguns elementos da liga pode causar alterações de suas propriedades físicas; ligas preciosas mostraram mínima taxa de corrosão devido a presença de metais nobres; a profilaxia fluoridrica é um agente reativo e pode causar danos para restaurações metálicas.

Ramires em 1998 verificou a morfologia microestrutural do titânio comercialmente puro, liga Ti-6Al-4V e liga de Co-Cr-Mo, e suas resistências à corrosão em solução de cloreto de sódio. Esta verificação foi feita por meio de análise química; análise metalografica associada a observação de microscopia óptica e microscopia eletrônica de varredura (MEV); ensaios de dureza Vickers (HV) e

ensaios eletroquímicos. O autor obteve os seguintes resultados: técnicas combinadas de microscopia eletrônica de varredura e espectroscopia de energia dispersiva (EDS) mostraram similar morfologia entre o titânio c.p. e a liga de Ti-6Al-4V; uma matriz α contendo uma pequena quantidade de partículas β sem formação de estruturas em colônias e aglomerados; já a superfície da liga de Co-Cr-Mo esta constituída por uma estrutura dendrítica, ou seja fase dominante é uma matriz rica em Cobalto com uma ou mais fases de carbetos; a análise por EDS da superfície da liga de titânio, revelaram uma distribuição homogênea dos elementos Ti, Al e V; enquanto a liga de Cobalto-cromo- molibdênio a distribuição dos elementos da liga foi heterogênea; o alumínio e o vanádio como elementos de liga, aumentam a dureza do titânio e produzem uma liga metálica de dureza semelhante à liga de Co-Cr-Mo usada como implantes dentários e ortopédicos; o comportamento deste biomateriais frente à corrosão em NaCl a0,15 M através do potencial de circuito aberto com o tempo, curva de polarização potenciodinâmicas e espectroscopia de impedância eletroquímica, revelaram o efeito dos componentes da liga Ti-6Al-4V é ligeiramente mais resistente à corrosão, entretanto o titânio c.p. é menos susceptível a pites, provavelmente devido a formação de uma camada passivadora mais grossa e resistente ao rompimento; os resultados indicam que, sobre cada eletrodo a camada de corrosão foi formada por diferentes mecanismos.

Rose & Costello (1998) avaliaram a corrosão galvânica entre a coroa total em liga aurica e restaurações de amálgama. Segundo os autores, quando um amálgama entra em contato com diferentes restaurações metálicas ocorrem correntes galvânicas entre os diferentes metais, promovendo agressão ao complexo dentino-pulpar, gengiva e meio ambiente oral resultando em um fenômeno chamado de galvanismo oral. Os autores concluíram que a reação eletromecânica entre diferentes

metais no meio intra-oral é preocupante quando o paciente reporta gosto desagradável e dor. Entretanto, levando-se em conta o grande número de restaurações realizadas com diferentes ligas metálicas em contato é uma surpresa que estes sintomas não apareçam com mais freqüentes.

Bottino et al (1999) analisaram, *in vitro*, os efeitos da oxidação e corrosão na unidade implante – abutment – cilindro de ouro, com o uso de estruturas metálicas fundidas em ligas de prata paládio e ouro. As estruturas metálicas foram adaptadas sobre implantes do sistema Brånemark, com os respectivos abutments e cilindros de ouro, sendo posteriormente colocadas em solução de NaCl 0,9% em pH=6. As amostras foram classificadas em dois grupos: Grupo I - prata - paládio; Grupo II - ouro, e depois divididas em dois subgrupos, de acordo com o tempo de permanência na solução, 336 horas e 1008 horas, respectivamente. Após a remoção da solução, as amostras foram submetidas à análise por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e espectroscopia de energia dispersiva de raios X (EDS). Pela microscopia de varredura (MEV) foram observadas alterações superficiais sugestivas de oxidação e com o EDS, observou-se uma maior intensidade relativa em função da energia no Cl e Na, quando a liga era de prata-paládio. Baseados nos resultados obtidos, concluíram os autores portanto a possibilidade da ocorrência de ataque corrosivo com o uso das ligas de prata – paládio, nos tempos acima referidos, o que alerta uma limitação para seu uso clínico. Sugeriram os autores que novos estudos sejam realizados.

Horasawa et al. (1999) examinaram *in vitro* a interação galvânica entre o titânio e amálgama com alto teor cúprico e liga de gálio para restaurações diretas com diferentes áreas de exposição. Para o Ti c.p. foram fundidas espécimes

cilíndricas de 4mm de diâmetro por 8mm de comprimento, os corpos de prova do amálgama e liga de gálio foram trabalhadas de acordo com as especificações de nº 1 da A.D.A., com áreas das amostras apresentando as seguintes dimensões: 0,125, 0,25, 0,5 e 0,75 cm², os pares galvânicos foram preparados entre Ti/ligas nas seguintes médias: 1:1, 2:1, 4:1, e 6:1, sendo imersos em saliva sintética (código MTZ com composição KCl, NaHCO₃, NaH₂PO₄.H₂O, KSN e ácido láctico) em temperatura de 37°C ±5, com pH igual 6.8, as correntes galvânicas e os respectivos potenciais foram avaliados pela função do tempo de exposição. Os resultados foram analisados pela ANOVA e test de Tukey ($p \leq 5$), sendo: o potencial galvânico e a densidade da corrente aumentam com o aumento da área média do titânio e as ligas; a densidade da corrente galvânica foi na ordem de 10⁻⁸ A/cm² para o par Ti/amálgama com alto teor de cobre e 10⁻⁷ a 10⁻⁶ A/cm² para o par Ti/liga de gálio, mostrando que a interação entre titânio e as restaurações diretas destas ligas foram pequenas e que para a liga de gálio a interação foi maior devido a sua natureza de baixa resistência à corrosão.

3 Proposição

Analisar, *in vitro*, a possibilidade de ocorrência de oxidação entre a liga de Ti c.p. na união entre *abutment*-implante utilizada como biomaterial dos implantes osseointegrados e as ligas de NiCr, CoCr e amálgama com alto teor de cobre, em solução de NaCl 0,9% em pH 6.0 por um período de 1008 e 1680 horas.

4 Material e Métodos

4.1 Material

Componentes dos implantes

Este trabalho será realizado utilizando-se implantes de titânio comercialmente puro (Ti c.p.), material fornecido pela AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX; implantes com hexágono externo SS 407 – (4.0mm diâmetro x 7.0mm altura) e *abutments standard* AST 3.0 – (4.0mm diâmetro x 3.0mm altura). Em um total de 30 implantes, 30 *abutment* e 30 parafusos para a fixação(implantes/ *abutments*).

Ligas metálicas

Ni-Cr – *REMANIUM Cse* - Dentaurum – Pforzheim – Germany – Lote 7404

Co-Cr – *REMANIUM GM 380* - Dentaurum – Pforzheim – Germany – Lote 7867

Amálgama – *PERMITE* – Southern Dental Industries - SDI – Lote 15.309

O quadro abaixo fornece dados da composição em porcentagem dos componentes destas ligas dentais utilizadas neste estudo.

Quadro 1 – Ligas dentais

LIGA	CONTEÚDO															
	Ni	Fe	Mn	Cr	Mo	Si	C	Co	N	Ag	Sn	Cu	In	Zn	Al	Ce
Ni-Cr	61	1		28	11	1,5		1							1	1
Co-Cr			0,5	29	4,5		0,5	64,6	0,4							0,5
AMÁLGAMA										56	27,9	15,4	0,5	0,2		

Com a finalidade de padronizar a condensação, altura e diâmetro dos corpos-de-prova (4mm de diâmetro / 10mm de altura), foi desenvolvido um dispositivo descrito a seguir :

- 1) suporte metálico com haste central móvel (figura 1), a qual possui pinça para condensadores (figura 1 detalhe).
- 2) base metálica com 25mm de altura e 26mm de diâmetro interno (figura 2a).
- 3) cilindro metálico com 25mm de diâmetro externo e 25mm de comprimento, com perfuração centrada (conduto) de 4mm de diâmetro (figura 2b).
- 4) cilindro metálico com 25mm de diâmetro externo e 25mm de comprimento com perfuração centrada (conduto) de 4mm de diâmetro revestido com teflon (polímero de tetrafluoretileno) (figura 2c).
- 5) pino metálico de 21mm de comprimento por 4mm de diâmetro (figura 2d).
- 6) pino de teflon de 15mm de comprimento por 4mm de diâmetro (figura 2e).
- 7) condensador metálico de 25mm de comprimento por 4mm de diâmetro (figura 2f).
- 8) condensador metálico de 25mm de comprimento por 4mm de diâmetro revestido de teflon (figura 2g).

Os componentes da figura 2, c, e e g, foram desenvolvidos especificamente para a liga de amálgama de alto teor cúprico, e satisfazem a especificação nº1 da ADA, para confecção de corpos-de-prova.

Tubo de vidro – tubo de vidro transparente com 6,0mm de diâmetro interno por 5,6 cm de comprimento. (figura 3 a)

Tela plástica - tela de material plástico com perfurações de 1mm de diâmetro.
(figura 3 b)

Borracha de vedação – borracha cilíndrica de 6,5mm de diâmetro externo por 1,0 cm de comprimento. (figura 3 c)

Solução de NaCl – Cloreto de Sódio 9% pH = 6 produzido pela “*Terapêutica*” Farmácia de manipulação. Lote de fabricação nº01-120.227.

Termômetro e termostato - marca Brasil com variação de temperatura de 0 a 50°C. Fabricado por Rebello & Ferreira LTDA (figura 4 a e b respectivamente)

Mini compressor – marca Brasil série ouro. Fabricado por Rebello & Ferreira LTDA – Lote 0001/48. (figura 5)

Roda plástica – dispositivo criado para fixação dos tubos de vidro.(figura 6)

Cuba de vidro – cuba de vidro retangular com 22cm de altura por 12cm de largura e 22cm de comprimento.(figura 7)

Cera para fundição – marca Kerr - cera azul – tipo II

Sprue plástico – para conduto de alimentação

Anel metálico - para fundição nº 8

Base de borracha – para anel metálico

Revestimento para fundição – pó - marca Rema Exakt e gel para mistura marca Duplikat. Revestimento à base de silicato.

Máquina para fundição - Centrífuga mecânica (nº de voltas 2)

Maçarico para fundição – Marca Willians pressão 1.5 Kgf/cm²
(gás propano/acetileno)

Paquímetro – marca Vernier Caliper com capacidade de medição de 0,05 x 150mm.

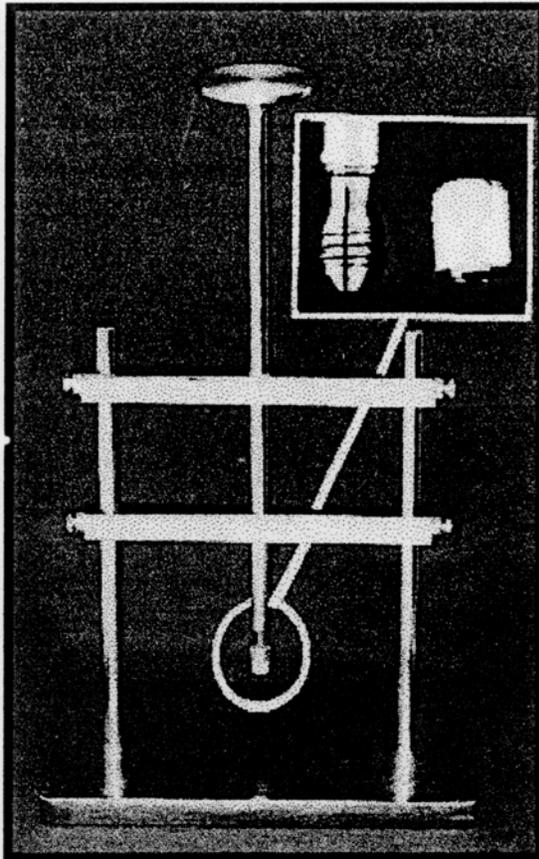


Figura 1- Suporte com pinça no detalhe.

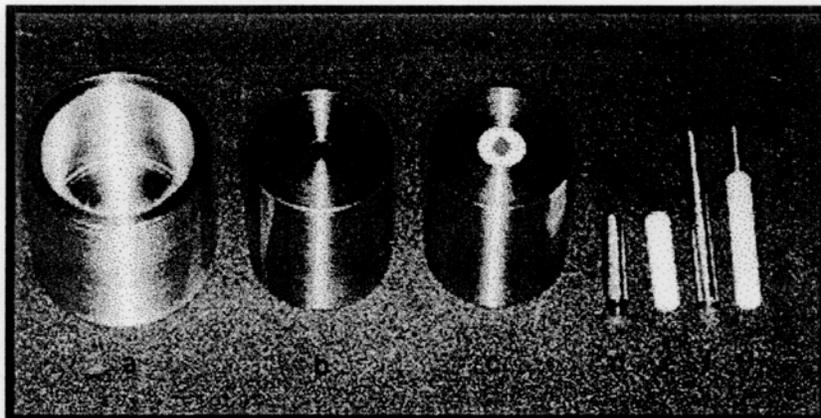


Figura 2 - Componentes descritos pagina anterior.

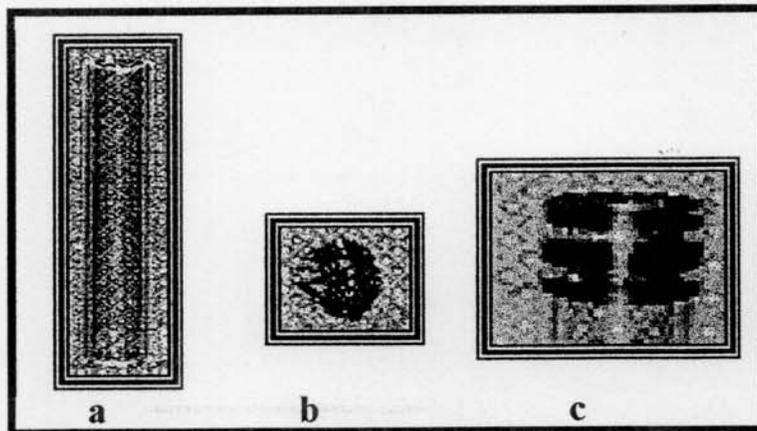


Figura 3 - Componentes para imersão.

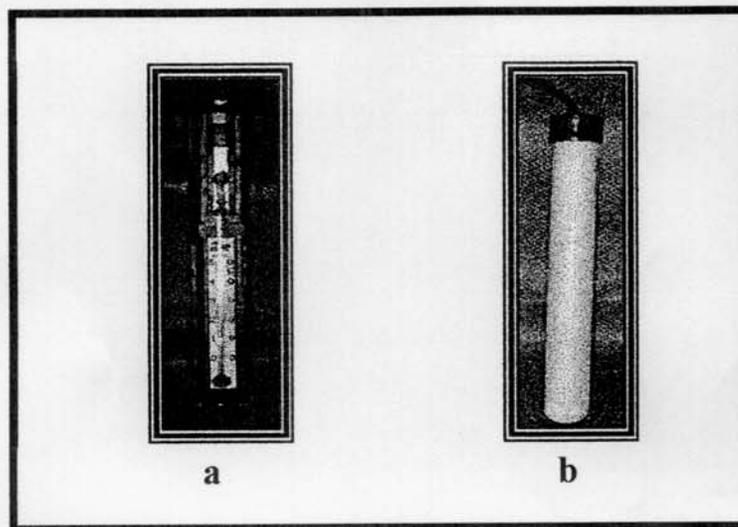


Figura 4 - Componentes para imersão. (Temperatura)

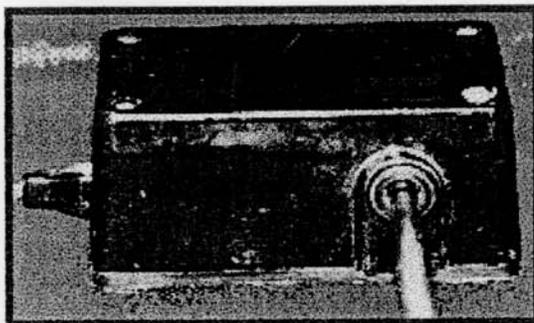


Figura 5 - Mini compressor

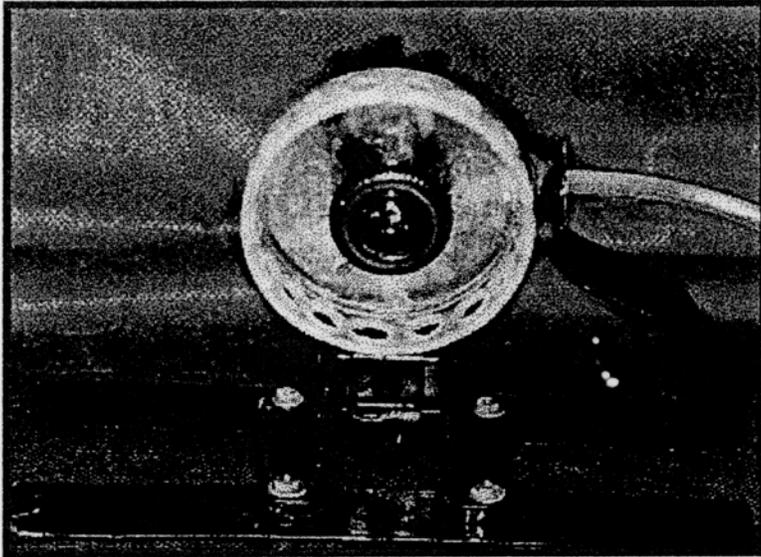


Figura 6 - Roda de plástico

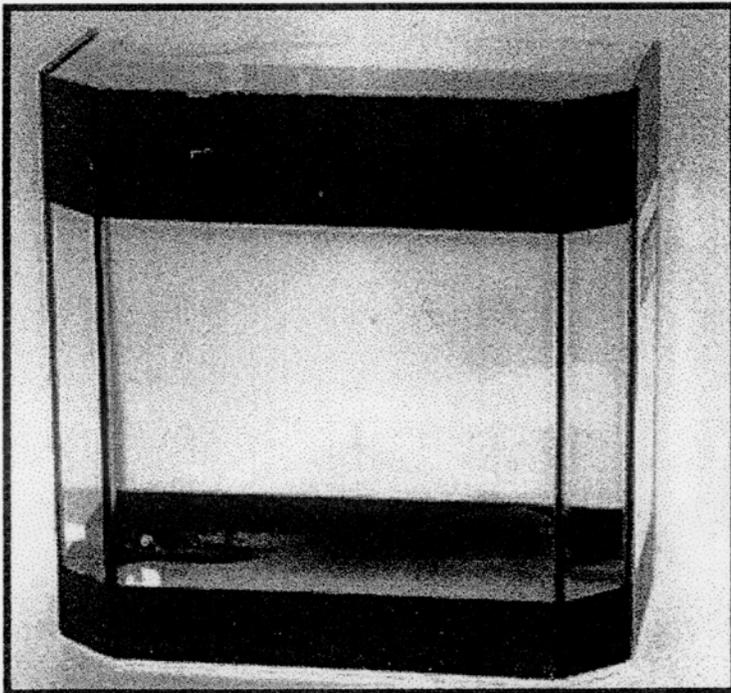


Figura 7 - Cuba de vidro

4.2 Métodos

Obtenção dos corpos-de-prova

Com a finalidade de se obter corpos-de-prova padronizados com as mesmas áreas de exposição no meio corrosivo (solução de NaCl), utilizamo-nos dos dispositivos para padronização contidos na figura 1 e 2.

Amálgama

O Amálgama utilizado está apresentado no Quadro nº2.

Quadro nº2

Liga	Tempo de Trituração	Velocidade de Trituração
Permite	8 seg	média

Os corpos-de-prova foram confeccionados segundo as normas da American Dental Association (ADA), especificação nº1 para ligas metálicas. Para trituração, os materiais já proporcionados em cápsulas, foram levados a um amalgamador mecânico de marca Varimix II (Caulk). O tempo e a velocidade de trituração encontram-se no quadro acima.

Devido às propriedades mecânica (baixo coeficiente de atrito) e propriedades químicas (resistência a agentes corrosivos, insolubilidade e não-adesividade) deste material criamos os dispositivos c, e e g da figura 2, em teflon especialmente para as ligas de amálgamas com alto teor cúprico.

Dentro do dispositivo (figura 2 c) pequenas porções da mistura eram levadas com o auxílio de um porta amálgama de plástico e condensadas pelo mesmo operador com condensador de teflon (figura 2 g), para prover amostras do mesmo tamanho (4mm

de diâmetro por 10mm de altura) era mantido no interior do dispositivo (figura 2 c) o dispositivo de teflon (figura 2 e).

Ligas metálicas (Ni-Cr e Co-Cr)

A cera para fundição foi plasticizada e vertida dentro do cilindro (figura 2 c) que mantinha em seu interior o dispositivo (figura 2 e) reproduzindo desta forma padrões-de-cera de 4mm de diâmetro por 10mm de altura, que eram checados com auxílio de um paquímetro.

Estes modelos de cera foram incluídos em revestimentos Rema Exakt e posteriormente fundidos pelo método da cera perdida, (Phillips 1993) , num mesmo momento de fundição para cada tipo de liga e com o mesmo operador. Odontolaboratório de prótese dentária Dairo Pimentel.

O acabamento e polimento destes corpos-de-prova foram realizados da seguinte forma: a) usinagem; corte do conduto de alimentação com disco de carborundum, e limpeza com jato de óxido de alumínio com granulação de 0,50 μm , b) pedra diamantada de granulação fina, c) borrachas abrasivas de granulação decrescente e d) feltro com massa específica de polimento para Ni-Cr e Co-Cr.

Implantes (Ti c.p.)

Os implantes-*abutments* foram montados manualmente pelo mesmo operador, perfazendo o tamanho do corpo-de-prova 10mm, sendo 7mm de comprimento do implante mais 3mm de comprimento do *abutment* ambos com 4mm de diâmetro. (mesmo modo clínico)

Tratamento

Todos os corpos-de-prova foram submetidos a limpeza ultrassônica em álcool isopropílico por 5 minutos, autoclavados a temperatura de 130 a 140°C, por 20 minutos e submetidos a secagem por 1 hora . Os corpos-de-prova foram acondicionados em solução de NaCl a 0,9% com volume padrão da solução de 1,4 ml com pH 6.0 e colocados à temperatura de 37°C +- 2.

Obtenção e classificação das amostras

As amostras foram obtidas e classificadas em 3 Grupos: Grupo I, composto do sistema de implante (*implante-abutment*) com corpo-de-prova fundido em liga de níquel-cromo. Grupo II, composto do sistema de implante (*implante-abutment*) com corpo-de-prova fundido em liga de cobalto-cromo. Grupo III, composto do sistema de implante (*implante-abutment*) com corpo-de-prova em amalgama de prata com alto teor cúprico. Para cada grupo foram confeccionados 10 amostras.

As amostras foram colocadas em solução de NaCl 0,9% em pH 6, para análise *in vitro*, dos efeitos da corrosão .

De acordo com o tempo de permanência na solução as amostras foram ainda divididas em dois subgrupos: Subgrupo I – 1008 horas, Subgrupo II – 1680 horas .

4.2.1 Metodologia

Para o acondicionamento das amostras foram preparados tubos cilíndricos de vidro, (6mm de diâmetro interno por 5,5cm de comprimento) contendo na porção mediana uma tela plástica, a qual não permite o contato das ligas metálicas estudadas. (figura 8 a)

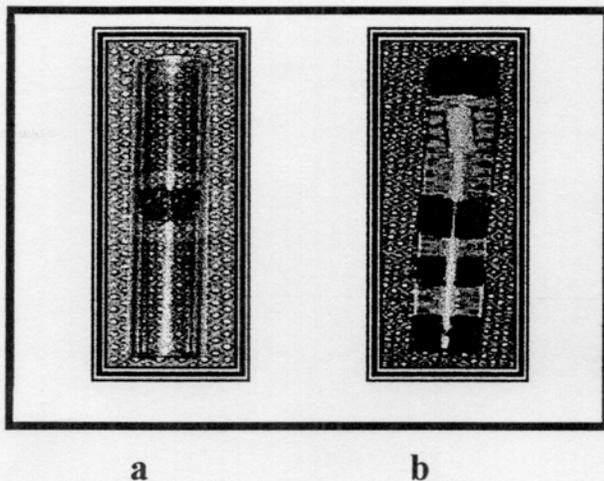


Figura 8 - a) tubo de vidro com tela. b) tubo montado com os metais.

Após a colocação das ligas no tubo, o mesmo era preenchido com 1,4 ml de solução de NaCl 0,9% com pH 6.0 (Ramires) e vedada as suas extremidades com uma borracha para vedação. (figura 8 b).

As amostras foram mantidas a temperatura de $37^{\circ}\text{C} \pm 2$, com o auxílio de um termômetro com termostato (figura 9 a) ligado a um aquecedor (figura 9 b) dentro de uma cuba retangular com água (figura 11).

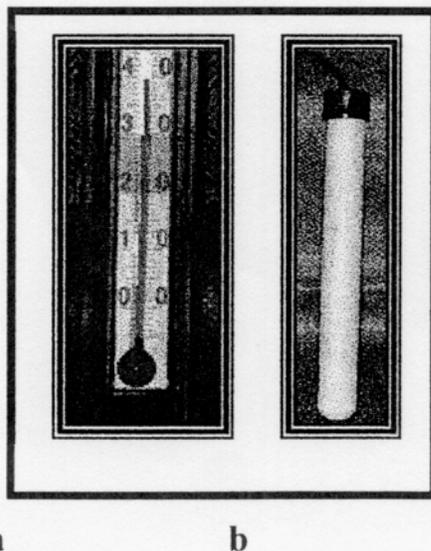


Figura 9 - a) termômetro com termostato b) aquecedor

Para evitar a precipitação dos sais da solução escolhida (NaCl 9% com pH 6.0), os tubos das amostras foram afixados em uma roda (figura 10 a e b) a qual é impulsionada por um mine compressor (figura 10 c), permitia o movimento da mesma e consequentemente o movimento da solução.

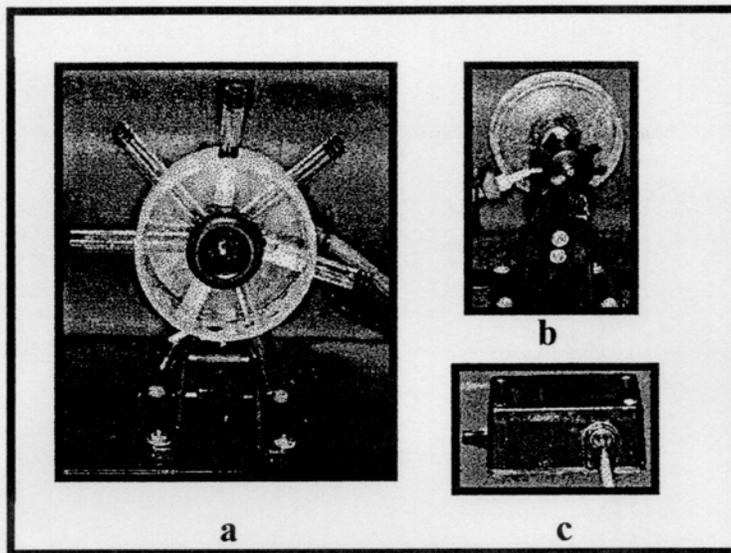


Figura 10 – a e b) roda para fixação dos tubos c) mine compressor.

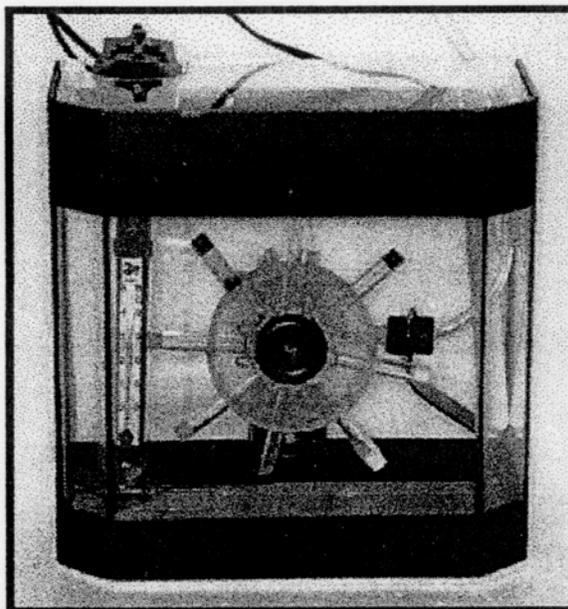


Figura 11 – Cuba de vidro com o esquema todo montado.

4.2.2 Análise Microscópica (MEV) e (EDS)

MEV (L0) microscopia inicial das áreas de união implant-*abutments* com aumento de 200 e 500 vezes, colhendo imagens (fotos) e EDS para observação dos elementos químicos presentes na liga (gráfico).

Após a remoção da solução, as amostras serão submetidas à análise em microscopia eletrônica de varredura (MEV) com a finalidade de observar as alterações no interior da união (fenda) formada pelo implante e *abutments* de titânio, pela espectroscopia de energia dispersiva de raios X (EDS) para observação dos elementos químicos presentes na liga após os tempos de permanência na solução da seguinte forma:

Sub-grupo I

MEV – I - após 1008 horas + EDS - sem limpeza das peças.

MEV - Ia- após 1008 horas + EDS - com limpeza das peças

Sub-grupo II

MEV - II - após 1680 horas + EDS - sem limpeza das peças.

MEV - IIa- após 1680 horas + EDS - com limpeza das peças

4.2.3 Análise Estatística

5 Resultados

Pretendemos obter os resultados pelas diferenças de imagens colhidas pelo (MEV) e gráficos (EDS) .

MEV (L0) _____ Sub-grupo I

MEV – I - após 1008 horas + EDS - sem limpeza das peças.

MEV - Ia- após 1008 horas + EDS - com limpeza das peças.

MEV (L0) _____ Sub-grupo II

MEV - II - após 1680 horas + EDS - sem limpeza das peças.

MEV - IIa- após 1680 horas + EDS - com limpeza das peças

6 Discussão

7 Conclusão

8 Referências Bibliográficas

- 1 ACCIARI H. A.; CODARO E. N.; GUASTALDI A. C. Uma revisão sobre corrosão em amálgama dentários. *Pós-Grad. Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos*, v.1, n.1, jul/dez, 1998.
- 2 ALBREKTSSON T. et al. The interface zone of organic implants in vivo: titanium implants bone. *Ann. Biomed. Eng.* v. 1, p.1, 1983.
- 3 AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. *Annual book of ASTM standards. Nonferrous.* Metals product standard specification for unalloyed titanium for surgical implant applications. Philadelphia: ASTM, 1988, v.2, 3p.
- 4 Bem-AMAR A.; CARASH H.S.; JUDES H. The sealing of the tooth/amalgam interface by corrosion products. *J. Oral Rehabilitation*, v.22, p.101-04, 1995.
- 5 BOTTINO M. A. et al. Oxidação e corrosão na união dos implantes osseointegrados com diferentes ligas metálicas. *Pós-Grad. Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos*, v.2, n.1, p.76-4, jan/jun, 1999.
- 6 BRÅNEMARK P.I.; ZARB G.A.; ALBREKTSSON T. *Prótesis tejido integradas: la osseointegración en la odontologia clínica.* Trad. J. A. Gil. Berlim: Quintessenz, 1987. 350 p.
- 7 BUNDY K. J. Corrosion and other electrochemical aspects of biomaterials. *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, v.22, n.314, p. 139-251, 1994.

- 8 CANAY S. et al. Evaluation of titanium in oral conditions and its electrochemical corrosion behavior. *J. Oral Rehabilitation*, v. 25, p. 759- 64, 1998.
- 9 CASTRO M. C. C.; STEAGALL L. Corrosão de corpos de prova de amálgamas brunidos ou polidos medida por perda de massa, quando submetidos à imersão alternada em solução de NaCl a 1. *Rev. Odont. USP*, n.4 v.4, 293-98, out/dez, 1990.
- 10 CRAIG R. G. et al. Optical, thermal, and electrical properties. *Int. Restorative Dental Materials*, 9. Ed, chapter.3, p.46-7, 1993.
- 11 ELEY B.M. The future of dental amalgam: a review of the literatura. Part 3: mercury exposure from amalgam restorations in dental patients. *Br Dent J*, n..9,v.182, p.333-38, may, 1997.
- 12 GERSTORFER J. G.; WEBER H. Corrosion resistance of the implant materials contiment 35, memory and Vitalium in artificial physiological fluids. *Int.J.Oral maxillofac. Implants*, v.3, p.135-40, 1988.
- 13 GERSTORFER J. G.; WEBER H.; SAVER K.H. *In vitro* substance loss due to galvanic corrosion in Ti implant/Ni-Cr supraconstruction systems. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.4, p.119-22, 1989.
- 14 GERSTORFER J. G. *In vitro* corrosion measurements of dental alloy. *J. Dent*, v.22, p.247-51, 1994.
- 15 GREENER E.H.; VRIJHOEF M. M. A. Dental amalgams. *Int. O'BRIEN W.J. Dental materials properties and selection*. 8.Ed, Chapter. 13, p.263-83.

- 16 HORASAWA N.; TAKAHASHI S.; MAREK M. Galvanic interaction between titanium and gallium alloy or dental amalgam. *Dent Materials*, n.5, v.15, p-318-22, Sept, 1999.
- 17 HULTERSTRÖM M.; NILSSON U. Cobalt-Chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: A 3-year follow-up. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.9, p.449-54, 1994.
- 18 JOHANSSON B. I.; BERGMAN Bo. Corrosion of titanium and amalgam couples: Effect of fluoride, area size, surface preparation and fabrication procedures. *Dent Mater*, v.1, p.41-6, Jan, 1995
- 19 KEDICI S. P. et al. Corrosion behavior of dental metals and alloys in different media. *J. Oral Rehabilitation*, v. 25, p. 800-8, 1998.
- 20 MEYER R. D.; MEYER J.; TALOUMIS L. J. Intraoral galvanic corrosion: literature review and case report. *J. Prosthet. Dent.* , v. 69, p.141-3, 1993.
- 21 PARIOMA M. M. Corrosão por fresta do titânio em soluções de cloreto de sódio a temperaturas intermediárias. Porto Alegre, 1993. 133p.(Doutorado em Engenharia) - Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul.
- 22 PHILLIPS R.W. Corrosão. Skinner Materiais Dentários. 9.Ed, Cap.16, p.170-88, 1993
- 23 RAMIRES I. Estudo de corrosão em biomateriais. Araraquara, 1998. 83p. Dissertação (Mestrado em Físico-Química) – Instituto de Química de Araraquara, Universidade Estadual Paulista.

- 24 RECLARU L.; MEYER J. M. Study of corrosion between a titanium implant and dental alloys. *J. Dent* , v. 22, p. 159-68, 1994.
- 25 ROSE, M. D.; COSTELLO J. P. The tarnished history of posterior restoration. *British Dent. J.*, v.185, n. 9, Nov, p.14, 1998.
- 26 SORENSEN J.A.; AVERA S.P.; TOMAS C. Comparison of interface fidelity of Implant systems. *J. Dent. Res.*, v.70, p.540, 1991. /Abstract n. 2191/
- 27 SPIEKERMANN H. et al. *Colors atlas of dental medicine: implantology*. New York: 1536 illustrations, 1995.388p.
- 28 TOUMELIN-CHEMLA F.; ROUELLE F.; BURDAIRON G. Corrosive properties of fluoride-containing odontologic gels against titanium. *J. Dent*, v.24, n^{os} 1-2, p-109-15, 1996.
- 29 WATZEK, G. E. (Ed.) *Endosseous implants: scientific and clinical aspects*. Chicago: *Quintessence Books*, 1996. 407p.
- 30 ZITTER H.; PLENK H. J. The electromechanical behaviour of metallic implant materials as an indicator of their biocompatibility. *J. Biomed. Mater. Res*, v.21, p.881- 96, 1987.