

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Thiago Oszika Pico

**Diferenciação oxidativa em dispositivos
temporários de ancoragem de Titânio e Aço**

Passo Fundo

2020

Thiago Oszika Picolo

**Diferenciação oxidativa em dispositivos
temporários de ancoragem de Titânio e Aço**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da UPF, para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica, sob orientação do prof. Dr. Micheline Sandini Trentin.

Passo Fundo

2020

Folha reservada para
Ata de aprovação da Banca Examinadora

Observação:

Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.
Após, faça a substituição pela Ata de aprovação fornecida pela
Secretaria para manter a correta numeração do seu trabalho.

Folha reservada para
Ficha catalográfica

Observação:

Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.
Após, faça a substituição pela Ficha Catalográfica fornecida pela
Secretaria para manter a correta numeração do seu trabalho.

BIOGRAFIA DO AUTOR

Thiago Oszika Picolo, nascido em 19 de fevereiro de 1988 em Passo Fundo, Cirurgião Dentista pela Universidade de Passo Fundo 2011, Especialista em Ortodontia pela Universidade de Passo Fundo 2016, atual professor convidado do curso de Especialização em Ortodontia na Universidade de Passo Fundo, professor do curso de Especialização em Ortodontia do IOA - Instituto odontológico das Américas, professor do curso de Especialização em Ortodontia da Funorte – Elosul.

OFERECIMENTOS E AGRADECIMENTOS

A minha orientadora Dra. Micheline Sandini Trentin pelo voto de confiança e pelo estímulo em todos os momentos deste trabalho, por ensinar-me o equilíbrio entre o profissionalismo e a ética e também por compartilhar sua criatividade e sensibilidade.

A todo corpo docente do programa de pós-graduação em Odontologia da Universidade de Passo Fundo.

A empresa SIN, por proporcionar o material necessário à pesquisa, contribuindo de forma total a pesquisa científica.

Ao Parque Tecnológico da Universidade de Passo Fundo, pelo apoio e oportunidade de desenvolver esta pesquisa em suas dependências, em especial ao técnico Luis, que me proporcionou momentos de muita aprendizagem e amizade.

A todos os colegas que ofereceram sua amizade, carinho e conhecimentos.

SUMÁRIO

BIOGRAFIA DO AUTOR	5
OFERECIMENTOS E AGRADECIMENTOS	6
SUMÁRIO	7
LISTA DE TABELAS	8
LISTA DE FIGURAS	9
LISTA DE ABREVIATURAS	10
1. INTRODUÇÃO	14
2. REVISÃO DE LITERATURA	16
3. PROPOSIÇÃO	28
4. MATERIAIS E MÉTODOS	29
5. RESULTADOS	33
6. DISCUSSÃO	37
7. CONCLUSÕES	40
CONSIDERAÇÕES FINAIS	40
REFERÊNCIAS	42
ARTIGO SUBMETIDO	4647

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Contraindicações gerais e contraindicações locais.....	21
Tabela 2: Composição da solução de saliva artificial de Fusayama.....	30
Tabela 3: Teste em Saliva artificial sem Flúor para verificar corrosão em Ti6Al4V e Aço 316L.	36
Tabela 4: Teste em Saliva artificial c/ 1500ppm Flúor.	36

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: A - Micrografia do material antes do teste em OCP; B – Micrografia do material após teste em OCP com concentração de 260 ppM F.	26
Figura 2: Esquema experimental para o teste de corrosão.	31
Figura 3: Início da formação de pitins de corrosão em Ti6Al4V sob o meio sem flúor aos $-1,14\text{V}$ (coluna B), e a não passivação dos mesmos.	34
Figura 4: Início da formação de pitins de corrosão em Ti6Al4V sob o meio com 1500ppm-F aos $-1,24\text{V}$ (coluna B) e a não passivação dos mesmos.	34
Figura 5: Início da formação de pitins de corrosão em Aço 316L sob o meio sem flúor aos $-0,2\text{V}$ (coluna B), e a passivação dos mesmos.	35
Figura 6: Início da formação de pitins de corrosão em Aço 316L sob o meio com 1500ppm-F aos $0,9\text{V}$ (coluna B), e a passivação dos mesmos.	35

LISTA DE ABREVIATURAS

CaCl	-Cloreto de cálcio
CE	-Eletrodo contador
DAT	-Dispositivo de ancoragem temporária
KCl	-Cloreto de Potássio
F	-Flúor
g/l	- Gramas por litro
MEV	- Microscópio eletrônico de varredura
NaCl	-Cloreto de Sódio
Na ₂ S·9H ₂ O	- Sulfeto de sódio
NaH ₂ PO ₄ ·2H ₂ O	- Fosfato de sódio
OCP	- Potencial do circuito aberto
ppm	- Partes por milhão
ppm-F	- Partes por milhão-Flúor
V	-Volts

RESUMO

A corrosão dos mini-implantes ortodônticos ou dispositivos de ancoragem temporários (DATs) tem sido proposta como um fator contribuinte para a inflamação dos tecidos bucais, que por sua vez contribui para o sucesso clínico dos mini-implantes (KNUTSON, 2013).

Dessa forma, faz-se necessária a utilização de um material que apresente maior resistência que o Titânio e suas ligas (SQUEFF et al., 2008; CHANG et al., 2015). Atualmente, os DATs de aço inoxidável para procedimento de ancoragem ortodôntica apresentam um alto índice de sucesso, o que tem levado a uma grande procura pelos profissionais da área (CHANG et al., 2015).

Este trabalho testou a hipótese de que os dispositivos de ancoragem temporários (DATs) fabricados de Aço 316L são mais resistentes à corrosão mesmo em meio com flúor, do que os DATs fabricados apartir de ligas de titânio.

Para tanto foram realizadas medições eletroquímicas em Potenciostato. Materiais e Métodos: Quatro amostras de cada material foram testadas em cada conjunto de teste, a formulação artificial de saliva de Fusayama foi usada como eletrólito solução neste estudo de corrosão *in vitro*, sem flúor em sua composição e em segundo momento com a concentração de 1500ppM de flúor em sua composição. No teste, uma polarização catódica foi então realizada aumentando essa voltagem por 5 minutos ou até que se obtivessem os pitins de corrosão. Em saliva artificial contendo até 1500 ppmF- para cada material e, repetido esse

teste com novas amostras de cada material em solução de saliva artificial sem a presença de flúor. Resultados: Os resultados de escala de corrente de indução foram inseridos no software OriginPro8 para confecção dos gráficos de valores. Dentre todas as ligas metálicas utilizadas atualmente a liga de Ti6Al4V apresentou uma boa resistência à corrosão em saliva artificial. Entretanto, a corrosão destas ligas ocorre em contato com altas concentrações de flúor, diferentemente da liga de Aço 316L que além da corrosão faz a passivação da superfície.

Palavras-chave: Corrosão, mini-implante, procedimento de ancoragem ortodôntica.

ABSTRACT¹

Corrosion of orthodontic mini-implants or temporary anchoring devices (TADs) has been proposed as a contributing factor to inflammation of oral tissues, which in turn contributes to the clinical success of mini-implants (KNUTSON, 2013).

Thus, it is necessary to use a material that presents greater resistance than Titanium and its alloys (SQUEFF et al., 2008; CHANG et al., 2015). Currently, stainless steel TADs for orthodontic anchorage procedures have a high success rate, which has led to a high demand for professionals in the area (CHANG et al., 2015).

This study tested the hypothesis that temporary anchoring devices (TADs) made of 316L steel are more resistant to corrosion even in the fluoride environment, than TADs manufactured in addition to titanium alloys, for both potentiostat electrochemical meters. Materials and Methods: Four pieces of each material were tested in each test set, an application of Fusayama artificial saliva was used as an electrolytic solution in this study of corrosion in vitro, without flowing in its composition and in the second moment with 1500ppM of fluoride in its composition. In the test, a cathodic polarization was performed after the activation of this voltage for 5 minutes or until the corrosion pins were obtained. In artificial saliva, containing up to 1500ppmF⁻ for each material and, this test was repeated with new samples of each material in

¹ Oxidative differentiation in temporary anchoring devices Titanium and Steel

artificial saliva solution without fluoride. Results: The results of the induction current scale were entered without OriginPro8 software for making value graphs. All metal alloys currently used in the Ti6Al4V alloy showed good resistance to corrosion in artificial saliva. However, the corrosion of these alloys occurs in contact with high temperatures, unlike 316L steel alloy, which in addition to corrosion makes the surface passivated.

Keywords: Corrosion, mini-implant, orthodontic anchorage procedure.

1. INTRODUÇÃO

A corrosão dos mini-implantes ortodônticos ou dispositivos de ancoragem temporários (DATs) tem sido proposta como um fator contribuinte para a inflamação dos tecidos bucais, que por sua vez contribui para o sucesso clínico dos mini-implantes (KNUTSON, 2013).

Desse modo, os biomateriais metálicos implantados no corpo passam por uma inevitável corrosão, processo de liberação de íons metálicos indesejáveis, produtos de corrosão que podem ou não ser biocompatíveis. As ligas de titânio liberam íons de titânio {Ti (IV)}, vanádio e alumínio (CADOSCH et al., 2009). Os íons de metais dissolvidos têm então uma propensão a se acumularem no tecido ou são transportados para órgãos através da circulação sistêmica (CADOSCH et al. 2010).

Destaca-se que, as superfícies dos mini-implantes estão sujeitas a corrosão após contato com a composição eletrolítica de fluidos biológicos. A corrosão não altera apenas a natureza da superfície, mas

também a resistência e outras propriedades do material. Produtos de corrosão podem resultar na formação de cápsula fibrosa e inflamação e ser liberados nos tecidos vizinhos, induzindo reações locais e sistêmicas (MORAIS et al., 2007).

Dessa forma, faz-se necessária a utilização de um material que apresente maior resistência que o Titânio e suas ligas (SQUEFF et al., 2008; CHANG et al., 2015). Atualmente, os DATs de aço inoxidável para procedimento de ancoragem ortodôntica apresentam um alto índice de sucesso, o que tem levado a uma grande procura pelos profissionais da área (CHANG et al., 2015).

Com essa premissa, o objetivo deste estudo é comparar o grau de corrosão das amostras de DATs com ligas de Ti (Ti6Al4V) e aço em solução artificial salivar com ou sem flúor na sua composição.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Vários métodos de controle de ancoragem intrabucal têm sido desenvolvidos no último século. As contribuições de Angle, Case, Tweed, Begg e outros têm promovido uma base para a mecanoterapia ortodôntica moderna (BRAGA et al., 2003). A ancoragem intrabucal faz uso dos elementos dentários, das reações biológicas do tecido ósseo, das superfícies mucosas e influência da musculatura (como no caso da ancoragem cortical, dos elásticos intermaxilares, dos dispositivos intramaxilares – arco lingual, barra transpalatina e botão de Nance, entre outros) (THIESEN; REGO; SHIMIZU, 2005).

Assim, os dentes, por si só, apresentam mecanismos através dos quais oferecem resistência ao movimento. Assim, uma estratégia óbvia para o controle da ancoragem seria concentrar as forças necessárias para a produção do movimento dentário onde ele fosse desejado e, então, dissipar, ao máximo, a força de reação sobre os demais dentes, deixando a pressão no ligamento periodontal dos dentes de ancoragem tão leve quanto possível. Um limite abaixo do qual a força aplicada não produziria reação, poderia fornecer um controle da ancoragem perfeito, de modo que apenas o necessário para assegurar que o limiar para a movimentação da unidade de ancoragem não fosse alcançado (PROFFIT; FIELDS JÚNIOR, 2002).

Observa-se que, pacientes adultos que procuram tratamento ortodôntico, geralmente tem uma aversão ao uso de aparelho extra-bucal por razões estéticas e sociais (KAWAKAMI et al., 2004), e esperam que o tratamento seja finalizado no menor tempo possível, para isso é

indicado o uso de mini-implantes durante a terapia ortodôntica (LINO et al., 2006).

2.1 Dispositivos temporários de ancoragem

Os dispositivos temporários de ancoragem possuem o mecanismo de ação, na qual se baseiam no embricamento mecânico de sua estrutura metálica nas corticais e osso denso e não necessariamente no conceito da osseointegração. A forma e o comprimento das espiras são fundamentais para sua fixação. A resistência a forças de fratura pode ser aumentada com o design cônico e com espiras apropriadas para a auto perfuração. Estas características auxiliam na dissipação das forças de compressão das estruturas ósseas adjacentes ao mini-implante no ato da instalação (WIECHMANN et al., 2007).

A osseointegração dos mini-implantes, quando ocorre, dificulta a sua remoção, aumentando o risco de fratura dos mesmos por esta razão. Em áreas de osso pouco denso e cortical mais fino, a osseointegração pode ser necessária e, para estes casos, a liga de titânio utilizada tem grau de pureza IV e a superfície sofre ataque ácido duplo, para aumentar a superfície de contato. Em 2007, Vannet et al. posicionaram mini-implantes em cães e, determinaram histomorfometricamente que a osseointegração parcial ocorria em todos os espécimes após 6 meses de ancoragem esquelética (VANNET et al., 2007).

Os tratamentos de superfície podem ser obtidos por meio de tecnologias complexas ou métodos simples, tanto para modificar as superfícies como para aumentar a bioatividade do titânio. A associação

do tratamento com ácido fosfórico, responsável pela criação das micro porosidades, e alcalino, por formar nano características que aceleram as respostas biológicas, promove a deposição de uma camada de titanato de sódio, sobre a qual a precipitação de hidroxiapatita é favorecida e catalisada - importante fator para as respostas osteoblásticas (OLIVEIRA et al., 2015).

A sua implantação pode ser simples em mãos habilitadas e mentes preparadas, mas pode oferecer riscos, especialmente quando mal planejada e executada. As complicações são o contato com as raízes dentárias vizinhas, com ou sem perfuração; mucosite; contaminação e fraturas. A higienização é fundamental para sua manutenção dentro de padrões de normalidade (CONSOLARO et al., 2008).

Vilela (2006) classificou os mini-implantes quanto à forma de aplicação, em: a) Autoperfurantes, que oferecem menores riscos de perfuração de raízes, e b) Auto-rosqueantes, que requerem uma brocagem óssea prévia, por não possuírem pontas ativas.

Os mini-implantes, os autorosqueantes ou autoperfurantes, exigem diferentes técnicas de inserção no osso e diferem quanto à sua forma. O mini-implante autorosqueante apresenta forma cilíndrica e não possui poder de corte, por isso necessita da preparação prévia do sítio de inserção através da utilização de broca para perfuração da gengiva e da cortical óssea. Normalmente, empregam-se brocas com diâmetro 0,3mm menor que o diâmetro do mini-implante. O mini-implante autoperfurante, geralmente possui forma cônica e pode ser diretamente inserido no tecido ósseo sem necessidade de perfuração prévia. Isto torna o procedimento operatório mais simplificado (ARAÚJO, 2006).

Sua estrutura pode ser dividida em três partes: corpo, perfil transmucoso e cabeça. O perfil transmucoso representa a parte intermediária em contato com a mucosa. As suas partes podem variar quanto a formas e medidas, especialmente quanto à espessura e ao comprimento (VILLELA, 2006). A cabeça do mini-implante servirá de apoio aos aparelhos ortodônticos, e ficará exposta na cavidade bucal. Deve ser pequena, superfície polida e arredondada para não ferir o paciente ou reter placa. No mercado temos à disposição cabeça de botão ou de braquete (BARBOSA, 2013).

Em relação ao perfil transmucoso, o mesmo corresponde à superfície lisa logo abaixo da cabeça, e pode estar presente ou não no mini-implante. Quando presente pode ter 1mm ou 2mm, e por ele ser liso, permite maior adaptabilidade aos tecidos moles e diminui o risco de aderência de placa bacteriana, prevenindo assim a inflamação da mucosa. Deve ser selecionado de acordo com o local onde vai ser implantado, sendo menor na área vestibular e maior na região palatina ou retromolar, onde a mucosa é mais espessa (BARBOSA, 2013).

Ressalta-se que, a rosca do mini-implante é a parte que fica intra-óssea após sua instalação. Ela pode ser cilíndrica, com um diâmetro único do início ao final ou cônica, com um afinamento no diâmetro ao se aproximar da extremidade. O sentido da rosca pode ser para a direita ou para a esquerda, dependendo do planejamento biomecânico necessário para o caso (BARBOSA, 2013).

Quanto à ancoragem oferecida, pode ser utilizada logo após a sua implantação ou até 15 dias depois. A quantidade de força inicial deve ser entre 150 e 200g, preferencialmente mensurada com o dinamômetro, para se evitar sobrecarga. Gradualmente, poderá ser aumentada até 350g,

relevando-se sempre a qualidade do osso, como a espessura da cortical e a densidade óssea (AKIN-NERGIZ et al., 1998).

As principais vantagens relacionadas ao uso de mini-implantes de acordo com Marassi et al. (2008), Padovan et al. (2006), Souza (2006), Cruz (2007) e Pithon et al. (2008) estão relacionadas aos seguintes aspectos: não dependem da colaboração do paciente para o cumprimento de ativação/aplicação extraoral; promovem a melhoria precoce do perfil; fornecem ancoragem absoluta; reduzem o risco de lesão radicular; permitem a aplicação de carga imediata; são de fácil manipulação, instalação e remoção; promovem irritação mínima dos tecidos adjacentes; proporciona uma mecânica ortodôntica controlada; comportam-se de maneira estável após instalação; dispensam o uso de aparatos ortodônticos; além de apresentarem boa relação custo-benefício e eficácia comprovada.

Já as principais desvantagens segundo, Padovan et al. (2006), Souza (2006), Zucoloto e Carvalho (2008) são: possível acometimento de nervos e vasos sanguíneos no ato cirúrgico; irritação da mucosa do palato e hiperplasia gengival devido à má higiene oral; possível fratura do mini-implante no momento da inserção; tendência a sofrer pequena inclinação em relação ao seu eixo no sentido da aplicação da força; incapacidade de resistir às forças de rotação; aproximação com a superfície radicular, que pode ser tocada durante sua inserção, movimentação e afrouxamento do mini-implante e a cobertura do parafuso pela gengiva adjacente.

2.2 Contraindicações e complicações no uso de mini-implantes

Em 2005, começaram os primeiros relatos de problemas e fatores de risco associados ao uso de mini-implante (LABOSSIÉRE JÚNIOR. et al., 2005). De acordo com Moon et al. (2008), as principais condições gerais e locais de saúde que limitam o uso de mini-implantes estão expostas na tabela 1:

Tabela 1: Contraindicações gerais e contra-indicações locais (Moon, 2008).

Contraindicações gerais	Contra-indicações locais
Pacientes com órgãos artificiais ou válvulas cardíacas, pois oferecem um risco ainda maior de contrair infecção	Macroglossia
Pacientes com problemas cardiovasculares severos, considerando o risco de cirurgia	Inserções baixas de freio
Pacientes com problemas psicológicos	Presença de infecções
Pacientes com diabetes	Higiene bucal deficiente
Pacientes com idade inferior a 12 anos	Queilite
Pacientes gestantes	Hiperplasia gengival
Pacientes fumantes	Quantidade e qualidade inadequada de osso
Pacientes usuários de Alendronato	
Etilismo	Patologias do osso
Pacientes com osteoporose	Doença periodontal e dentes impactados

2.3 Materiais utilizados para fabricação de mini-implantes

Os materiais utilizados na fabricação dos mini-implantes são Ti6Al4V (Liga de Titânio) e Aço inoxidável 316L, comparados no quadro 1.

Quadro 1: Características estruturais dos materiais utilizados na fabricação dos mini-implantes, determinantes em biocompatibilidade dos materiais testados, com vantagens em relação à corrosão no Aço (Oliveira 2015, Souza 2015, Villela 2006).

Material	Características
Aço Inoxidável	Baixo teor de carbono reduzindo assim as chances do desenvolvimento de corrosão intergranular; aumento na resistência à corrosão para as soluções contendo cloro (solução salina).
Titânio comercialmente puro	Utilizado na maioria dos implantes dentários (biocompatibilidade, falta de alergenicidade, alta força específica e baixo módulo elástico). Pouca resistência às cargas oclusais.
Titânio e suas ligas (Ti6Al4V)	Excelente força, tenacidade; superação das limitações impostas pelo titânio comercialmente puro.

O quadro comparativo abaixo (Quadro 2) apresenta as diferenças entre Ti comercialmente puro, Ti e suas ligas e Aço 316L (MANJUNATAH; SANA, 2013).

Quadro 2: Comparação das características físico químicas dos materiais mostrando um maior módulo de elasticidade do Aço 316L quando comparado às ligas de Ti, oque permite uma maior deformação plástica do material, dando mais segurança na sua instalação (Manjunatah 2013, Oliveira 2015, Villela 2006).

Ligas de Titânio	Aço Inoxidável (316L)
Menor módulo de elasticidade que o Aço	Maior módulo de elasticidade que o Ti
Alta bioatividade (melhor integração e fixação mecânica)	Menor bioatividade que o Ti
Distribuição de forças ao osso uniforme	Permitem certa deformação plástica podendo o profissional perceber e evitar o excesso de torção do parafuso;
Partem-se repentinamente	Mais resistente a falhas que o Titânio.

2.4 Corrosão

Biomateriais metálicos implantados no corpo passam por uma inevitável corrosão, processo de liberação de ions metálicos indesejáveis, produtos de corrosão que podem ou não ser bio-compatíveis com o

organismo. Ligas de titânio liberam íons de titânio {Ti (IV)}, vanádio e alumínio (CADOSCH et al., 2009). Os íons de metais dissolvidos têm então uma propensão a se acumularem no tecido ou são transportados para órgãos através da circulação sistêmica (CADOSCH et al. 2010).

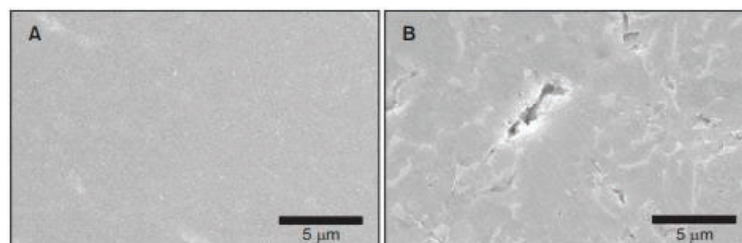
As superfícies dos mini-implantes estão sujeitas a corrosão após contato com a composição eletrolítica de fluidos biológicos. A corrosão não altera apenas a natureza da superfície, mas também a resistência e outras propriedades do material. Produtos de corrosão podem resultar na formação de cápsula fibrosa e inflamação e podem ser liberados nos tecidos vizinhos, induzindo reações locais e sistêmicas (MORAIS et al., 2007).

Processos semelhantes provavelmente ocorrem *in vivo*. Ligas Ti-6Al-4V usadas em ortopedia substitutos de articulações têm se mostrado suscetíveis à bio-corrosão na fisiologia do corpo humano (CADOSCH et al., 2009; CADOSCH et al., 2010). Pela mesma lógica, as ligas Ti-6Al-4V usadas como DATs seriam suscetíveis a bio-corrosão. Foi observado que íons de titânio liberados como parte da corrosão podem desencadear Peri-implantite que compromete a estabilidade (MOUHYI et al., 2009). A inflamação Peri-implantar (mucosite) aumenta ainda mais a corrosão em um ciclo de feedback positivo (MESSER et al., 2010) estabelecendo um ciclo vicioso semelhante ao visto nos fenômenos de afrouxamento asséptico ortopédico (CADOSCH et al., 2010). Enquanto os precursores dos osteoclastos diferenciam e corroem diretamente as superfícies de titânio, isso afeta a remodelação óssea e, portanto, diminui a estabilidade. Pitins de corrosão formados em torno da superfície do implante podem intensificar o ambiente corrosivo, afetando

adversamente suas propriedades e pode acelerar a fratura de DATs, que são de pequeno diâmetro (GITTENS et al., 2011).

Knuston et al. (2012) realizaram um estudo com três marcas comerciais de Dats produzidas por Ti6Al4V. Os testes de Potencial de Circuito Aberto (OCP), foram realizados em saliva artificial de Fusayama–Meyer contendo ou não 1.500 ppm F. Os valores de potencial de corrosão obtidos foram maiores para os materiais imersos na solução contendo flúor quando comparado aos dados obtidos em saliva artificial. Estes dados indicam uma diminuição à resistência à corrosão dos dispositivos implantáveis em meio contendo flúor.

Huang et al. (2017) avaliaram o efeito de enxaguantes bucais disponíveis no mercado contendo flúor sobre o comportamento de corrosão do titânio e suas ligas. O material testado, Ti6Al4V, foi levado em soluções com concentrações de 3,92 ppM F até 260 ppM F e, posteriormente foram avaliadas sobre um elétron de varredura no OCP. A análise por microscopia eletrônica de varredura da morfologia da superfície das amostras de liga de titânio revelou que as amostras apresentavam alguns defeitos, fissuras ou corrosão após o teste (Figura 1) do que antes do tratamento. Os enxaguantes bucais comercialmente disponíveis com alto teor de flúor em sua concentração e um pH baixo podem reduzir a resistência à corrosão do titânio e ligas utilizadas em aparelhos dentários, tais como mini-implantes ortodônticos.



Fonte: Souza, 2015

Figura 1: A - Micrografia do material antes do teste em OCP; B – Micrografia do material após teste em OCP com concentração de 260 ppM F.

O biomaterial ideal para mini-implantes deve exibir excelente resistência à corrosão, biocompatibilidade e resistência mecânica suficiente para permitir que os mini-implantes ortodônticos suportem as forças de torção durante a sua inserção e remoção. Para determinar o fator de segurança ideal para mini-implantes, variações nas propriedades mecânicas e formas de deterioração, como a fadiga por torção durante o deslocamento dos dentes ou a corrosão dos implantes (ELIADES et al., 2009).

O revestimento de mini-implantes de Aço 316L com TiO₂ melhora sua capacidade antibacteriana e propriedades antiaderentes, justificando sua biocompatibilidade através de estudos utilizando Células MC3T3-E1 para avaliação de citotoxicidade em Odontologia (MARVIN et al., 2019).

O transporte reduzido de elétrons e íons entre o substrato 316L resulta em diminuição da reação eletroquímica e taxa de corrosão. Quando a superfície do Aço 316L de dispositivos biomédicos é tratada

por Laser, pode ser um método promissor para dispositivos biomédicos mais biocompatíveis e resistentes (SAAHIN et al., 2019).

3. PROPOSIÇÃO

Esse estudo verificou qual dos materiais utilizados na fabricação dos DATs apresenta maior índice inicial de corrosão, também, se a presença de flúor na saliva artificial tem influência nos pitins de corrosão dos materiais testados (aço 316L e Ti6Al4V).

Testou a hipótese de que os mini-implantes ou dispositivos temporários de ancoragem fabricados de Aço 316L são mais resistentes à corrosão mesmo quando em meio de solução salivar com presença de flúor que os mini-implantes fabricados a partir de ligas de titânio.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Consistiu num estudo *in vitro*, junto ao Parque tecnológico da Universidade de Passo Fundo, testou à resistência a corrosão de Ligas de Ti6Al4V (SIN – Sistema de Implante, São Paulo-SP-BR) e AÇO 316L (Feital, Ribeirão Pires – SP-BR), em solução artificial de saliva com e sem a presença de flúor em solução artificial de saliva, utilizando para tanto o Potenciostato para teste eletroquímico de indução à corrosão. Quatro amostras de cada material foram testadas em cada conjunto de teste. Os materiais foram fracionados em espécimes de 1cm x 1cm x 1cm e os testes realizados a 37°C, através de um banho de água termostática durante uma hora, simulando a temperatura normal da cavidade oral.

A formulação artificial de saliva de Fusayama (NatuPharma, Passo Fundo–RS-BR) usada como eletrólito solução neste estudo de corrosão *in vitro*, sem flúor em sua composição e em segundo momento com a concentração de 1500ppM de flúor em sua composição. O comportamento eletroquímico de materiais metálicos nessa solução foi relatado como sendo semelhante como na saliva humana (GAL; FOVET; ADIB-YADZI, 2001). A composição da solução de saliva artificial de Fusayama em Ph 5,5 é dada na Tabela 2.

Tabela 2: Composição da solução de saliva artificial de Fusayama (Gal et al, 2001).

NaCl 0.4 g\l;
KCl 0.4 g\l
CaCl ₂ ·2H ₂ O 0.795 g\l
Na ₂ S·9H ₂ O 0.005 g\l
NaH ₂ PO ₄ ·2H ₂ O 0.69 g\l;
Ureia 1 g\l

A seleção da concentração de flúor foi ditada pelos dados da literatura sobre concentrações de flúor na cavidade oral, bem como em formulações comerciais que podem ser usadas por dentistas e pacientes. Diferentes concentrações de flúor estão presentes em pastas de dentes até 1500 ppmF⁻ e em agentes profiláticos em concentrações variando de 227 até 22.600 ppmF (JADA 2002). Além disso, o flúor pode estar presente na comida, e na água da torneira de algumas cidades 0,7 ppmF. Como exemplo, as altas concentrações de flúor são encontradas em géis que variam em 9000 ou 12.300 ppmF - ou em vernizes em 22.600 ppmF (NEWBRUM 2001).

4.1 Medições eletroquímicas

As amostras foram montadas na célula eletroquímica de acrílico em contato com uma fiação elétrica. O volume de solução de saliva

artificial utilizado foi 100 ml. Os testes eletroquímicos realizados com Potenciostato (Metrohm, Herisau-Suíça) acoplado ao software Voltmaster 4 (Radiometer Analytical, França) usado para controle eletroquímico e análise de dados. O potencial do circuito aberto (OCP) é definido como o potencial de um material condutor de elétrons imerso em um eletrólito condutor de íons e medido contra um eletrodo de referência. Neste trabalho, um eletrodo de referência padrão (RE, SCE, modelo XR110, Radiometer Analytical, França) foi usado (Figura 2) (SOUZA, 2006).

Foi usado como eletrodo contador (CE) em medições de impedância e polarização potenciodinâmica (Figura 2) as amostras de teste conectadas no eletrodo de trabalho. Como na imersão de uma amostra de teste no eletrólito, o OCP evolui com o tempo, um tempo de espera de 1(uma) hora foi incluído até o OCP se estabilizar.

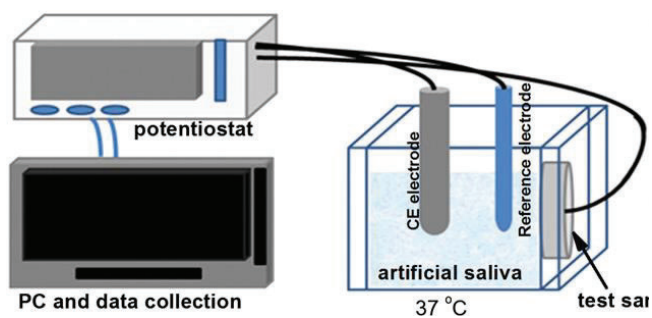


Figura 2: Esquema experimental para o teste de corrosão (Souza, 2015).

No teste, uma polarização catódica foi então realizada apartir de -0,9 V aumentando essa voltagem por 5 minutos ou até que se obtivessem os pitins de corrosão. Em saliva artificial contendo até 1500 ppmF- para cada material e, repetido esse teste com novas amostras de cada material em solução de saliva artificial sem a presença de flúor (SOUZA, 2015).

Para informação em gráficos os resultados obtidos foram inseridos no programa OriginPro8.

5. RESULTADOS

Os resultados foram direcionados para obtenção de valores de intensidade de corrente aplicada no material até o momento de sua passivação quando ocorrida, pode ser mostrado da seguinte forma:

- O Ti6Al4V e o Aço 316L apresentaram alta resistência à corrosão inicial em meio com saliva artificial isento de fluoretos, com início da formação de pitins de corrosão em Ti6Al4V aos $-1,14V$, e a não passivação do material, figura 3 e, o início da formação de pitins de corrosão em Aço 316L sob o meio sem flúor aos $-0,2V$, e a passivação dos mesmos (Figura 3);

- No entanto, uma diminuição significativa da resistência à corrosão inicial de ambos os materiais ocorreram na saliva artificial contendo 1500ppm flúor, o início da formação de pitins de corrosão em Ti6Al4V sob o meio com 1500ppm-F aos $-1,24V$, e a não passivação dos mesmos, figura 4, com início da formação de pitins de corrosão em Aço 316L sob o meio com 1500ppm-F aos $0,9V$, e a passivação dos mesmos (Figura 4);

- Os aspectos que demonstraram o início do processo de corrosão diferiram entre o Ti6Al4V e Aço 316L quando degradados por corrosão por pites, enquanto Ti6Al4V sofria de corrosão contínua Fig3 e Fig4, o Aço 316L sofria a corrosão inicial e em curto momento ocorria a passivação do material e conseqüente tamponamento da superfície acometida pela corrosão (Figura 5 e Figura 6).

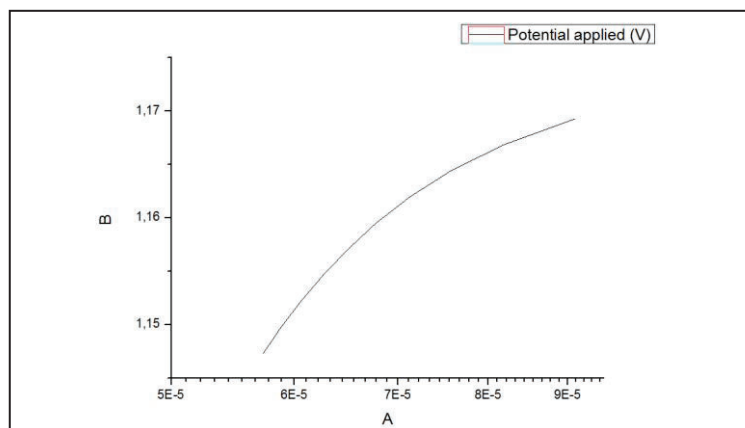


Figura 3: Início da formação de pitins de corrosão em Ti6Al4V sob o meio sem flúor aos -1,14V (coluna B), e a não passivação dos mesmos.

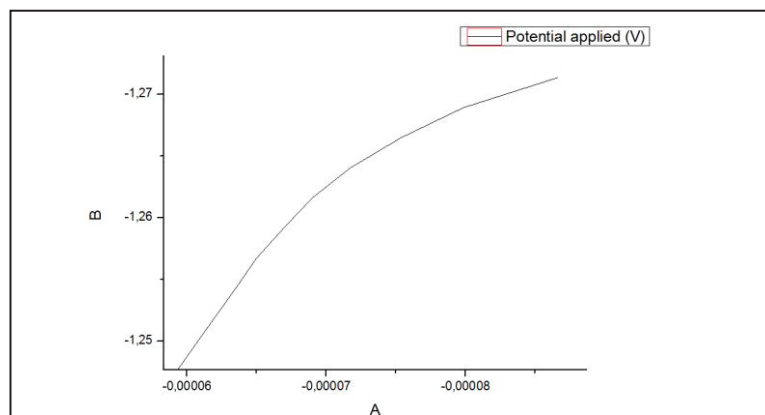


Figura 4: Início da formação de pitins de corrosão em Ti6Al4V sob o meio com 1500ppm-F aos -1,24V (coluna B) e a não passivação dos mesmos.

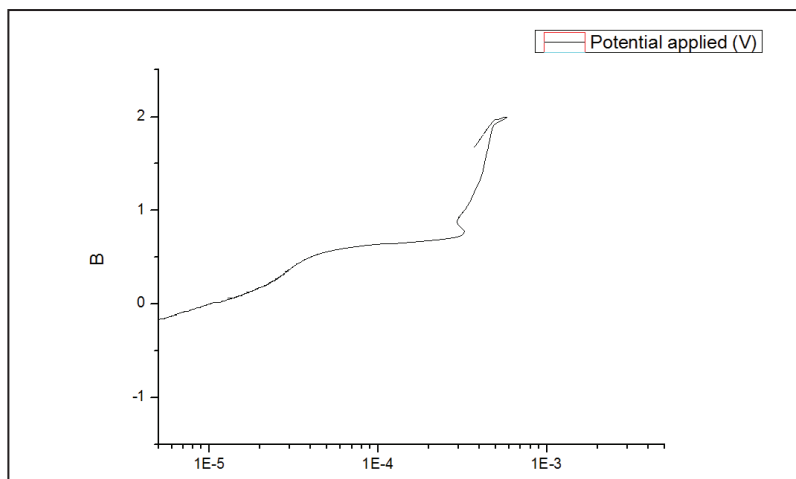


Figura 5: Início da formação de pitins de corrosão em Aço 316L sob o meio sem flúor aos -0,2V (coluna B), e a passivação dos mesmos.

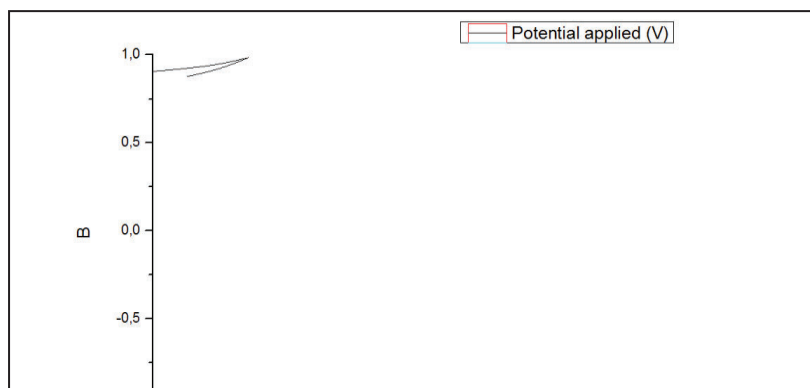


Figura 6: Início da formação de pitins de corrosão em Aço 316L sob o meio com 1500ppm-F aos 0,9V (coluna B), e a passivação dos mesmos.

Tabela 3: Teste em Saliva artificial sem Flúor para verificar corrosão em Ti6Al4V e Aço 316L.

Teste em Saliva artificial sem Flúor		
	Ti6Al4V	Aço316L
Potencial aplicado para início da corrosão (V)	-1,14	-0,2
Passivação	Não	Sim

Tabela 4: Teste em Saliva artificial c/ 1500ppm Flúor.

Teste em Saliva artificial c/ 1500ppm Flúor		
	Ti6Al4V	Aço316L
Potencial aplicado para início da corrosão (V)	-1,24	0,9
Passivação	Não	Sim

6. DISCUSSÃO

As superfícies dos DATs estão sujeitas a corrosão após contato com a composição eletrolítica de fluidos biológicos. A corrosão não altera apenas a natureza da superfície, mas também a resistência e outras propriedades do material. Produtos de corrosão podem resultar na formação de cápsula fibrosa e inflamação e podem ser liberados nos tecidos vizinhos, induzindo reações locais e sistêmicas (MORAIS et al., 2007).

Processos semelhantes provavelmente ocorrem *in vivo*. Ligas Ti-6Al-4V usadas em ortopedia substitutos de articulações têm se mostrado suscetíveis à bio-corrosão na fisiologia do corpo humano (CADOSCH et al., 2009; CADOSCH et al., 2010). Pela mesma lógica, as ligas Ti-6Al-4V usadas como DATs seriam suscetíveis a bio-corrosão. Foi observado que íons de titânio liberados como parte da corrosão podem desencadear Peri-implantite que compromete a estabilidade (MOUHYI et al., 2009). A inflamação Peri-implantar (mucosite) aumenta ainda mais a corrosão em um ciclo de feedback positivo (MESSER et al., 2010) estabelecendo um ciclo vicioso semelhante ao visto nos fenômenos de afrouxamento asséptico ortopédico (CADOSCH et al., 2010). Enquanto os precursores dos osteoclastos diferenciam e corroem diretamente as superfícies de titânio, isso afeta a remodelação óssea e, portanto, diminui a estabilidade. Pitins de corrosão formados em torno da superfície do implante podem intensificar o ambiente corrosivo, afetando adversamente suas propriedades e pode acelerar a fratura de DATs, que são de pequeno diâmetro (GITTENS et al., 2011).

Entre os parâmetros de corrosão medidos entre os materiais, existe uma diferença sutil no momento de início da corrosão, os materiais exibiram uma forma ligeiramente diferente quando comparados. Segundo Kanutson et al., 2012, a passividade, formação de uma camada fina, coerente e contínua de óxido na superfície de certos metais, é observada nas curvas de medição potenciométricas eletroquímicas como traço relativamente vertical em potenciais mais nobres que o potencial de corrosão. Em outras palavras, a corrente permanece relativamente constante, e isso é atribuído à natureza protetora da camada passiva. As amostras de Aço 316L exibiram uma camada passiva muito estável, enquanto era menos estável nas amostras de Ti6Al4V. Uma camada passiva menos estável normalmente leva a uma maior taxa de corrosão (BOHNI, 2005), e isso foi observado também no presente estudo.

Com base na literatura, pode-se afirmar que existe uma grande formação de ácido hidrossulfúrico que reage com a superfície de titânio. Portanto uma alta concentração de Flúor combinada com um pH baixo, pode amplificar a substância química relativa à reatividade do titânio (MABILEAL et al., 2006).

A liga de Ti6Al4V tem sido ainda o material mais utilizado para fabricação dos Dats, entretanto este tipo de liga pode apresentar algumas deficiências, além do seu maior custo, em contato com certas substâncias terapêuticas, como por exemplo, em flúor em concentração acima de 227 ppm (KNUSTON et al., 2012; SOUZA et al., 2015).

Além deste, demais estudos que utilizaram potencial de circuito aberto (OCP), como um dos meios de análises dos resultados, foram

unânicos em afirmar que o Ti e as ligas de Ti6Al4V apresentam uma tendência à corrosão quando em presença do flúor (KNUSTON et al., 2012; SOUZA et al., 2012; SOUZA et al., 2013; SOUZA et al., 2015).

O resultado desse estudo mostrou a ocorrência de corrosão nas amostras de Ti6Al4V, também, as amostras de Aço 316L foram acometidas por pitins de corrosão, porém, ligeiramente tornaram a passivação, formando uma nova camada de material e tamponando esse pitin concordando com as análises de impedância eletroquímica (EIS) e polarização potenciodinâmica que determinaram a baixa resistência à corrosão do titânio e suas ligas pela dissolução da camada de filme passivo na presença de flúor (SOUZA et al., 2012; SOUZA et al., 2015).

A corrosão localizada em forma de pites foi detectada para a liga de Ti6Al4V sendo degradada na forma de corrosão intergranular, já para o Aço 316L ocorreu em momento semelhante ao início da formação de pites de corrosão, a passivação do mesmo pite, esses resultados vão de acordo com Alves et al. (2016).

Outras substâncias presentes na cavidade oral podem também influenciar a resistência à corrosão de materiais à base de titânio e aço inoxidável. Dentre os principais fatores corrosivos na cavidade oral, está a presença de biofilmes com bactérias acidogênicas (ex. *S. mutans*) capazes de diminuir o pH do meio e acelerar a corrosão das ligas;

7. CONCLUSÕES

Dentre todas as ligas metálicas utilizadas atualmente, a liga de Ti6Al4V apresentou uma boa resistência à corrosão em saliva artificial. Entretanto, a corrosão destas ligas de Titânio ocorre em contato com altas concentrações de flúor, diferentemente da liga de Aço 316L que além da corrosão faz a passivação da superfície.

O Ti6Al4V foi o primeiro material a desenvolver a corrosão.

O Flúor apresentou um índice de corrosão levemente superior ao da saliva artificial.

O aço por sua vez, também apresentou corrosão tardia, e uma passivação tanto na saliva artificial sem flúor como na saliva artificial com flúor.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados do presente estudo rejeitam a hipótese nula, mostrando diferenças no comportamento do início do processo de corrosão entre Ti6Al4V e Aço 316L imersos em soluções de saliva artificial contendo ou não flúor, contudo o Aço 316L se mostrou um material superior nos quesitos avaliados. Limitações do estudo: amostra pequena, teste *in vitro*, necessidade de formatar o material para confeccionar as amostras.

Com o avanço dos estudos em ligas metálicas, outros materiais estão surgindo, com propriedades de corrosão melhorada, e com isso se faz necessário mais estudos laboratoriais para a aplicabilidade clínica.

REFERÊNCIAS

AKIN-NERGIZ, N; et al. Reactions of peri implant tissues to continuous loading of osseointegrated implants. *American Journal Orthodontics & Dentofacial Orthopedics*, St. Louis, v. 114, n. 3, p. 292-298, sep., 1998.

ARAÚJO, T. M; et al. Ancoragem esquelética em Ortodontia com miniimplantes. *Revista Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial*, Maringá, v. 11, n. 4, p. 126-156, jul./ago., 2006.

BARBOSA, J. *Odontologia com excelência: na busca da perfeição clínica*. São Paulo: Editora Napoleão 2013.

BOHNI, H. Localized corrosion of passive metals. In: REVIE, R. W. (ed.). *Uhlig's corrosion handbook*. 2nd edn. New York: Wiley. p. 173–190, 2005.

BRAGA, C. P; et al. *Retração de caninos*. *Ortodontia Gaúcha*, Porto Alegre, v. 7, n. 1, p.55-64, jan./jun. 2003.

CADOSCH, D. E; et al. Metal is not inert: role of metal ions released by biocorrosion in aseptic loosening current concepts. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, Hoboken/New Jersey, v. 91, n. 4, p. 1252-1262, dec., 2009.

CADOSCH, D. M. S; et al. Biocorrosion and uptake of titanium by human osteoclasts. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, Hoboken/New Jersey, v. 95, n. 4, p. 1004-1010, sep., 2010.

CHANG, C; LIU, S. S; ROBERTS, W. E. Primary failure rate for 1680 extra-alveolar mandibular buccal shelf mini-screws placed in movable mucosa or attached gingiva. *Angle Orthodontics*, Appleton/ Chicago, v. 85, n. 6, p. 905-910, nov., 2015.

ELIADES, T; et al. Characterization of retrieved orthodontic miniscrew implants. *American Journal Orthodontics & Dentofacial Orthopedics*, St. Louis, v. 135, n. 1, p. 1-7, jan., 2009.

GAL, J. Y; FOVET, Y; ADIB-YADZI, M. About a synthetic saliva for in vitro studies. *Talanta an International Journal of Analytical Chemistry*, London, v. 53, n. 6, p. 1003–1115, mar., 2001.

GITTENS, R. A; et al. Electrical implications of corrosion for osseointegration of titanium implants. *Journal of Dental Research*, Michigan, v. 90, n. 1, p. 1389–1397, dec., 2011.

HUANG, G-Y; JIANG, H. B; CHA, J-Y; KIM, K-M; HWANG, C-J. The effect of fluoride-containing oral rinses on the corrosion resistance of titanium alloy (Ti-6Al-4V). *The Korean Journal of Orthodontics*, Seoul/Korea, v. 47, n. 5, p. 306-312, sep., 2017.

JADA. Topical fluoride for office use. *Journal American Dental of the Association*, Buffalo, v. 133, n. 4, p. 502–503, 2002.

KAWAKAMI, M; et al. Screw-type implants used as anchorage for lingual orthodontic mechanics: a case of bimaxillary protrusion with second premolar extraction. *Angle Orthodontics*, Appleton/Chicago, v.74, n.5, p.715-9, oct., 2004.

KNUTSON, K. J; BERZINS, D. W. Corrosion of orthodontic temporary anchorage devices. *European Journal of Orthodontics*, Helsinki University Finland, v. 35, n. 4, p.500-506, aug., 2013.

LABOSSIÉRE JÚNIOR, J. M; et al. Ancoragem absoluta utilizando microparafusos ortodônticos: complicações e fatores de risco. *ImplantNews*, São Paulo, v. 2, n. 1, p. 37-46, Jan./feb., 2005.

LINO, S; SAKODA, S; MIYAWAKI, S. An adult bimaxillary protrusion treated with 35 corticotmy-facilitated orthodontics and titanium mini-implants. *Angle Orthodontics*, Appleton/ Chicago, v. 76, n. 6, p. 1074-1082, apr., 2006.

MABILEAL, G; et al. Influence of fluoride, hydrogen peroxide and lactic acid on the corrosion resistance of commercially pure titanium, *Acta Biomaterialia*, Oxford, v. 2, n. 1, p. 121-129, jan., 2006.

MANJUNATH, G; SAFIYA, S. Mini- implants materials: an overview. *Journal of Dental and Medical Sciences*, Mysore, v 7, n. 2, p.15-20, may./jun., 2013.

MARASSI, C. M. Mini-implantes ortodônticos como auxiliares da fase de retração anterior. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, Maringá, v.13, n.5, p.57-75, set./out., 2008.

MARVIN, J. C; et al. In vitro evaluation of cell compatibility of dental cements used with titanium implant components. *Journal Prosthodontics*, Philadelphia, v. 28, n. 2, p. 705-712, feb., 2019.

MESSER, R. L. W; et al. Corrosion of phosphate-enriched titanium oxide surface dental implants (TiUnite) under in vitro inflammatory and hyperglycemic conditions. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, Hoboken/New Jersey, v. 92, n. 2, p. 525-534, feb., 2010.

MOON, C. H., LEE, D. G., LEE H. S. et al. Factors Associated With the Success Rate of Orthodontic Miniscrews Placed in the Upper and Lower Posterior Buccal Region. *Angle Orthodontist*, Appleton/ Chicago, v. 78, n. 1, p. 101-106, jan., 2008.

MORAIS, L. S; et al. Titanium alloy mini-implants for orthodontic anchorage: immediate loading and metal ion release. *Acta Biomaterialia*, Oxford, v. 3, n. 3, p.331–339, jan., 2007.

MOUHYI, J; EHRENFEST, D. M. D; ALBREKTSSON, T. The peri-implantitis: implant surfaces, microstructure, and physicochemical aspects. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, Hamilton, v. 14, n. 2, p. 170-183, abr., 2009.

OLIVEIRA, D. P; et al. Gene expression of human osteoblasts cells on chemically treated surfaces of Ti-6Al-4V-ELI. *Materials Science and*

Engineering: Materials for Biological Applications, Glasgow, United Kingdom, v. 51, n. 1, p. 248-55, jun., 2015.

PADOVAN, L. E. M; et al. Utilização de microimplantes como ancoragem ortodôntica no tratamento das más-oclusões. *Implanto News*, Uningá, v.3, n.2, p.163-166, abr., 2006.

PROFFIT, W. R; FIELDS JÚNIOR, H. W. *O segundo estágio do tratamento total: correção da relação molar e fechamento de espaço*. In: Ortodontia Contemporânea. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. Cap. 17, p. 520-544.

SOUZA, A. P. G. Mini-implantes ortodônticos: dispositivos temporários para ancoragem. 2015. 37f. Monografia (Especialização em Ortodontia) - Clínica Integrada de Odontologia, Três Lagoas, 2015.

SQUEFF, L. R; et al. Characterization of the mini-implants used to orthodontic anchorage. *Revista Dental Press Journal Orthodontics*, Maringá, v. 13, n. 5, p. 49-56, set./out., 2008.

THIESEN, G; REGO, M. V. N. N; SHIMIZU, R. H. Maximizando o controle de ancoragem durante o fechamento ortodôntico de espaços. *Revista Dental Press Journal Orthodontics*, Maringá, v. 4, n. 2, p. 67-74, abr./mai., 2005.

VANNET, B. V; et al. Osseointegration of miniscrews: a histomorphometric evaluation *European Journal of Orthodontics*, Oxford, v. 29, n. 5, p. 437-442, s/m, 2007.

VILLELA, H. M. Microparafuso ortodôntico de titânio autoperfurante: novas perspectivas para ancoragem esquelética. *Implant News*, São Paulo, v. 3, n. 4, p. 402-403, jul./ago., 2006.

WIECHMANN, D; MEYER, U; BUCHTER, A. Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clinical Oral Implants Research*, Copenhagen, v. 18, n. 2, p. 263-267, apr., 2007.

ZUCOLOTO, C.S.; CARVALHO, A.S. Protocolo para ancoragem absoluta em ortodontia: miniparafuso. *Revista Gaúcha de Odontologia*, v. 56, n.2, p. 201-205, abr./jun., 2008.

ARTIGO SUBMETIDO

Diferenciação oxidativa em dispositivos temporários de ancoragem de Titânio e Aço²

Resumo: Este trabalho testou a hipótese de que os dispositivos temporários de ancoragem (DATs) fabricados de Aço 316L são mais resistentes à corrosão mesmo em meio com flúor, do que os DATs fabricados a partir de ligas de titânio, para tanto foram realizadas medições eletroquímicas em Potenciostato. Materiais e Métodos: Quatro amostras de cada material foram testadas em cada conjunto de teste, a formulação artificial de saliva de Fusayama foi usada como eletrólito solução neste estudo de corrosão *in vitro*, sem flúor em sua composição e em segundo momento com a concentração de 1500ppM de flúor em sua composição. No teste, uma polarização catódica foi então realizada aumentando essa voltagem por 5 minutos ou até que se obtivesse os pitins de corrosão. Em saliva artificial contendo até 1500 ppmF⁻ para cada material e, repetido esse teste com novas amostras de cada material em solução de saliva artificial sem a presença de flúor. Resultados: Os resultados de escala de corrente de indução foram inseridos no software OriginPro8 para confecção dos gráficos de valores. Dentre todas as ligas metálicas utilizadas atualmente a liga de Ti6Al4V apresentou uma boa resistência à corrosão em saliva artificial. Entretanto, a corrosão destas ligas ocorre em contato com altas concentrações de flúor, diferentemente da liga de Aço 316L que além da corrosão faz a passivação da superfície.

Palavras-chave: Corrosão, mini-implante, procedimento de ancoragem ortodôntica.

² Identificação do autor

Abstract: This study tested the hypothesis that temporary anchoring devices (TADs) made by 316L steel are more resistant to corrosion even in the fluorine environment, than DATs manufactured in addition to titanium alloys, for both potentiostat electrochemical meters. **Materials and Methods:** Four pieces of each material were tested in each test set, an application of Fusayama artificial saliva was used as an electrolytic solution in this study of corrosion in vitro, without flowing in its composition and in the second moment with 1500ppM of fluorine in its composition. In the test, a cathodic polarization was performed after the activation of this voltage for 5 minutes or until the corrosion pins were obtained. In artificial saliva, containing up to 1500ppmF- for each material and, this test was repeated with new samples of each material in artificial saliva solution without fluoride. **Results:** The results of the induction current scale were entered without OriginPro8 software for making value graphs. All metal alloys currently used in the Ti6Al4V alloy showed good resistance to corrosion in artificial saliva. However, the corrosion of these alloys occurs in contact with high temperatures, unlike 316L steel alloy, which in addition to corrosion makes the surface passivated.

Key words: Corrosion, mini-implant, orthodontic anchorage procedure.

Introdução

A corrosão dos mini-implantes ortodônticos ou dispositivos de ancoragem temporários (DATs) tem sido proposta como um fator contribuinte para a inflamação dos tecidos bucais, que por sua vez é um fator no sucesso clínico dos mini-implantes (KNUTSON, 2013).

As superfícies dos mini-implantes estão sujeitas a corrosão após contato com a composição eletrolítica de fluidos biológicos. A corrosão não

altera apenas a natureza da superfície, mas também a resistência e outras propriedades do material. Produtos de corrosão podem resultar na formação de cápsula fibrosa e inflamação e ser liberados nos tecidos vizinhos, induzindo reações locais e sistêmicas (MORAIS et al., 2007).

Dessa forma, faz-se necessária a utilização de um material que apresente maior resistência que o Titânio e suas ligas (SQUEFF et al., 2008; CHANG et al., 2015). Atualmente, os DATs de aço inoxidável para procedimento de ancoragem ortodôntica apresentam um alto índice de sucesso, o que tem levado a uma grande procura pelos profissionais da área (CHANG et al., 2015). O objetivo deste estudo é comparar amostras de ligas de Ti (Ti6Al4V) e aço 316L em solução artificial e saliva com ou sem flúor na sua composição.

Materiais e métodos

O estudo de testes de análise *in vitro*, testou a resistência a corrosão de Ligas de Ti6Al4V (SIN – Sistema de Implante, São Paulo-SP-BR) e AÇO 316L (Feital, Ribeirão Pires – SP-BR), em solução artificial de saliva com e sem a presença de flúor em solução artificial de saliva, utilizando para tanto o Potenciostato para teste eletroquímico de indução à corrosão. Quatro amostras de cada material foram testadas em cada conjunto de teste. Os materiais foram fracionados em espécimes de 1cm x 1cm e os testes realizados a 37°C através de um banho de água termostática, simulando a temperatura normal da cavidade oral.

A formulação artificial de saliva de Fusayama (NatuPharma, Passo Fundo–RS-BR) usada como eletrólito solução neste estudo de corrosão *in vitro*, sem flúor em sua composição e em segundo momento com a concentração de 1500ppM de flúor em sua composição. O comportamento eletroquímico de materiais metálicos nessa solução foi relatado como sendo semelhante como

na saliva humana (GAL et al., 2001). A composição da solução de saliva artificial de Fusayama em Ph 5,5 é dada na Tabela 1.

NaCl 0.4 g\l ;
KCl 0.4 g\l
CaCl ₂ ·2H ₂ O 0.795 g\l
Na ₂ S·9H ₂ O 0.005 g\l
NaH ₂ PO ₄ ·2H ₂ O 0.69 g\l;
Ureia 1 g\l

Tabela 1: Composição da solução de saliva artificial de Fusayama (Gal et al, 2001).

Medições eletroquímicas

As amostras foram montadas na célula eletroquímica de acrílico em contato com uma fiação elétrica. O volume de solução de saliva artificial utilizado foi 100 ml. Os testes eletroquímicos realizados com Potenciostato (Metrohm, Herisau-Suíça) acoplado ao software Voltmaster 4 (Radiometer Analytical, França) usado para controle eletroquímico e análise de dados. O potencial do circuito aberto (OCP) é definido como o potencial de um material condutor de elétrons imerso em um eletrólito condutor de íons e medido contra um eletrodo de referência. Neste trabalho, um eletrodo de referência padrão (RE, SCE, modelo XR110, Radiometer Analytical, França) foi usado (Figura 1) (SOUZA, 2006).

Foi usado como eletrodo contador (CE) em medições de impedância e polarização potenciodinâmica (Figura 1) as amostras de teste conectadas no eletrodo de trabalho. Como na imersão de uma amostra de teste no eletrólito, o OCP evolui com o tempo, um tempo de espera de 1(uma) hora foi incluído até o OCP se estabilizar.

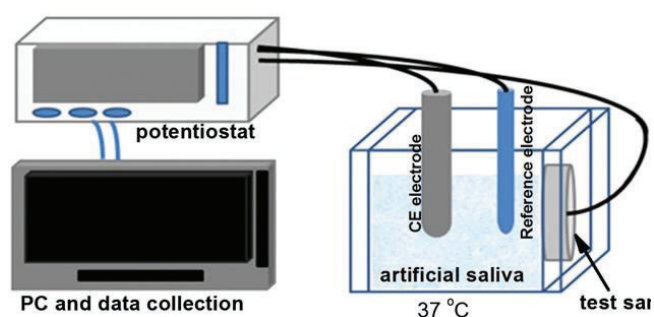


Figura 1: Esquema experimental para o teste de corrosão (Souza, 2015).

No teste, uma polarização catódica foi então realizada a partir de $-0,9$ V aumentando essa voltagem por 5 minutos ou até que se obtenha os pitins de corrosão. Em saliva artificial contendo até 1500 ppmF^- para cada material e, repetido esse teste com novas amostras de cada material em solução de saliva artificial sem a presença de flúor. (SOUZA, 2015).

Para informação em gráficos os resultados obtidos foram inseridos no programa OriginPro8.

Resultados

Os resultados foram direcionados para obtenção de valores de intensidade de corrente aplicada no material até o momento de sua passivação quando ocorrida, pode ser mostrado da seguinte forma:

- O Ti6Al4V e o Aço 316L apresentaram alta resistência à corrosão inicial em meio com saliva artificial isento de fluoretos, com início da formação de pitins de corrosão em Ti6Al4V aos $-1,14V$, e a não passivação do material, figura 2 e, o início da formação de pitins de corrosão em Aço 316L sob o meio sem flúor aos $-0,2V$, e a passivação dos mesmos, figura 4;
- No entanto, uma diminuição significativa da resistência à corrosão inicial de ambos materiais ocorreram na saliva artificial contendo 1500ppm flúor, o início da formação de pitins de corrosão em Ti6Al4V sob o meio com 1500ppm-F aos $-1,24V$, e a não passivação dos mesmos, figura 4, com início da formação de pitins de corrosão em Aço 316L sob o meio com 1500ppm-F aos $0,9V$, e a passivação dos mesmos, figura 5;
- Os aspectos que demonstraram o início do processo de corrosão diferiram entre o Ti6Al4V e Aço 316L quando degradados por corrosão por pites, enquanto Ti6Al4V sofria de corrosão contínua Fig2 e Fig3, o Aço 316L sofria a corrosão inicial e em curto momento ocorria a passivação do material e consequente tamponamento da superfície acometida pela corrosão Fig4 e Fig5;

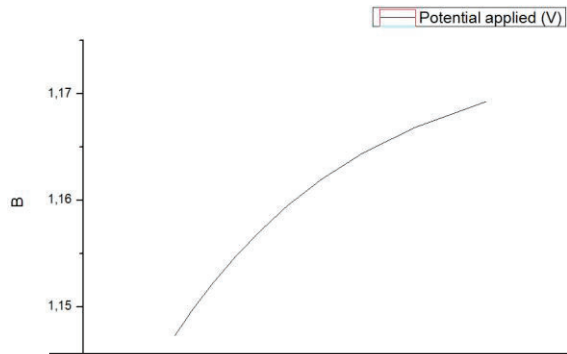


Fig2. Início da formação de pitins de corrosão em Ti6Al4V sob o meio sem flúor aos $-1,14V$ (coluna B), e a não passivação dos mesmos.

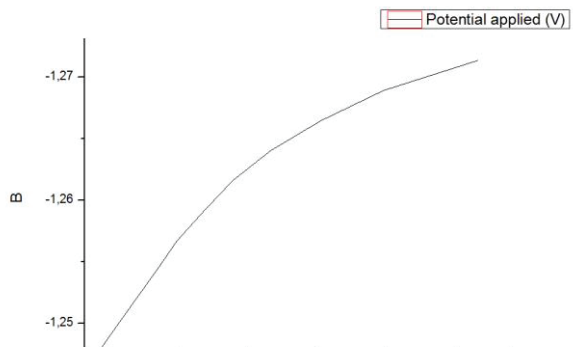


Fig3. Início da formação de pitins de corrosão em Ti6Al4V sob o meio com 1500ppm-F aos $-1,24V$ (coluna B) e a não passivação dos mesmos.

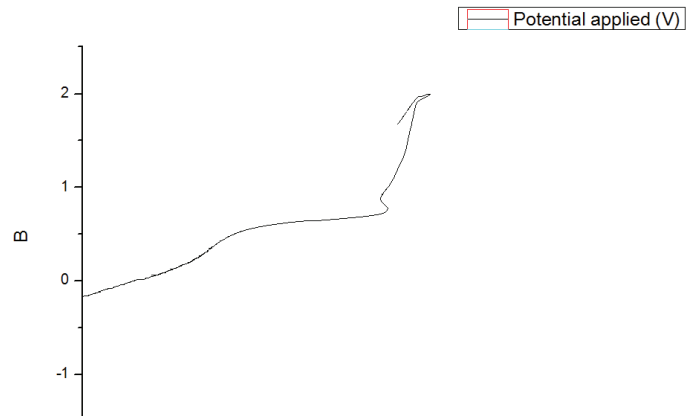


Fig 4. Início da formação de pitins de corrosão em Aço 316L sob o meio sem flúor aos -0,2V (coluna B), e a passivação dos mesmos.



Fig 5. Início da formação de pitins de corrosão em Aço 316L sob o meio com 1500ppm-F aos 0,9V (coluna B), e a passivação dos mesmos.

Tabela 2: Teste em Saliva artificial sem Flúor para verificar corrosão em Ti6Al4V e Aço 316L

Teste em Saliva artificial sem Flúor		
	Ti6Al4V	Aço316L
Potencial aplicado para início da corrosão (V)	-1,14	-0,2
Passivação	Não	Sim

Tabela 3: Teste em Saliva artificial c/ 1500ppm Flúor

Teste em Saliva artificial c/ 1500ppm Flúor		
	Ti6Al4V	Aço316L
Potencial aplicado para início da corrosão (V)	-1,24	0,9
Passivação	Não	Sim

Discussão

Entre os parâmetros de corrosão medidos entre os materiais, existe uma diferença sutil no momento de início da corrosão, os materiais exibiram uma forma ligeiramente diferente quando comparados. Segundo Kanutson et al., 2012, a passividade, formação de uma camada fina, coerente e contínua de óxido na superfície de certos metais, é observada nas curvas de medição potenciométricas eletroquímicas como traço relativamente vertical em potenciais mais nobres que o potencial de corrosão. Em outras palavras, a corrente permanece relativamente constante, e isso é atribuído à natureza protetora da camada passiva. As amostras de Aço 316L exibiram uma camada

passiva muito estável, enquanto era menos estável nas amostras de Ti6Al4V. Uma camada passiva menos estável normalmente leva a uma maior taxa de corrosão (Bohni, 2005), e isso foi observado também em nossos testes.

Com base na literatura, pode-se afirmar que existe uma grande formação de ácido hidrossulfúrico que reage com a superfície de titânio. Portanto uma alta concentração de Flúor combinada com um pH baixo, pode amplificar a substância química relativa à reatividade do titânio (MABILEAL, 2006).

A liga de Ti6Al4V tem sido ainda o material mais utilizado para fabricação dos Dats, entretanto este tipo de liga pode apresentar algumas deficiências, além do seu maior custo, em contato com certas substâncias terapêuticas, como por exemplo, em flúor em concentração acima de 227 ppm (Knuston et al., 2012; Souza et al., 2015).

Além deste, demais estudos que utilizaram potencial de circuito aberto (OCP), como um dos meios de análises dos resultados, foram unânimes em afirmar que o Ti e as ligas de Ti6Al4V apresentam uma tendência à corrosão quando em presença do flúor (Knuston et al., 2012; Souza et al., 2012; Souza et al., 2013; Souza et al., 2015).

O resultado desse estudo mostrou a ocorrência de corrosão nas amostras de Ti6Al4V, também, as amostras de Aço 316L foram acometidas por pitins de corrosão, porém, ligeiramente tornaram a passivação, formando uma nova camada de material e tamponando esse pitin concordando com as análises de impedância eletroquímica (EIS) e polarização potenciodinâmica que determinaram a baixa resistência à corrosão do titânio e suas ligas pela dissolução da camada de filme passivo na presença de flúor (Souza et al., 2012; Souza et al., 2015).

De fato, a resistência à corrosão das ligas de titânio diminui à medida que a concentração de flúor aumenta a partir de 227 ppm. Conseqüentemente, a corrosão localizada em forma de pites foi detectada para a liga de Ti6Al4V

sendo degradada na forma de corrosão intergranular, já para o Aço 316L ocorreu em momento semelhante ao início da formação de pites de corrosão, a passivação do mesmo pite, esses resultados vão de acordo com Alves et al., 2016.

Outras substâncias presentes na cavidade oral podem também influenciar a resistência à corrosão de materiais à base de titânio e aço inoxidável. Dentre os principais fatores corrosivos na cavidade oral, está a presença de biofilmes com bactérias acidogênicas (ex. S. mutans) capazes de diminuir o pH do meio e acelerar a corrosão das ligas;

Conclusão

Dentre todas as ligas metálicas utilizadas atualmente, a liga de Ti6Al4V apresentou uma boa resistência à corrosão em saliva artificial. Entretanto, a corrosão destas ligas de Titânio ocorre em contato com altas concentrações de flúor, diferentemente da liga de Aço 316L que além da corrosão faz a passivação da superfície.

O Ti6Al4V foi o primeiro material a desenvolver a corrosão.

O Flúor apresentou um índice de corrosão levemente superior ao da saliva artificial.

O aço por sua vez também apresentou corrosão tardia, mas teve uma passivação tanto na saliva artificial sem flúor como na saliva artificial com flúor.

Agradecimentos

Os autores agradecem a empresa SIN, por proporcionar o material necessário à pesquisa, contribuindo de forma total a pesquisa científica. Ao Parque Tecnológico da Universidade de Passo Fundo, pelo apoio e oportunidade de desenvolver esta pesquisa em suas dependências.

Referências

AKIN-NERGIZ, N; et al. Reactions of peri implant tissues to continuous loading of osseointegrated implants. *American Journal Orthodontics & Dentofacial Orthopedics*, St. Louis, v. 114, n. 3, p. 292-298, sep., 1998.

ARAÚJO, T. M; et al. Ancoragem esquelética em Ortodontia com miniimplantes. *Revista Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial*, Maringá, v. 11, n. 4, p. 126-156, jul./ago., 2006.

BARBOSA, J. *Odontologia com excelência: na busca da perfeição clínica*. São Paulo: Editora Napoleão 2013.

BOHNI, H. Localized corrosion of passive metals. In: REVIE, R. W. (ed.). *Uhlig's corrosion handbook*. 2nd edn. New York: Wiley. p. 173–190, 2005.

BRAGA, C. P; et al. *Retração de caninos*. *Ortodontia Gaúcha*, Porto Alegre, v. 7, n. 1, p.55-64, jan./jun. 2003.

CADOSCH, D. E; et al. Metal is not inert: role of metal ions released by biocorrosion in aseptic loosening current concepts. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, Hoboken/New Jersey, v. 91, n. 4, p. 1252-1262, dec., 2009.

CADOSCH, D. M. S; et al. Biocorrosion and uptake of titanium by human osteoclasts. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, Hoboken/New Jersey, v. 95, n. 4, p. 1004-1010, sep., 2010.

CHANG, C; LIU, S. S; ROBERTS, W. E. Primary failure rate for 1680 extra-alveolar mandibular buccal shelf mini-screws placed in movable mucosa or attached gingiva. *Angle Orthodontics*, Appleton/ Chicago, v. 85, n. 6, p. 905-910, nov., 2015.

ELIADES, T; et al. Characterization of retrieved orthodontic miniscrew implants. *American Journal Orthodontics & Dentofacial Orthopedics*, St. Louis, v. 135, v. 1, p. 1-7, jan., 2009.

GAL, J. Y; FOVET, Y; ADIB-YADZI, M. About a synthetic saliva for in vitro studies. *Talanta an International Journal of Analytical Chemistry*, London, v. 53, n. 6, p. 1003–1115, mar., 2001.

GITTENS, R. A; et al. Electrical implications of corrosion for osseointegration of titanium implants. *Journal of Dental Research*, Michigan, v. 90, n. 1, p. 1389–1397, dec., 2011.

HUANG, G-Y; JIANG, H. B; CHA, J-Y; KIM, K-M; HWANG, C-J. The effect of fluoride-containing oral rinses on the corrosion resistance of titanium alloy (Ti-6Al-4V). *The Korean Journal of Orthodontics*, Seoul/Korea, v. 47, n. 5, p. 306-312, sep., 2017.

JADA. Topical fluoride for office use. *Journal American Dental of the Association*, Buffalo, v. 133, n. 4, p. 502–503, 2002.

KAWAKAMI, M; et al. Screw-type implants used as anchorage for lingual orthodontic mechanics: a case of bimaxillary protrusion with second premolar extraction. *Angle Orthodontics*, Appleton/Chicago, v.74, n.5, p.715-9, oct., 2004.

KNUTSON, K. J; BERZINS, D. W. Corrosion of orthodontic temporary anchorage devices. *European Journal of Orthodontics*, Helsinki University Finland, v. 35, n. 4, p.500-506, aug., 2013.

LABOSSIÉRE JÚNIOR, J. M; et al. Ancoragem absoluta utilizando microparafusos ortodônticos: complicações e fatores de risco. *ImplantNews*, São Paulo, v. 2, n. 1, p. 37-46, Jan./feb., 2005.

LINO, S; SAKODA, S; MIYAWAKI, S. An adult bimaxillary protrusion treated with 35 corticotomy-facilitated orthodontics and titanium mini-implants. *Angle Orthodontics*, Appleton/ Chicago, v. 76, n. 6, p. 1074-1082, apr., 2006.

MABILEAL, G; et al. Influence of fluoride, hydrogen peroxide and lactic acid on the corrosion resistance of commercially pure titanium, *Acta Biomaterialia*, Oxford, v. 2, n. 1, p. 121-129, jan., 2006.

MANJUNATH, G; SAFIYA, S. Mini- implants materials: an overview. *Journal of Dental and Medical Sciences*, Mysore, v 7, n. 2, p.15-20, may./jun., 2013.

MARASSI, C. M. Mini-implantes ortodônticos como auxiliares da fase de retração anterior. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, Maringá, v.13, n.5, p.57-75, set./out., 2008.

MARVIN, J. C; et al. In vitro evaluation of cell compatibility of dental cements used with titanium implant components. *Journal Prosthodontics*, Philadelphia, v. 28, n. 2, p. 705-712, feb., 2019.

MESSER, R. L. W; et al. Corrosion of phosphate-enriched titanium oxide surface dental implants (TiUnite) under in vitro inflammatory and hyperglycemic conditions. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, Hoboken/New Jersey, v. 92, n. 2, p. 525-534, feb., 2010.

MOON, C. H., LEE, D. G., LEE H. S. et al. Factors Associated With the Success Rate of Orthodontic Miniscrews Placed in the Upper and Lower Posterior Buccal Region. *Angle Orthodontist*, Appleton/ Chicago, v. 78, n. 1, p. 101-106, jan., 2008.

MORAIS, L. S; et al. Titanium alloy mini-implants for orthodontic anchorage: immediate loading and metal ion release. *Acta Biomaterialia*, Oxford, v. 3, n. 3, p.331–339, jan., 2007.

MOUHYI, J; EHRENFEST, D. M. D; ALBREKTSSON, T. The peri-implantitis: implant surfaces, microstructure, and physicochemical aspects. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, Hamilton, v. 14, n. 2, p. 170-183, abr., 2009.

OLIVEIRA, D. P; et al. Gene expression of human osteoblasts cells on chemically treated surfaces of Ti-6Al-4V-ELI. *Materials Science and Engineerin: Materials for Biological Applications*, Glasgow, United Kingdom, v. 51, n. 1, p. 248-55, jun., 2015.

PADOVAN, L. E. M; et al. Utilização de microimplantes como ancoragem ortodôntica no tratamento das más-oclusões. *Implanto News*, Uningá, v.3, n.2, p.163-166, abr., 2006.

PROFFIT, W. R; FIELDS JÚNIOR, H. W. *O segundo estágio do tratamento total: correção da relação molar e fechamento de espaço*. In: Ortodontia Contemporânea. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. Cap. 17, p. 520-544.

SOUZA, A. P. G. Mini-implantes ortodônticos: dispositivos temporários para ancoragem. 20156. 37f. Monografia (Especialização em Ortodontia) - Clínica Integrada de Odontologia, Três Lagoas, 2015.

SQUEFF, L. R; et al. Characterization of the mini-implants used to orthodontic anchorage. *Revista Dental Press Journal Orthodontics*, Maringá, v. 13, n. 5, p. 49-56, set./out., 2008.

THIESEN, G; REGO, M. V. N. N; SHIMIZU, R. H. Maximizando o controle de ancoragem durante o fechamento ortodôntico de espaços. *Revista Dental Press Journal Orthodontics*, Maringá, v. 4, n. 2, p. 67-74, abr./mai., 2005.

VANNET, B. V; et al. Osseointegration of miniscrews: a histomorphometric evaluation *European Journal of Orthodontics*, Oxford, v. 29, n. 5, p. 437-442, s/m, 2007.

VILLELA, H. M. Microparafuso ortodôntico de titânio autoperfurante: novas perspectivas para ancoragem esquelética. *Implant News*, São Paulo, v. 3, n. 4, p. 402-403, jul./ago., 2006.

WIECHMANN, D; MEYER, U; BUCHTER, A. Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clinical Oral Implants Research*, Copenhagen, v. 18, n. 2, p. 263-267, apr., 2007.

ZUCOLOTO, C.S.; CARVALHO, A.S. Protocolo para ancoragem absoluta em ortodontia: miniparafuso. *Revista Gaúcha de Odontologia*, v. 56, n.2, p. 201-205, abr./jun., 2008.

