

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Alef da Silva

**EFEITOS DA CORROSÃO RELACIONADOS
À RESISTÊNCIA À FRATURA POR FLEXÃO
DE MINI-IMPLANTES ORTODÔNTICOS**

Passo Fundo

2022

Alef da Silva

**EFEITOS DA CORROSÃO RELACIONADOS
À RESISTÊNCIA À FRATURA POR FLEXÃO
DE MINI-IMPLANTES ORTODÔNTICOS**

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 da prof. Dra. Micheline Sandini Trentin e coorientação do prof. Dr. William Haupt.

Passo Fundo

2022

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

Alef da Silva, nascido em 19 de maio de 1994 em Ciríaco/RS. Formou-se Cirurgião Dentista pela Universidade de Passo Fundo (UPF) em 2019. Atualmente trabalha na Prefeitura Municipal de São Borja onde realiza atendimentos como clínico geral na Estratégia Saúde da Família 02.

OFERECIMENTOS E AGRADECIMENTOS

A minha orientadora Dra. Micheline Sandini Trentin e a meu Co-orientador Dr. William Haupt por todo o ensinamento transmitido para a realização deste trabalho. A minha mãe Suely Fernandes da Silva e meus familiares por todo o incentivo.

A todo corpo docente, aos funcionários e ao Laboratório do Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade de Passo Fundo, onde desenvolvi parte da pesquisa. Aos alunos da Graduação que contribuíram com o trabalho, em especial Felipe Dellapiane que me auxiliou na confecção das amostras para teste de fratura por flexão.

A empresa SIN, por proporcionar o material necessário, contribuindo a pesquisa científica.

Ao Parque Tecnológico da Universidade de Passo Fundo, pela oportunidade de desenvolver parte desta pesquisa em suas dependências, agradecer ao Técnico Responsável pelos equipamentos o senhor Luiz Eduardo da Silva, que com todo o seu conhecimento pode contribuir muito para a realização desta pesquisa.

SUMÁRIO

BIOGRAFIA DO AUTOR	5
AGRADECIMENTOS	6
SUMÁRIO	7
LISTA DE TABELAS	8
LISTA DE FIGURAS	9
LISTA DE ABREVIATURAS	11
RESUMO	13
ABSTRACT	14
INTRODUÇÃO	16
REVISÃO DE LITERATURA	19
PROPOSIÇÃO	39
MATERIAIS E MÉTODOS	40
RESULTADOS	48
DISCUSSÃO	62
CONCLUSÕES	66
CONSIDERAÇÕES FINAIS	67
REFERÊNCIAS	68
ARTIGO SUBMETIDO	75

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Composição da solução de saliva artificial de Fusayama.....	
.....	Erro! Indicador não definido.
Tabela 2: Média do potencial dos 3 dados encontrados nos 4 grupos analisados.....	41
Tabela 3: Valor do P após teste de normalidade de Shapiro-Wilk...	Erro!
Indicador não definido.	
Tabela 4: Valor do P (Potencial de corrosão), após os testes de Kruskal-Wallis e comparação entre os grupos com teste de Student-Newman Keuls.....	56
Tabela 5: Valor do P (Potencial de pite), após os testes de Kruskal-Wallis e comparação entre os grupos com teste de Student-Newman Keuls.....	41
Tabela 6: Newtons que cada amostra de cada grupo sofreu para fraturar ou deformar.....	Erro! Indicador não definido.
Tabela 7: Valor do P após teste de normalidade de Shapiro-Wilk (Teste de Fratura).....	61
Tabela 8: Valor do P (Teste de Fratura), após os testes de Kruskal-Wallis e comparação entre os grupos com teste de Student-Newman Keuls	61

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Eletrodo de trabalho, eletrodo de referência e contra eletrodo em saliva artificial.....	42
Figura 2: Microscópio eletrônico de varredura.....	44
Figura 3: Amostra na resina acrílica	45
Figura 4: Amostra posicionada na máquina de ensaios mecânicos.	46
Figura 5: Gráfico da amostra 1 do grupo 1 (Ti6AL4V em saliva artificial).	49
Figura 6: Imagem MEV amostra 1 do grupo 1 (Ti6AL4V em saliva artificial)	50
Figura 7: Gráfico da amostra 5 do grupo 2 (Ti6AL4V em saliva artificial com flúor).	51
Figura 8: Imagem MEV amostra 5 do grupo 2 (Ti6AL4V em saliva artificial com flúor).....	51
Figura 9: Gráfico da amostra 4 do grupo 3 (Aço em saliva artificial). ..	52
Figura 10: Imagem MEV amostra 4 do grupo 3 (Aço em saliva artificial).	53
Figura 11: Gráfico da amostra 3 do grupo 4 (Aço em saliva artificial com flúor).	54
Figura 12: Imagem MEV amostra 3 do grupo 4 (Aço em saliva artificial com flúor).	54
Figura 13: Imagem MEV amostra 1 do grupo 1 (Ti6AL4V em saliva artificial) após testes de flexão.....	58

Figura 14: Imagem MEV amostra 5 do grupo 2 (Ti6AL4V em saliva artificial com flúor) após testes de flexão.	59
Figura 15: Imagem MEV amostra 4 do grupo 3 (Aço em saliva artificial) após testes de flexão.....	59
Figura 16: Imagem MEV amostra 3 do grupo 4 (Aço em saliva artificial com flúor) após testes de flexão.....	60

LISTA DE ABREVIATURAS

Dats – Dispositivo de ancoragem temporário
SIN – Sistema de implantes
Ti6AL4V – Liga de titânio, 6 alumínio, 4 vanádios
MEV – Microscópio eletrônico de varredura
g – Gramas
AL – Alumínio
V- Vanádio
Ph – potencial hidrogeniônico
C – Controle
PE – Perda estabilidade
E – Estabilidade
v – volts
OCP – Potencial de circuito aberto
Rp – Resistência a polarização
Icorr – Corrente de corrosão do dispositivo de ancoragem temporário
mm – milímetros
EIS – Espectros de impedância
KHz – quilohertz
mHz – Megahertz
h – Horas
ml – mililitro
n – Números da amostra
% - Porcentagem
°C – Graus
N – Newtons
x – Vezes
ANOVA – Análise de variância
Ncm – Newtons por centímetro
SSP – SIN sem perfil
SCP – SIN com perfil
NSP – Neodent sem perfil
NCP – Neodent com perfil
min - Minutos
cm – Centímetros

cm² - Centímetros quadrados
In vitro – Algo feito fora de um organismo vivo
Pites – Forma de corrosão
EMIC – Equipamentos e Sistemas de Ensaios Ltda
Tukey – Teste de significância
Ppm – Partes por milhão
n – Tamanho da amostra
g/l – Massa em gramas e volume em litros
Ureia – Composto orgânico cristalino
NaCL – Cloreto de sódio
KCL – Cloreto de potássio
CaCL – Cloreto de cálcio
H₂O – Moléculas de água
Na₂S.9H₂O – Sulfeto de sódio
NaH₂PO₄. H₂O – Fosfato de sódio monobásico
< - Menor
+- - Mais ou menos
ASTM – American Society for Testing and Materials
In vivo – Algo feito em um organismo vivo
DP – Desvio Padrão
mV – Milivolts
mA - Miliampères

RESUMO

Objetivo: Avaliar o efeito da corrosão na resistência à fratura por flexão em mini-implantes ortodônticos com ligas de Ti6AL4V e aço. **Métodos:** Se utilizou 20 mini-implantes, 10 da Empresa SIN (ligas de Ti6AL4V) e 10 da Morelli (ligas de aço), avaliando-se quatro grupos com cinco amostras por grupo (grupo 1: Ti6AL4V em solução de saliva sem flúor; grupo 2: Ti6AL4V em solução de saliva com 1500 ppm de flúor; grupo 3: Aço em saliva sem flúor; e grupo 4: Aço em saliva com 1500 ppm de flúor). Essas amostras foram montadas e levadas ao potenciostato para avaliar a corrosão na cabeça desses mini-implantes, e após levados para avaliação a corrosão ao microscópio eletrônico de varredura (MEV). Após avaliou-se à resistência à fratura por flexão desses mini-implantes, com cargas na direção perpendicular em Newtons até a ocorrência de deformação ou de fratura. Por fim, foram levados ao MEV, para identificar se no local dessas deformações ou fraturas haviam sinais de corrosão. **Resultados:** Os valores de potencial e Newtons encontrados foram analisados no Excel e no BioEstat, e também visualmente através das imagens obtidas no MEV. **Conclusão:** Todos os grupos estudados sofreram potencial de corrosão e potencial de pite, os que estavam nas soluções com a presença do flúor apresentaram menor resistência a formação dos pitins de corrosão, porém quando se avaliou a resistência a fratura por flexão não se notou diferença entre esses grupos.

Palavras-chave: Mini-implantes, corrosão, saliva artificial, resistência à fratura, resistência à flexão.

ABSTRACT¹

Objective: To evaluate the effect of corrosion on flexural fracture resistance in orthodontic mini-implants with Ti6AL4V and steel alloys. **Methods:** 20 mini-implants were used, 10 from SIN Company (Ti6AL4V alloys) and 10 from Morelli (steel alloys), evaluating four groups with five samples per group - group 1: Ti6AL4V in fluoride-free saliva solution; group 2: Ti6AL4V in saliva solution with 1500 ppm of fluoride; group 3: steel in saliva without fluoride; and group 4: steel in saliva with 1500 ppm of fluoride. These samples were mounted and taken to the potentiostat to evaluate the corrosion in the head of these mini-implants, and after being taken to the evaluation of corrosion under a scanning electron microscope (SEM). Afterwards, the flexural fracture resistance of these mini-implants was evaluated, with loads in the perpendicular direction in Newtons until the occurrence of deformation or fracture. Finally, they were taken to SEM to identify if there were signs of corrosion at the site of these deformations or fractures. **Results:** The values of potential and Newtons found were analyzed in Excel and BioEstat, and also visually through the images obtained in SEM. **Conclusion:** All groups studied suffered corrosion potential and pitting potential, those who were in the solutions with the presence of fluor had lower resistance to the formation of corrosion pits, but when the flexural

1 Corrosion effects related to bending fracture resistance of orthodontic mini-implants.

fracture resistance was evaluated, there was no difference between these groups.

Key words: Mini-implants, corrosion, artificial saliva, fracture strength, flexural strength.

1. INTRODUÇÃO

Os mini-implantes são utilizados há mais de décadas desde a sua introdução na Ortodontia como sistema de ancoragem esquelética. Eles são aspectos importantes no controle de ancoragem e um fator determinante para sucesso no tratamento ortodôntico (MATTOS *et al.*, 2010). Os dispositivos temporários de ancoragem ortodôntica (DATs) possuem o mecanismo de ação no qual se baseiam no embricamento mecânico de sua estrutura metálica nas corticais e osso denso e não necessariamente no conceito da osseointegração (WIECHMANN *et al.*, 2007). Os mini-implantes metálicos predominantemente usados são feitos de titânio comercialmente puro, ligas de titânio (Ti6AL4V) e aço inoxidável (CADOSCH *et al.*, 2009). Dentro das aplicações clínicas em que os mini-implantes podem ser utilizados para realizar a ancoragem na movimentação ortodôntica, temos a retração em massa dos elementos dentários ântero-superiores, retração anterior-superior e inferior com ancoragens máximas para casos de pacientes com biprotrusão, intrusão de molares superiores, distalização de molares superiores, mesialização de molar inferior, verticalização de molares, tracionamento de caninos impactados, intrusão de incisivos, intrusão de caninos, correção de mordida cruzada posterior e correção da linha média MARASSI *et al.* (2005), JARDIM (2009) e SANTOS *et al.* (2017).

E possuem três porções distintas: cabeça - área para instalação de dispositivos ortodônticos; porção transmucosa ou pescoço - região existente entre a porção rosqueável e a cabeça do mini-implante

(geralmente lisa, acomoda os tecidos peri-implantares) e porção rosqueável - parte ativa do mini-implante (NOGIMA, 2006; SQUEFF *et al.*, 2008). A cabeça dos mini-implantes é a parte que ficará exposta clinicamente e será a área de acoplamento dos dispositivos ortodônticos, como elásticos, molas ou fios de amarelo (ARAÚJO *et al.*, 2006). Esta área por sua vez fica mais susceptível a ação da saliva e do flúor do ambiente bucal e pode com isso sofrer um processo de corrosão com maior ou menor intensidade. Isso interfere clinicamente no sucesso da terapia ortodôntica. A corrosão de metais manifesta-se em diferentes tipos de meios, porém, o meio em que ela ocorre com maior frequência é o aquoso. Nesse meio o mecanismo da corrosão é essencialmente eletroquímico. Uma reação é considerada *eletroquímica* se ela estiver associada a uma passagem de corrente elétrica através de uma distância finita, maior do que a distância Inter atômica. Esta passagem de corrente envolve o movimento de partículas carregadas: íons, elétrons ou ambos (WOLYNEC, 2002). A corrosão dos mini-implantes ortodônticos ou (Dats) tem sido proposta como um fator contribuinte para a inflamação dos tecidos bucais, e isso contribui para o insucesso clínico (KNUTSON; BERZINS, 2012).

Mini-implantes ortodônticos são confeccionados à base de titânio e, quando submetidos ao meio ácido, aos íons fluoreto ou à saliva, a proteção da camada de óxido de titânio, que desempenha função importante na resistência à corrosão pode ser perdida, e um processo de corrosão é iniciado. A definição de corrosão é a deterioração de um material, geralmente metálico, por ação física, química ou eletroquímica do meio ambiente aliada ou não a esforços mecânicos. Sendo que a

corrosão pode atingir todos os metais, basta haver meio corrosivo suficiente para que isso ocorra, BAHIA *et al.* (2018).

Outro fator de risco e complicações que ocorrem na utilização dos mini-implantes é a fratura. Que ocorre, normalmente, durante a inserção ou remoção do mini-implante no osso, mas também pode incidir durante a aplicação de forças no tratamento ortodôntico (ARAÚJO *et al.*, 2006). Buscando maior eficiência, vários tipos e formas de mini-implantes foram lançados no mercado por diferentes fabricantes. Sabe-se que a seleção do diâmetro e do comprimento dos mini-implantes é um fator importante para a sua adequada utilização, apesar de poderem ser instalados em diversos sítios da cavidade bucal (NOVA *et al.*, 2008). À medida que o uso de mini-implantes se tornou mais popular, houve uma atenção maior aos fatores clínicos e mecânicos que contribuem para o seu sucesso. Taxas de falha são relatadas na literatura variando de 6% a 30% (SCHÄTZLE *et al.*, 2009; SMITH *et al.*, 2015). Os profissionais que instalam os mini-implantes devem tomar cuidados especiais, tanto na cirurgia como na fase de aplicação da força ortodôntica, uma vez que pode ocorrer deformação ou, até mesmo, a fratura do mini-implante (PITHON *et al.*, 2008).

Percebe-se que ainda não existem estudos científicos relatando a relação da corrosão em testes de resistência à fratura. O objetivo deste estudo é avaliar o efeito da corrosão na resistência à fratura por flexão nos mini-implantes ortodônticos com ligas de Ti6AL4V e aço inoxidável.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Mini-implantes ou DATs na Odontologia

Os mini-implantes ou (Dats), estão aumentando a sua popularidade entre os ortodontistas que costumam utilizar ao menos um dispositivo de ancoragem temporário nos seus tratamentos (BUSCHANG *et al.*, 2008; MILANI, 2017). A ancoragem ortodôntica é definida como fator de resistência ao movimento dentário indesejado, e o controle da ancoragem é um fator chave para o sucesso do tratamento ortodôntico (TSUI *et al.*, 2012; HERGEL *et al.*, 2019). Os implantes foram desenvolvidos com base na osseointegração que é a rígida integração entre os ossos e um biomaterial: “a rígida integração entre titânio comercialmente puro e osso permitiu o desenvolvimento de implante dentários convencionais e com o passar do tempo foram então testados também para ancoragem ortodôntica” (ARAÚJO *et al.*, 2006). A característica do mini-implante mais importante para a Ortodontia é a estabilidade mecânica, conseguida através da estabilidade primária, que é definida como aquela obtida imediatamente após a inserção. A densidade óssea da área de inserção do dispositivo, a forma e a espessura do mini-implante e a preparação do local em que será inserido possuem um grande impacto na estabilidade primária dos mini-implantes (NOVA *et al.*, 2008).

Os mini-implantes são feitos de titânio comercialmente puro, ligas de titânio (Ti6AL4V) e aço inoxidável. Existe, atualmente, disponível no mercado uma série de mini-implantes com diferentes

formas, desenhos, diâmetros, comprimentos, graus de pureza do titânio e tratamentos de superfície. E essas características diferentes são utilizadas como argumento pelos diversos fabricantes, para um melhor desempenho clínico (LOSS, 2009). O diâmetro do mini-implante deve ser escolhido de acordo com o sítio e o espaço disponível no mesmo, através de radiografias. Na maxila, deve-se selecionar uma peça de diâmetro mais fino, quando a mesma for colocada entre as raízes de dentes. Se for necessária a inserção do implante em osso trabecular, para obtenção de estabilidade, uma peça de comprimento mais longo se faz necessária. Isso vai ser fundamental para se evitar que os mesmos fraturem (SQUEFF *et al.*, 2008). A forma do mini-implante deve prover ancoragem mecânica através da superfície de contato osso/implante e tem que permitir a distribuição das cargas ortodônticas de maneira que não prejudique a fisiologia óssea (NOVA *et al.*, 2008).

Os mini-implantes possuem três porções distintas: cabeça, porção transmucosa ou pescoço e porção rosqueável. A porção transmucosa deve apresentar comprimentos variados, possibilitando sua colocação em diferentes sítios. Quanto mais bem polida se apresentar esta parte da peça menor a possibilidade de infecção nos tecidos adjacentes. Os mini-implantes perfurantes têm o ápice extremamente fino e afiado, dispensando, na maioria dos casos, a utilização de qualquer procedimento adicional para perfuração óssea, enquanto os de ápice arredondado necessitam de perfuração com broca, no sítio onde serão posicionados, sendo estes denominados implantes autorosqueantes (MELSEN, 2005; SQUEFF *et al.*, 2008).

A contraindicação geral para o uso dos mini-implantes são as mesmas para pacientes com restrições para intervenções cirúrgicas em

geral (problemas sistêmicos, pacientes debilitados para cirurgia); espaço insuficiente ou volume ósseo reduzido entre as raízes dos dentes; fumantes; pacientes com falta de higiene bucal; patologias da mucosa oral; bem como pacientes desmotivados ou não cooperantes (LIMA *et al.*, 2011).

A alternativa de ancoragem é bastante recomendada para resolver problemas complexos em Ortodontia, podendo ser indicada em casos onde o paciente apresenta-se com número insuficiente de dentes para a aplicação de recursos convencionais (cujas forças empregadas podem gerar efeitos reativos adversos), sendo necessária a movimentação dentária assimétrica em todos os planos do espaço e, algumas vezes, como alternativa à cirurgia ortognática (MELSEN, 2005; SQUEFF *et al.*, 2008).

2.2. Saliva artificial e flúor no processo de corrosão de mini-implantes e análise em microscópio eletrônico de varredura (MEV).

Os metais sofrem corrosão em diferentes tipos de meios, principalmente no meio aquoso em que o mecanismo é eletroquímico. Dessa forma, na maioria das reações que se manifestam em presença de uma superfície metálica, ocorre a passagem de corrente através do metal (WOLYNEC, 2002). A corrosão em mini-implantes tem sido contribuinte para a inflamação dos tecidos bucais e insucesso clínico (KNUTSON; BERZINS, 2012).

Implantes metálicos para aplicações ósseas submersas em íons eletrólitos no corpo constituem uma célula básica de corrosão. Amplas correntes podem ser induzidas pelo fluxo de íons e elétrons gerados durante reações eletroquímicas que ocorrem entre a corrosão da

superfície metálica e eletrólito. Essas correntes são geralmente usadas para medir a taxa de corrosão de um metal; porque eles são diretamente relacionados à liberação de íons metálicos ou, em outras palavras, a degradação do material. Conseqüentemente, eventos de corrosão resultam em um aumento da rugosidade da superfície do dispositivo que podem amplificar o ambiente corrosivo ao redor do implante e comprometer sua estabilidade mecânica (GITTENS *et al.*, 2011). Quando os mini-implantes são submetidos ao meio ácido, aos íons fluoreto ou a saliva, a camada de proteção se perde e ocorre a corrosão (BAHIA *et al.*, 2018).

MILANI (2017) realizou uma revisão de literatura sobre a corrosão de ligas metálicas utilizadas para produção dos dispositivos de ancoragem temporários (Dats). Pesquisou-se sobre corrosão em ligas de titânio e corrosão em ligas de aço inoxidável. O Ti6AL4V é a liga metálica mais usada atualmente, apresenta maior corrosão quando em contato com a saliva, apresentando aceleração no processo de corrosão em altas concentrações de flúor o que resulta na liberação de íons de alumínio (AL) e vanádio (V), tóxicos para os tecidos peri-implantares. A presença de biofilme pode ser um fator corrosivo, pois são capazes de diminuir o Ph do meio e acelerar a corrosão das ligas. O aço inoxidável F-138 foi o que apresentou a maior resistência à corrosão, com os avanços dos estudos em ligas metálicas e apresentando propriedades de corrosão melhorada. Dessa forma, se faz necessário mais estudos laboratoriais para a sua aplicabilidade clínica.

O objetivo do estudo de BAHIA *et al.* (2018), foi avaliar a resistência à corrosão e a microestrutura superficial de mini-implantes novos, utilizados ou os que foram perdidos precocemente e os que

tiveram sucesso de estabilidade, analisando se o processo de corrosão influencia a falha ou a perda de estabilidade destes, a fim de se comparar com as principais causas de sucesso e insucesso clínico. A amostra foi composta de 21 mini-implantes ortodônticos autoperfurantes com 6mm de comprimento e diâmetro de 1,5mm, fabricados com liga de Ti6AL4V. Os mini-implantes foram divididos em 3 grupos: grupo C: mini-implante na sua forma original; grupo PE: mini-implantes utilizados em pacientes que apresentaram perda de estabilidade precoce em até 2 meses; grupo E: mini-implantes utilizados em pacientes com sucesso de estabilidade. Inicialmente foi usada a análise visual da superfície da rosca dos mini-implantes através de um microscópio eletrônico de varredura com aumento de 100x e 500x. Para avaliar a resistência à corrosão, todos os mini-implantes foram submetidos a ensaios de polarização cíclica potenciodinâmica em potenciostato PGSTAT204N, acoplado a um computador com o programa advanced electrochemical software nova 2.0. A microestrutura superficial não foi alterada pela permanência e/ou perda precoce de estabilidade em seus sítios ósseos.

O estudo de PICOLO *et al.* (2021), buscou comparar amostras de liga de titânio (Ti6AL4V), e aço 316L em saliva artificial com e sem flúor na sua composição. Quatro amostras de cada material foram testadas, os testes foram realizados a 37° C simulando a temperatura normal da cavidade oral. A saliva artificial de Fusayama foi usado como eletrólito solução, num segundo momento se usou uma concentração de 1500 ppm de flúor. As amostras foram montadas na célula eletroquímica de acrílico em contato com uma fiação elétrica. 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 de circuito aberto foi usado com um eletrodo de referência padrão e como um eletrodo contador para fazer as medições de impedância e polarização potenciodinâmica, as amostras foram conectadas no eletrodo de trabalho. Após se realizou uma polarização catódica a partir de $-0,9V$ aumentando essa voltagem por 5 minutos ou até que se obtivessem os pitins de corrosão, na saliva com e sem flúor. Os resultados foram direcionados para obtenção de valores de intensidade de corrente aplicada no material até o momento de sua passivação quando ocorrida. Os aspectos demonstraram o início do processo de corrosão diferiram entre Ti6AL4V que sofria corrosão contínua e o aço 316L que sofria a corrosão inicial em um curto momento e logo ocorria a passivação do material e conseqüentemente tamponamento da superfície acometida pela corrosão. Ambas as ligas apresentam boa resistência a corrosão, porém o aço 316L faz a passivação da superfície.

O objetivo do estudo de ROSELINO RIBEIRO *et al.* (2017), foi avaliar a ação do flúor nas propriedades mecânicas de um pilar de implante definidos por meios de teste de compressão, ciclagem mecânica e caracterização metalográfica por microscopia eletrônica de varredura. Foram utilizados implantes hexágono internos de titânio comercialmente puro que foram montados e usados de acordo com as orientações do fabricante, foi dado um torque de 20N. Se obteve 2 grupos (grupo 1: 5 amostras com teste de compressão não axial e que não foram submetidos aos íons fluoretos), já o outro grupo (grupo 2: ensaios de ciclagem mecânica, 5 amostras que não foram submetidos aos íons fluoretos e 5 amostras que foram submetidos aos íons fluoretos contendo 1500 ppm de flúor). Em relação ao teste de ciclagem mecânica (grupos 2), o

conjunto submetido ao tratamento com flúor fraturou antes dos 100.000 ciclos. Na microscopia eletrônica de varredura quando se compara o grupo 2, é possível observar diferenças entre eles, o primeiro apresenta irregularidades de fabricação e o segundo apresenta sinais de corrosão.

O objetivo do estudo de KNUTSON; BERZINS (2012), foi medir as propriedades de corrosão de mini-implantes ortodônticos em saliva artificial com e sem flúor. Utilizaram-se para tanto, três marcas comerciais de mini-implantes (VectorTAS, Unitek, Orthodontics) de 8mm. A fim de permitir a conexão do eletrodo foi realizado o isolamento na ponta rosqueável de cada mini-implante para teste eletroquímico, até um nível padronizado de 3mm, revestida em verniz e montada em resina epóxica, permitindo dessa forma que o restante do mini-implante (cabeça) seja exposto à solução de teste. A conexão elétrica foi estabelecida por meio de uma barra de aço rosqueada através da resina que contactava a ponta do mini-implante e isolada da solução de teste por um tubo de vidro selado com cera adesiva. Uma haste de grafite serviu como contra eletrodo e um eletrodo de cabomel saturado foi o eletrodo de referência. Todos os 3 eletrodos foram conectados a um potenciostato acionado por computador. A solução de saliva artificial de Fusayama-Meyer foi usada com e sem flúor a 37°C. Essa solução é comum em implantes dentários e estudos de corrosão ortodôntica. O flúor com 1500 ppm foi escolhido por ter sido utilizado em estudos de implantes dentários. O resultado desse teste foi a resistência a polarização (R_p), que mede a facilidade como o metal/liga se oxida durante a aplicação de um potencial externo. Entre os três fabricantes não houve diferenças estatísticas significantes entre os mini-implantes em relação ao OCP, RP e Icorr. Somente os mini-implantes da marca Orthodontics tiveram um OCP

significativamente mais nobre em comparação com os outros. A incorporação de flúor aumentou a corrente de corrosão de todos os mini-implantes.

Foi realizado um estudo do comportamento eletroquímico do titânio comercialmente puro e do Ti6AL4V imersos em solução salivares contendo diferentes concentrações de flúor representativas para cavidade oral. Foram cortadas barras de titânio comercialmente puro e Ti6AL4V com 10mm de espessura e 25mm de diâmetro. As amostras foram moídas, limpas e armazenadas por 24 horas antes da realização das medições eletroquímicas. A saliva artificial de Fusayama foi usada como eletrólito solução neste estudo *in vitro*. Foi adicionado solução de flúor na saliva artificial para simular meio fluoretado diferente. As soluções foram agitadas por 24 horas antes de iniciar o teste eletroquímico e o pH foi medido. O volume da solução utilizada foi 30 ml. As amostras foram montadas na célula eletroquímica acrílica em contato com uma fiação elétrica. Os testes eletroquímicos (n=5) foram realizados em potenciostato acoplado a um software usado para controle eletroquímico e análise de dados. Como as medidas de potencial de circuito aberto (OCP) e sua evolução com o tempo de imersão revelam apenas uma tendência à corrosão, isso requer a análise de curvas potenciodinâmicas de polarização e espectros de impedância (EIS). Para tanto foi usado um potenciostato acoplado ao Software Volmaster 4 em uma faixa de frequência de 100 KHz até 10mHz. Os testes foram realizados a 37°C em banho de água termostático, simulando a temperatura normal de uma cavidade oral. A topografia das amostras foi analisada por microscopia eletrônica de varredura. O titânio comercialmente puro e o Ti6AL4V representam alta resistência à corrosão após polarização

potenciadinâmica. No entanto, uma diminuição significativa de resistência à corrosão de ambos ocorreu na saliva artificial contendo 227 e 12.300 ppm de flúor. Os aspectos topográficos do processo de corrosão diferiram entre titânio comercialmente puro e Ti6AL4V em saliva artificial contendo 12.300 ppm de flúor. O titânio comercialmente puro foi degradado por corrosão por pites enquanto o Ti6AL4V sofria corrosão geral mostrando microfissuras. A rugosidade aumentou em ambos os materiais como resultado do processo de corrosão. Conseqüentemente, uma alta quantidade de íons metálicos foi liberada de ambos os materiais para o ambiente circundante por imersão em soluções concentradas de fluoreto (SOUZA *et al.*, 2015).

2.3. Testes de flexão e fratura em mini-implantes e análise em microscópio eletrônico de varredura (MEV)

Apesar dos excelentes resultados alcançados em relatos clínicos, casos como perda da estabilidade e fratura ainda ocorrem na utilização dos mini-implantes. Isso ocorre, normalmente, durante a inserção ou remoção do mini-implante no osso, mas também pode incidir durante a aplicação de força no tratamento ortodôntico (ARAÚJO *et al.*, 2006).

A fratura do mini-implante durante a sua inserção ou remoção ainda é uma das complicações mais comuns relatadas pelos ortodontistas. Estudos em humanos e animais relataram taxas de fratura de aproximadamente 4% a 5%, porém existem poucos estudos clínicos e laboratoriais que avaliaram a frequência com que os mini-implantes fraturam nesse contexto clínico (SCHÄTZLE *et al.*, 2009; SMITH *et al.*, 2015).

A instalação do mini-implante é relativamente simples e, devido ao seu tamanho reduzido, apresenta possibilidade de inserção em vários locais (MELSEN 2005; MOTOYOSHI *et al.*, 2006). As dimensões reduzidas dos mini-implantes aumentam a possibilidade de fraturas durante a sua inserção ou remoção. O risco de fratura está intimamente relacionado ao diâmetro do mini-implante utilizado, uma vez que, geralmente ocorre em casos de mini-implantes de diâmetro muito fino ou cujo pescoço não seja resistente o suficiente para suportar a tensão no momento da sua remoção (NOVA *et al.*, 2008). Para evitar tal incidente, deve-se utilizar peças cônicas de diâmetro apropriado para a qualidade do sítio ósseo escolhido. A fratura também pode ocorrer por falha do operador, em caso de aplicação de força excessiva na colocação de mini-implante do tipo auto-rosqueável ou autoperfurante (SQUEFF *et al.*, 2008).

Os DATs podem ser instalados pelo ortodontista ou pelo implantodontista, este deverá receber orientação precisa para que não existam dúvidas quanto a posição eleita. Esta comunicação deverá ser por correspondência, com redação clara, contendo informação detalhada, por imagens digitais de radiografias apontando o local da instalação, sinalização em modelos de gesso ou ainda através do fornecimento de guias (ARAÚJO *et al.*, 2006). Avaliação radiográfica (filmes dentários periapicais e radiografias panorâmicas) é normalmente usada para visualização e planejamento pré-operatório de mini-implantes, minimizando a possibilidade de inserção de parafusos em importantes estruturas anatômicas (PIRES *et al.*, 2011).

- Estudos clínicos em animais:

NOVA *et al.* (2008) realizaram um estudo para avaliar em mini-implantes de fabricantes e dimensões diferentes, o torque de inserção e de remoção, assim como as características mecânicas da fratura sob torção. Foram utilizados 20 mini-implantes comerciais autoperfurantes, sendo 10 da empresa SIN e 10 da empresa Neodent. Todos possuíam 1,6mm de diâmetro, os da SIN possuíam comprimento de 8mm e os da Neodent 7mm. Foram usados 5 mini-implantes sem perfil-transmucoso e 5 mini-implantes com perfil transmucoso. A amostra foi dividida em 4 grupos: SIN sem perfil; SIN com perfil; Neodent sem perfil; Neodent com perfil. Para avaliação clínica foram obtidas duas tibiás de boi, que após cortada obteve-se 20 fragmentos ósseos um para cada mini-implante, que foram mantidos em 4° C por 3 dias até a data dos ensaios. Foi realizada uma pré-perfuração com broca de diâmetro de 1,3mm específica para perfurar o osso sob irrigação. Após foi realizada a inserção dos mini-implantes no osso sob irrigação até que não visualizasse as roscas dos mini-implantes, e após foram feitas as remoções desses mini-implantes. Durante os ensaios de inserção e remoção o torque foi medido, durante o ensaio alguns mini-implantes sofreram fratura. Os que não sofreram fratura foram submetidos ao ensaio mecânico de fratura a torção, utilizando um dispositivo de mandris acoplado a máquina universal de ensaios mecânicos com célula de carga de 500N. A região de fratura dos mini-implantes foi avaliada através do (MEV), sendo fotografadas com aumento de 500x, com essas imagens pode-se determinar o tipo de fratura para cada grupo de mini-implante. Se utilizou o teste (ANOVA), para comparação entre os grupos e o nível de significância foi estabelecido em $p < 0,05$. A média dos

torques de fratura dos mini-implantes foi de $35,1 \pm 4,9$ Ncm; $35,1 \pm 2,7$ Ncm; $27,4 \pm 1,1$ Ncm e $30,6 \pm 1,8$ Ncm, para os grupos SIN sem perfil (SSP), SIN com perfil (SCP), Neodent sem perfil (NSP), Neodent com perfil (NCP) respectivamente. Os grupos SSP e SCP apresentaram valores mais próximos entre si do que os grupos NSP e NCP. O grupo NCP apresentou o maior torque de inserção e também apresentou a menor resistência a fratura. Todos os grupos apresentaram fratura do tipo dúctil, em inspeção por microscopia eletrônica de varredura, demonstrando haver compatibilidade no material de confecção dos mini-implantes, apesar de serem de fabricantes diferentes.

Cinco diferentes marcas (SIN, INP, Conexão, Neodent e Mondeal) foram estudadas com o objetivo de caracterizar os mini-implantes em relação a topografia, ensaios mecânicos de torque até a fratura e design das peças, apresentando dados que auxiliem na produção e qualidade dos mini-implantes, o que irá promover o maior aproveitamento dos mesmos na utilização como reforço na ancoragem ortodôntica. Foram analisados 30 mini-implantes (5 peças de cada grupo) utilizados como reforço na ancoragem ortodôntica. Para observação da topografia e design das peças foram usadas fotomicrografias com várias ampliações através do Microscópio eletrônico de varredura. Para os ensaios de torque, cada peça foi inserida em cortical de tíbia suína, até que ocorresse a fratura, para isso foi realizada a confecção do orifício guia com fresa cirúrgica de 1,0mm de diâmetro. Em seguida a chave manual própria de cada sistema de mini-implantes foi fixada no cabeçote do torquímetro digital. Os valores de torque de inserção obtidos foram submetidos a análise de variância (ANOVA), e teste de TuKey, bem como análise estatística descritiva.

Após caracterização da topografia e design dos mini-implantes estudados, bem como no teste de torque, pode-se concluir que todos os mini-implantes testados estão aptos a utilização clínica como reforço de ancoragem ortodôntica (SQUEFF *et al.*, 2008).

PITHON *et al.* (2008) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a deformação e fratura de mini-implantes ortodônticos de diferentes marcas comerciais submetidos ao carregamento na direção perpendicular ao seu comprimento. Foram utilizados 75 mini-implantes de cinco diferentes marcas comerciais (Mondeal, Neodent, INP, SIN e Titanium fix), com n=15. Previamente ao teste de fratura se avaliou a morfologia com microscópio eletrônico de varredura com aumento de 15x. Para realização de ensaios de flexão e fratura, confeccionou-se corpos de prova a partir do osso cortical suíno, com 8mm de espessura os quais serviram de base para inserção dos mini-implantes. Os corpos de prova foram mantidos em solução salina em geladeira a temperatura de 8° C. Decorrido os 7 dias, os corpos de prova foram removidos da geladeira e mantidos por 12 horas a temperatura ambiente para posterior inserção dos mini-implantes. Imediatamente após a inserção dos mini-implantes os corpos de prova foram avaliados através da máquina universal de ensaios mecânicos para realização dos testes. Para estabilização dos corpos de prova, confeccionou-se um dispositivo em forma de morsa, que manteve os corpos de prova estáveis durante a realização dos ensaios. O teste de resistência flexural foi realizado em uma máquina universal mecânica EMIC, operando em uma velocidade de 0,5mm/min, através de ponta ativa em cinzel. A força foi aplicada na cabeça dos implantes para reforçá-los em 0,5; 1,0; 1,5; 2,0mm e até a fratura dos mesmos. As análises estatísticas foram realizadas com auxílio

do programa SPSS 13.0. Após foram submetidos a análise de variância (ANOVA) para determinar se havia diferença estatística entre os grupos e posteriormente, ao teste de TuKey. Os resultados demonstraram deformação em todos os mini-implantes avaliados. Os do grupo SIN necessitaram de maior força para que ocorresse deformação. Os menores valores para deformação ocorreram nos grupos Mondeal e Neodent. Todos os mini-implantes testados mostraram-se aptos para utilização como recurso de ancoragem ortodôntica. O formato do mini-implante está diretamente relacionado com a resistência obtida por esse dispositivo, quando da aplicação de forças perpendiculares ao seu longo eixo.

O objetivo deste estudo foi medir o torque de inserção e a resistência máxima ao torque de fratura de diferentes mini-implantes ortodônticos. Cinquenta mini-implantes autoperfurantes de cinco fabricantes diferentes (DEN, RMO, CON, NEO e SIN) foram divididos em 5 grupos. A morfologia da superfície foi analisada em microscópio eletrônico de varredura. Seis costelas de porco foram preparadas para inserção dos mini-implantes. Realizou-se blocos ósseos que foram anexados a uma peça de metal, para padronização do tamanho e forma. Este pedaço de metal foi anexado ao medidor de torque digital conectado por um computador e pré configurado para evitar qualquer movimento durante o teste. Os testes foram realizados sem qualquer perfuração preliminar. Os mini-implantes foram inseridos na porção central do osso. O mesmo operador calibrado executou todo o ensaio. Os torques de inserção foram gravados continuamente e os valores máximos e mínimos de torque foram considerados. Foi medida também a espessura óssea no local de inserção. Cinco mini-implantes de cada grupo foram submetidos

a teste de torção por fratura (na ponta e no pescoço). Para este teste um dispositivo com dois mandris foi acoplado a máquina de teste mecânico universal (EMIC) com células de carga de 500N. O osso utilizado para inserir os mini-implantes não influenciou os resultados e os valores de torque da fratura na região do pescoço foram superiores aos valores de torque obtidos na região da ponta em todos os grupos. Mini-implantes de diferentes marcas, designe, morfologia e resistência de torque de fratura é determinado por diâmetro externo, diâmetro interno, razão entre diâmetro interno e externo e moagem na região apical (ASSAD-LOSS *et al.*, 2017).

- Testes laboratoriais *in vitro*:

O objetivo do estudo foi avaliar as características de forma e a resistência da liga de confecção dos mini-implantes e relacioná-las ao desempenho laboratorial destes dispositivos com ensaios de torque de fratura em 5 diferentes mini-implantes ortodônticos. Foram utilizados 25 mini-implantes ortodônticos autoperfurantes divididos em 5 grupos (DEN, RMO, COM, NEO, SIN). Para avaliação da forma foram obtidas imagens com aumento de 1,6x no microscópio eletrônico de varredura. Os mini-implantes foram submetidos ao ensaio de fratura em torção, onde foi determinado a força necessária para fraturar os mini-implantes sob torção em duas regiões: no terço inferior da ponta ativa (ponta), e no terço superior da ponta ativa (pescoço). Para este ensaio foi empregado um dispositivo de mandris acoplado a máquina universal de ensaios mecânicos (EMIC), com célula de carga de 500N. O torque de fratura da região do pescoço variou de 23,45 Ncm (grupo DEN) a 34,82 Ncm (grupo SIN). O torque de fratura da região da ponta variou de 9,35 Ncm

(grupo CON), a 24,36 Ncm (grupo NEO). As características que mais influenciaram nos resultados foram: diâmetro externo, diâmetro interno, proporção entre diâmetro interno e externo e presença de fresado na região apical (LOSS, 2009).

TEIXEIRA (2006), em seu estudo avaliou a resistência a flexão de um tipo de mini-implante ortodôntico, determinando a deformação quando submetidos as forças similares empregadas no tratamento ortodôntico. Foram analisados 26 mini-implantes ortodônticos fabricados com liga Ti6AL4V produzidos pela empresa SIN. 15 mini-implantes com diâmetro de 1,2mm e comprimento de 6mm na região das roscas. Os ensaios mecânicos foram executados na máquina de ensaio universal EMIC com células de carga de 50N. As bases de resina foram fixadas na máquina de ensaios e na extremidade livre do implante (cabeça do implante) foram aplicadas cargas crescentes para ocorrer a deformação de 2,0mm. A força foi aplicada na cabeça do implante em uma distância de 5,0mm da resina de embutimento. Durante o ensaio determinou-se a força necessária para deformar os mini-implantes em 0,5; 1,0; 1,5 e 2,0mm. O teste estatístico ANOVA avaliou a diferença entre os níveis de esforço necessário para promover a deformação nos grupos estabelecidos em 0,5mm; 1,0mm; 1,5mm e 2,0mm. Após os testes mecânicos foram selecionados os dois mini-implantes que apresentaram maior deformação plástica visível e um mini-implante não submetido ao teste de flexão, estes mini-implantes foram então avaliados em MEV. Nesse estudo encontramos deformação nos mini-implantes ortodônticos quando submetidos a força de 0 a 19,33 N, contudo essas deformações não invalidam o uso destes mini-implantes. Podemos concluir que os mini-implantes ortodônticos Ti6AL4V da marca SIN

resistem as forças ortodônticas sugeridas na literatura, apresentam deformação quando submetidos a forças ortodônticas, mas não apresentam fraturas quando submetidos a força média máxima de compressão de 16,4 Newtons.

Esse estudo teve como objetivo investigar a resistência a fratura de 90 mini-implantes autoperfurantes de 6 fabricantes internacionais (Aarhus; Dual top; OrthoEasy; Tomas pin; Uniket; VectorTAS). Os diâmetros dos mini-implantes variaram de 1,4 a 1,8mm, eles foram inseridos em material de acrílico. Um total de 6 blocos de acrílico retangulares foram cortados e preparados, foram realizadas perfurações guias nos blocos, de acordo com os requisitos do padrão da American Society for Testing and Materials. Os mini-implantes foram inseridos manualmente por um único operador no sentido horário no acrílico. O pico correspondente ao valor de torque atingindo no momento da fratura foi registrado em Ncm. A análise estatística revelou diferenças significativas nos picos de torque de fratura entre os grupos de mini-implantes. Os torques médios de fratura são classificados da seguinte forma: Uniket (72Ncm); Tomas pin (36Ncm); Dual top (32Ncm); VectorTAS (31Ncm); OrthoEasy (28Ncm); Aarhus (25Ncm), com diferenças significativas encontradas entre todos os fabricantes, exceto Dual top e VectorTAS. Os mini-implantes testados mostraram uma ampla faixa de torque na fratura, dependendo do fabricante, com apenas uma fraca correlação entre o diâmetro do mini-implante e a resistência à fratura. O torque deve ser considerado, especialmente em áreas de osso de alta densidade sem pré-perfuração (SMITH *et al.*, 2015).

- Estudos clínicos:

Em um estudo com a finalidade de se investigar os efeitos de inserção e esterilização na estabilidade primária, na mecânica e na análise das características da superfície dos mini-implantes. Se realizou um teste sem torção, um teste de força de torque máximo de inserção e remoção vertical e horizontal e, assim, avaliou-se a viabilidade da reutilização de mini-implantes. 140 mini-implantes de 2 marcas diferentes foram usados para o estudo. Ambos de forma cilíndrica e diâmetro de 1,6mm e comprimento de 8mm (Dual Top) e diâmetro de 1,7mm e comprimento de 8mm (OrthoEasy). Os mini-implantes foram divididos em três grupos. O grupo 1 foi o grupo controle e consistia em 10 mini-implantes de cada tipo (sem nenhum procedimento). O grupo 2 e 3 experimentais, constituídos de 30 mini-implantes de cada tipo. O grupo 2 foi inserido em osso uma vez, depois esterilizado e testado. O grupo 3 foi inserido no osso duas vezes, esterilizado para cada sessão e testado. Material ósseo artificial foi usado para experimento. Os testes de resistência horizontal e vertical foram realizados usando uma máquina, e após foi feita a limpeza e esterilização. Foi realizada a microscopia eletrônica de varredura de 10 mini-implantes, 5 de cada grupo. Para os testes de torque e fratura se usou osso bovino, os mini-implantes foram inseridos até o ponto de ruptura (valor de pico de torque antes da fratura foi registrado). O torque de inserção foi um pouco maior no grupo 3 do que no 2, porém, não houve diferença no torque de fratura, o MEV mostrou maior desgaste nos mini-implantes do grupo 3. Pode-se concluir que os mini-implantes podem ser inseridos especialmente em casos de falha precoce, por uma segunda vez sem que ocorra uma mudança

significativa em sua mecânica ou propriedades estruturais, mas os processos de limpeza e esterilização devem ser aplicados metodologicamente (HERGEL *et al.*, 2019).

Em um estudo com a finalidade de analisar a topografia de diferentes marcas comerciais de mini-implantes utilizados na ancoragem ortodôntica. Foram utilizados mini-implantes autoperfurantes de liga Ti6AL4V de diferentes marcas comerciais (Neodent, SIN, Morelli, Conexão e ForestaDent). A análise de topografia buscou descrever o design, bem como eventuais defeitos de fabricação nas peças. Foram analisados 3 mini-implantes de cada uma das cinco diferentes marcas comerciais, ao MEV com imagens de 50x, 100x e 200x da região da cabeça, perfil transmucoso, porção rosqueável e da ponta ativa. Os mini-implantes apresentaram diferenças significativas no design. Além disso, irregularidades superficiais e sujidades foram observadas em todos os grupos, principalmente na ponta ativa. Estudos devem priorizar a avaliação topográfica e microestrutural, associada a testes mecânicos de mini-implantes utilizados na ancoragem ortodôntica (BURMANN *et al.*, 2013).

Por meio de um estudo laboratorial, se buscou analisar os aspectos topográficos e características microestruturais de mini-implantes usados para ancoragem ortodôntica. Foram usados 3 mini-implantes de 5 marcas comerciais (Neodent, SIN, Morelli, Conexão e ForestaDent). A análise por Microscopia eletrônica de varredura foi realizada para deter uma análise descritiva dos projetos de mini-implantes e detectar possíveis defeitos de manufaturas. Imagens da cabeça, pescoço transmucoso, corpo e ponta foram analisados em 50x, 100x e 200x de ampliação. Os mini-implantes apresentaram diferenças

significativas entre as marcas na cabeça do parafuso, no transmucoso e no design. Os mini-implantes em todos os grupos apresentaram superfície adequada, bom acabamento e nenhuma evidência de irregularidades. Na análise metalográfica não foi demonstrado nenhum defeito na microestrutura. Os mini-implantes avaliados apresentaram diferenças significativas no design. Além disso, irregularidades e detritos foram encontrados em todos os grupos, principalmente na ponta ativa. Porém, nenhum defeito foi detectado e todos os grupos cumpriram os padrões internacionais para a fabricação de mini-implantes (BURMANN *et al.*, 2015).

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo laboratorial foi avaliar o efeito da corrosão metálica na resistência à fratura por flexão nos mini-implantes ortodônticos com ligas de Ti6AL4V e aço inoxidável. A hipótese testada é que após o processo de corrosão, os mini-implantes ortodônticos de Ti6AL4V e Aço inoxidável que foram submetidos a saliva artificial com flúor apresentam menor resistência à fratura por flexão.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

A presente pesquisa ocorreu em forma de estudo laboratorial de teste de corrosão e fratura em análise *in vitro*. Para tanto, foram selecionados 20 mini-implantes de ancoragem ortodôntica de dois diferentes fabricantes SIN (Sistema de implante – São Paulo, SP-BR) e Morelli (Morelli produtos odontológicos – Sorocaba, SP-BR). Através do catálogo de cada empresa, buscou-se a melhor semelhança entre os mini-implantes (DATS) a serem analisados. Os mini-implantes da empresa SIN (código: POT 1830; diâmetros de 1,8mm; comprimento de 15mm; com perfil transmucoso de 3mm; fabricados com ligas de Ti6AL4V com sistema autoperfurante). Já os mini-implantes da Morelli (código: 37.10.407; diâmetros de 2,0mm; comprimento de 14mm; com perfil transmucoso de 4mm; fabricados com ligas de aço; com sistema autoperfurante).

4.1. Análise da corrosão:

Os mini-implantes foram divididos em dois grupos: o primeiro com ligas de Ti6AL4V e outro com ligas de aço inoxidável de acordo com as especificações de cada fabricante. Dez amostras foram deixadas em saliva artificial sem a presença de flúor, e dez amostras de mini-implantes foram deixadas em saliva artificial com a presença de flúor. Obtendo-se um n=05 para cada grupo. O Grupo 1 (Ti6AL4V em saliva artificial), o Grupo 2 (Ti6AL4V em saliva artificial com flúor), o Grupo

3 (Aço em saliva artificial) e o Grupo 4 (Aço em saliva artificial com flúor).

A formulação artificial de saliva de Fusayama foi realizada pela Farmácia de Manipulação: NatuPharma, Passo Fundo–RS-BR e ela foi usada como eletrólito solução neste estudo *in vitro*, sem flúor em sua composição e em segundo momento com a concentração de 1500 ppm de flúor, sendo realizada a troca da saliva a cada amostra. O comportamento eletroquímico de materiais metálicos nessa solução foi relatado como sendo semelhante na saliva humana (GAL *et al.*, 2001). A composição da solução de saliva artificial de Fusayama é dada na Tabela 1.

Tabela 1: Composição da solução de saliva artificial de Fusayama.

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 concentração de flúor utilizada foi com base na literatura sobre concentrações de flúor na cavidade oral. Diferentes concentrações de flúor estão presentes em pastas de dentes até 1500 ppm de flúor e em agentes profiláticos em concentrações variando de 227 até 22.600 ppm de flúor (JADA, 2002).

Para realização do teste de corrosão, foi confeccionado um dispositivo de cobre para rosquear a parte ativa dos mini-implantes, deixando o transmucoso e a cabeça expostas na saliva artificial de Fusayama, para que o dispositivo de cobre não interfira no teste de corrosão se utilizou uma cola epóxi Araldite para isolá-lo da saliva.

Se utilizou um Becker onde se foi acrescentando saliva artificial de Fusayama para fazer o teste em cada amostra, nesse Becker ficou a fiação elétrica que é composta por um plug preto que vai ser conectado o eletrodo de trabalho (mini-implante rosqueado no dispositivo de cobre), um segundo plug azul onde será conectado o eletrodo de referência (ele contém cloreto de prata), e um terceiro plug vermelho que vai ser o contra eletrodo (Platina) e todos foram mergulhados na saliva artificial (Fig. 1).

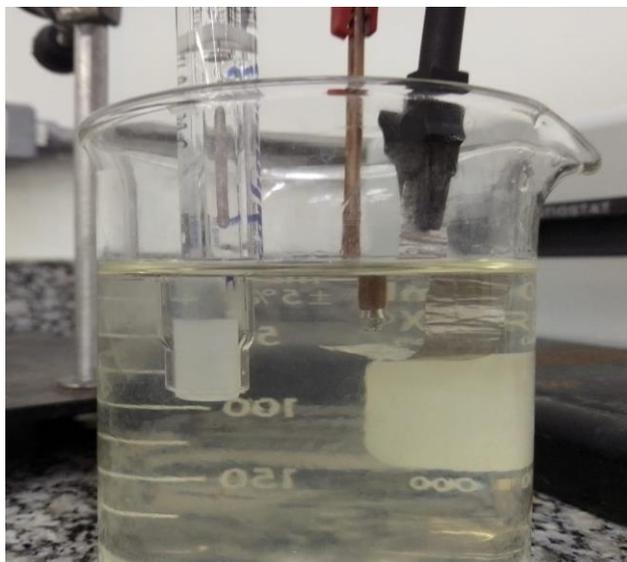


Figura 1: Becker com saliva artificial de Fusayama sem flúor e o eletrodo de trabalho, eletrodo de referência e o contra eletrodo.

Os testes eletroquímicos foram realizados com o Potenciostato da marca AUTOLAB, modelo 128N FRA32M, acoplado ao software Voltmaster 4 usado para controle eletroquímico e análise de dados. Esse equipamento tem a capacidade de gerar um potencial do circuito aberto (OCP) que 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. Através do Potenciostato é possível impor ao eletrodo de trabalho o potencial desejado com relação ao eletrodo de referência e também medir a corrente de polarização e, inclusive, registrá-la em função do potencial por meio de um registrador (WOLYNEC, 2002).

Como as amostras imersas no eletrólito (Saliva), o OCP evolui com o tempo, sendo que um tempo de espera de 1(uma) hora foi incluído até o OCP se estabilizar. Para que ocorra corrosão é essencial que o potencial de equilíbrio da reação anódica de dissolução do metal, seja menor do que o potencial de equilíbrio da reação de redução do hidrogênio (catódica) (WOLYNEC, 2002). No teste, uma polarização catódica foi realizada aumentando essa voltagem até que se obtivessem os pitins de corrosão. A corrosão por pite, caracterizada por um ataque altamente localizado de metais e somente ocorre num dado meio em potenciais de eletrodo iguais ou superiores a um determinado potencial, conhecido como potencial de pite (WOLYNEC, 2002).

No computador foi gerado números como a densidade de corrente e o potencial aplicado, a área da cabeça do mini-implante foi medida através do software (SOLIDWORKS) em (cm²) e essa área foi onde ocorreu a corrosão. Para calcular a densidade da corrente foi

utilizado o cálculo da corrente/área, e com esses dados foi gerado no Excel os gráficos para análise descritiva.

Se utilizou teste de normalidade de Shapiro-Wilk e como análise estatística o Kruskal Wallis e comparação de Student-Newman-Keuls, onde se avaliou o potencial de corrosão e o potencial de pite.

4.2. Análise em Microscópio Eletrônico de Varredura:

Após os testes de corrosão, os mini-implantes foram limpos através da cuba ultrassônica e se utilizou acetona para remover a cola epóxi Araldite, e após foram levados ao microscópio eletrônico de varredura. O equipamento utilizado foi da marca TESCAN, modelo LM3 Vega, Curitiba, PR, Brasil (Fig. 2). Foi analisada a superfície da cabeça das amostras e fotogravou-se em 130x e após em 4000x onde ocorreu fissuras ou corrosão desses materiais (HUANG *et al.*, 2017). Através das imagens obtidas foi possível comparar as amostras e escolher uma por grupo para explicar sobre a corrosão.



Figura 2: Microscópio eletrônico de varredura, TESCAN, LM3 Vega

4.3 Teste de fratura por flexão:

Após os testes eletroquímicos e análise em MEV. Os mini-implantes foram acoplados em uma resina acrílica (Fig. 3) para embutimento das amostras metalográficas da marca (AROTEC), a resina foi manipulada e quando ela chegou na fase plástica foi inserido o mini-implante bem no centro da mesma deixando apenas a cabeça do mini-implante para fora da resina e se esperou tomar pressa, para após realizar os testes de fratura por flexão. Antes disso foi confeccionado um dispositivo em metal para acoplar as bases de resina e evitar movimentos durante os testes.



Figura 3: Amostras sendo colocadas na resina acrílica.

Os ensaios mecânicos foram executados na máquina de ensaio Linha DL, EMIC, modelo DL2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil (Fig. 04). A velocidade de ensaio utilizada pela máquina foi de 0,5

mm/min (que é a velocidade que o pistão baixa na amostra). Para realizar os testes, cargas compressivas foram aplicadas na extremidade livre do mini-implante (cabeça do mini-implante) em 90 graus. Durante o ensaio a máquina registra a força necessária em Newtons (N) para que ocorra a deformação ou fratura dos mini-implantes (TEIXEIRA, 2006).

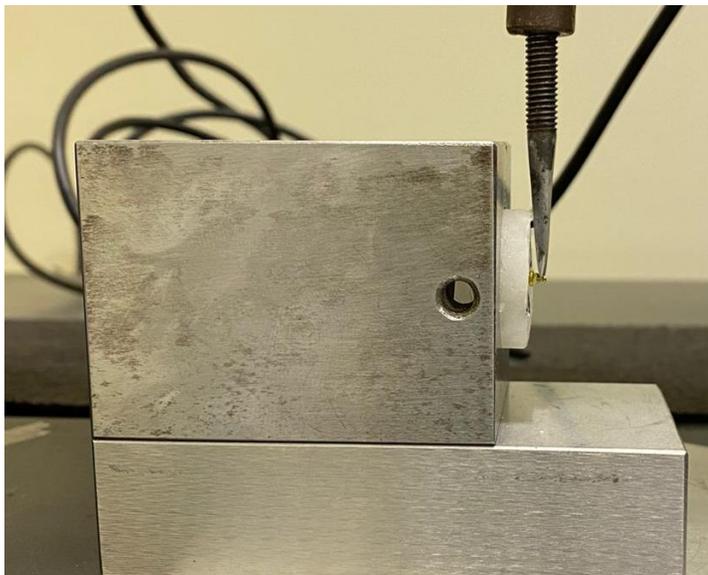


Figura 4: Amostra posicionada na máquina de ensaios mecânicos, para realização do teste de fratura.

Se utilizou o teste de normalidade de Shapiro-Wilk e como análise estatística se utilizou o ANOVA e teste de comparação de TuKey para avaliar o padrão de deformação ou fratura entre os grupos, com o nível de 5% de significância para se determinar as médias estatisticamente diferentes.

4.4. Análise em Microscópio Eletrônico de Varredura:

Após a fratura ou a deformação dos mini-implantes, eles foram selecionados um de cada grupo para novamente serem levados ao MEV. Foram realizadas fotografias em 130x e 4000x dos mini-implantes, para observar se na região que fraturou ou deformou havia sinais de corrosão.

5. RESULTADOS

Os resultados dos testes de corrosão apresentaram valores em densidade de corrente (mA/cm^2) e potencial (mV). Vale ressaltar que somente o potencial (mV) vai ser analisado. As cinco amostras de cada grupo foram testadas, e para cada grupo foi encontrado os seguintes dados: Potencial de corrosão (que é onde o potencial de corrosão tem início), potencial de pite (é onde inicia os pitins de corrosão, nesse momento houve a corrosão do material). E somente no grupo 4 foi encontrado o Potencial de passivação (que é a formação de uma camada que protege o material da corrosão). Através da tabela 2 pode-se notar a média (potencial) dos dados encontrados de cada grupo.

Tabela 2: Potencial de corrosão, pite e passivação - valores de média (potencial).

	Ti6AL4V em saliva artificial Grupo 1	Ti6AL4V em saliva artificial com flúor) Grupo 2	Aço em saliva artificial Grupo 3	Aço em saliva artificial com flúor Grupo 04
Potencial de corrosão	-301,1047363	-616,5527344	-327,9968262	-545,8771094
Potencial de pite	1266,320801	-480,3710938	572,5402832	806,9702148
Potencial de passivação	-	-	-	800,1281738

Para melhor compreensão do que se foi avaliado optou-se por colocar um gráfico de cada grupo. No grupo 1 (Ti6AL4V em saliva artificial), através do gráfico (figura 5) podemos dizer que houve o potencial de corrosão e em seguida formou-se o potencial de pite (onde a linha sobe na vertical e em seguida em curto período de potencial ela vai para a horizontal) e após essa linha voltou a subir na vertical. Através da análise do MEV (figura 6) podemos observar uma pequena cavidade no material concluindo que houve corrosão por pite nessa amostra. O mesmo ocorreu nas demais amostras desse grupo, variando seu potencial.

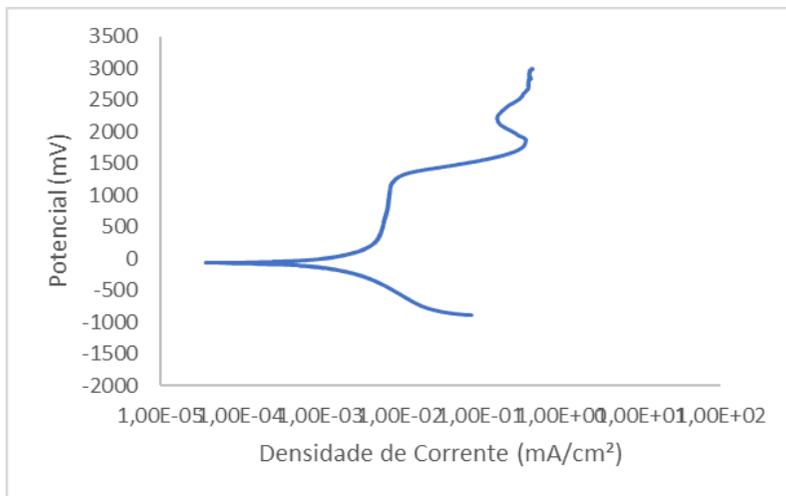


Figura 5: Gráfico da amostra 01 do grupo 1 (Ti6AL4V em saliva artificial), onde mostra potencial de corrosão (-68,20678711), e o potencial de pite foi (1389,160156).

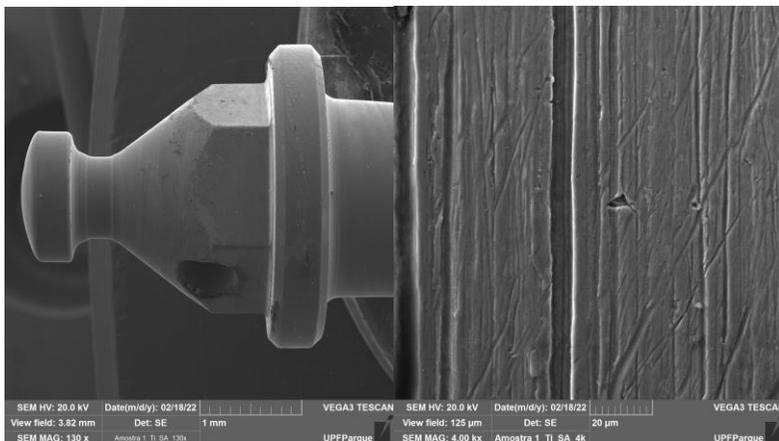


Figura 6: Imagem MEV da amostra 01 do grupo 01 (Ti6AL4V em saliva artificial), imagem da cabeça do mini-implante com um aumento de 130x e depois com aumento de 4000x onde mostra cavidade de corrosão.

No grupo 2 (Ti6AL4V em saliva artificial com flúor), através do gráfico (figura 7) podemos dizer que houve a formação do potencial de corrosão e em seguida também se formou o potencial de pite, porém nota-se que nessa amostra a linha subiu levemente na vertical necessitando de um menor potencial para começar formar os pitins de corrosão. Através da análise em MEV (figura 8) notamos pequenas cavidades na superfície da amostra concluindo que houve corrosão por pite. O mesmo também ocorreu nas demais amostras desse grupo, variando seu potencial.

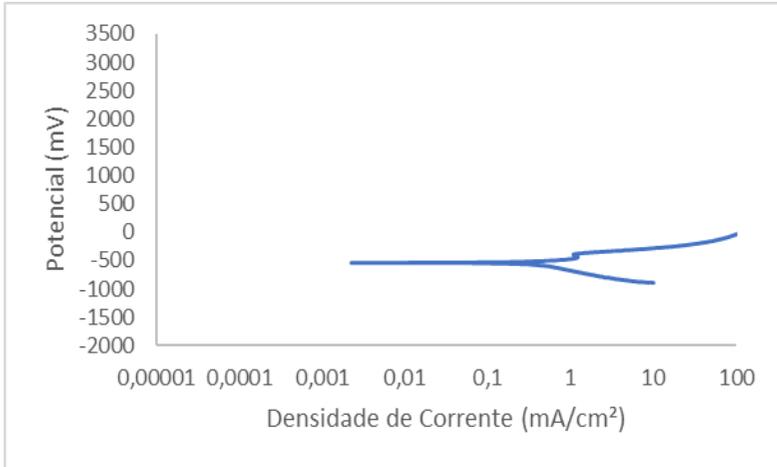


Figura 7: Gráfico da amostra 05 do grupo 2 (Ti6AL4V em saliva artificial com flúor), onde mostra potencial de corrosão (-544,7998047) e potencial de proteção (-359,4055176).

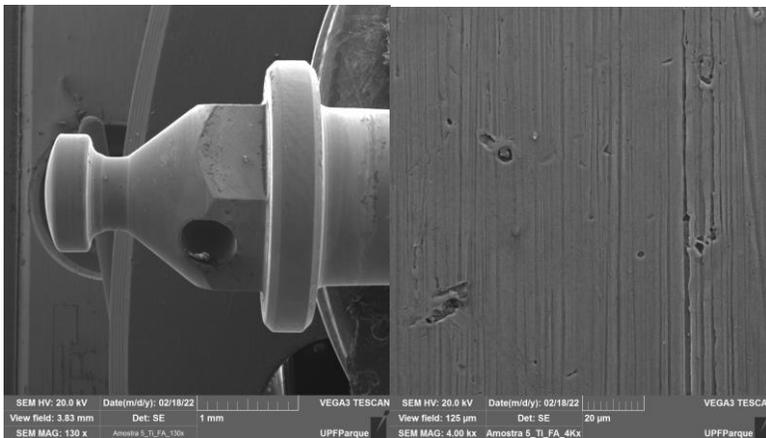


Figura 8: Imagem MEV da amostra 05 do grupo 2 (Ti6AL4V em saliva artificial com flúor), imagem da cabeça do mini-implante com um aumento de 130x e depois com aumento de 4000x onde mostra pequenas cavidades de corrosão.

No grupo 3 (Aço em saliva artificial) através do gráfico (figura 9) podemos dizer que houve a formação do potencial de corrosão e em seguida também se formou o potencial de pite, nesta amostra a linha subiu na vertical e logo começar formar os pitins de corrosão e continuou a subir. Através da análise em MEV (figura 10) notamos pequenas cavidades na superfície da amostra concluindo que houve corrosão por pite. O mesmo também ocorreu nas demais amostras desse grupo, variando seu potencial.

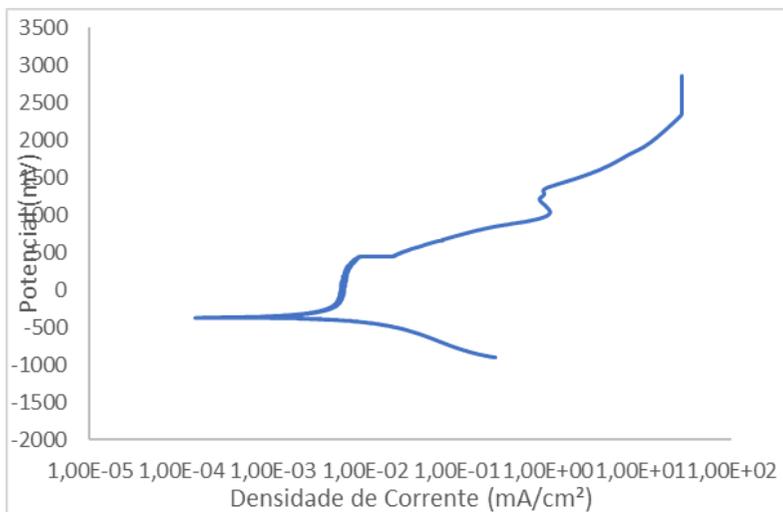


Figura 9: Gráfico da amostra 04 do grupo 3 (Aço em saliva artificial), onde mostra potencial de corrosão (-370,300293), e potencial de pite (577,7282715).

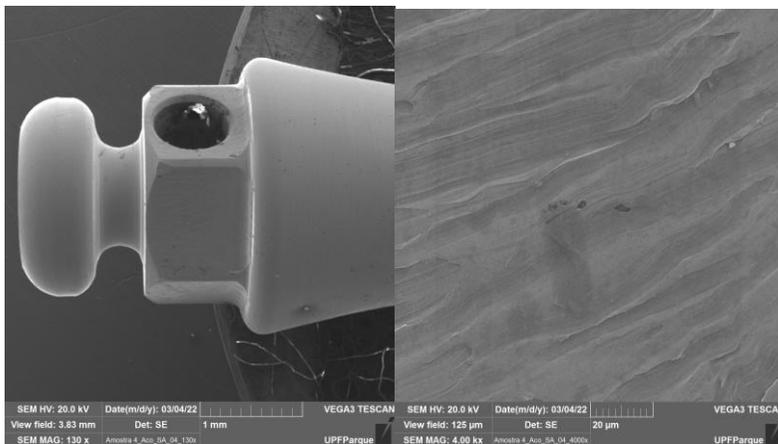


Figura 10: Imagem MEV da amostra 04 do grupo 3 (Aço em saliva artificial), imagem da cabeça do mini-implante com um aumento de 130x e depois com aumento de 4000x onde mostra pequenas cavidades de corrosão.

No grupo 4 (Aço em saliva artificial com flúor) através do gráfico (figura 11) podemos dizer que houve a formação do potencial de corrosão e em seguida se formou o potencial de pite e na sequência ocorreu o potencial de passivação, nesta amostra a linha subiu na vertical e em seguida começou a formar os pitins de corrosão e logo começou a descer e onde cruzou abaixo do potencial de pite chamamos de potencial de passivação que é onde o material começou a formar a camada passiva. Através da análise em MEV (figura 12) notamos pequenas cavidades na superfície da amostra concluindo que houve corrosão por pite. O mesmo também ocorreu nas demais amostras desse grupo, variando seu potencial.

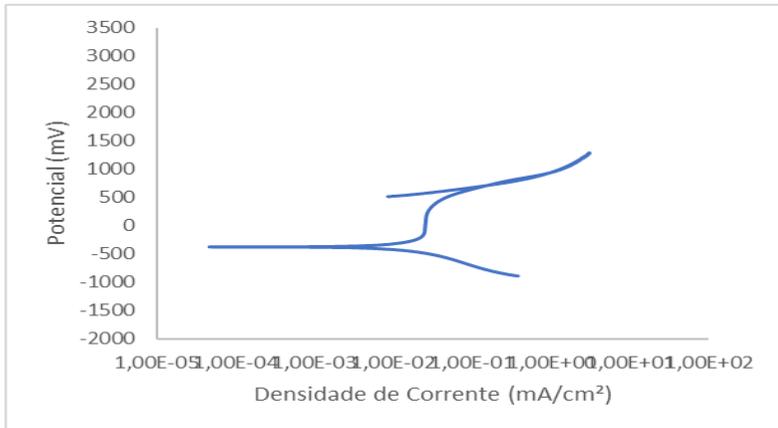


Figura 11: Gráfico da amostra 03 do grupo 4 (Aço em saliva artificial com flúor), mostra potencial de corrosão (-382,232666), potencial de pite (749,9389648), e potencial de passivação (740,3564453).

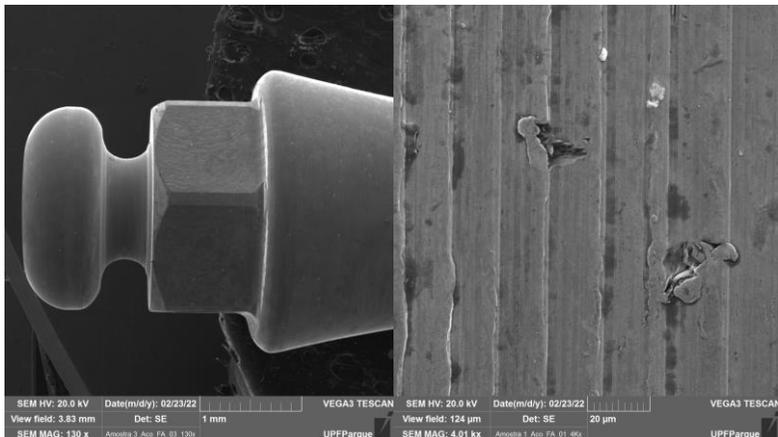


Figura 12: Imagem MEV da amostra 03 do grupo 4 (Aço em saliva artificial com flúor), imagem da cabeça do mini-implante com um aumento de 130x e depois com aumento de 4000x onde mostra cavidades de corrosão.

Após o teste de normalidade de Shapiro-Wilk (Tabela 3), notou-se que não houve normalidade dos dados. A análise estatística feita para avaliar o potencial de corrosão e comparar os grupos (Tabela 4) mostra que não houve diferença significativa entre os grupos 1 e 3; grupos 1 e 4; grupos 2 e 4; e entre os grupos 3 e 4. Houve diferença significativa entre o grupo 1 (Ti6AL4V em saliva artificial) que foi o grupo que mais demorou para formar o potencial de corrosão, e o grupo 2 (Ti6AL4V em saliva artificial com flúor) que foi o grupo que menos demorou para formar o potencial de corrosão. Também houve diferença entre o grupo 2 (Ti6AL4V em saliva artificial com flúor) e o grupo 3 (Aço em saliva artificial) essa diferença pode ser explicada devido aos grupos serem fabricados de materiais diferentes e também por estarem expostos e diferentes soluções. Já a análise estatística feita para avaliar o potencial de pite e comparar os grupos (Tabela 5) mostrou que não houve diferença significativa entre os grupos 1 e 3; grupos 1 e 4; e entre grupos 3 e 4. Houve diferença entre o grupo 2 (Ti6AL4V em saliva artificial com flúor) com os demais grupos, isso ocorre pois o grupo 2 precisou de um menor potencial para formar os pitins de corrosão. Outro fato a ser destacado é que o grupo 4 (Aço em saliva artificial com flúor) foi o único grupo que formou o potencial de passivação.

Tabela 3: valor do P após teste de normalidade de Shapiro-Wilk.

	Grupo 1 Ti6AL4V em Saliva artificial	Grupo 2 Ti6AL4V em saliva artificial com flúor	Grupo 3 Aço em saliva artificial	Grupo 4 Aço em saliva artificial com flúor
Potencial de corrosão (Potencial)	0.0728	0.2670	0.0264	0.2996
Potencial de Pite (Potencial)	0.2899	0.2851	0.0624	0.4182

Tabela 4: Valor do P (Potencial de corrosão), após os testes de Kruskal-Wallis e comparação entre os grupos com teste de Student-Newman-Keuls.

Grupos (1 e 2)	0.0162*
Grupos (1 e 3)	0.9574
Grupos (1 e 4)	0.0872
Grupos (2 e 3)	0.0187*
Grupos (2 e 4)	0.4871
Grupos (3 e 4)	0.0975

Tabela 5: Valor do P (Potencial de Pite), após os testes de Kruskal-Wallis e comparação entre os grupos com teste de Student-Newman-Keuls.

Grupos (1 e 2)	0.0033*
Grupos (1 e 3)	0.3360
Grupos (1 e 4)	0.8726
Grupos (2 e 3)	0.0480*
Grupos (2 e 4)	0.0019*
Grupos (3 e 4)	0.2617

Os resultados dos testes de resistência a fratura por flexão mostraram que todos os mini-implantes de Ti6AL4V grupo 1 e 2, por serem fabricados de um material mais frível acabaram fraturando com uma menor aplicação de força. A maioria dos mini-implantes de Aço grupo 3 e 4 apenas deformaram com uma aplicação de força maior. Os valores de força em Newtons aplicado em cada amostra e dado na tabela 6.

Tabela 6: Newtons que cada amostra de cada grupo sofreu para fraturar ou deformar.

	Grupo 1 Ti6AL4V em Saliva artificial	Grupo 2 Ti6AL4V em saliva artificial com flúor	Grupo 3 Aço em saliva artificial	Grupo 4 Aço em saliva artificial com flúor
Amostra 1	253,45 N	254,51 N	447,16 N	494,29 N
Amostra 2	245,36 N	206,79 N	532,11 N	524,99 N
Amostra 3	232,06 N	283,98 N	562,27 N	543,01 N
Amostra 4	277,51 N	275,42 N	449,28 N	545,12 N
Amostra 5	231,54 N	251,93 N	460,63 N	435,61 N

Ao analisar uma amostra do grupo 1 (Fig. 13), uma do grupo 2 (Fig. 14), uma do grupo 3 (Fig. 15) e uma do grupo 4 (Fig.16) em MEV podemos concluir que mesmo havendo corrosão nesses materiais metálicos, a mesma não teve relevância e o que acabou fraturando e deformando esses mini-implantes estudados foi mesmo a força aplicada nos testes de flexão.

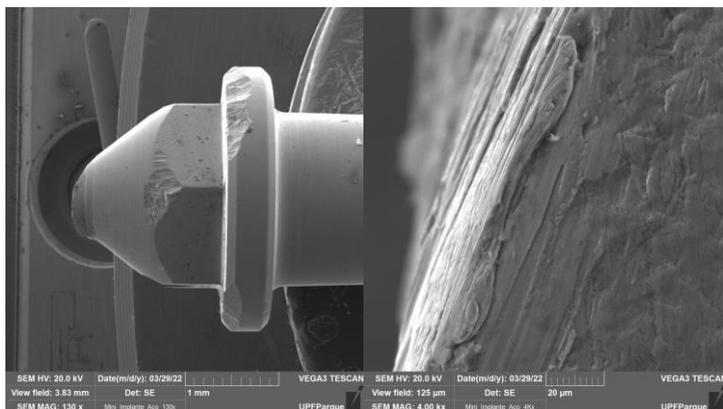


Figura 13: Imagem MEV 130x e 4000x da amostra 01 do grupo 1 (Ti6AL4V em saliva artificial), mostrando a fratura sem sinais de corrosão na região.

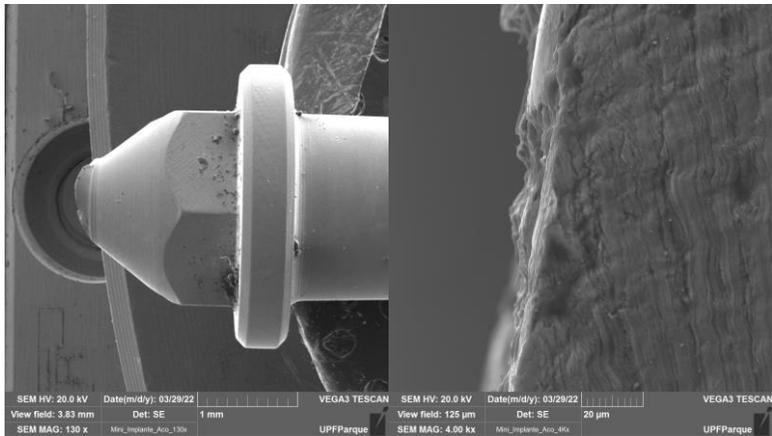


Figura 14: Imagem MEV 130x e 4000x da amostra 05 do grupo 2 (Ti6AL4V em saliva artificial com flúor), mostrando a fratura desse mini-implante sem sinais de corrosão na região.

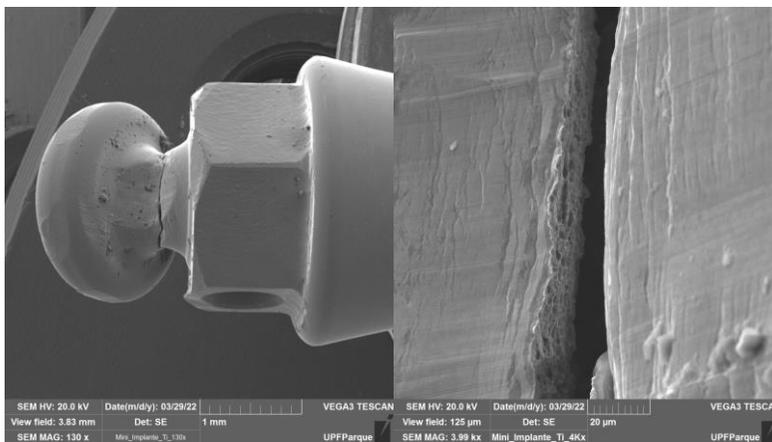


Figura 15: Imagem MEV 130x e 4000x da amostra 04 do grupo 3 (Aço em saliva artificial), mostrando a deformação sem sinais de corrosão na região.

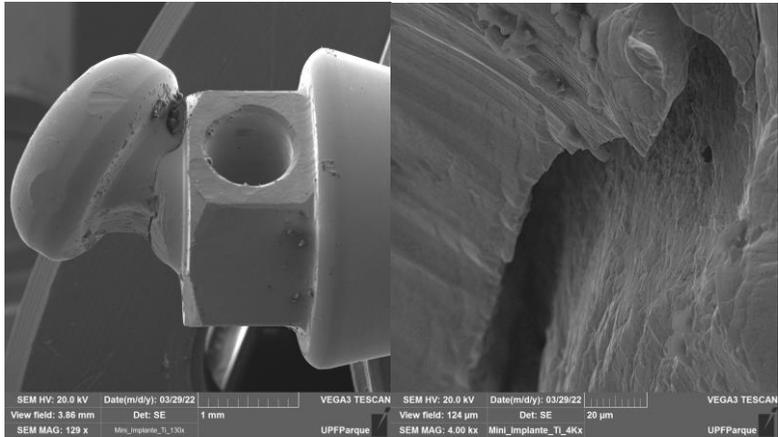


Figura 16: Imagem MEV 130x e 4000x da amostra 03 do grupo 4 (Aço em saliva artificial com flúor), mostrando a deformação sem sinais de corrosão na região.

Com os valores em Newtons foi realizado o teste de normalidade de Shapiro-Wilk (Tabela 7) e houve normalidade dos dados, e a análise estatística de Kruskal-Wallis (Tabela 8) mostrou que houve diferença entre os grupos. A diferença entre o grupo 1 e o grupo 2 e entre o grupo 3 e o grupo 4 não foi significativa. Ocorreu grande diferença entre o grupo 1 e 2 quando comparados ao grupo 3 e 4, podemos atribuir a diferença entre esses grupos devido a fabricação do material.

Tabela 7: valor do P (Teste de fratura) após teste de normalidade de Shapiro-Wilk.

	Grupo 1 Ti6AL4V em Saliva artificial	Grupo 2 Ti6AL4V em saliva artificial com flúor	Grupo 3 Aço em saliva artificial	Grupo 4 Aço em saliva artificial com flúor
Teste de fratura (Newtons)	0.3941	0.4197	0.1387	0.2827

Tabela 8: Valor do P (Teste de fratura), após os testes de Kruskal-Wallis e comparação entre os grupos com teste de Student-Newman-Keuls.

Grupos (1 e 2)	0.7083
Grupos (1 e 3)	0.0054*
Grupos (1 e 4)	0.0033*
Grupos (2 e 3)	0.0162
Grupos (2 e 4)	0.0103*
Grupos (3 e 4)	0.8726

6. DISCUSSÃO

Os mini-implantes predominantemente utilizados são feitos de titânio comercialmente puro, ligas de titânio (Ti6AL4V) e aço inoxidável. Eles possuem diferentes diâmetros e comprimentos e cada fabricante atribui características próprias para melhor desempenho clínico (CADOSCH *et al.*, 2009; LOSS, 2009). Dessa forma, é importante realizar um estudo que avalie se a corrosão pode alterar a resistência a fratura desses materiais, tentando testar em um meio que mais simule a cavidade oral, com a presença de saliva artificial e também do flúor.

Os testes de corrosão demonstraram que os mini-implantes fabricados com liga de Ti6AL4V e Aço inoxidável sofrem corrosão, sendo os principais achados desse teste: Os mini-implantes do grupo 2 (Ti6AL4V em saliva artificial com flúor) possuíram menor potencial de resistência a corrosão por pite; e os mini-implantes do grupo 4 (Aço em saliva artificial com flúor) tiveram a formação da camada passiva.

Para os testes de fratura podemos citar como principais achados: que os mini-implantes com ligas de Ti6AL4V todos fraturaram, já os de Aço inoxidável apenas deformaram com uma maior carga aplicada. Isso pode ser explicado devido a diferença na fabricação de cada material. Outro detalhe importante a ser citado é o fato de não ter se encontrado grande diferença entre os mini-implantes que estavam na saliva artificial e os que estavam na saliva artificial com 1500 ppm de flúor.

Segundo GITTENS *et al.* (2011), os eventos de corrosão resultam na formação de pequenas cavidades na superfície do dispositivo metálico ou de titânio que podem amplificar o ambiente corrosivo em

torno do implante e comprometer a sua estabilidade mecânica. Isso pode levar ao encurtamento da vida útil do implante e à falha súbita. Já BAHIA *et al.* (2018), relata em seu estudo clínico que os dados sugeriram que a corrosão não foi fator associado a falha do dispositivo ou perda de sua estabilidade, sendo outros fatores, como o tipo do mini-implante, o seu comprimento e o local de implantação, considerados mais preponderantes com influência no seu insucesso. Isso vai de acordo com nosso estudo, pois apesar de ter ocorrido a corrosão, a mesma por si só não tem a capacidade de causar falha do dispositivo e prejudicar sua função clínica.

A solução de saliva artificial foi selecionada por ser comum em estudos de corrosão em implantes dentários e ortodônticos. De fato, os materiais metálicos usados para fabricação dos Dats apresentam susceptibilidade à corrosão frente a diversidade da cavidade oral. (KNUTSON; BERZINS, 2012; SOUZA *et al.*, 2015). A partir da informação encontrada nos artigos selecionados foi detectada uma variação de parâmetros para estudos de corrosão. As soluções testadas são formuladas com o propósito de simular soluções fisiológicas no corpo humano. Dentre uma delas, encontra-se a saliva artificial que pode apresentar variação em composição química e pH os quais são fatores relevantes para a corrosão de ligas metálicas. Outro fator está condicionado a presença de soluções terapêuticas corrosivas como o flúor (SOUZA *et al.*, 2015). Podemos considerar através de nosso estudo que tanto a saliva como o flúor geraram corrosão nas ligas estudadas, porém se necessita de mais estudos *in vivo*, pois na cavidade bucal ainda temos outros fatores que podem influenciar nessa corrosão como a alimentação do indivíduo, a higiene e toxicidade peri-implantar.

A resistência à fratura dos mini-implantes varia de acordo com o fabricante e o tipo de mini-implante, portanto o profissional deve estar atento às características de cada material para saber qual utilizar clinicamente de forma segura durante a inserção (LOSS 2009). As diferenças nas propriedades mecânicas podem ser atribuídas ao *design* dos mini-implantes. Foi observado trincas e ranhuras na superfície, concluindo, que essas irregularidades poderiam facilitar a fratura dos mini-implantes (BURMANN *et al.*, 2013).

A necessidade de se avaliar a deformação dos mini-implantes, quando da aplicação de força perpendicular, se deve ao fato de ser esse eixo o mais utilizado para aplicação de forças ortodônticas. Felizmente, mesmo com as pequenas deformações ocorridas nos mini-implantes ortodônticos metálicos, eles mostraram-se suficientes para participar de sistemas de ancoragem, pois não fraturaram quando submetidos às forças ortodônticas encontradas na literatura (PITHON *et al.*, 2008).

O conhecimento da existência de deformações nas estruturas que suportam a ancoragem ortodôntica é importante para se avaliar a possível perda de ancoragem, visto que além da força ortodôntica propriamente dita, esses mini-implantes poderiam estar sujeitos a forças mastigatórias e ou a hábitos e vícios do paciente. Felizmente mesmo com as pequenas deformações ocorridas nos mini-implantes ortodônticos, eles mostraram-se suficientes para participar de sistemas de ancoragem pois não fraturaram quando submetidos a forças ortodônticas encontradas na literatura (TEIXEIRA, 2006).

A fratura dos mini-implantes de Ti6AL4V é causada devido a tensão de torção causada por seu pequeno diâmetro e por sua composição, geralmente está liga possui boa resistência mecânica e

ótima osseointegração (BURMANN *et al.*, 2015). Pensando em reduzir o risco de fratura dos mini-implantes, tem-se optado por usar o aço inoxidável que são mais resistentes a fratura em comparação com mini-implantes de titânio. Porém uma desvantagem do aço inoxidável é possuir menor osseointegração (WILMES *et al.*, 2011). Isso vai de encontro com nossos achados, pois os mini-implantes com ligas de aço inoxidável possuem maior resistência a fratura quando comparados com as ligas de Ti6Al4V, porém vale ressaltar que ambos resistem as forças aplicadas na ancoragem ortodôntica podendo serem utilizados sem problemas clínicos.

7. CONCLUSÕES

Dentre os grupos estudados na análise de corrosão podemos dizer que todos sofreram o potencial de corrosão e o potencial de pite, destacando principalmente dois grupos: O Grupo 1 (Ti6AL4V em saliva artificial) que foi o grupo que possuiu maior resistência a formação dos pitins de corrosão, e o grupo 2 (Ti6AL4V em saliva artificial com flúor), pois foi o grupo que possuiu menor resistência a formação dos pitins de corrosão. Vale destacar também o grupo 4 (Aço em saliva artificial com flúor) pois foi o único a formar o potencial de passivação.

Os testes de resistência a fratura por flexão mostraram que o Aço é superior ao Ti6AL4V, porém ambos resistem as forças ortodônticas e podem ser utilizados na prática clínica.

A hipótese do trabalho foi rejeitada, pois apesar de se encontrar menor resistência a formação da corrosão nos grupos com flúor, ele não foi um fator determinante na resistência a fratura por flexão desses materiais metálicos.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Nosso trabalho pode contribuir clinicamente para os ortodontistas, pois uma das variáveis que se encontra na boca é a saliva e a presença de flúor, que apesar de causarem corrosão nos materiais metálicos não prejudicam a prática clínica. Limitações do estudo: amostra pequena, teste *in vitro*, falta de outras variáveis que se encontram na cavidade bucal.

Acredita-se que com o avanço das pesquisas surgiram outros meios para que se possa avaliar todas as variáveis, e partir disso poder aumentar ainda mais a qualidade dessas ligas metálicas.

REFERÊNCIAS

- ARAÚJO, T. M.; NASCIMENTO, M. H. A.; BEZERRA, F.; SOBRAL, M. C. Ancoragem esquelética em Ortodontia com miniimplantes. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, v. 11, n. 4, p. 126–156, 2006.
- ASSAD-LOSS, T. F.; KITAHARA-CÉIA, F. M. F.; SILVEIRA, G. S.; ELIAS, C. N.; MUCHA, J. N. Fracture strength of orthodontic mini-implants. *Dental Press J. Orthod*, v. 22, n. 3, p. 47–54, 2017.
- BAHIA, M. S.; LOPES, A. L. S.; CAETANO, P. L.; VITRAL, R. W. F.; CAMPOS, M. J. S. Análise do processo de corrosão na falha clínica de mini-implantes ortodônticos. *Rev Odontol UNESP*, v.47, n.6, p. 376-382, 2018.
- BURMANN, P. F. P.; TOMÉ, S. B.; TONETTO, A.; HEIZEMANN, G.; MEIRELLES, P.; BRUGGEMANN, R.; RUSCHEL, G. H. Characterization of Orthodontic Mini-implants in scanning electron microscopic. *Saúde Integrada - Biomedicina*, p. 83–93, 2013.
- BURMANN, P. F. P.; RUSCHEL, H. C.; VARGAS, I. A.; VERNEY, J. C. K.; KRAMER, P. F. Titanium alloy orthodontic mini-implants: scanning electron microscopic and metallographic analyses. *Acta odontologica latinoamericana : AOL*, v. 28, n. 1, p. 42–47, 2015.
- BUSCHANG, P. H., CARRILLO, R., OZENBAUGH, B. Survey of AAO Members on Miniscrew Usage. *Jornal Clinical Orthodontics*, v.42, n. 9, p. 513-518, 2008.
- CADOSCH, D.; CHAN, E.; GAUTSCHI, O. P.; FILGUEIRA, L. Review Metal is not inert : Role of metal ions released by biocorrosion in aseptic loosening — Current concepts. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, p. 1252-1262, 2009.
- GAL, J. Y.; FOVET, Y.; ADIB-YADZI, M. About a synthetic saliva for

in vitro studies. *Talanta*, v. 53, n. 6, p. 1103–1115, 2001.

GITTENS, R. A.; OLIVARES-NAVARRETE, R.; TANNENBAUM, R.; BOYAN, B. D.; SCHWARTZ, Z. Electrical implications of corrosion for osseointegration of titanium implants. *Journal of Dental Research*, v. 90, n. 12, p. 1389–1397, 2011.

HERGEL, C. A.; ACAR, Y. B.; ATEŞ, M.; KUÇUKKELES, N. In-vitro evaluation of the effects of insertion and sterilization procedures on the mechanical and surface characteristics of mini screws. *European Oral Research*, v. 53, n. 1, p. 25–31, 2019.

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*, v. 47, n. 5, p. 306-312, 2017.

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

JARDIM, F. L. Utilização de miniimplantes na ortodontia. *Revista Saúde e Pesquisa*, v. 2, n. 3, p. 417–426, 2009.

KNUTSON, K. J.; BERZINS, D. W. Corrosion of orthodontic temporary anchorage devices. *European Journal of Orthodontics*, p. 1–7, 2012.

LOSS, T. F. A. *Torque de inserção, remoção e fratura de mini-implantes ortodônticos*. Mestrado em clínica odontológica ênfase em ortodontia, Universidade Feral Fluminense, Niterói, 2009.

LIMA, G. M. A.; SOARES, M. S.; PENHA, S. S.; ROMANO, M. M. Comparison of the fracture torque of different Brazilian mini-implants. *Brazilian Oral Research*, v. 25, n. 2, p. 116–121, 2011.

MARASSI, C.; LEAL, A.; HERDY, J. L.; CHIANELLI, O.; SOBREIRA, D. O uso de miniimplantes como auxiliares do tratamento ortodôntico. *OrtodontiaSPO*, v.38, n.03, p. 256–265, 2005.

MATTOS, C. T.; RUELLAS, A. C. O.; ELIAS, C. N. Is it Possible to Re-use Mini-implants for Orthodontic Anchorage? Results of an In

Vitro Study. *Materials Research*, v. 13, n. 4, p. 521–525, 2010.

MELSEN, B. Mini-implants, where are we? *J. Clin. Orthod*, v. 39, n. 9, p. 539- 547, 2005.

MILANI, R. A. *Corrosão e ligas metálicas usadas em mini-implantes para ancoragem ortodôntica temporária: uma revisão integrativa da literatura*. Dissertação de Mestrado, Universidade de Fernando Pessoa, Porto, 2017.

MOTOYOSHI, M.; HIRABAYASHI, M.; VEMURA, M.; SHIMIZU, N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clinical Oral Implants Research*, v. 17, n. 1, p. 109–114, 2006.

NOJIMA, L. I. *Dispositivos temporários de ancoragem em Ortodontia*. São Paulo: Quintessence, 2006.

NOVA, M. F. P.; CARVALHO, F. R.; ELIAS, C. N.; ARTESE, F. Avaliação do torque para inserção, remoção e fratura de diferentes mini-implantes ortodônticos. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, v. 13, n. 5, p. 76–87, 2008.

PICOLO, T. S.; TRENTIN, M. S.; KOCHENBORGER, R.; DA SILVA, L. E.; FERRAZ, M. B.; PATUSSI, E. G. Diferenciação oxidativa em dispositivos temporários de ancoragem de Ti6AL4V e aço 316L - estudo piloto. *Ortho science: Orthodontic science and practice*, v. 14, p. 80-84, 2021.

PIRES, M. S. M.; REINHARDT, L. C.; ANTONELLO, G. M.; COUTO, R. T. Use of Orthodontic Mini-Implants for Maxillomandibular Fixation in Mandibular Fracture. *Craniomaxillofacial Trauma & Reconstruction*, v. 4, n. 4, p. 213–216, 2011.

PITHON, M. M.; NOJIMA, L. I.; NOJIMA, M. G.; RUELLAS, A. C. O. Avaliação da resistência à flexão e fratura de mini-implantes ortodônticos. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, v. 13, n. 5, p. 128–133, 2008.

ROSELINO RIBEIRO, A. L.; NORIEGA, J. R.; DAMETTO, F. R.;

VAZ, L. G. Compressive fatigue in titanium dental implants submitted to fluoride ions action. *J Appl Oral Sci*, v. 15, n. 4, p. 299-304, 2007.

SANTOS, R. M.; DOS SANTOS, R. S. B. M.; AVENA, D. A. M. Ancoragem esquelética com mini-implantes. *Ciência em movimento*, v. 19, n. 39, p. 81-87, 2017.

SCHÄTZLE, M.; MÄNNCHEN, R.; ZWAHLEN, M.; LANG, N. P. Survival and failure rates of orthodontic temporary anchorage devices: A systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, v. 20, n. 12, p. 1351–1359, 2009.

SMITH, A.; HOSEIN, Y. K.; DUNNING, C. E.; TASSI, A. Fracture resistance of commonly used self-drilling orthodontic mini-implants. *Angle Orthodontist*, v. 85, n. 1, p. 26–32, 2015.

SOUZA, J. C. M.; BARBOSA, S. L.; ARIZA, E. A.; HENRIQUES, M.; TEUGHEL, W.; PONTTHIAUX, P.; CELIS, J. P.; ROCHA, L. A. How do titanium and Ti6Al4V corrode in fluoride medium as found in the oral cavity? An in vitro study. *Materials Science & Engineering C*, v. 47, p. 384–393, 2015.

SQUEFF, L. R.; SIMONSON, M. B. A.; ELIAS, C. N.; NOJIMA, L. I. Caracterização de mini-implantes utilizados na ancoragem ortodôntica. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, v. 13, n. 5, p. 49–56, 2008.

TEIXEIRA, M. V. *Avaliação da resistência a flexão de mini implantes ortodônticos*. Dissertação de mestrado, Universidade Veiga de Almeida, Rio de Janeiro, 2006.

TSUI, W. K.; CHUA, H. D. P.; CHEUNG, L. K. Bone anchor systems for orthodontic application: A systematic review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, v. 41, n. 11, p. 1427–1438, 2012.

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

WILMES, B.; PANAYOTIDIS, A.; DRESCHER, D. Fracture resistance of orthodontic mini-implants : a biomechanical in vitro study. *European Journal of Orthodontics*, v. 33, p. 396–401, 2011.

WOLYNEC, S. *Técnicas eletroquímicas em corrosão*. São Paulo: EDUSP, 2002.

EFEITOS DA CORROSÃO RELACIONADOS À RESISTÊNCIA À FRATURA POR FLEXÃO DE MINI-IMPLANTES ORTODÔNTICOS

Resumo: Objetivo: Avaliar o efeito da corrosão na resistência à fratura por flexão em mini-implantes ortodônticos com ligas de Ti6AL4V e aço. Métodos: Se utilizou 20 mini-implantes, 10 da Empresa SIN (ligas de Ti6AL4V) e 10 da Morelli (ligas de aço), avaliando-se quatro grupos com cinco amostras por grupo (grupo 1: Ti6AL4V em solução de saliva sem flúor; grupo 2: Ti6AL4V em solução de saliva com 1500 ppm de flúor; grupo 3: Aço em saliva sem flúor; e grupo 4: Aço em saliva com 1500 ppm de flúor). Essas amostras foram montadas e levadas ao potenciostato para avaliar a corrosão na cabeça desses mini-implantes, e após levados para avaliação a corrosão ao microscópio eletrônico de varredura (MEV). Após avaliou-se à resistência à fratura por flexão desses mini-implantes, com cargas na direção perpendicular em Newtons até a ocorrência de deformação ou de fratura. Por fim, foram levados ao MEV, para identificar se no local dessas deformações ou fraturas haviam sinais de corrosão. Resultados: Os valores de potencial e Newtons encontrados foram analisados no Excel e no BioEstat, e também visualmente através das imagens obtidas no MEV. Conclusão: Todos os grupos estudados sofreram potencial de corrosão e potencial de pite, os que estavam nas soluções com a presença do flúor apresentaram menor

resistência a formação dos pitins de corrosão, porém quando se avaliou a resistência a fratura por flexão não se notou diferença entre esses grupos.

Palavras-chave: Mini-implantes, corrosão, saliva artificial, resistência à fratura, resistência à flexão.

Abstract: Objective: To evaluate the effect of corrosion on flexural fracture resistance in orthodontic mini-implants with Ti6AL4V and steel alloys. Methods: 20 mini-implants were used, 10 from SIN Company (Ti6AL4V alloys) and 10 from Morelli (steel alloys), evaluating four groups with five samples per group (group 1: Ti6AL4V in fluoride-free saliva solution; group 2: Ti6AL4V in saliva solution with 1500 ppm of fluoride; group 3: steel in saliva without fluoride; and group 4: steel in saliva with 1500 ppm of fluoride). These samples were mounted and taken to the potentiostat to evaluate the corrosion in the head of these mini-implants, and after being taken to the evaluation of corrosion under a scanning electron microscope (SEM). Afterwards, the flexural fracture resistance of these mini-implants was evaluated, with loads in the perpendicular direction in Newtons until the occurrence of deformation or fracture. Finally, they were taken to SEM to identify if there were signs of corrosion at the site of these deformations or fractures. Results: The values of potential and Newtons found were analyzed in Excel and BioEstat, and also visually through the images obtained in SEM. Conclusion: All groups studied suffered corrosion potential and pitting potential, those who were in the solutions with the presence of fluor had lower resistance to the formation of corrosion pits, but when the flexural fracture resistance was evaluated, there was no difference between these groups.

Key words: Mini-implants, corrosion, artificial saliva, fracture strength, flexural strength.

INTRODUÇÃO

Os mini-implantes são utilizados há mais de décadas desde a sua introdução na Ortodontia como sistema de ancoragem esquelética. Eles são aspectos importantes no controle de ancoragem e um fator determinante para sucesso no tratamento ortodôntico (MATTOS *et al.*, 2010). Os mini-implantes metálicos predominantemente usados são feitos de titânio comercialmente puro, ligas de titânio (Ti6AL4V) e aço inoxidável (CADOSCH *et al.*, 2009).

E possuem três porções distintas: cabeça - área para instalação de dispositivos ortodônticos; porção transmucosa ou pescoço - região existente entre a porção rosqueável e a cabeça do mini-implante (geralmente lisa, acomoda os tecidos peri-implantares) e porção rosqueável - parte ativa do mini-implante (NOGIMA, 2006; SQUEFF *et al.*, 2008). A cabeça dos mini-implantes é a parte que ficará exposta clinicamente e será a área de acoplamento dos dispositivos ortodônticos, como elásticos, molas ou fios de amarrilho (ARAÚJO *et al.*, 2006). Está área por sua vez fica mais susceptível a ação da saliva e do flúor do ambiente bucal e pode com isso sofrer um processo de corrosão com maior ou menor intensidade. Isso interfere clinicamente no sucesso da terapia ortodôntica. A corrosão de metais manifesta-se em diferentes tipos de meios, porém, o meio em que ela ocorre com maior frequência é o aquoso. Nesse meio o mecanismo da corrosão é essencialmente eletroquímico. Uma reação é considerada *eletroquímica* se ela estiver

associada a uma passagem de corrente elétrica através de uma distância finita, maior do que a distância Inter atômica. Esta passagem de corrente envolve o movimento de partículas carregadas: íons, elétrons ou ambos (WOLYNEC, 2002). A corrosão dos mini-implantes ortodônticos ou (Dats) tem sido proposta como um fator contribuinte para a inflamação dos tecidos bucais, e isso contribui para o insucesso clínico (KNUTSON; BERZINS, 2012).

Outro fator de risco e complicações que ocorrem na utilização dos mini-implantes é a fratura. Que ocorre, normalmente, durante a inserção ou remoção do mini-implante no osso, mas também pode incidir durante a aplicação de forças no tratamento ortodôntico (ARAÚJO *et al.*, 2006). À medida que o uso de mini-implantes se tornou mais popular, houve uma atenção maior aos fatores clínicos e mecânicos que contribuem para o seu sucesso. Taxas de falha são relatadas na literatura variando de 6% a 30% (SCHÄTZLE *et al.*, 2009; SMITH *et al.*, 2015). Os profissionais que instalam os mini-implantes devem tomar cuidados especiais, tanto na cirurgia como na fase de aplicação da força ortodôntica, uma vez que pode ocorrer deformação ou, até mesmo, a fratura do mini-implante (PITHON *et al.*, 2008).

Percebe-se que ainda não existem estudos científicos relatando a relação da corrosão em testes de resistência à fratura. O objetivo deste estudo é avaliar o efeito da corrosão na resistência à fratura por flexão nos mini-implantes ortodônticos com ligas de Ti6AL4V e aço inoxidável.

MATERIAIS E MÉTODOS

A presente pesquisa ocorreu em forma de estudo laboratorial de teste de corrosão e fratura em análise *in vitro*. Para tanto, foram selecionados 20 mini-implantes de ancoragem ortodôntica de dois diferentes fabricantes SIN (Sistema de implante – São Paulo, SP-BR) e Morelli (Morelli produtos odontológicos – Sorocaba, SP-BR).

Análise da corrosão:

Os mini-implantes foram divididos em dois grupos: o primeiro com ligas de Ti6AL4V e outro com ligas de aço inoxidável de acordo com as especificações de cada fabricante. Dez amostras foram deixadas em saliva artificial sem a presença de flúor, e dez amostras de mini-implantes foram deixadas em saliva artificial com a presença de flúor. Obtendo-se um n=05 para cada grupo. O Grupo 1 (Ti6AL4V em saliva artificial), o Grupo 2 (Ti6AL4V em saliva artificial com flúor), o Grupo 3 (Aço em saliva artificial) e o Grupo 4 (Aço em saliva artificial com flúor).

A formulação artificial de saliva de Fusayama foi realizada pela Farmácia de Manipulação: NatuPharma, Passo Fundo–RS-BR e ela foi usada como eletrólito solução neste estudo *in vitro*, sem flúor em sua composição e em segundo momento com a concentração de 1500 ppm de flúor, sendo realizada a troca da saliva a cada amostra. O comportamento eletroquímico de materiais metálicos nessa solução foi relatado como sendo semelhante na saliva humana (GAL *et al.*, 2001). A

composição da solução de saliva artificial de Fusayama é dada na Tabela 1.

Tabela 1: Composição da solução de saliva artificial de Fusayama.

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

Para realização do teste de corrosão, foi confeccionado um dispositivo de cobre para rosquear a parte ativa dos mini-implantes, deixando o transmucoso e a cabeça expostas na saliva artificial de Fusayama, para que o dispositivo de cobre não interfira no teste de corrosão se utilizou uma cola epóxi Araldite para isolá-lo da saliva.

Se utilizou um Becker onde se foi acrescentando saliva artificial de Fusayama para fazer o teste em cada amostra, nesse Becker ficou a fiação elétrica que é composta por um plug preto que vai ser conectado o eletrodo de trabalho (mini-implante rosqueado no dispositivo de cobre), um segundo plug azul onde será conectado o eletrodo de referência (ele contém cloreto de prata), e um terceiro plug vermelho que vai ser o contra eletrodo (Platina) e todos foram mergulhados na saliva artificial (Fig. 1).

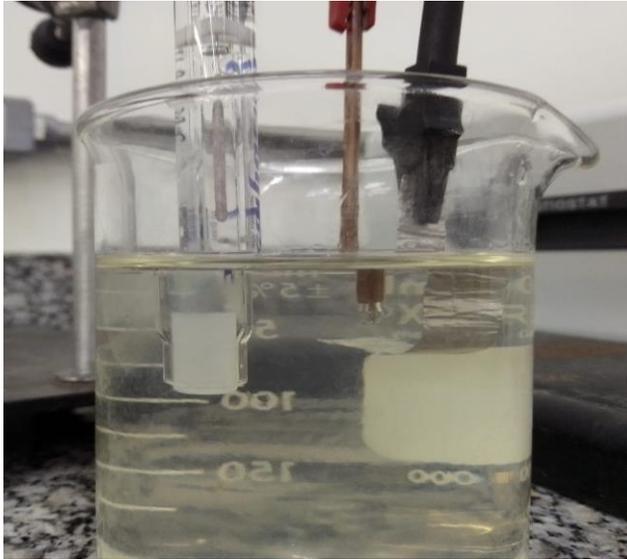


Figura 1: Mostra o Becker com saliva artificial de Fusayama sem flúor e o eletrodo de trabalho, eletrodo de referência e o contra eletrodo.

Os testes eletroquímicos foram realizados com o Potenciostato da marca AUTOLAB, modelo 128N FRA32M, acoplado ao software Voltmaster 4 usado para controle eletroquímico e análise de dados. No computador foi gerado números como a densidade de corrente e o potencial aplicado, a área da cabeça do mini-implante foi medida através do software (SOLIDWORKS) em (cm²) e essa área foi onde ocorreu a corrosão. Para calcular a densidade da corrente foi utilizado o cálculo da corrente/área, e com esses dados foi gerado no Excel os gráficos para análise descritiva.

Se utilizou teste de normalidade de Shapiro-Wilk e como análise estatística o Kruskal Wallis e comparação de Student-Newman-Keuls, onde se avaliou o potencial de corrosão e o potencial de pite.

Análise em Microscópio Eletrônico de Varredura:

Após os testes de corrosão, os mini-implantes foram limpos através da cuba ultrassônica e se utilizou acetona para remover a cola epóxi Araldite, e após foram levados ao microscópio eletrônico de varredura. O equipamento utilizado foi da marca TESCAN, modelo LM3 Vega, Curitiba, PR, Brasil (Fig. 2). Foi analisada a superfície da cabeça das amostras e fotogravou-se em 130x e após em 4000x onde ocorreu fissuras ou corrosão desses materiais (HUANG *et al.*, 2017). Através das imagens obtidas foi possível comparar as amostras e escolher uma por grupo para explicar sobre a corrosão.



Figura 2: Microscópio eletrônico de varredura, TESCAN, LM3 Vega

Teste de fratura por flexão:

Após os testes eletroquímicos e análise em MEV. Os mini-implantes foram acoplados em uma resina acrílica (Fig. 3) para embutimento das amostras metalográficas da marca (AROTEC), a resina foi manipulada e quando ela chegou na fase plástica foi inserido o mini-

implante bem no centro da mesma deixando apenas a cabeça do mini-implante para fora da resina e se esperou tomar pressa, para após realizar os testes de fratura por flexão. Antes disso foi confeccionado um dispositivo em metal para acoplar as bases de resina e evitar movimentos durante os testes.



Figura 3: Amostras sendo colocadas na resina acrílica.

Os ensaios mecânicos foram executados na máquina de ensaio Linha DL, EMIC, modelo DL2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil (Fig. 04). A velocidade de ensaio utilizada pela máquina foi de 0,5 mm/min (que é a velocidade que o pistão baixa na amostra). Para realizar os testes, cargas compressivas foram aplicadas na extremidade livre do mini-implante (cabeça do mini-implante) em 90 graus. Durante o ensaio a máquina registra a força necessária em Newtons (N) para que ocorra a deformação ou fratura dos mini-implantes (TEIXEIRA, 2006).

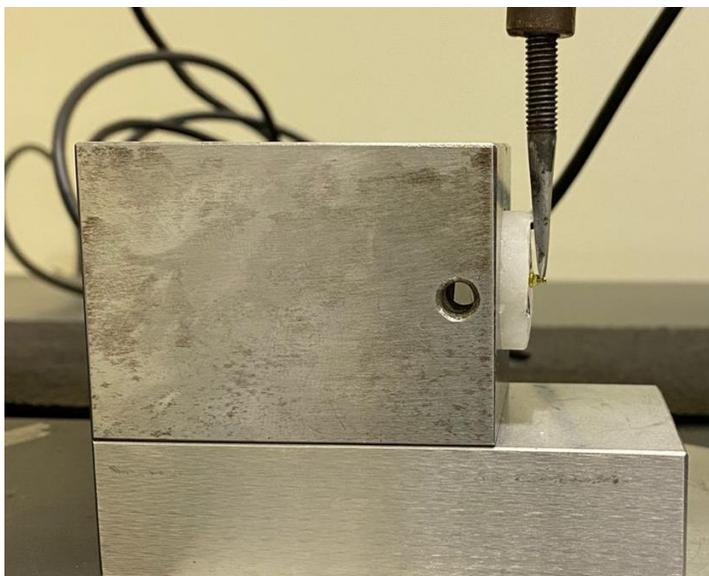


Figura 4: Amostra posicionada na máquina de ensaios mecânicos, para realização do teste de fratura.

Se utilizou o teste de normalidade de Shapiro-Wilk e como análise estatística se utilizou o ANOVA e teste de comparação de TuKey para avaliar o padrão de deformação ou fratura entre os grupos, com o nível de 5% de significância para se determinar as médias estatisticamente diferentes.

Análise em Microscópio Eletrônico de Varredura:

Após a fratura ou a deformação dos mini-implantes, eles foram selecionados um de cada grupo para novamente serem levados ao MEV. Foram realizadas fotografias em 130x e 4000x dos mini-implantes, para observar se na região que fraturou ou deformou havia sinais de corrosão.

RESULTADOS

Os resultados dos testes de corrosão apresentaram valores em densidade de corrente (mA/cm^2) e potencial (mV). Vale ressaltar que somente o potencial (mV) vai ser analisado. As cinco amostras de cada grupo foram testadas, e para cada grupo foi encontrado os seguintes dados: Potencial de corrosão (que é onde o potencial de corrosão tem início), potencial de pite (é onde inicia os pitins de corrosão, nesse momento houve a corrosão do material). E somente no grupo 4 foi encontrado o Potencial de passivação (que é a formação de uma camada que protege o material da corrosão). Através da tabela 2 pode-se notar a média (potencial) dos dados encontrados de cada grupo.

Tabela 2: Mostra os 4 grupos com os 3 dados encontrados em seus valores de média (potencial).

	Ti6AL4V em saliva artificial Grupo 1	Ti6AL4V em saliva artificial com flúor) Grupo 2	Aço em saliva artificial Grupo 3	Aço em saliva artificial com flúor Grupo 04
Potencial de corrosão	-301,1047363	-616,5527344	-327,9968262	-545,8771094
Potencial de pite	1266,320801	-480,3710938	572,5402832	806,9702148
Potencial de passivação	-	-	-	800,1281738

No grupo 1 (Ti6AL4V em saliva artificial), através do gráfico (figura 5) podemos dizer que houve o potencial de corrosão e em seguida formou-se o potencial de pite (onde a linha sobe na vertical e em seguida em curto período de potencial ela vai para a horizontal) e após essa linha voltou a subir na vertical. Através da análise do MEV (figura 6) podemos observar uma pequena cavidade no material concluindo que houve corrosão por pite nessa amostra. Esse foi o grupo que mais demorou em potencial para formar os pitins de corrosão.

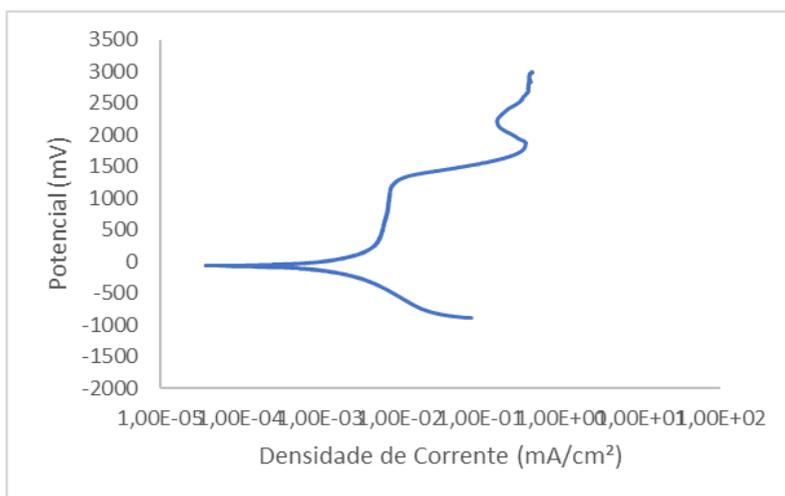


Figura 5: Gráfico da amostra 01 do grupo 1 (Ti6AL4V em saliva artificial), onde mostra potencial de corrosão (-68,20678711), e o potencial de pite foi (1389,160156).

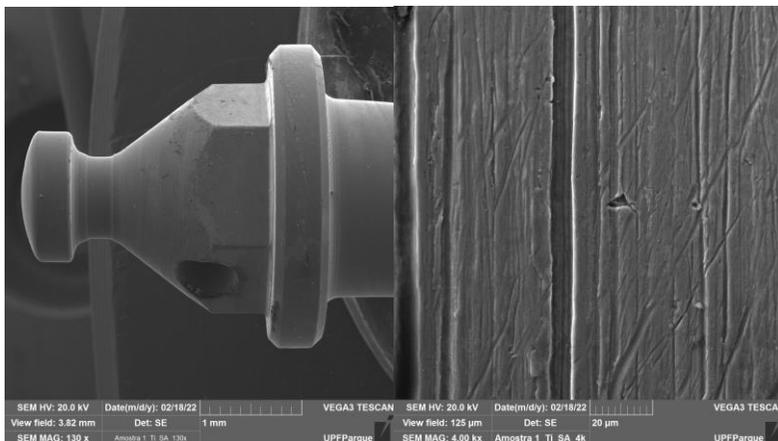


Figura 6: Imagem MEV da amostra 01 do grupo 01 (Ti6AL4V em saliva artificial), imagem da cabeça do mini-implante com um aumento de 130x e depois com aumento de 4000x onde mostra cavidade de corrosão.

No grupo 4 (Aço em saliva artificial com flúor) através do gráfico (figura 7) podemos dizer que houve a formação do potencial de corrosão e em seguida se formou o potencial de pite e na sequência ocorreu o potencial de passivação, nesta amostra a linha subiu na vertical e em seguida começou formar os pitins de corrosão e logo começou a descer e onde cruzou abaixo do potencial de pite chamamos de potencial de passivação que é onde o material começou a formar a camada passiva. Através da análise em MEV (figura 8) notamos pequenas cavidades na superfície da amostra concluindo que houve corrosão por pite. O mesmo também ocorreu nas demais amostras desse grupo, variando seu potencial.

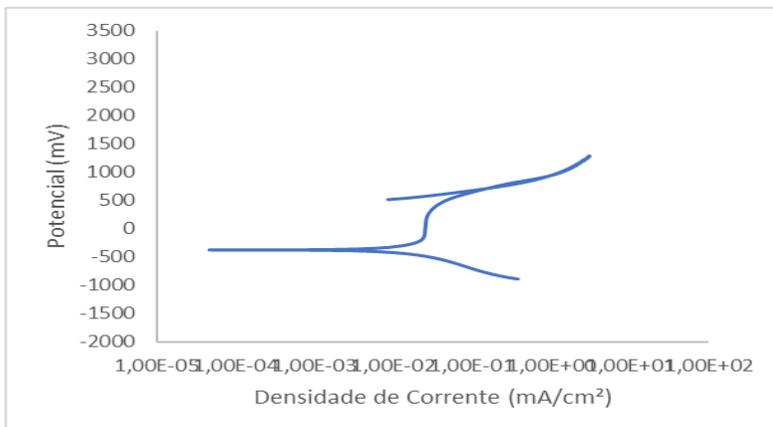


Figura 7: Gráfico da amostra 03 do grupo 4 (Aço em saliva artificial com flúor), mostra potencial de corrosão (-382,232666), potencial de pite (749,9389648), e potencial de passivação (740,3564453).

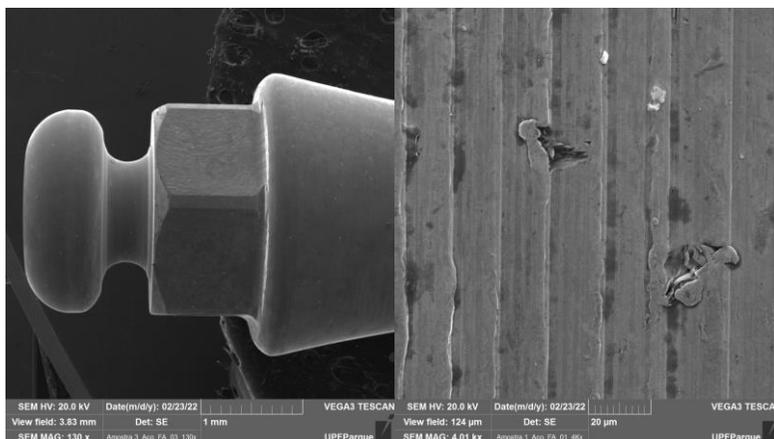


Figura 8: Imagem MEV da amostra 03 do grupo 4 (Aço em saliva artificial com flúor), imagem da cabeça do mini-implante com um aumento de 130x e depois com aumento de 4000x onde mostra cavidades de corrosão.

Após o teste de normalidade de Shapiro-Wilk, notou-se que não houve normalidade dos dados. A análise estatística feita para avaliar o potencial de corrosão e comparar os grupos mostra que não houve diferença significativa entre os grupos 1 e 3; grupos 1 e 4; grupos 2 e 4; e entre os grupos 3 e 4. Houve diferença significativa entre o grupo 1 (Ti6AL4V em saliva artificial) que foi o grupo que mais demorou para formar o potencial de corrosão, e o grupo 2 (Ti6AL4V em saliva artificial com flúor) que foi o grupo que menos demorou para formar o potencial de corrosão. Também houve diferença entre o grupo 2 (Ti6AL4V em saliva artificial com flúor) e o grupo 3 (Aço em saliva artificial) essa diferença pode ser explicada devido aos grupos serem fabricados de materiais diferentes e também por estarem expostos e diferentes soluções. Já a análise estatística feita para avaliar o potencial de pite e comparar os grupos mostrou que não houve diferença significativa entre os grupos 1 e 3; grupos 1 e 4; e entre grupos 3 e 4. Houve diferença entre o grupo 2 (Ti6AL4V em saliva artificial com flúor) com os demais grupos, isso ocorreu pois o grupo 2 precisou de um menor potencial para formar os pitins de corrosão. Outro fato a ser destacado é que o grupo 4 (Aço em saliva artificial com flúor) foi o único grupo que formou o potencial de passivação.

Os resultados dos testes de resistência a fratura por flexão mostraram que todos os mini-implantes de Ti6AL4V grupo 1 e 2, por serem fabricados de um material mais frível acabaram fraturando com uma menor aplicação de força. A maioria dos mini-implantes de Aço grupo 3 e 4, acabaram apenas deformando e com uma aplicação de força maior. Os valores de força em Newtons aplicado em cada amostra e dado na tabela 3.

Tabela 3: Mostra os Newtons que cada amostra de cada grupo sofreu para fraturar ou deformar.

	Grupo 1 Ti6AL4V em Saliva artificial	Grupo 2 Ti6AL4V em saliva artificial com flúor	Grupo 3 Aço em saliva artificial	Grupo 4 Aço em saliva artificial com flúor
Amostra 1	253,45 N	254,51 N	447,16 N	494,29 N
Amostra 2	245,36 N	206,79 N	532,11 N	524,99 N
Amostra 3	232,06 N	283,98 N	562,27 N	543,01 N
Amostra 4	277,51 N	275,42 N	449,28 N	545,12 N
Amostra 5	231,54 N	251,93 N	460,63 N	435,61 N

Ao analisar a amostra 03 do grupo 4 (Fig. 9) em MEV podemos concluir que mesmo havendo corrosão nesses materiais metálicos, a mesma não teve relevância e o que acabou fraturando e deformando esses mini-implantes estudados foi mesmo a força aplicada nos testes de flexão.

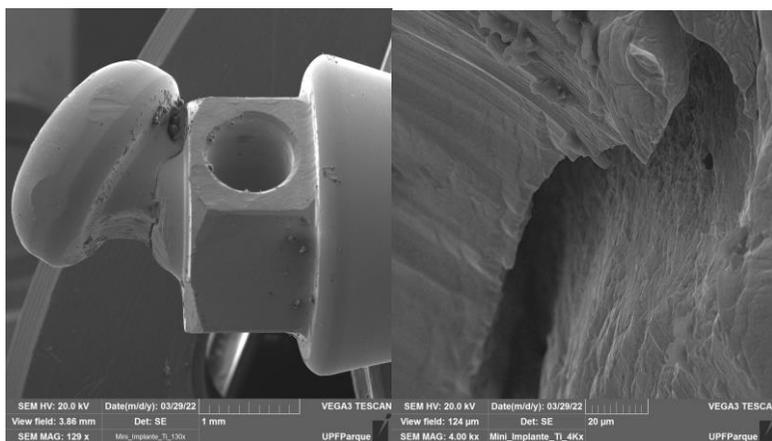


Figura 9: Imagem MEV 130x e 4000x da amostra 03 do grupo 4 (Aço em saliva artificial com flúor), mostrando a deformação sem sinais de corrosão na região.

Houve normalidade dos dados, e a análise estatística mostrou que houve diferença entre os grupos. A diferença entre o grupo 1 e o grupo 2 e entre o grupo 3 e o grupo 4 não foi significativa. Ocorreu grande diferença entre o grupo 1 e 2 quando comparados ao grupo 3 e 4, podemos atribuir a diferença entre esses grupos devido a fabricação do material.

DISCUSSÃO

Os mini-implantes predominantemente utilizados são feitos de titânio comercialmente puro, ligas de titânio (Ti6AL4V) e aço inoxidável. Eles possuem diferentes diâmetros e comprimentos e cada fabricante atribui características próprias para melhor desempenho clínico (CADOSCH *et al.*, 2009; LOSS, 2009). Dessa forma, é importante realizar um estudo que avalie se a corrosão pode alterar a resistência a fratura desses materiais, tentando testar em um meio que mais simule a cavidade oral, com a presença de saliva artificial e também do flúor.

Segundo GITTENS *et al.* (2011), os eventos de corrosão resultam na formação de pequenas cavidades na superfície do dispositivo metálico ou de titânio que podem amplificar o ambiente corrosivo em torno do implante e comprometer a sua estabilidade mecânica. Isso pode levar ao encurtamento da vida útil do implante e à falha súbita. Já BAHIA *et al.* (2018), relata em seu estudo clínico que os dados sugeriram que a corrosão não foi fator associado a falha do dispositivo ou perda de sua estabilidade, sendo outros fatores, como o tipo do mini-

implante, o seu comprimento e o local de implantação, considerados mais preponderantes com influência no seu insucesso. Isso vai de acordo com nosso estudo, pois apesar de ter ocorrido a corrosão, a mesma por si só não tem a capacidade de causar falha do dispositivo e prejudicar sua função clínica.

A solução de saliva artificial foi selecionada por ser comum em estudos de corrosão em implantes dentários e ortodônticos. De fato, os materiais metálicos usados para fabricação dos Dats apresentam susceptibilidade à corrosão frente a diversidade da cavidade oral. (KNUTSON; BERZINS, 2012; SOUZA *et al.*, 2015). A partir da informação encontrada nos artigos selecionados, foi detectada uma variação de parâmetros para estudos de corrosão. As soluções testadas são formuladas com o propósito de simular soluções fisiológicas no corpo humano. Dentre uma delas, encontra-se a saliva artificial que pode apresentar variação em composição química e pH os quais são fatores relevantes para a corrosão de ligas metálicas. Outro fator está condicionado a presença de soluções terapêuticas corrosivas como o flúor (SOUZA *et al.*, 2015). Podemos considerar através de nosso estudo que tanto a saliva como o flúor geraram corrosão nas ligas estudadas, porém se necessita de mais estudos *in vivo*, pois na cavidade bucal ainda temos outros fatores que podem influenciar nessa corrosão como a alimentação do indivíduo, a higiene e toxicidade peri-implantar.

A resistência à fratura dos mini-implantes varia de acordo com o fabricante e o tipo de mini-implante, portanto o profissional deve estar atento às características de cada material para saber qual utilizar clinicamente de forma segura durante a inserção (LOSS 2009). As diferenças nas propriedades mecânicas podem ser atribuídas ao *design*

dos mini-implantes. Foi observado trincas e ranhuras na superfície, concluindo, que essas irregularidades poderiam facilitar a fratura dos mini-implantes (BURMANN *et al.*, 2013).

A necessidade de se avaliar a deformação dos mini-implantes, quando da aplicação de força perpendicular, se deve ao fato de ser esse eixo o mais utilizado para aplicação de forças ortodônticas. Felizmente, mesmo com as pequenas deformações ocorridas nos mini-implantes ortodônticos metálicos, eles mostraram-se suficientes para participar de sistemas de ancoragem, pois não fraturaram quando submetidos às forças ortodônticas encontradas na literatura (PITHON *et al.*, 2008).

O conhecimento da existência de deformações nas estruturas que suportam a ancoragem ortodôntica é importante para se avaliar a possível perda de ancoragem, visto que além da força ortodôntica propriamente dita, esses mini-implantes poderiam estar sujeitos a forças mastigatórias e ou a hábitos e vícios do paciente. Felizmente mesmo com as pequenas deformações ocorridas nos mini-implantes ortodônticos, eles mostraram-se suficientes para participar de sistemas de ancoragem pois não fraturaram quando submetidos a forças ortodônticas encontradas na literatura (TEIXEIRA, 2006).

A tensão de torção causada por se pequeno diâmetro pode levar a fratura dos mini-implantes. Eles na sua maioria são feitos de Ti6Al4V, está liga tem boa resistência mecânica e boa osseointegração (BURMANN *et al.*, 2015). Para reduzir o risco de fratura dos mini-implantes, tem-se optado por usar o aço inoxidável que são mais resistentes a fratura em comparação com mini-implantes de titânio. Porém devido à sua superfície o aço inoxidável possui menor osseointegração (WILMES *et al.*, 2011). Isso vai de encontro com

nossos achados, pois os mini-implantes com ligas de aço inoxidável possuem maior resistência a fratura quando comparados com as ligas de Ti6Al4V, porém vale ressaltar que ambos resistem as forças aplicadas na ancoragem ortodôntica podendo serem utilizados sem nenhum problema clínico.

CONCLUSÕES

Dentre os grupos estudados na análise de corrosão podemos dizer que todos sofreram o potencial de corrosão e o potencial de pite, destacando principalmente dois grupos: O Grupo 1 (Ti6AL4V em saliva artificial) que foi o grupo que possuiu maior resistência a formação dos pitins de corrosão, e o grupo 2 (Ti6AL4V em saliva artificial com flúor), pois foi o grupo que possuiu menor resistência a formação dos pitins de corrosão. Vale destacar também o grupo 4 (Aço em saliva artificial com flúor) pois foi o único a formar o potencial de passivação.

Os testes de resistência a fratura por flexão mostraram que o Aço é superior ao Ti6AL4V, porém ambos resistem as forças ortodônticas e podem ser utilizados na prática clínica.

A hipótese do trabalho foi rejeitada, pois apesar de se encontrar menor resistência a formação da corrosão nos grupos com flúor, ele não foi um fator determinante na resistência a fratura por flexão desses materiais metálicos.

REFERÊNCIAS

ARAÚJO, T. M.; NASCIMENTO, M. H. A.; BEZERRA, F.; SOBRAL, M. C. Ancoragem esquelética em Ortodontia com miniimplantes. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, v. 11, n. 4, p. 126–156, 2006.

BAHIA, M. S.; LOPES, A. L. S.; CAETANO, P. L.; VITRAL, R. W. F.; CAMPOS, M. J. S. Análise do processo de corrosão na falha clínica de mini-implantes ortodônticos. *Rev Odontol UNESP*, v.47, n.6, p. 376-382, 2018.

BURMANN, P. F. P.; TOMÉ, S. B.; TONETTO, A.; HEIZEMANN, G.; MEIRELLES, P.; BRUGGEMANN, R.; RUSCHEL, G. H. Characterization of Orthodontic Mini-implants in scanning electron microscopic. *Saúde Integrada - Biomedicina*, p. 83–93, 2013.

BURMANN, P. F. P.; RUSCHEL, H. C.; VARGAS, I. A.; VERNEY, J. C. K.; KRAMER, P. F. Titanium alloy orthodontic mini-implants: scanning electron microscopic and metallographic analyses. *Acta odontologica latinoamericana : AOL*, v. 28, n. 1, p. 42–47, 2015.

CADOSCH, D.; CHAN, E.; GAUTSCHI, O. P.; FILGUEIRA, L. Review Metal is not inert: Role of metal ions released by biocorrosion in aseptic loosening — Current concepts. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, p. 1252-1262, 2009.

GAL, J. Y.; FOVET, Y.; ADIB-YADZI, M. About a synthetic saliva for in vitro studies. *Talanta*, v. 53, n. 6, p. 1103–1115, 2001.

GITTENS, R. A.; OLIVARES-NAVARRETE, R.; TANNENBAUM, R.; BOYAN, B. D.; SCHWARTZ, Z. Electrical implications of corrosion for osseointegration of titanium implants. *Journal of Dental Research*, v. 90, n. 12, p. 1389–1397, 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*, v. 47, n. 5, p. 306-312, 2017.

KNUTSON, K. J.; BERZINS, D. W. Corrosion of orthodontic temporary anchorage devices. *European Journal of Orthodontics*, p. 1-7, 2012.

LOSS, T. F. A. *Torque de inserção, remoção e fratura de mini-implantes ortodônticos*. Mestrado em clínica odontológica ênfase em ortodontia, Universidade Feral Fluminense, Niterói, 2009.

MATTOS, C. T.; RUELLAS, A. C. O.; ELIAS, C. N. Is it Possible to Re-use Mini-implants for Orthodontic Anchorage? Results of an In Vitro Study. *Materials Research*, v. 13, n. 4, p. 521-525, 2010.

NOJIMA, L. I. *Dispositivos temporários de ancoragem em Ortodontia*. São Paulo: Quintessence, 2006.

PITHON, M. M.; NOJIMA, L. I.; NOJIMA, M. G.; RUELLAS, A. C. O. Avaliação da resistência à flexão e fratura de mini-implantes ortodônticos. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, v. 13, n. 5, p. 128-133, 2008.

SCHÄTZLE, M.; MÄNNCHEN, R.; ZWAHLEN, M.; LANG, N. P. Survival and failure rates of orthodontic temporary anchorage devices: A systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, v. 20, n. 12, p. 1351-1359, 2009.

SMITH, A.; HOSEIN, Y. K.; DUNNING, C. E.; TASSI, A. Fracture resistance of commonly used self-drilling orthodontic mini-implants. *Angle Orthodontist*, v. 85, n. 1, p. 26-32, 2015.

SOUZA, J. C. M.; BARBOSA, S. L.; ARIZA, E. A.; HENRIQUES, M.; TEUGHEL, W.; PONTIAUX, P.; CELIS, J. P.; ROCHA, L. A. How do titanium and Ti6Al4V corrode in fluoridated medium as found in the oral cavity? An in vitro study. *Materials Science & Engineering C*, v. 47, p. 384-393, 2015.

SQUEFF, L. R.; SIMONSON, M. B. A.; ELIAS, C. N.; NOJIMA, L. I. Caracterização de mini-implantes utilizados na ancoragem ortodôntica. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, v. 13, n. 5, p.

49–56, 2008.

TEIXEIRA, M. V. *Avaliação da resistência a flexão de mini implantes ortodônticos*. Dissertação de mestrado, Universidade Veiga de Almeida, Rio de Janeiro, 2006.

WILMES, B.; PANAYOTIDIS, A.; DRESCHER, D. Fracture resistance of orthodontic mini-implants : a biomechanical in vitro study. *European Journal of Orthodontics*, v. 33, p. 396–401, 2011.

WOLYNEC, S. *Técnicas eletroquímicas em corrosão*. São Paulo: EDUSP, 2002.