

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Júlia Dal Paz

**EFEITOS DA CORROSÃO EM MINI-
IMPLANTES ORTODÔNTICOS COM
TAMANHOS REDUZIDOS RELACIONADOS
À RESISTÊNCIA À FRATURA AO TORQUE
DE REMOÇÃO**

Passo Fundo

2024

Júlia Dal Paz

**EFEITOS DA CORROSÃO EM MINI-
IMPLANTES ORTODÔNTICOS COM
TAMANHOS REDUZIDOS RELACIONADOS
À RESISTÊNCIA À FRATURA AO TORQUE
DE REMOÇÃO**

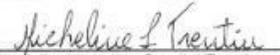
Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da UPF, para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica, sob orientação da profa. Dra. Micheline Sandini Trentin.

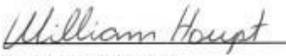
Passo Fundo

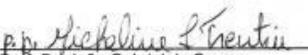
202

ATA CPG 177/2024 DA DEFESA DE DISSERTAÇÃO DA CANDIDATA, JULIA DAL PAZ DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA DA UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO.

Aos vinte e seis dias do mês de março de dois mil e vinte e quatro às 14h, no formato on line, da Universidade de Passo Fundo, sob a Presidência da Dra. Micheline Sandini Trentin em Sessão Pública, reuniu-se a Comissão Examinadora da Defesa de Dissertação do (a) candidato (a) Julia Dal Paz do Programa de Pós-Graduação em Odontologia - área de Concentração em Clínica Odontológica, constituída pelos Doutores: Micheline Sandini Trentin (UPF), João Gabriel de Souza (PPGUNG), Willian Haupp (UPF/PPGEH), homologada pelo Conselho do Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Iniciados os trabalhos, a presidência deu conhecimento aos membros da Comissão e ao candidato (a) das normas que regem a defesa de dissertação e definiu a ordem a ser seguida pelos examinadores para a arguição; a seguir, o (a) candidato (a) passou a apresentação e defesa de sua Dissertação intitulada "Efeitos da corrosão em mini-implantes ortodônticos com tamanhos reduzidos relacionados à resistência à fratura ao torque de remoção". Encerrada a defesa, a avaliação foi a seguinte: Dr. Micheline Sandini Trentin aprovada; Dr. João Gabriel de Souza aprovada; Dr. Willian Haupp aprovada; tendo sido o (a) candidato (a) APROVADA, fazendo jus ao título de "Mestre em Odontologia - Área de Concentração em Clínica Odontológica". Para estar em dia com as obrigações perante o curso, o (a) mestrando (a) terá o prazo de quarenta e cinco dias, a partir desta data, para entregar a dissertação, com as alterações sugeridas pelos membros da Comissão Examinadora, juntamente com o comprovante de pelo menos um artigo científico encaminhado à publicação. Nada mais havendo a tratar, lavrou-se a presente ata, que vai assinada pelos Membros da Comissão Examinadora e pelo Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Passo Fundo, Prof. Dr. Álvaro Della Bona.


Prof. Dr. Micheline Sandini Trentin
(Orientadora)


Prof. Dr. Willian Haupp
(UPF/PPGEH)


Prof. Dr. João Gabriel de Souza
(PPGUNG)


Prof. Dr. Álvaro Della Bona
Coordenador do PPG0donto

CIP – Catalogação na Publicação

- D136e Dal Paz, Júlia
Efeitos da corrosão em mini-implantes ortodônticos com tamanhos reduzidos relacionados à resistência à fratura ao torque de remoção [recurso eletrônico] / Júlia Dal Paz. – 2024.
2 MB ; PDF.
- Orientadora: Profa. Dra. Micheline Sandini Trentin.
Dissertação (Mestre em Odontologia) – Universidade de Passo Fundo, 2024.
1. Ortodontia. 2. Implantes dentários - Corrosão.
3. Saliva. 4. Dentes - Ferimentos e lesões. I. Trentin, Micheline Sandini, orientadora. II. Título.

CDU: 616.314-089.23

Catalogação: Bibliotecária Jucelei Rodrigues Domingues - CRB 10/1569

BIOGRAFIA DO AUTOR

Júlia Dal Paz, brasileira, casada, nascida em 04 de dezembro de 1995, na cidade de Marau-RS. Cirurgiã-dentista formada pela Universidade de Passo Fundo no ano de 2017. Especialista em Implantodontia e Prótese Dentária pelo IPEL/Chapecó-SC no ano de 2021. Atualmente mestranda do Programa de Pós-Graduação da Universidade de Passo Fundo na área de concentração em Clínica Odontológica (2022-2024). Atua como dentista clínica-geral e em suas especialidades em consultório particular na cidade de Marau-RS desde fevereiro de 2018 até o presente momento.

OFERECIMENTOS E AGRADECIMENTOS

Agradeço a minha orientadora Profa. Dra. Micheline Sandini Trentin pela ajuda e orientação durante os dois anos de curso.

À Universidade de Caxias do Sul, em especial ao LCOR (Laboratório de Corrosão) pela locação da máquina Potenciostato para realização dos testes de corrosão.

À Universidade Federal do Rio Grande do Sul, em especial ao LAMAD (Laboratório de Materiais Dentários) pela locação da máquina de ensaios universais Shimadzu, para realização dos testes de fratura por torção.

Ao Curso de Engenharia Mecânica da Universidade de Passo Fundo pelas análises realizadas no Microscópio Eletrônico de Varredura, em nome do funcionário Luiz.

À professora Luciane Daroit pelo auxílio nas análises estatísticas e confecção das tabelas do trabalho.

À CAPES, por subsidiar o pagamento da minha mensalidade através da Bolsa Modalidade II 20 horas.

SUMÁRIO

BIOGRAFIA DO AUTOR.....	5
OFERECIMENTOS E AGRADECIMENTOS	6
SUMÁRIO.....	8
LISTA DE TABELAS.....	9
LISTA DE FIGURAS	10
LISTA DE QUADROS	12
LISTA DE ABREVIATURAS.....	13
1. INTRODUÇÃO.....	19
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	23
3. PROPOSIÇÃO	40
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	41
5. RESULTADOS	50
6. DISCUSSÃO	66
7. CONCLUSÕES	72
CONSIDERAÇÕES FINAIS	73
REFERÊNCIAS	75
APÊNDICES	85
ARTIGO SUBMETIDO.....	87

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Teste de normalidade dos dados por Shapiro-Wilk para os testes de corrosão.

Tabela 2: Potencial de Pite e Potencial de Corrosão. Teste de Kruskall-Wallis.

Tabela 3: Média, mediana e desvio-padrão dos testes de fratura em cada grupo.

Tabela 4: Teste de normalidade dos dados por Shapiro-Wilk para o teste de fratura.

Tabela 5: Análise estatística de Kruskall-Wallis para o teste de fratura.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Mini-implante acoplado no Nema G10, com sua cabeça e transmucoso expostos.

Figura 2: Becker contendo a solução eletrolítica e os plugs.

Figura 3: Microscópio eletrônico de varredura, TESCAN LM3, Vega.

Figura 4: Dispositivo para ensaio de torção dos mini-implantes.

Figura 5: Gráfico da amostra 04 do grupo 3 (Aço na saliva artificial).

Figura 6: Imagem em MEV da amostra 04 do grupo 3.

Figura 7: Gráfico da amostra 04 do grupo 4 (Aço na saliva artificial+flúor).

Figura 8: Imagem em MEV da amostra 04 do grupo 4.

Figura 9: Gráfico da amostra 01 do grupo 5 (Ti6Al4V na saliva artificial).

Figura 10: Imagem em MEV da amostra 01 do grupo 5.

Figura 11: Gráfico da amostra 09 do grupo 6 (Ti6Al4V na saliva artificial+flúor).

Figura 12: Imagem em MEV da amostra 09 do grupo 6.

Figura 13: Amostra 04 do grupo 1 (Controle Aço) em MEV.

Figura 14: Amostra 04 do grupo 2 (Controle Ti6Al4V) em MEV.

Figura 15: Amostra 04 do grupo 3 (Aço na saliva artificial) em MEV.

Figura 16: Amostra 04 do grupo 4 (Aço na saliva artificial+flúor) em MEV.

Figura 17: Amostra 01 do grupo 5 (Ti6Al4V na saliva artificial) em MEV.

Figura 18: Amostra 09 do grupo 6 (Ti6Al4V na saliva artificial+flúor).

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Divisão dos grupos do estudo.

Quadro 2: Composição da solução de saliva artificial de Fusayama.

LISTA DE ABREVIATURAS

Ti6Al4V – Liga de Titânio, 6 alumínios, 4 vanádios
cp-Ti – Titânio comercialmente puro
MEV – Microscópio eletrônico de varredura
g – Gramas
Al – Alumínio
V - Vanádio
pH – potencial hidrogeniônico
C – Controle
v – volts
OCP – Potencial de circuito aberto
Rp – Resistência a polarização
mm – milímetros
h – Horas
ml – mililitro
n – Números da amostra
% - Porcentagem
°C – Graus
N – Newtons
x – Vezes
ANOVA – Análise de variância
Ncm – Newtons por centímetro
min - Minutos
cm – Centímetros
cm² - Centímetros quadrados
In vitro – Algo realizado fora de um organismo vivo
Pites – Forma de corrosão
EMIC – Equipamentos e Sistemas de Ensaio 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
In vivo – Algo realizado em um organismo vivo
mA - Miliamperes
T – Torque
F - Força
Rpm – Rotação por minuto
GPa - Gigapascal

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da corrosão metálica na resistência à fratura por torção nos mini-implantes ortodônticos com ligas de Ti6Al4V e Aço inoxidável em duas diferentes soluções: saliva artificial e saliva artificial com 1500 ppm de flúor. Métodos: Foram selecionados 60 mini-implantes de ancoragem ortodôntica do mesmo fabricante: 30 de Ti6Al4V e 30 de Aço inoxidável, ambos da marca Morelli. Após análise em MEV de um mini-implante de cada material, foi realizada a instalação dos 60 mini-implantes num bastão de resina acrílica composta reforçada com fibra de vidro (G10). Os mini-implantes foram divididos em 6 grupos: G1 – Grupo controle Aço inoxidável; G2: Grupo controle Ti6Al4V; G3: Aço inoxidável em saliva artificial; G4:Aço inoxidável em saliva artificial + flúor; G5: Ti6Al4V em saliva artificial; G6: Ti6Al4V em saliva artificial + flúor. Resultados: Os testes eletroquímicos dos grupos G3 ao G6 foram realizados com o Potenciostato da marca IVIUMSTAT, acoplado ao software Ivium A11701 usado para controle eletroquímico e análise de dados. Nenhum mini-implante sofreu fratura durante o ensaio de remoção com a chave manual, portanto todos eles foram submetidos a um ensaio mecânico de fratura à torção, utilizando um dispositivo de mandris acoplado à máquina universal de ensaios mecânicos com célula de carga de 500N. Após a fratura ou a deformação dos mini-implantes, foram selecionados um de cada grupo para novamente análise no MEV para observar se na região que ocorreu fratura ou deformação houve sinais de corrosão.

Todas as análises feitas no MEV foram fotografias em 130x e 4000x. Resultados: Os resultados dos testes de corrosão apresentaram valores em densidade de corrente (mA/cm^2) e potencial (mV). Após o teste de normalidade de Shapiro-Wilk, notou-se que não houve normalidade dos dados. A análise estatística que avaliou o potencial de pite e comparou os grupos mostrou que não houve diferença significativa entre os grupos 3 e 4; grupos 5 e 6; e entre grupos 4 e 6. Os resultados dos testes de resistência a fratura por torção mostraram que a maioria dos mini-implantes de Aço (Grupos 1, 3 e 4) apenas deformaram ao invés de fraturarem por completo. Em contrapartida, todos os mini-implantes de Ti6Al4V (Grupos 2, 5 e 6), fraturaram com uma menor aplicação de força. Conclusão: Dentre os grupos estudados na análise de corrosão pode-se relatar que todos sofreram o potencial de corrosão e de pite, porém, nenhum foi influenciável o suficiente para causar a fratura ou deformação dos dispositivos. Já os testes de resistência a fratura por torção mostraram que o Aço inoxidável tem excelente resistência à deformação enquanto o Ti6Al4V possui boa resistência, porém deformou e fraturou com as mesmas forças empregadas em ambos os materiais.

Palavras-chave: Mini-implants, corrosion, artificial saliva, fluoride, fracture resistance, torsion resistance.

ABSTRACT¹

The objective of this study was to evaluate the effect of metal corrosion on the torsional fracture resistance of orthodontic mini-implants made of Ti6AL4V and stainless steel in two different solutions: artificial saliva and artificial saliva with 1500 ppm of fluoride. Methods: Sixty orthodontic anchorage mini-implants from the same manufacturer were selected: 30 made of Ti6Al4V and 30 made of stainless steel, both from the Morelli brand. After scanning electron microscopy (SEM) analysis of one mini-implant of each material, the installation of all 60 mini-implants was carried out on a rod made of fiberglass-reinforced composite acrylic resin (G10). The mini-implants were divided into 6 groups: G1 – Stainless steel control group; G2: Ti6Al4V control group; G3: Stainless steel in artificial saliva; G4: Stainless steel in artificial saliva + fluoride; G5: Ti6Al4V in artificial saliva; G6: Ti6Al4V in artificial saliva + fluoride. Results: Electrochemical tests for groups G3 to G6 were conducted using the IVIUMSTAT Potentiostat, coupled with Ivium A11701 software for electrochemical control and data analysis. No mini-implant fractured during the removal test with a manual key; therefore, all of them underwent a mechanical torsion fracture test using a mandrel device attached to a universal mechanical testing machine

¹ Effects of corrosion on orthodontic mini-implants with reduced sizes related to resistance to fracture and removal torque

with a 500N load cell. After the fracture or deformation of the mini-implants, one from each group was selected for further SEM analysis to observe if there were signs of corrosion in the region where fracture or deformation occurred. All SEM analyses were photographed at 130x and 4000x magnification. Results: Corrosion test results were expressed in current density (mA/cm²) and potential (mV). After the Shapiro-Wilk normality test, it was observed that the data were not normal. Statistical analysis evaluating pitting potential and comparing the groups showed no significant difference between groups 3 and 4, groups 5 and 6, and between groups 4 and 6. Torsional fracture resistance test results showed that most stainless steel mini-implants (Groups 1, 3, and 4) only deformed instead of fully fracturing. In contrast, all Ti6Al4V mini-implants (Groups 2, 5, and 6) fractured with a lower force application. Conclusion: Among the studied corrosion analysis groups, it can be reported that all experienced corrosion and pitting potential. However, none were influential enough to cause fracture or deformation of the devices. Torsional fracture resistance tests showed that stainless steel has excellent resistance to deformation, while Ti6Al4V has good resistance but deformed and fractured under the same applied forces for both materials. Keywords: Mini-implants, corrosion, artificial saliva, fluoride, fracture resistance, torsion resistance.

1. INTRODUÇÃO

O tratamento ortodôntico com mini-implantes vem demonstrando ser um método de ancoragem bastante eficaz, sendo bem tolerado pelos pacientes, criando possibilidades de tratamento que requerem o mínimo de cooperação e máximo resultado estético. Sendo de simples instalação, podendo ser inserido em diversos locais devido ao seu tamanho reduzido (ASSAD-LOSS *et al.*, 2017). Podendo ser encontrados no mercado com diferentes formatos, desenhos, diâmetros, comprimentos, graus de pureza da liga de Titânio e tratamentos de superfície. No entanto, mesmo com dimensões semelhantes, eles possuem características diferentes que podem influenciar na resistência à fratura (REIMANN *et al.*, 2016)

A utilização de mini-implantes de diâmetros e comprimentos reduzidos diminui o risco de acidentes durante a instalação cirúrgica, evitando o contato com dentes e estruturas adjacentes. Porém, também traz possíveis desvantagens técnicas, como menor resistência mecânica, aumentando o risco à fratura durante sua inserção ou remoção (DE LIMA *et al.*, 2011).

Os mini-implantes são fabricados com elementos biocompatíveis, como ligas de Titânio e Aço inoxidável

cirúrgico. O Titânio apresenta boas propriedades de resistência à corrosão quando comparado ao Aço inoxidável, porém possui um custo mais elevado. Entretanto, o Aço inoxidável também possui boas propriedades mecânicas como: rigidez, ductilidade e elasticidade, atendendo assim aos critérios mínimos para ser utilizado como um mini-implante bastante eficaz como coadjuvante ao tratamento ortodôntico (GARG *et al.*, 2022).

A resistência à corrosão das ligas ortodônticas depende do ambiente bucal em que se encontra, sendo influenciada por diversas variáveis, como quantidade e qualidade da saliva, pH de alimentos e bebidas, entre outras (ALVES *et al.*, 2016; GALEOTTI *et al.*, 2013).

Tanto o Titânio comercialmente puro (cp-Ti) quanto as ligas de Titânio (como a Ti6Al4V) têm sido amplamente utilizados na fabricação de implantes dentários e mini-implantes ortodônticos devido à sua alta resistência à corrosão e biocompatibilidade com os tecidos orais. No entanto, quando o Titânio é submetido à ácidos, à fluoretação e à saliva, a proteção do filme de óxido de Titânio pode ser perdida e então um processo de corrosão é iniciado (BARÃO *et al.*, 2012).

A corrosão induzida pelo baixo nível de pH da saliva tende a aumentar os valores de rugosidade de ambos os tipos de Titânio. Na Odontologia, a rugosidade é uma importante propriedade de adesão e colonização de bactérias. Além de

provocar efeitos adversos à saúde geral, a liberação de íons de Titânio provenientes de um processo de corrosão e pode reduzir a durabilidade dos materiais (BARÃO *et al.*, 2012; SOARES *et al.*, 2021).

A fratura do mini-implante também é um modo de falha observada em diversos estudos clínicos durante sua inserção e remoção. Embora essa fratura esteja frequentemente associada a mini-implantes de diâmetros reduzidos, acredita-se que a corrosão pode ser um fator determinante no processo de fratura. Pequenos sulcos na superfície de um mini-implante provenientes do processo de corrosão podem amplificar o ambiente corrosivo ao redor dele, comprometendo suas propriedades mecânicas (KNUTSON; BERZINS, 2013).

O uso generalizado destes dispositivos leva a melhores resultados em casos críticos de ancoragem. Em alguns casos, pode ser necessário alterar sua posição. A possibilidade de reciclar os mini-implantes e utilizá-los numa segunda intervenção diminuiria os custos do tratamento, podendo melhorar o resultado clínico. Para tanto, os eles precisam de uma certa resistência à fratura ao torque durante a sua inserção e remoção. Além disso, o seu tamanho reduzido possibilita um aumento da fratura durante a inserção, e uma possível deformação ou fratura durante a sua remoção (HERGEL *et al.*, 2019; ASSAD-LOSS *et al.*, 2017).

Outros estudos sugeriram a utilização de mini-implantes de Aço inoxidável, ao invés de ligas de Titânio. Isso porque o Aço inoxidável pode suportar um torque de inserção maior, o que significa que o mini-implante pode ter menos probabilidade de fraturar (WILMES; PANAYOTIDIS; DRESCHER, 2011).

Tendo em vista as considerações já feitas, justifica-se o presente estudo em função de que o uso de mini-implantes de tamanhos reduzidos é bem indicado em locais com pouca espessura e altura óssea. Porém, existe o fato de que um processo corrosivo possa ser desenvolvido nos mini-implantes de ligas de Titânio e Aço inoxidável, durante o período do tratamento ortodôntico, decorrente do pH salivar e do uso diário de agentes profiláticos de higiene oral à base de flúor. Também, a sua utilização e re-utilização no mesmo paciente pode induzir fraturas nestes dispositivos. Quando selecionamos um mini-implante de diâmetro reduzido, suas propriedades mecânicas tendem a enfraquecer, levando a uma possível fratura quando o torque de inserção ou remoção excede a força de torção. Assim, a utilização de mini-implantes de Aço inoxidável, por ser um material com melhores propriedade de resistência que a liga de Titânio tradicional (Ti6Al4V) pode reduzir essa possível fratura ao torque (BROWN *et al.*, 2014).

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Mini-implantes na Odontologia:

Uma tentativa de usar parafusos ósseos como ancoragem esquelética ortodôntica foi realizada pela primeira vez na Universidade de Iowa em 1945. Pensava-se que se a ancoragem pudesse ser obtida a partir de um ponto dentro do osso basal, a estabilidade seria grandemente aumentada. No entanto, com o avanço dos estudos de Branemark, foi demonstrado que os implantes dentários de Titânio eram capazes de osseointegração com osso circundante e ancoragem absoluta (GAINSFORTH; HIGLEY, 1945; BRETTIN *et al.*, 2008).

Em 1989, se projetou um disco fino de liga de Titânio (Ti6Al4V), chamado *Onplant*, texturizado e revestido com hidroxiapatita, com uma superfície e um orifício rosqueado no lado oposto para ser inserido subperiostealmente com o lado revestido com hidroxiapatita contra o osso para biointegração. Este relato descreve o uso do *Onplant* como ancoragem absoluta para movimentos ortodônticos (BLOCK; HOFFMAN, 1995).

Historicamente, os parafusos ósseos de Aço inoxidável têm sido amplamente utilizados para fixação de fraturas (BROWN *et al.*, 2014). Diante disso, mini-implantes de Aço inoxidável foram testados quanto à sua biocompatibilidade, não mostrando efeitos citotóxicos em valores de baixo pH, ou

seja, na presença de um pH acidificado (GALEOTTI *et al.*, 2013).

O sucesso desta técnica de ancoragem geralmente é reconhecido como a capacidade de um mini-implante sustentar cargas de ancoragem durante o tratamento ortodôntico sem mobilidade do mesmo, nem inflamação gengival (BRETTIN *et al.*, 2008).

Antes dos dispositivos de ancoragem esquelética, os ortodontistas utilizaram vários tipos de mecânica para obter uma melhor ancoragem por meio de dispositivos intraorais e extraorais. No entanto, o sucesso desses tratamentos é muito afetado pelo desconforto e necessidade de cooperação do paciente, além dos possíveis efeitos colaterais. A ideia de ancoragem esquelética para fins ortodônticos surgiu da necessidade de eliminar perdas de ancoragem e problemas de adesão do paciente, além da agilidade no tratamento (HERGEL *et al.*, 2019).

A terapia de ancoragem com mini-implantes têm sido usada numa variedade de casos, incluindo correção de mordida profunda, fechamento de espaço de extração, plano oclusal inclinado e correção de linhas médias dentárias, alinhamento de caninos impactados, verticalização e extrusão de molares impactados, intrusão de molares, distalização de molares superiores e alguns dentes inferiores, mesialização de molares, retração em massa de dentes anteriores e correção de discrepâncias esqueléticas verticais (JASORIA *et al.*, 2013).

Além das funções já citadas, a terapia com estes dispositivos pode ser eficaz em casos de correção ortopédica esquelética de más oclusões de classe II e classe III. Sendo indicadas também para o fornecimento de fixação para dentes artificiais em casos de hipodontia e intermaxilar durante cirurgias ortognáticas (UMALKAR *et al.*, 2022).

Os mini-implantes são derivados de implantes intraósseos, comercializados de forma cônica com uma cabeça que emerge a mucosa e permite a conexão com aparelhos ortodônticos. Eles também possuem um colo transmucoso liso e um corpo para ser rosqueado no osso, que pode ser fabricado com diferentes designs de rosca e formatos de corpo. O comprimento e o diâmetro variam amplamente entre as marcas disponíveis no mercado (DALESSANDRI *et al.*, 2014).

A rosca pode ser perfurante ou autoperfurante. O processo de perfuração gera calor, que acaba prejudicando a atividade do tecido ósseo, por causar hiperemia, necrose, fibrose, degeneração osteocítica e aumento da atividade osteoclástica. Já a segunda opção permite a inserção direta sem o uso de pré-perfuração, o que simplifica a técnica de inserção e evita prejuízos ao tecido ósseo (DALESSANDRI *et al.*, 2014). Na autoperfuração, a técnica da perfuração do orifício piloto não se faz necessária (JASORIA *et al.*, 2013).

Tamanhos completamente diferentes de mini-implantes estão disponíveis para estender a ancoragem, desde “pequenos

mini-implantes” (6 mm de comprimento, 0,6 mm de diâmetro) até “mini-implantes tradicionais” (6-15 mm de comprimento, 1,5-2,5 mm de diâmetro), comumente usados em odontologia (UMALKAR *et al.*, 2022).

Os mini-implantes são geralmente fabricados com ligas de Titânio ou Aço inoxidável cirúrgico, ambos materiais altamente biocompatíveis. O Titânio permite o contato direto entre os implantes dentários endósseos e o osso hospedeiro. Ao contrário, os mini-implantes de Aço tendem a desenvolver uma interface de tecido fibroso entre o parafuso e o osso (BOLLERO *et al.*, 2018).

O material deve ser atóxico e biocompatível, possuir excelentes propriedades mecânicas e fornecer resistência ao estresse, tensão e corrosão. Os materiais comumente usados podem ser divididos em três categorias: biotolerantes (Aço inoxidável, liga de Cromo-Cobalto), bioinertes (Titânio, Carbono) e bioativos (Hidroxiapatita, Alumínio oxidado em cerâmica) (SINGH *et al.*, 2010).

O mini-implante ideal deve ser o de maior comprimento possível para garantir maior estabilidade. No entanto, o comprimento do mini-implante é determinado pela espessura vestibulo-lingual do osso alveolar no qual está inserido e pela presença de algumas estruturas anatômicas importantes de cada região (ROMANO; CONSOLARO, 2015).

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).

O conhecimento das informações pertinentes ao torque máximo tolerado pelos mini-implantes deve ser evidenciado aos profissionais, a fim de evitar falhas de funcionamento, visto que muitas vezes, essas informações não estão facilmente disponíveis nas embalagens ou bulas de recomendações (DE LIMA *et al.*, 2011).

A instalação de mini-implantes bicorticais, oferece ao ortodontista resistência superior ao movimento de âncora, estresse reduzido do osso cortical e estabilidade superior quando comparada com a colocação de mini-implantes monocorticais. Para isso é necessário que os mini-implantes possuam comprimento maior que 5mm para ser capaz de penetrar em toda espessura óssea (BRETTIN *et al.*, 2008).

Os mini-implantes podem ser instalados em locais não convencionais, como o osso alveolar de dentes adjacentes, sem danificar as raízes e sem exigir tempo para osseointegração (YAMAGUCHI *et al.*, 2012).

A osseointegração é um fenômeno biológico que ocorre na implantodontia e merece uma análise especial devido à sua relação direta com a estabilidade dos dispositivos. Ela se

apresenta como não-completa em mini-implantes ortodônticos devido a posterior dificuldade de remoção. Enquanto uma osseointegração parcial dá estabilidade e resistência às cargas ortodônticas (CALDERÓN *et al.*, 2011; KNUTSON; BERZINS, 2013).

Na terapia com mini-implantes não há osseointegração ao redor dos parafusos, apenas integração fibrosa. Eles também podem ser carregados imediatamente com força ortodôntica. Em contrapartida pode se observar complicações que resultam no afrouxamento dos dispositivos (JASORIA *et al.*, 2013).

A ancoragem esquelética com mini-implantes não é apenas útil para resolver problemas verticais em ortodontia, mas também elimina a necessidade de adesão do paciente para o movimento dentário sagital, como mesialização ou distalização de toda a dentição, com e sem extração (YAMAGUCHI *et al.*, 2012).

O controle da ancoragem ajuda a evitar movimentos dentários indesejáveis. No entanto, mesmo uma pequena força reativa pode causar movimentos indesejáveis. É importante ter ancoragem absoluta para evitá-los. Tal ancoragem só pode ser obtida usando dentes anquilosados ou mini-implantes dentários como âncoras, ambos contando com o osso para inibir o movimento (JASORIA *et al.*, 2013).

A densidade óssea e a espessura do osso cortical desempenham papéis importantes na retenção mecânica. Portanto, para pacientes mais velhos, a retenção deve ser

melhor porque a densidade óssea é maior. Além disso, observa-se uma taxa de sucesso significativa quando se instala mini-implantes em maxila em comparação com a mandíbula (CALDERÓN *et al.*, 2011).

Embora os mini-implantes sejam um mecanismo de ancoragem estável, eles não permanecem imóveis durante o tratamento ortodôntico. Deve-se ter um certo cuidado para que essa movimentação não gere danos aos dentes e tecidos adjacentes (CALDERÓN *et al.*, 2011; JASORIA *et al.*, 2013).

A fonte de retenção dos mini-implantes se dá através de um travamento mecânico, porém a sua estabilidade depende da qualidade e quantidade de suporte do osso cortical e alveolar. Esses fatores fazem com que eles permaneçam seguros para receber as forças de cargas ortodônticas. Para aumentar a estabilidade, é possível ter um tratamento de superfície nas ligas de Titânio puro, como por exemplo com jato de areia ou ataque ácido, garantindo melhor osseointegração, para uma ancoragem absoluta (CALDERÓN *et al.*, 2011).

Vários tratamentos de superfície têm sido investigados para melhorar a estabilidade do tratamento com mini-implantes na superfície de contato osso-implante (BIC). Dentro dessas técnicas, as superfícies jateadas, granuladas e gravadas com ácido (SLA) mostram ter valores BIC mais altos e um efeito positivo na taxa de sucesso desses tratamentos (YÜCESOY *et al.*, 2019).

A liga de Titânio Ti6Al4V tem maior resistência mecânica que o Titânio puro e é mais adequada para mini-implantes de pequeno diâmetro. Também apresenta características bioativas inferiores ao Titânio puro, facilitando a remoção por promover menor osseointegração (ASSAD- LOSS *et al.*, 2017).

Além disso, é utilizada para superar algumas desvantagens do Titânio puro. No entanto, esta liga pode sofrer corrosão no meio bucal devido à sua baixa resistência à corrosão. Íons de Titânio, Alumínio e Vanádio podem ser liberados para tecidos locais e remotos e têm sido associados com efeitos colaterais no corpo humano (ALVES *et al.*, 2016).

O torque máximo de inserção dos mini-implantes é expresso em Newton centímetros (Ncm) e é o valor máximo de torque registrado durante a inserção dos dispositivos ortodônticos. A estabilidade destes pode ser dividida em primária e secundária. O primeiro é a estabilização mecânica alcançada imediatamente após a inserção, e o segundo é obtido quando o novo osso se forma na interface do mini-implante ortodôntico. A literatura ortopédica tem mostrado que o aperto excessivo pode danificar e causar desgaste do osso, e isso pode levar à diminuição da força de retenção, além de possíveis fraturas no osso cortical (MEURSINGE REYNDERS *et al.*, 2012).

As cargas de força estimadas colocadas em mini-implantes podem variar amplamente. Sendo de aproximadamente 0,3 a 4 Ncm, dependendo do movimento dentário desejado para cada caso (REN; MALTHA; KUIJPERS-JAGTMAN, 2003).

Recomenda-se que sempre que possível, a inserção e remoção dos mini-implantes seja feita utilizando o torquímetro oferecido pelo sistema a ser utilizado, seguindo as condições sugeridas pelos fabricantes, a fim de evitar fraturas durante essas etapas clínicas (DE LIMA *et al.*, 2011).

É necessário ter uma atenção maior aos fatores clínicos e mecânicos que contribuem para o sucesso dessa terapia de ancoragem ortodôntica. Os profissionais que instalam os mini-implantes devem tomar cuidados especiais, tanto na cirurgia como na fase de aplicação das forças ortodônticas, a fim de evitar deformações ou, até mesmo, a fratura do mini-implante (PITHON *et al.*, 2008).

Como uma vantagem do tratamento com estes dispositivos, é relatado que os mesmos podem ser reinseridos, especialmente em casos de falha precoce, por uma segunda vez, sem alteração significativa em suas propriedades mecânicas e estruturais, mas apenas se os processos de limpeza e esterilização forem aplicados corretamente (HERGEL *et al.*, 2019).

2.2. Saliva artificial e flúor no processo de corrosão de mini-implantes:

Existem dois tipos de reações corrosivas: química e eletroquímica. Na corrosão química (também chamada de corrosão seca), há uma combinação direta de metais e não-metais. Esses elementos produzem um composto químico através de processos como reações de oxidação, halogenação ou sulfuração. Já a corrosão eletroquímica (também chamada de corrosão úmida) requer a presença de água ou algum outro eletrólito fluido. Deste modo geral, estudar o processo de corrosão dos metais é um importante desafio para tratamentos dentários (CHATURVEDI, 2009).

O acúmulo de placa próximo à margem gengival pode causar perimucosite. A inflamação prolongada leva a complicações no osso ao redor dos implantes e à peri-implantite. Essas complicações, sem o manejo adequado, podem levar à falha do mini-implante. Portanto, os pacientes devem ser instruídos a manter o controle diário de biofilme em casa (SINGH *et al.*, 2010).

Diante disso, se recomenda a utilização de agentes profiláticos para o controle do biofilme. O flúor, encontrado na maioria desses produtos de higiene bucal, pode diminuir a estabilidade da camada passiva, normalmente formada em superfícies à base de Titânio, diminuindo assim sua resistência à corrosão (HUANG *et al.*, 2017).

Além do flúor, são relatadas diversas situações que podem acidificar o pH da saliva dentre elas estão infecções, certos alimentos (açucarados, em conserva, doces azedos, frutas, refrigerantes e sucos – com pH em torno de 2,5-3,5), demais produtos para higiene bucal, tabagismo, doenças crônicas/sistêmicas e medicamentos. Estas situações, além de acidificarem o pH salivar, também podem contribuir para a corrosão de mini-implantes dentários (BARÃO *et al.*, 2012).

Estudos sugerem que o flúor é um possível causador de corrosão em mini-implantes de Titânio, e isso pode levar à fratura do mesmo devido à corrosão sob tensão. Uma solução contendo mais de 30 ppm de ácido fluorídrico pode causar corrosão ao destruir o filme de oxidação do Titânio. Íons metálicos dissolvidos, como íons de alumínio e vanádio, presentes na liga Ti6Al4V, podem causar efeitos citotóxicos, reações teciduais adversas e até mesmo estimular reações carcinogênicas (HUANG *et al.*, 2017).

Além de reduzir as propriedades mecânicas superficialmente, os agentes profiláticos à base de flúor demonstram degradar a superfície do Titânio (KNUTSON; BERZINS, 2013).

Embora as razões pelas quais um mini-implante possa induzir inflamação sejam multifatoriais e incluam nível de higiene do paciente, tipo de tecido circundante e design da cabeça do mini-implante, deve se observar que os macrófagos ao redor de implantes dentários malsucedidos foram

observados neste estudo, carregados com Titânio resultante da corrosão. (KNUTSON; BERZINS, 2013).

Da mesma forma, os íons metálicos liberados pela corrosão do Titânio, desempenham um papel no afrouxamento de implantes ortopédicos. Confundindo ainda mais a estabilidade de um determinado implante, as correntes elétricas decorrentes do processo de corrosão são capazes de transmitir potenciais elétricos que podem afetar as células ósseas e a subsequente deposição/reabsorção óssea (KNUTSON; BERZINS, 2013).

Além disso, embora o nível sistêmico de íons metálicos possa não atingir a concentração tóxica, os produtos de degradação podem ser uma fonte potencial de efeitos biológicos adversos locais, como toxicidade, mutagenicidade e alergenicidade (GALEOTTI *et al.*, 2013).

A liga de Titânio (Ti6Al4V) é utilizada para superar algumas desvantagens do Titânio puro. No entanto, esta liga pode sofrer corrosão no meio bucal devido à sua baixa resistência à corrosão. Íons de Titânio, alumínio e vanádio podem ser liberados para tecidos locais e remotos e têm sido associados com efeitos colaterais no corpo humano, principalmente alumínio e vanádio (ALVES *et al.*, 2016).

Estudos recentes demonstraram que, embora as ligas de Titânio sejam consideradas altamente resistentes à corrosão devido à camada passiva estável de óxido de Titânio em sua

superfície, elas não são inertes ao ataque corrosivo (ALVES *et al.*, 2016).

Outro estudo avaliou o perfil de corrosão de Titânio puro e ligas à base de titânio na presença de flúor, albumina, bactérias, condições inflamatórias e hiperglicêmicas e lipopolissacarídeos. Em geral, essas situações aceleram o processo de corrosão do Titânio e suas ligas (BARÃO *et al.*, 2012).

O filme de óxido, em contato com pH salivar ácido, perde a sua lisura e aumenta a área superficial, aumentando a corrosão (BARÃO *et al.*, 2012).

Esses produtos de corrosão podem promover manifestações orais e extraorais, como descoloração de tecidos moles, reações alérgicas (edema, estomatite e gengivite) e erupções cutâneas eczematosas. Além disso, a corrosão pode reduzir a vida útil, aumentar a fadiga e diminuir a resistência final do material, o que leva a falha mecânica dos implantes dentários de Titânio (CHATURVEDI, 2009).

2.3. Falhas e fratura de mini- implantes:

A duração do tratamento é um dos temas de interesse tanto do ortodontista quanto do paciente. A utilização de mini-implantes ortodônticos tornou-se muito popular. Se os dispositivos falharem e tiverem que ser substituídos, a duração

do tratamento pode ser prolongada e o custo do tratamento se torna mais caro (JUNG, 2021).

Um dos fatores que se pode levar em consideração para a falha dos mini-implantes é a inflamação peri-implantar, devido aos cuidados de higiene inadequados do paciente (DALESSANDRI *et al.*, 2014).

Além disso, pacientes com histórico de doença periodontal devem ter o periodonto tratado antes do início da terapia ortodôntica e inserção dos mini-implantes. Sendo de grande importância a orientação de higiene bucal e o incentivo para colaboração do paciente com o tratamento proposto por parte do ortodontista (UMALKAR *et al.*, 2022).

Diante disso, se tratando da superfície do mini-implante que fica em contato com a cavidade oral, quanto mais bem polida se apresenta, menor a possibilidade de acúmulo de biofilme e infecção nos tecidos adjacentes. (MELSEN, 2005)

O uso de alguns medicamentos que podem ter impacto no reparo de feridas ou na condição gengival deve ser considerado antes da instalação de mini-implantes em alguns pacientes. Bisfosfonatos, moduladores imunológicos, drogas epilépticas, drogas antiagregantes e anticoagulantes são exemplos de produtos farmacêuticos que podem causar a falha de um dispositivo de ancoragem (UMALKAR *et al.*, 2022).

A chave para o sucesso ou falha do mini-implante é a maneira pela qual as tensões são transferidas para o osso circundante (SANA *et al.*, 2020).

Durante a inserção, devem ser utilizados recursos de controle como micromotor com torque controlado, chave manual ou dinamômetro, para evitar que este torque se aproxime ou atinja o torque de fratura dos mini-implantes. A tenacidade à fratura dos mini-implantes varia de acordo com o fabricante e o tipo de mini-implante, portanto o operador deve estar atento às características dos mini-implantes que influenciam nos valores de torque de fratura antes de escolher o dispositivo a ser utilizado. Sempre cuidando o torque máximo que pode ser usado com segurança para a sua inserção (ASSAD-LOSS *et al.*, 2017).

A estabilidade dos mini-implantes após a sua inserção pode ser afetada por diversos fatores, incluindo a localização óssea e a quantidade de aplicação da força (KIM *et al.*, 2010).

Além dos mini-implantes convencionais de superfície lisa, os mini-implantes jateados, granulados e gravados com ácido (SLA) foram introduzidos como sistemas de ancoragem firmes que atingem a osseointegração parcial. Com este sistema de mini-implante de osseointegração parcial, se tem mostrado que esses dispositivos resistiram à fratura durante a remoção mesmo após 6 meses sem carga e que o valor do torque de remoção necessário para remover o mini-implante tratado (com SLA) é clinicamente aceitável (KIM *et al.*, 2010).

Mini-implantes com menor diâmetro e comprimento, porém, apresentam maior risco de fratura devido à menor resistência mecânica (DALLA ROSA *et al.*, 2016).

Portanto, o risco de fratura de um mini-implante está relacionado ao seu diâmetro, uma vez que, geralmente ocorre em casos deles possuírem diâmetros muito finos ou cujo pescoço não seja resistente o suficiente para suportar a tensão no momento da sua remoção (ELIAS *et al.*, 2005).

O torque de rendimento representa o ponto de tempo em que a deformação da liga muda de elástica (reversível) para plástica (irreversível). Idealmente, na prática clínica, os dentistas devem sempre trabalhar dentro do limite elástico da liga, evitando assim a deformação permanente do dispositivo (DALLA ROSA *et al.*, 2016).

A fratura do mini-implante pode ocorrer devido a diversos fatores, como: diâmetro, comprimento, macrogeometria, técnica cirúrgica, torque de implantação e remoção, já que a principal concentração de tensão está na região do colo do mini-implante. Se ocorrer uma fratura, a remoção do fragmento requer um procedimento cirúrgico mais invasivo (DE LIMA *et al.*, 2011).

Além do Titânio, o Aço inoxidável, vem sendo um dos biomateriais amplamente utilizado para fixação de segmentos ósseos. Embora a estabilidade dos mini-implantes de Titânio seja esperada a partir do intertravamento mecânico e osseointegração entre o parafuso e o osso, a formação de uma

cápsula de tecido fibroso ao redor dos mini-implantes de Aço inoxidável pode interromper o contato adequado entre parafuso e o osso. Tendo em vista que uma certa quantidade de osseointegração ao redor dos mini-implantes de Aço inoxidável deva ser necessária para uma ancoragem bem-sucedida, alguns estudos citam o uso de tratamentos de superfície no Aço, para melhorar a rugosidade e aumentar a osseointegração dos mesmos (KANG *et al.*, 2016).

Outra diferença entre os dois materiais de composição dos mini-implantes é que o Aço cirúrgico proporciona maiores características mecânicas quando o torque de inserção ou remoção supera a resistência torcional. Assim, o Aço inoxidável por ser mais resistente que o tradicional Titânio, reduziria o risco de fratura do mesmo (BOLLERO *et al.*, 2018).

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo laboratorial foi avaliar o efeito da corrosão metálica na resistência à fratura por torção nos mini-implantes ortodônticos com ligas de Ti6Al4V e Aço inoxidável em duas diferentes soluções: saliva artificial e saliva artificial com 1500 ppm de flúor. A hipótese testada foi de que após o processo de corrosão, os mini-implantes ortodônticos de Ti6Al4V e Aço inoxidável que foram submetidos a saliva artificial com flúor apresentassem menor resistência à fratura por torção.

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 60 mini-implantes de ancoragem ortodôntica do mesmo fabricante: 30 mini-implantes de Ti6Al4V da Morelli (Morelli produtos odontológicos – Sorocaba-SP, BR) e 30 mini-implantes de Aço inoxidável da mesma marca. Através do catálogo da empresa, buscou-se a melhor semelhança entre os mini-implantes a serem analisados. Para os mini-implantes de Ti6Al4V: Código: 37.10.201; diâmetros de 2,0mm; comprimento de 6mm; com perfil transmucoso de 1.5mm; fabricados com ligas de Ti6Al4V. Já para os mini-implantes de Aço inoxidável: Código: 37.10.405; diâmetros de 2,0mm; comprimento de 5mm; com perfil transmucoso de 4mm; fabricados com ligas de Aço inoxidável.

4.1. Inserção dos mini-implantes:

Após análise em MEV (Microscópio Eletrônico de Varredura) de um mini-implante de cada material (1 de Ti6Al4V e 1 de Aço inoxidável), foi feita a instalação dos 60 mini-implantes num bastão de resina acrílica composta reforçada com fibra de vidro (Nema G10, Pied mont Plastics-NC, EUA) com módulo de elasticidade semelhante (16 GPa) ao do osso cortical humano (GRIGGS, 2018). Esses bastões foram padronizados com diâmetros de 10mm de circunferência e 5mm de profundidade, a fim de garantir a completa inserção dos mini-implantes,

deixando o ápice das roscas expostos para a possível realização do teste de corrosão. Os bastões de Nema G10 foram perfurados com broca específica do kit de inserção de mini-implantes da marca Morelli. Já os mini-implantes foram instalados no Nema G10 com chave de inserção acoplada a um contra-ângulo redutor 20:1 em um motor cirúrgico, ambos da Neodent (Curitiba-PR, Brasil) sob irrigação com solução fisiológica. A velocidade de rotação por minuto e o torque foram utilizados conforme a recomendação do fabricante (50 Rpm e 25N). Este procedimento de inserção foi interrompido quando ocorreu o travamento do mini-implante no Nema G10, impedindo o giro do motor. Se utilizou então, a chave de torque manual até a inserção completa do mini-implante no Nema G10, quando necessário.

4.2. Análise da corrosão:

Os mini-implantes foram divididos em 6 grupos. A divisão dos grupos se dá conforme o quadro abaixo (Quadro 1):

Quadro 1: divisão dos grupos do estudo.

	Saliva artificial	Saliva artificial + flúor (1500ppm)	Controle
Grupo 1 – Aço	-	-	n=10
Grupo 2 – Ti4Al4V	-	-	n=10
Grupo 3 – Aço	n=10	-	-
Grupo 4 – Aço	-	n=10	-
Grupo 5 – Ti6Al4V	n=10	-	-
Grupo 6 – Ti6Al4V	-	n=10	-

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

A composição da solução de saliva artificial de Fusayama é dada no Quadro 2.

Quadro 2: 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 (MAGALHÃES *et al.*, 2011).

Para realização do teste de corrosão, foi utilizado fios de cobre rosqueados no ápice dos mini-implantes, local este que estava para fora do bastão de Nema G10. Esse mesmo fio de cobre, em sua outra extremidade, ficou rosqueado na garra de cobre (Figura 1), que foi

acoplada ao Potenciostato, deixando por fim somente o transmucoso e a cabeça do mini-implante expostas nas soluções eletrolíticas. Para que os dispositivos de cobre não interferissem no teste de corrosão se utilizou cera de abelha para isolá-los das substâncias eletrolíticas. Além disso os procedimentos de polarização foram realizados no interior de uma gaiola de Faraday, com o objetivo de isolar o sistema das ondas eletromagnéticas externas, evitando interferências e possibilitando um resultado mais fidedigno.



Figura 1: Mini-implante inserido no Nema G10, com sua cabeça e transmucoso expostos. Toda porção onde continha cobre isolada com cera de abelha.

Se utilizou um Becker (Figura 2) onde foi acrescentado as soluções eletrolíticas (saliva e saliva+flúor) para fazer o teste em cada amostra. Nesse Becker ficou também toda a fiação elétrica, que é composta por um plug na cor vermelha onde foi conectado o eletrodo de trabalho (mini-implante acoplado na garra de cobre), um segundo plug na cor azul onde foi conectado o eletrodo de referência (contendo cloreto

de prata) e um terceiro plug na cor preta que foi o contra eletrodo (Platina).



Figura 2: Becker contendo a solução eletrolítica e os plugs.

Os testes eletroquímicos foram realizados com o Potenciostato da marca IVIUMSTAT, acoplado ao software Ivium A11701 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, medir a corrente de polarização e, inclusive, registrá-la em função do potencial por meio de um registrador (WOLYNEC, 2002).

Com as amostras imersas nos eletrólitos (saliva e saliva+flúor), o OCP evoluiu com o tempo, sendo que um tempo de espera de 1(uma) hora para cada amostra foi incluído até o OCP se estabilizar. Para que ocorra a 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 obteve os pitins de corrosão. A corrosão por pite é caracterizada por um ataque altamente localizado de metais que somente ocorre num dado meio em potenciais de eletrodos iguais ou superiores a um determinado potencial, conhecido como potencial de pite (WOLYNEC, 2002).

Ao final do ensaio de polarização, os procedimentos de limpeza com água corrente e armazenamento dos mini-implantes foram repetidos em todas as amostras, a fim de prepará-las para a análise de superfície.

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 (Ivium A11701) em (cm²), sendo que foi nessa área que ocorreu a corrosão. Para calcular a densidade da corrente foi utilizado o cálculo da corrente/área, e com esses dados foram gerados gráficos no Excel através da escala logarítmica para a análise descritiva.

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

4.3. Análise visual superficial em Microscópio Eletrônico de Varredura:

Após os testes de corrosão, os mini-implantes foram limpos com água corrente e uma amostra de cada grupo foi levada novamente para análise no MEV, antes que o teste de fratura fosse realizado. O equipamento utilizado para análise foi da marca TESCAN, modelo LM3 Vega, Curitiba, PR, Brasil (Figura 3). Foi analisada a superfície da cabeça das amostras que foram fotografadas em 80x, 800x e 5000x, no local 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.

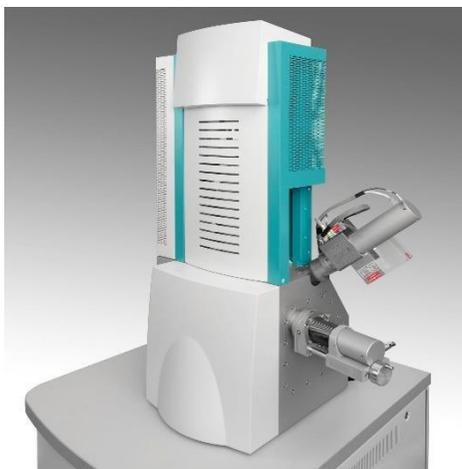


Figura 3: Microscópio Eletrônico de Varredura (TESCAN LM3, Vega).

4.4. Teste de fratura ao torque de remoção:

Salienta-se que para os testes de fratura ao torque, as amostras de cada grupo controle (n=10 para mini-implantes de Aço inoxidável e n=10 para mini-implantes de Ti6Al4V) também foram testadas.

Os mini-implantes foram removidos dos bastões de Nema G10 com a chave manual do kit de inserção e remoção da marca Morelli.

Nenhum mini-implante sofreu fratura durante o ensaio de remoção com a chave manual, portanto, todos eles foram submetidos a um ensaio mecânico de fratura à torção, utilizando um dispositivo de mandris acoplado à máquina universal de ensaios mecânicos (Shimadzu, Barueri-SP) com célula de carga de 500N. Para a fratura sob torção, o mini-implante foi preso por mandris nas suas duas extremidades (Figura 4). Um destes mandris é fixo, onde foi presa a ponta do mini-implante. O outro girou por tração de um fio de polímero preso ao eixo do mandril e à célula de carga, onde se prendeu a cabeça do mini-implante. Com uma extremidade fixa e a outra sofrendo rotação, foi gerada uma força de torque sobre o mini-implante, que é registrada pelo Programa Trapezium X, (Shimadzu, Barueri-SP) como força máxima quando este fratura. O torque de fratura foi calculado pelo próprio software, multiplicando-se a força máxima pelo raio do eixo em que o fio de polímero foi enrolado, conforme a equação: Torque (T) = Força (F) x 4.

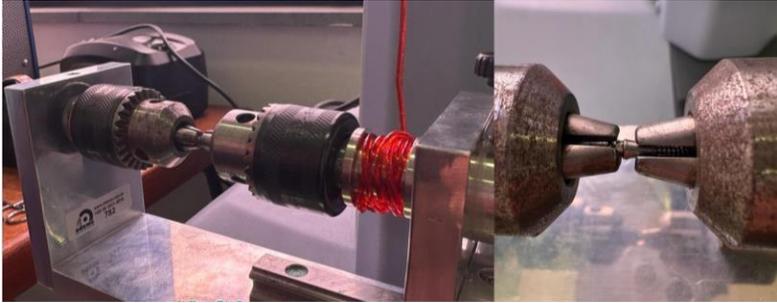


Figura 4: Vista aproximada do dispositivo para ensaio de torção dos mini-implantes, mostrando-o preso em um mandril pela sua cabeça e acoplados a outro mandril pelo seu transmucoso.

Todos os resultados numéricos foram apresentados através da média e do desvio-padrão. Utilizou-se também o teste de normalidade de Shapiro-Wilk, como análise estatística o Kruskal Wallis e comparação de Student-Newman-Keuls.

4.5. Análise visual superficial em Microscópio Eletrônico de Varredura:

Após o teste de fratura dos mini-implantes, foram selecionados um de cada grupo para novamente serem levados para análise no MEV. Foram realizadas fotografias em 80x e 5000x dos mini-implantes, para observar se na região em que ocorreu fratura ou deformação, houve sinais de corrosão.

5. RESULTADOS

5.1 Resultados dos testes de corrosão:

Os resultados dos testes de corrosão apresentaram valores em densidade de corrente (E/V) e potencial (mV). Vale ressaltar que somente o potencial (mV) foi analisado. As dez amostras de cada grupo foram testadas e para cada grupo foi encontrado os seguintes dados: Potencial de corrosão (que é onde o processo de corrosão tem início), potencial de pite (que é onde inicia os pitins de corrosão, nesse momento houve a corrosão do material).

Os gráficos abaixo foram gerados no Excel através dos números obtidos pelo software acoplado no Potenciostato. Neles compreendemos como ocorreu a distribuição dos potenciais de corrosão e potenciais de pite em uma amostra de cada grupo testado.

No grupo 3 (Aço na saliva artificial) através do gráfico (Figura 5) 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 6) notamos pequenas cavidades na superfície sugestiva de corrosão por pite. O mesmo também ocorreu nas demais amostras desse grupo, variando seu potencial.



Figura 5: Gráfico da amostra 04 do grupo 3 (Aço na saliva artificial), onde mostra potencial de corrosão (0,32) e potencial de pite (0,88).

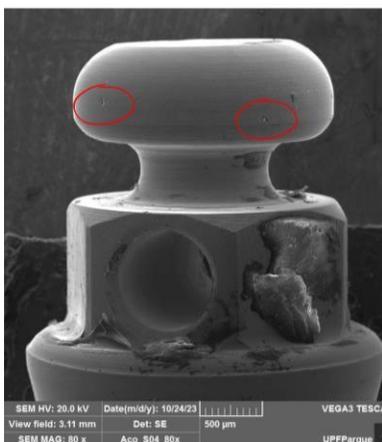


Figura 6: Imagem em MEV da amostra 04 do grupo 3 (Aço na saliva artificial), imagem da cabeça do mini-implante com um aumento de 80x onde mostra pequenas cavidades sugestivas de corrosão.

No grupo 4 (Aço na saliva artificial+flúor), através do gráfico gerado em Excel (Figura 7) 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) após, essa linha volta a subir na vertical. Através da análise em MEV (Figura 8) notamos pequenas cavidades na superfície sugestivas de corrosão por pite. O mesmo também ocorreu nas demais amostras desse grupo, variando seu potencial.



Figura 7: Gráfico da amostra 04 do grupo 4 (Aço na saliva artificial+flúor), onde mostra potencial de corrosão (0,06) e potencial de pite (1,34).

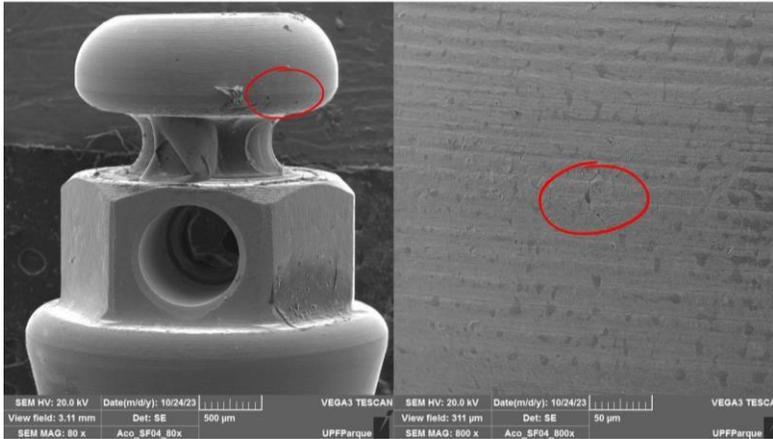


Figura 8: Imagem em MEV da amostra 04 do grupo 4 (Aço na saliva artificial+flúor), imagem da cabeça do mini-implante com um aumento de 80x e depois com aumento de 800x onde mostra pequenas cavidades sugestivas de corrosão.

No grupo 5 (Ti6Al4V na 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, 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 10) notamos pequenas cavidades na superfície sugestivas de corrosão por pite. O mesmo também ocorreu nas demais amostras desse grupo, variando seu potencial.

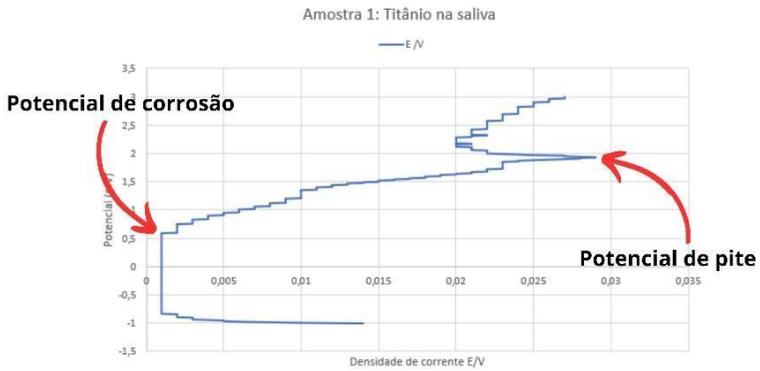


Figura 9: Gráfico da amostra 01 do grupo 5 (Ti6Al4V na saliva artificial), onde mostra potencial de corrosão (0,58) e o potencial de pite (1,73).

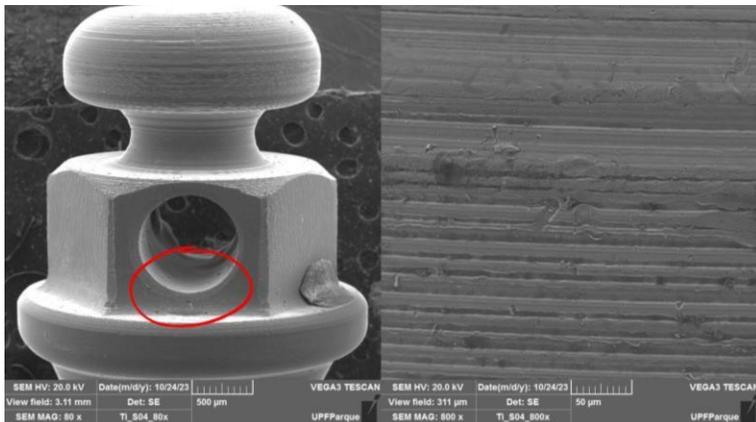


Figura 10: Imagem em MEV da amostra 01 do grupo 5 (Ti6Al4V na saliva artificial), imagem da cabeça do mini-implante com um aumento de 80 e depois com aumento de 800x onde mostra pequenas cavidades sugestivas de corrosão.

No grupo 6 (Ti6Al4V na saliva artificial+flúor), através do gráfico (Figura 11) 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 intensamente na vertical necessitando de um maior potencial para começar formar os pitins de corrosão. Através da análise em MEV (Figura 12) notamos pequenas cavidades na superfície sugestivas de corrosão por pite. O mesmo também ocorreu nas demais amostras desse grupo, variando seu potencial.



Figura 11: Gráfico da amostra 09 do grupo 6 (Ti6Al4V na saliva artificial+flúor), onde mostra potencial de corrosão (0,76) e o potencial de pite (1,92).

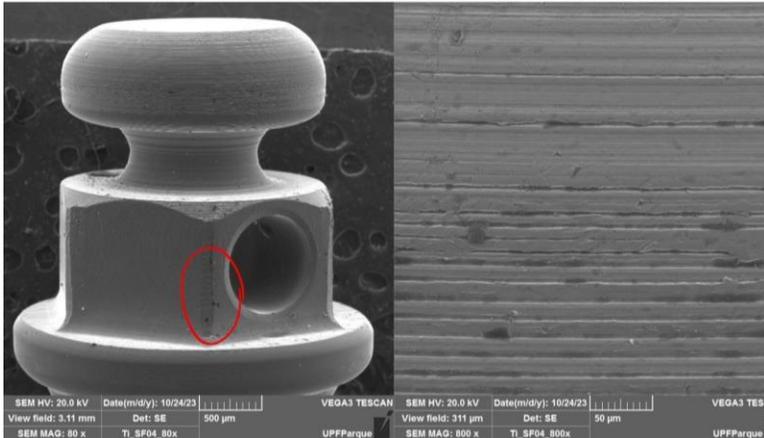


Figura 12: Imagem em MEV da amostra 09 do grupo 6 (Ti6Al4V em saliva artificial+flúor), imagem da cabeça do mini-implante com um aumento de 80x e depois com aumento de 800x onde mostra pequenas cavidades sugestivas de corrosão.

Após o teste de normalidade de Shapiro-Wilk, notou-se que não houve normalidade dos dados (Tabela 1). A análise estatística feita para avaliar o potencial de pite e comparar os grupos (Tabela 2) mostrou que não houve diferença significativa entre os grupos 3 e 4; grupos 5 e 6; e entre grupos 4 e 6. Houve diferença entre o grupo 3 (Aço em saliva) com os demais grupos, isso ocorre pois o grupo 3 precisou de um menor potencial para formar os pitins de corrosão. Já a análise estatística feita para avaliar o potencial de corrosão e comparar os grupos (também na Tabela 2) mostra que não houve diferença significativa entre os grupos 3 e 4; e entre os grupos 5 e 6. Houve diferença significativa entre o grupo 4 (Aço em saliva+flúor) que foi o grupo que menos demorou para formar o potencial de corrosão, e o grupo 6 (Ti6Al4V em saliva+flúor) que foi o

grupo que mais demorou para formar o potencial de corrosão. Também houve diferença entre o grupo 3 (Aço em saliva) e o grupo 6 (Ti6Al4V em saliva+flúor) e essa diferença pode ser explicada devido aos grupos serem fabricados de materiais diferentes e por estarem expostos e diferentes soluções.

	Grupo 3: Aço-saliva \bar{x} (s)	Grupo 4: Aço-saliva +flúor \bar{x} (s)	Grupo 5: Titânio- saliva \bar{x} (s)	Grupo 6: Titânio- Saliva+flúor \bar{x} (s)
Potencial de Pite	0,87 (0,26)	1,30 (0,13)	1,93 (0,20)	1,97 (0,13)
p-valor	0,446	0,025*	0,394	0,526
	Grupo 3: Aço-saliva \bar{x} (s)	Grupo 4: Aço-saliva +flúor \bar{x} (s)	Grupo 5: Titânio- saliva \bar{x} (s)	Grupo 6: Titânio- Saliva+flúor \bar{x} (s)
Potencial de Corrosão	0,40 (0,78)	0,33 (0,15)	0,68 (0,14)	0,73 (0,15)
p-valor	0,220	0,024*	0,151	0,014*

Tabela 1: Teste de normalidade de Shapiro-Wilk. Os grupos indicados com (*) não apresentam normalidade dos dados pelo Teste de Shapiro-Wilk ($p < 0,05$).

Potencial de Pite	Grupo 3: Aço-saliva \bar{x}	Grupo 4: Aço-saliva+flúor \bar{x}	Grupo 5: Titânio-saliva \bar{x}	Grupo 6: Titânio-Saliva+flúor \bar{x}	p-valor
	0,87 ^A	1,30 ^{AB}	1,93 ^{BC}	1,97 ^C	< 0,001
Potencial de Corrosão	Grupo 3: Aço-saliva \bar{x}	Grupo 4: Aço-saliva+flúor \bar{x}	Grupo 5: Titânio-saliva \bar{x}	Grupo 6: Titânio-Saliva+flúor \bar{x}	p-valor
	0,40 ^A	0,33 ^A	0,68 ^B	0,73 ^B	< 0,001

Tabela 2: Potencial de Pite e Potencial de Corrosão. As médias seguidas das mesmas letras maiúsculas nas linhas não diferem entre si pelo teste de Kruskal Wallis ($p > 0,05$).

5.2 Resultados dos testes de fratura por torção:

Os resultados dos testes de resistência a fratura por torção mostraram que a maioria dos mini-implantes de Aço (Grupos 1, 3 e 4) apenas deformaram ao invés de fraturarem por completo. Além disso, necessitou de uma aplicação de força maior para tais efeitos. Em contrapartida, todos os mini-implantes de Ti6Al4V (Grupos 2, 5 e 6), por serem fabricados com um material mais frável acabaram fraturando com uma menor aplicação de força (Tabela 3). Como não houve normalidade dos dados pelo teste de Shapiro-Wilk (Tabela 4), se realizou a análise estatística de Kruskal Wallis (Tabela 5) que mostrou não haver diferença

entre os grupos, inclusive quando comparados aos grupos controle de cada material

	Grupo 1: Controle Aço	Grupo 2: Controle Ti6Al4V	Grupo 3: Aço na saliva	Grupo 4: Aço na saliva+flúor	Grupo 5: Ti6Al4V na saliva	Grupo 6: Ti6Al4V na saliva+flúor
N	10	10	10	10	10	10
Média	33,95 N	26,35 N	40,60 N	28,26 N	27,50 N	24,01 N
Mediana	35,18 N	25,79 N	35,00 N	28,02 N	27,71 N	24,17 N
Desvio-Padrão	6,957	7,780	14,310	6,322	5,176	4,148

Tabela 3: Média, mediana e desvio-padrão dos testes de fratura em cada grupo. A força de fratura foi medida em Newtons (N).

	Grupo 1: Aço Controle \bar{x} (s)	Grupo 3: Aço+saliva \bar{x} (s)	Grupo 4: Aço+saliva e flúor \bar{x} (s)
Teste de Fratura - Aço	33,96 (6,96)	40,60 (14,31)	28,27 (6,32)
p-valor	0,322	0,029*	0,568
	Grupo 2: Titânio controle \bar{x} (s)	Grupo 5: Titânio + saliva \bar{x} (s)	Grupo 6: Titânio + saliva e flúor \bar{x} (s)
Teste de Fratura - Titânio	26,35 (7,78)	27,51 (5,18)	24,02 (4,15)
p-valor	0,884	0,014*	0,813

Tabela 4: Os grupos indicados com (*) não apresentam normalidade dos dados pelo Teste de Shapiro-Wilk ($p < 0,05$).

	Aço	Aço +	Aço +	
	controle	saliva	saliva e	p-valor
	\bar{x}	\bar{x}	flúor	
	\bar{x}	\bar{x}	\bar{x}	
Teste de Fratura - Aço	33,96 ^A	40,60 ^A	28,27 ^A	0,076
	Titânio	Titânio +	Titânio +	
	controle	saliva	saliva e	p-valor
	\bar{x}	\bar{x}	flúor	
	\bar{x}	\bar{x}	\bar{x}	
Teste de Fratura – Titânio	26,35 ^A	27,51 ^A	24,02 ^A	0,199

Tabela 5: As médias seguidas das mesmas letras maiúsculas nas linhas não diferem entre si pelo teste de Kruskal Wallis ($p > 0,05$).

Ao analisar uma amostra do grupo 1 (Figura 13), uma do grupo 2 (Figura 14), uma do grupo 3 (Figura 15), uma do grupo 4 (Figura 16), uma do grupo 5 (Figura 17) e uma do grupo 6 (Figura 18) em MEV, após os testes de fratura por torção, pudemos observar que a origem da fratura e da deformação ocorreram onde foi aplicada a carga, sendo assim no local mais frágil do mini-implante, que é o seu pescoço. Isso pode ser explicado devido a fatores na composição, comportamento mecânico e no comportamento de falha desses materiais e não necessariamente por ter havido sugestivas zonas de corrosão nesse ponto em questão.

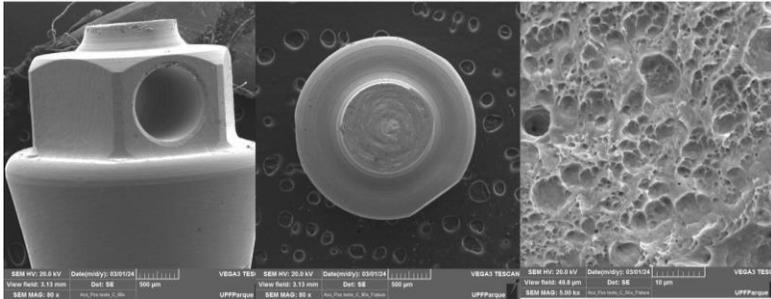


Figura 13: Amostra 04 do grupo 1 (Controle Aço) em MEV com aumentos de 80x e 5000x, após o teste de fratura por torção.

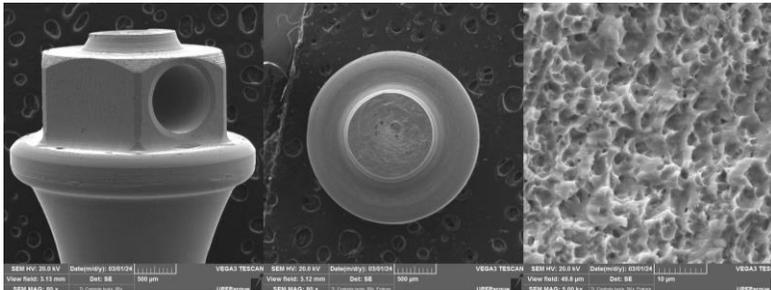


Figura 14: Amostra 04 do grupo 2 (Controle Ti6Al4V) em MEV com aumentos de 80x e 5000x, após o teste por fratura por torção.

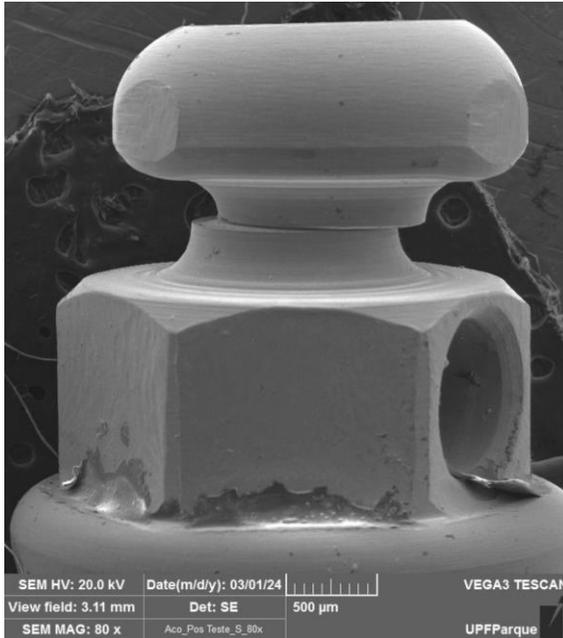


Figura 15: Amostra 04 do grupo 3 (Aço na saliva artificial) em MEV com aumentos de 80x, após o teste por fratura por torção. Podemos observar que não houve a completa fratura. Somente a deformação do pescoço do mini-implante.

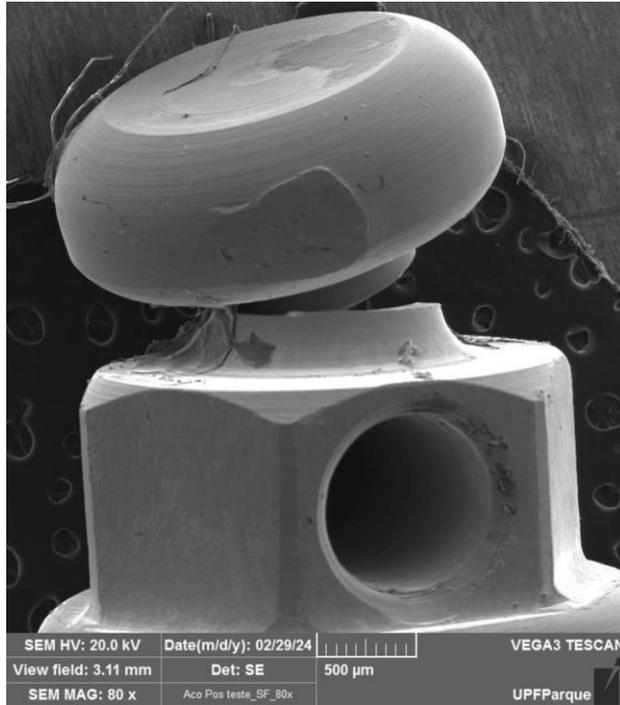


Figura 16: Amostra 04 do grupo 4 (Aço na saliva artificial+flúor) em MEV com aumentos de 80x, após o teste por fratura por torção. Podemos observar que não houve a completa fratura. Somente a deformação do pescoço do mini-implante.

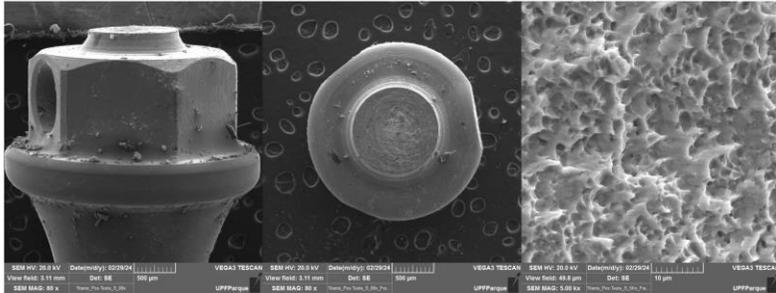


Figura 17: Amostra 01 do grupo 5 (Ti6Al4V na saliva artificial) em MEV com aumentos de 80x e 5000x, após o teste por fratura por torção. Podemos observar que houve a completa fratura do pescoço do mini-implante.

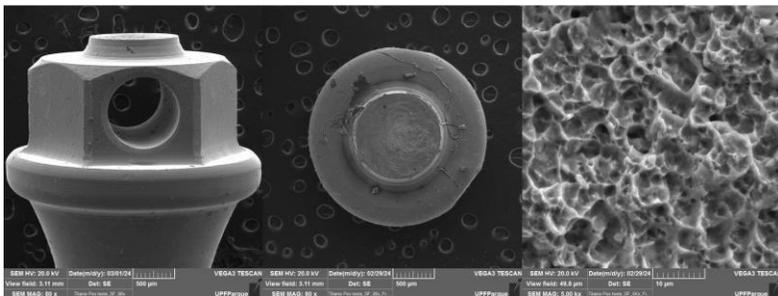


Figura 18: Amostra 09 do grupo 6 (Ti6Al4V na saliva artificial+flúor) em MEV com aumentos de 80x, após o teste por fratura por torção. Podemos observar que houve a completa fratura do pescoço do mini-implante.

6. DISCUSSÃO

Os mini-implantes atualmente encontrados no mercado são fabricados com elementos biocompatíveis, como ligas de Titânio e Aço inoxidável cirúrgico (GARG *et al.*, 2022; UMALKAR *et al.*, 2022). A fratura desses dispositivos durante a sua inserção ou remoção ainda é uma das complicações mais comuns relatadas pelos ortodontistas. (SCHÄTZLE *et al.*, 2009; SMITH *et al.*, 2015).

Além da fratura, outra complicação encontrada devido ao material de fabricação dos mini-implantes é a corrosão das ligas metálicas ortodônticas (ALVES *et al.*, 2016; GALEOTTI *et al.*, 2013; KNUTSON & BERZINS, 2012; BAHIA *et al.*, 2018). Dessa forma, é importante realizar um estudo que avalie se a corrosão pode alterar a resistência a fratura durante o ato de remoção desses materiais, testando em um meio que simule a cavidade oral, com a presença de saliva artificial e do flúor presente nos dentifrícios utilizados para controle da higiene bucal.

O presente estudo almejou avaliar o processo eletroquímico, seguido pela resistência a torção que ocorre na cabeça, pescoço e transmucoso do mini-implante de tamanho reduzido, região esta que fica em contato com os fluídos da cavidade bucal.

A partir da informação encontrada nos artigos acima mencionados foi detectada uma variação de parâmetros para estudos de corrosão. As soluções testadas foram formuladas com o propósito de simular soluções fisiológicas do corpo humano. Dentre elas, se encontra a saliva artificial que pode apresentar variação na sua composição química e no pH para cada indivíduo, sendo fatores relevantes para a corrosão de ligas

metálicas (ALHAMAD *et al.*, 2021; KUNRATH & DAHLIN, 2022). Outro fator está condicionado na presença de soluções corrosivas, como os agentes profiláticos de higiene bucal com presença de íons de flúor (SOUZA *et al.*, 2015; HUANG *et al.*, 2017; UTAMI *et al.*, 2022). Pudemos considerar através de nosso estudo que tanto a saliva quanto o flúor geraram corrosão nas ligas testadas, porém não se encontrou diferenças significativas entre as soluções, necessitando de mais estudos *in vivo*, tendo em vista que na cavidade bucal ainda temos outros fatores que podem influenciar nessa corrosão como a alimentação do indivíduo, a higiene e a toxicidade peri-implantar.

Os testes de corrosão deste estudo demonstraram que os mini-implantes fabricados com liga de Ti6Al4V e Aço inoxidável de marca Morelli foram passíveis de sofrerem corrosão. Os mini-implantes do grupo 6 (Ti6Al4V em saliva artificial+flúor) possuíram maior potencial de resistência a corrosão e corrosão por pite. Isso se deve pelo fato de que o flúor quando em contato com as ligas de Titânio, vai afetar as propriedades da camada de óxido de Titânio e suas ligas (BARÃO *et al.*, 2012).

O aumento da taxa de corrosão no meio contendo flúor implica um aumento significativo na liberação de íons. Felizmente, a exposição a tais condições por meio de agentes profiláticos de limpeza geralmente dura pouco, embora deva ser reconhecido que o flúor pode se originar de fontes mais contínuas, como cimento de ionômero de vidro utilizado para proteger uma banda, dentre outros materiais utilizados em ortodontia (KNUTSON; BERZINS, 2012; ALAVI & AHMADVAND, 2021). Inclusive no presente estudo, o contato dos mini-implantes com a saliva contendo flúor na sua composição foi de uma hora, tempo

necessário para que o potencial de circuito aberto (OCP) pudesse se estabilizar e as amostras serem levadas ao teste de corrosão.

O Titânio e suas ligas conferem maior resistência à corrosão em ambientes salinos e ácidos. Embora as ligas de Titânio sejam excepcionalmente resistentes à corrosão devido à estabilidade da sua camada de óxido, elas não são inertes ao ataque corrosivo. Quando a camada de óxido estável é quebrada ou removida e é incapaz de se reformar em partes da superfície, o Titânio pode ser tão corrosivo quanto muitos outros metais básicos. Sendo assim a corrosão se instala e resulta no vazamento de íons nos tecidos circundantes (GAUR *et al.*, 2022).

O Aço inoxidável possui componentes como o Ferro, Cromo e Níquel que liberam produtos de corrosão, podendo formar soluções de cloreto, que são altamente ácidas, fazendo com que as taxas de corrosão nos tecidos circunjacentes sejam muito altas (CHATURVEDI, 2009).

O diâmetro do mini-implante tem um grande impacto nos valores de torque de fratura. Assim, parece vantajoso utilizar mini-implantes com um diâmetro maior que, adicionalmente, tenham a vantagem de maior estabilidade primária (WILMES *et al.*, 2011; ASSAD-LOSS *et al.*, 2017; MECENAS *et al.*, 2020; TATLI *et al.*, 2018). Porém neste estudo optamos por testar mini-implantes com os menores tamanhos disponíveis no mercado, em ambos os materiais: Ti6Al4V e Aço inoxidável, justamente para testá-los simulando uma situação desafiadora.

A fratura dos mini-implantes de Ti6Al4V é causada devido a tensão de torção causada por seu pequeno diâmetro e por sua composição, tendo em vista que esta liga possui boa resistência mecânica e ótima osseointegração (BURMANN *et al.*, 2015; PAPAGEORGIOU *et al.*, 2012).

A literatura relata que mini-implantes de Titânio precisam de perfuração prévia em ossos de maior densidade para evitar fraturas (MECENAS *et al.*, 2020). Apesar de no presente estudo selecionarmos mini-implantes autoperfurantes, optamos por perfurar com as brocas do kit da marca Morelli, todos os bastões de Nema G10, para inserção dos dispositivos nelas, a fim de padronizar a inserção de todas as amostras da mesma forma, levando em consideração que o Nema G10 possui alta densidade.

Os mini-implantes de Aço inoxidável surgem como uma alternativa aos profissionais para reduzir o risco de fratura, justamente quando a disponibilidade óssea não permite um aumento significativo do diâmetro do mini-implante até que se possa atingir uma espessura mais segura ou quando a qualidade óssea disponível no paciente requer um mini-implante com maior força de torção. Inclusive é relatado que o Aço inoxidável é um material capaz de suportar maior magnitude de força seja por torção ou até mesmo flexão (BARROS *et al.*, 2021; BOLLERO *et al.*, 2018). Essas informações corroboram com o presente estudo, onde foram utilizados mini-implantes de design e tamanhos reduzidos.

Além disso, o Aço inoxidável se apresenta como um material de menor custo em comparação com o Ti6Al4V, possuindo boas propriedades mecânicas como rigidez, ductilidade e elasticidade, atendendo assim aos critérios mínimos para ser utilizado como um ótimo mini-implante (GARG *et al.*, 2022; BARROS *et al.*, 2021). Essas propriedades do Aço inoxidável vão de encontro com o presente estudo que mostra que a maioria dos mini-implantes desse material apenas deformaram, ao invés de fraturarem por completo. Além disso,

necessitaram de uma aplicação de força maior em Newtons para se conseguir tais efeitos.

Tem-se achado na literatura a informação de que por suportar um torque mais alto, os mini-implantes de Aço inoxidável podem desencadear mais danos ósseos ou até mesmo a perda do parafuso, por não alcançar uma favorável osseointegração, sendo decorrente da compressão mais intensa do osso, levando a microfissuras (REIMAN *et al.*, 2016).

Isso vai de acordo com o presente estudo, pois apesar de ter sugestividade corrosiva nas amostras, não se pode afirmar que a mesma por si só tem a capacidade de causar falha do dispositivo e prejudicar sua função clínica. Inclusive porque, para o teste de fratura, testamos também o grupo controle de cada material (Ti6Al4V e Aço inoxidável). Os mini-implantes dos grupos controle, que não haviam passado pelo teste de corrosão, fraturaram de forma semelhante, necessitando da mesma força de torção que os demais grupos, cujos mini-implantes haviam sido submetidos à corrosão nas soluções eletrolíticas.

Rejeita-se a hipótese de que após o processo de corrosão, os mini-implantes ortodônticos tanto de Ti6Al4V, quanto de Aço inoxidável que foram submetidos a saliva artificial com flúor apresentam menor resistência à fratura por torção.

Este estudo tem como relevância clínica a relação entre a corrosão de diferentes ligas metálicas empregadas na fabricação de mini-implantes ortodônticos, com a possibilidade de fratura dessas ligas quando aplicado uma força equivalente ao torque de remoção deles.

As roscas dos mini-implantes, tanto os de Ti6Al4V quanto os de Aço inoxidável, tiveram resistência semelhante a danos morfológicos após inserção em osso artificial de alta densidade (Nema G10).

Ainda assim, as características do ambiente oral são complexas e difíceis de replicar em qualquer saliva artificial e em estudos *in vitro* em geral (KNUTSON; BERZINS, 2013).

Apesar de selecionarmos mini-implantes de características de tamanho e design semelhantes, a presença de diferentes perfis transmucosos foi uma das variáveis analisadas no presente trabalho. Tendo em vista que os mini-implantes de Aço inoxidável possuíam um transmucoso de 4mm, enquanto nos de Ti6Al4V o transmucoso era de 1,5mm.

Portanto, os ortodontistas devem controlar os demais fatores para obter melhores taxas de sucesso como o local de instalação, proximidade com as raízes dentárias, controle do torque e nisso inclui a habilidade do cirurgião, além de se certificar que o paciente está realizando corretamente os hábitos de higiene bucal (MECENAS *et al.*, 2020).

7. CONCLUSÕES

Dentre os grupos estudados na análise de corrosão podemos dizer que todos sofreram o potencial de corrosão e o potencial de pite, porém nenhum foi influenciável o suficiente para causar a fratura ou deformação dos dispositivos ao teste de torção.

Os testes de resistência a fratura por torção mostraram que o Aço inoxidável tem excelente resistência e deformação às forças ortodônticas e que o Ti6Al4V possui boa resistência, mostrando que ambos podem ser bem utilizados na prática clínica.

Portanto, concluiu-se que para obter melhores taxas de sucesso os ortodontistas devem ter o controle de outros fatores, como a escolha do design ideal do mini-implante para o local de instalação, habilidade do cirurgião e cuidados com a higiene do paciente.

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

CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo contribui clinicamente para o trabalho dos ortodontistas, pois uma das variáveis que se encontra na cavidade bucal é a saliva juntamente da presença de flúor presente nos dentifrícios, que apesar de causarem corrosão em materiais metálicos não prejudicam a prática clínica da utilização de mini-implantes. Encontrou-se como limitações do estudo: teste *in vitro* e falta de outras variáveis que se encontram na cavidade bucal de diferentes indivíduos.

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

REFERÊNCIAS

ALACI, S.; AHMADYAND, A. Ions release evaluation and corrosion of titanium mini-implant surface in response to orthokin, oral B and chlorhexidine mouthwashes. *Dental Research Journal*, v. 4, p. 18-32, 2021.

ALHAMAD, M.; BARÃO, V. A. R.; SUKOTIO, C.; COOPER, L. F.; MATHEW, M. T. Ti-Ions and/or Particles in Saliva Potentially Aggravate Dental Implant Corrosion. *Materials.*, v. 14, n. 19, p. 5733, 2021.

ALVES, C. B. C. et al. Evaluation of cytotoxicity and corrosion resistance of orthodontic mini-implants. *Dental Press Journal of Orthodontics*, v. 21, n. 5, p. 39-46, 2016.

ASSAD-LOSS, T. F. et al. Fracture strength of orthodontic mini-implants. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 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. *Revista de Odontologia da UNESP*, v. 47, n. 6, p. 376-382, 2018.

BARÃO, V. A. R. et al. Stability of cp-Ti and Ti-6Al-4V alloy for dental implants as a function of saliva pH - an electrochemical study. *Clinical Oral Implants Research*, v. 23, n. 9, p. 1055-1062, 2012.

BARROS S.E.; VANZ V.; CHIQUETO K.; JANSON G.; FERREIRA E. Mechanical strength of stainless steel and titanium alloy mini- implants with different diameters: an experimental laboratory study. *Progress in Orthodontics*. v. 22; n. 1, p. 1-9, 2021.

BLOCK, M. S.; HOFFMAN, D. R. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedic*, v. 107, n. 3, p. 251-258, 1995.

BOLLERO P. et al. Titanium alloy vs. stainless steel miniscrews: an in vivo split-mouth study. *European Review for Medical and Pharmacological Sciences*, v. 22, p. 2191-2198, 2018.

BRETTIN, B. T. et al. Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 134, n. 5, p. 625-635, 2008.

BROWN, R. N. et al. Comparison of stainless steel and titanium alloy orthodontic miniscrew implants: A mechanical and histologic analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 145, n. 4, p. 496-504, 2014.

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.

CALDERÓN, J. H. et al. Biomechanical anchorage evaluation of mini-implants treated with sandblasting and acid etching in orthodontics. *Implant Dentistry*, v. 20, n. 4, p. 273–279, 2011.

CHATURVEDI, T. P. An overview of the corrosion aspect of dental implants (titanium and its alloys). *Indian Journal of Dental Research*, v. 20, n. 1, p. 91-98, 2009.

DALESSANDRI, D. et al. Determinants for success rates of temporary anchorage devices in orthodontics: A meta-analysis (n > 50). *European Journal of Orthodontics*, v. 36, n. 3, p. 303–313, 2014.

DALLA ROSA, F. et al. Evaluation of fracture torque resistance of orthodontic mini-implants. *Acta Odontológica Latinoamericana*, v. 29, n. 3, p. 248-254, 2016.

DE LIMA, G. M. A. et al. Comparison of the fracture torque of different Brazilian mini-implants. *Brazilian Oral Research*, v. 25, n. 2, p. 116- 121, 2011.

ELIAS, C. N; GUIMARÃES G. S; MULLER, C. A. Insertion and remotion torque of mini screw orthodontic implant. *Revista Brasileira de Implantodontia*, v. 11, n. 3, p. 5-8, 2005.

GAISSFORTH B. L.; HIGLEY L. B. A study of orthodontic Anchorage possibilities in basal bone. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*, v. 31, n. 8, p. 406-417, 1945.

GALEOTTI, A. et al. Effect of pH on in vitro biocompatibility of orthodontic miniscrew implants. *Progress in Orthodontics*, v. 14, n. 15, p. 1-7, 2013.

GARG, H. et al. Stainless steel vs. titanium miniscrew implants: Evaluation of stability during retraction of maxillary and mandibular anterior teeth. *Journal of Orthodontic Science*, v. 11, n. 49, p. 1-6, 2022.

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.

GAUR, S.; AGNIHOTRI, R.; ALBIN, S. Bio-Tribocorrosion of Titanium Dental Implants and Its Toxicological Implications: A Scoping Review. *Scientific World Journal.*, v. 2022, n. 21, p. 1-15, 2022.

GRIGGS, J. A.; DUAN, Y. Effect of loading frequency on cyclic fatigue lifetime of a standard-diameter implant with an internal abutment connection. *Dental Materials*, v. 34, p. 1711-1716, 2018.

HERGEL, C. A. et al. 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. et al. The effect of fluoride-containing oral rinses on the corrosion resistance of titanium alloy (Ti-6Al-4V). *Korean Journal of Orthodontics*, v. 47, n. 5, p. 306–312, 2017.

JASORIA, G. et al. Miniscrew implants as temporary anchorage devices in orthodontics: A comprehensive review. *Journal of Contemporary Dental Practice*, v. 14, n. 5, p. 993–999, 2013.

JUNG, M. H. Factors influencing treatment efficiency: A prospective cohort study. *Angle Orthodontist Allen Press Inc*, v. 91, n.1, p. 1-8, 2021.

KANG, H. K. et al. Laser-treated stainless steel mini-screw implants: 3D surface roughness, bone-implant contact, and fracture resistance analysis. *European Journal of Orthodontics*, v. 38, n. 2, p. 154–162, 2016.

KIM, S. H. et al. Cone-beam computed tomography evaluation of mini-implants after placement: Is root proximity a major risk factor for failure? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 138, n. 3, p. 264–276, 2010.

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

UNRATH, M. F.; DAHLIN, C. The Impact of Early Saliva Interaction on Dental Implants and Biomaterials for Oral Regeneration: An Overview. *Internarional Journal of Molecular Science*, v. 23, n. 4, p. 1- 17 , 2022.

MAGALHÃES, A. C. et al. Uso racional dos dentifrícios. *Revista Gaúcha de Odontologia*, v.59, n. 4, p. 615-625, 2011.

MECENAS, P.; ESPINOSA, D.G.; CARDOSO, P.C.; NORMANDO D. Stainless steel or titanium mini-implants? *Angle Orthodontics*, v. 90, n. 4, p. 587-597, 2020.

MELSEN, B. Mini-implants: Where are we? *Journal of Clinical Orthodontics*, v. 39, n. 9, p. 539-547, 2005.

MEURSINGE REYNDERS, R. A. et al. Insertion torque and success of orthodontic mini-implants: A systematic review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 142, n. 5, p. 596-614, 2012.

PAPAGEORGIU, S. N.; ZOGAKIS, I. P.; PAPADOPOULOS, M. A. Failure rates and associated risk factors of orthodontic miniscrew implants: a meta-analysis. *American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedics*, v. 142, n. 5, p. 577-595, 2012.

PITHON, M. M. et al. 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.

REIMANN, S. et al. Experimental investigation of the fracture torque of orthodontic anchorage screws. *Journal of Orofacial Orthopedics*, v. 77, n. 4, p. 272-280, 2016.

REN, Y.; MALTHA, J. C.; KUIJPERS-JAGTMAN, A. M. Optimum Force Magnitude for Orthodontic Tooth Movement: A Systematic Literature Review. *Angle Orthodontist*, v. 73, n. 1, p. 86-92, 2003.

ROMANO, F. L.; CONSOLARO, A. Why are mini-implants lost: The value of the implantation technique. *Dental Press Journal of Orthodontics*, v. 20, n. 1, p. 23–29, 2015.

SANA, S. et al. Evaluation of stability of three different mini-implants, based on thread shape factor and numerical analysis of stress around mini-implants with different insertion angle, with relation to en-masse retraction force. *Dental Press Journal of Orthodontics*, v. 25, n. 6, p. 59–68, 2020.

SINGH, K. et al. Temporary anchorage devices -Mini-implants. *National Journal of Maxillofacial Surgery*, v. 1, n. 1, p. 30-34, 2010.

SCHÄTZLE, M. et al. 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. et al. Fracture resistance of commonly used self-drilling orthodontic mini-implants. *Angle Orthodontist*, v. 85, n. 1, p. 26–32, 2015.

SOARES, F. M. S. et al. Galvanic Corrosion of Ti Dental Implants Coupled to CoCrMo Prosthetic Component. *International Journal of Biomaterials*, v. 2021, p.1-11, 2021.

SOUZA, J. C. M. et al. 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.

SOUZA, J. C. M. et al. A comprehensive review on the corrosion pathways of titanium dental implants and their biological adverse effects. *Metal*, v. 10, n. 1272, p. 1-14, 2020.

TATLI, U.; ALRAAWI, M.; TOROGLU, M. S. Effects of size and insertion angle of orthodontic mini-implants on skeletal Anchorage. *American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedic*, v. 156, n. 2, p. 220-228, 2019.

UMALKAR, S. S. et al. Modern Anchorage Systems in Orthodontics. *Cureus*, v. 14, n. 11, p. 1-10, 2022.

UTAMI, W. S.; ANGGANI, H. S.; PURBIATI M. Cytotoxicity effect of orthodontic miniscrew-implant in different types of mouthwash: An in-vitro study. *Journal of Orthodontic Science*, v. 28, n. 5, p. 1-5, 2022.

WILMES, B.; PANAYOTIDIS, A.; DRESCHER, D. Fracture resistance of orthodontic mini-implants: A biomechanical in vitro study. *European Journal of Orthodontics*, v. 33, n. 4, p. 396-401, 2011.

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

YAMAGUCHI, M. et al. Mini-implants in the anchorage armamentarium: New paradigms in the orthodontics. *International Journal of Biomaterials*, v. 12, n. 1, p. 1-8, 2012.

YÜCESOY, T. et al. Histologic and Biomechanical Evaluation of Osseointegrated Miniscrew Implants Treated with Ozone Therapy and Photobiomodulation at Different Loading Times. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, v. 34, n. 6, p. 1337-1345, 2019.

APÊNDICES

APÊNDICE 1 – Análise de variância do efeito sobre a incidência e severidade de .

ARTIGO SUBMETIDO

Effects of corrosion on orthodontic mini-implants related to removal torque fracture resistance

Article category: Original article

Abstract

Orthodontic mini-implants are anchorage devices made from titanium and stainless steel alloys that are easy to place and remove. This study evaluated the effect of metallic corrosion on the torsional fracture resistance of mini-implants of different alloys in two solutions: artificial saliva and artificial saliva+fluoride. The research included 60 mini-implants: 30 of Ti6Al4V and 30 of stainless steel from the brand Morelli. The groups were divided into G1: stainless steel control, G2: Ti6Al4V control, G3: stainless steel in saliva, G4: stainless steel in saliva+fluoride, G5: Ti6Al4V in saliva, and G6: Ti6Al4V in saliva+fluoride, all with n=10. A potentiostat conducted electrochemical corrosion tests. Subsequently, one mini-implant from each group underwent SEM analysis for corrosion examination. Then, the mini-implants were removed from the rods and subjected to a mechanical

torsion fracture test using a mandrel coupled to a universal mechanical testing machine. After fracture or deformation, one mini-implant from each group underwent SEM analysis again. The statistical analysis of the groups did not show significant differences. Fracture resistance tests indicated that most stainless steel mini-implants only deformed rather than completely fractured, requiring a higher force application for such effects. All Ti6Al4V mini-implants presented fracture under lower forces because of their more brittle material. All analyzed groups experienced corrosion and pitting potentials, but none exerted sufficient influence to fracture or deform the devices under torsion.

Keywords: Mini-implants, corrosion, artificial saliva, fluoride, fracture resistance, torsional resistance.

Introduction

Orthodontic treatment with mini-implants has represented a highly effective anchorage method well-tolerated by patients, offering treatment possibilities that require minimal cooperation and provide maximum esthetic outcomes. The easy placement of these implants allows insertions in various locations due to their small size¹. They may be purchased in different shapes, designs, diameters, lengths, degrees of

titanium alloy purity, and surface treatments. However, despite similar dimensions, they present different characteristics that may influence fracture resistance².

Mini-implants are manufactured from biocompatible materials, such as titanium alloys and surgical stainless steel. Titanium exhibits good corrosion resistance properties compared to stainless steel but is more expensive. Stainless steel also presents good mechanical properties, such as stiffness, ductility, and elasticity³.

The corrosion resistance of orthodontic alloys depends on their environment, as several variables may affect them, such as the quantity and quality of saliva and the pH of foods and beverages, among others⁴⁻⁵.

Titanium exposure to acids, fluoridation, and saliva may remove the protective oxide film of metals, initiating a corrosion process⁶.

Corrosion induced by the low pH of saliva tends to increase the roughness values of metal devices. In dentistry, roughness is relevant for bacterial adhesion and colonization. Besides causing adverse health effects, ion release from corrosion may reduce material durability⁶⁻⁷.

Mini-implant fracture is also a failure mode verified in several clinical studies during insertion and removal. Although this fracture is

often associated with small-diameter mini-implants, corrosion seems a determinant for the fracture process. Little grooves on a mini-implant surface from corrosion may amplify the surrounding corrosive environment, compromising mechanical properties⁸.

These devices promote better outcomes in critical anchorage cases, which may occasionally require position changes. Recycling mini-implants and using them in a second intervention might reduce treatment costs, potentially improving clinical outcomes. Hence, they need some torsional fracture resistance during insertion and removal. Moreover, their small size increases the likelihood of fracture during insertion and potential deformation or fracture during post-treatment removal^{9,1}.

Therefore, the present study evaluated the effect of metallic corrosion on the torsional fracture resistance of orthodontic mini-implants made of Ti6Al4V alloy and stainless steel in two different solutions: artificial saliva and artificial saliva with 1500 ppm of fluoride. The tested hypothesis was that, after the corrosion process, the orthodontic mini-implants of Ti6Al4V and stainless steel subjected to artificial saliva with fluoride would exhibit lower torsional fracture resistance.

Materials and Methods

The present research was a laboratory study of corrosion and fracture testing in an *in vitro* analysis. It included 60 orthodontic anchorage mini-implants from the same manufacturer: 30 Ti6Al4V mini-implants and 30 stainless steel mini-implants, both from Morelli (Morelli Produtos Odontológicos, Sorocaba, SP, Brazil). The company's catalog aided the search for the best similarity between the mini-implants for analysis. Ti6Al4V mini-implants presented 2.0 mm in diameter, 6 mm in length, a transmucosal profile of 1.5 mm, and were manufactured from Ti6Al4V alloys. Stainless steel mini-implants exhibited 2.0 mm in diameter, 5 mm in length, a transmucosal profile of 4 mm, and were made of stainless steel alloys.

Mini-implant insertions

After analyzing one mini-implant of each material under SEM, the 60 mini-implants were placed in a composite acrylic resin rod reinforced with fiberglass (Nema G10, Piedmont Plastics, NC, USA) with a similar elastic modulus (16 GPa) to the human cortical bone¹⁰. These rods were standardized with circumferences of 10 mm and depths of 5 mm to ensure complete mini-implant insertion, exposing the thread

apices for possible corrosion testing. A specific drill from the Morelli mini-implant insertion kit drilled the Nema G10 rods. An insertion key attached to a 20:1 reduction contra-angle in a surgical motor (both from Neodent, Curitiba, PR, Brazil), under irrigation, aided mini-implant placements in the Nema G10. The rotation per minute and torque followed the manufacturer's recommendation (50 rpm and 25 N). This insertion procedure was interrupted when the mini-implant was locked in the Nema G10, preventing the motor from rotating. A manual torque key allowed complete mini-implant insertion into the Nema G10 when necessary.

Corrosion analysis

The mini-implants were divided into six groups, described in Chart 1.

The NatuPharma compounding pharmacy (Passo Fundo, RS, Brazil) prepared artificial Fusayama saliva, the electrolyte solution of this *in vitro* study. This solution was initially fluoride-free and subsequently included a fluoride concentration of 1500 ppm, replacing the saliva in each sample for testing. The electrochemical behavior of metallic materials in this solution was similar to that in human saliva¹¹.

Chart 2 provides the composition of the Fusayama artificial saliva solution.

The applied fluoride concentration considered the literature about fluoride concentrations in the oral cavity. Toothpaste presents fluoride concentrations of up to 1500 ppm¹².

The corrosion test had copper wires threaded at mini-implant apices. The other end of these wires was threaded into the copper clamp attached to the potentiostat, leaving only the transmucosal portion and the head of mini-implants exposed to electrolytic solutions. Beeswax isolated the copper devices from the electrolytic substances to prevent interference with the corrosion test. Moreover, polarization procedures occurred inside a Faraday cage to isolate the system from external electromagnetic waves, preventing interferences and ensuring a more reliable outcome.

The electrochemical tests used the IVIUMSTAT potentiostat coupled to Ivium A11701 software for electrochemical control and data analysis. This equipment generated an open-circuit potential (OCP) defined as the potential of a conductor immersed in an ion-conducting electrolyte measured against a reference electrode. The potentiostat allowed the imposition of the desired potential on the working electrode

relative to the reference electrode, measuring and recording the polarization current according to potential using a recorder¹³.

After immersing the sample in the electrolytes (saliva and saliva+fluoride), the OCP evolved, adding a one-hour waiting time for each sample until the OCP stabilized. Corrosion requires a lower equilibrium potential of the anodic metal dissolution reaction than that of the hydrogen reduction reaction (cathodic)¹³. The test applied cathodic polarization by increasing voltage until reaching pitting corrosion. Pitting corrosion consists of a highly localized metal attack only in a specific medium at electrode potentials equal to or greater than a given potential, known as the pitting potential¹³.

At the end of the polarization test, all samples repeated cleaning procedures with running water and mini-implant storage to prepare for surface analysis. The computer provided numbers such as current density and applied potential. Ivium A11701 software measured the area of the mini-implant head in square centimeters (cm²), determining the corrosion area. The current/area calculation measured current density, and these data generated Excel graphs using a logarithmic scale for descriptive analysis.

The Shapiro-Wilk normality test conducted normality testing, and the statistical analysis used the Kruskal-Wallis test and Student-Newman-Keuls comparison to evaluate corrosion and pitting potentials.

After the corrosion tests, the mini-implants were cleaned with running water, and a sample from each group underwent SEM analysis again before the fracture test. The analysis equipment was from the TESCAN brand, model LM3 Vega (Curitiba, PR, Brazil). The surface of sample heads was analyzed and photographed at 80x, 800x, and 5000x magnification to verify cracks or corrosion of materials²¹. The obtained images allowed sample comparisons, selecting one per group to explain corrosion.

Removal torque fracture test

Torque fracture tests also examined samples from each control group (n=10 for stainless steel mini-implants and n=10 for Ti6Al4V mini-implants).

The manual key from the Morelli insertion and removal kit aided in mini-implant removal from the Nema G10 rods.

As no mini-implant fractured during the removal test with the manual key, all of them endured a mechanical torsion fracture test using

a mandrel attached to a universal mechanical testing machine (Shimadzu, Barueri, SP, Brazil) with a 500N load cell. As for torsion fracture, the mandrels clamped both ends of the mini-implant. One mandrel was fixed at the attachment of the mini-implant tip, and the other rotated by pulling a polymer wire attached to the shaft and the load cell holding the mini-implant head. Considering one fixed end and the other rotating, a torque force was generated on the mini-implant, and the Trapezium X program (Shimadzu, Barueri, SP, Brazil) recorded it as the maximum force upon fracture. The software calculated the fracture torque by multiplying the maximum force by the radius of the axis where the polymer wire was wound, according to the equation: Torque (T) = Force (F) x 4.

All numerical results were presented as mean and standard deviation.

Visual surface analysis under scanning electron microscope (SEM)

After mini-implant fracture or deformation, one implant from each group returned to SEM analysis. The mini-implants were photographed at 80x and 5000x magnification to verify potential corrosion signs in the region of fracture or deformation.

Results

Corrosion test

The corrosion test presented values in current density (A/cm^2) and potential (V). It is worth noting that this study only analyzed the potential (V).

The Shapiro-Wilk normality test demonstrated that data did not follow a normal distribution (Table 1) ($p < 0.05$). The statistical analysis evaluating pitting potential and comparing the test groups (Table 2) did not show significant differences between groups 3 and 4, 5 and 6, and 4 and 6. There was a difference between group 3 (stainless steel in saliva) and the others, as group 3 required a lower potential to form corrosion pits. The statistical analysis for evaluating corrosion potential and comparing the groups (Table 2) did not present significant differences between groups 3 and 4 and 5 and 6. There was a significant difference between group 4 (stainless steel in saliva+fluoride), which formed the corrosion potential the fastest, and group 6 (Ti6Al4V in saliva+fluoride), which took the longest to form the corrosion potential. Groups 3 (stainless steel in saliva) and 6 (Ti6Al4V in saliva+fluoride) also

differed. The materials and solutions to which the groups were exposed explain this difference.

Torsion fracture test results

Torsion fracture resistance tests showed that most stainless steel mini-implants (groups 1, 3, and 4) only deformed instead of completely fracturing. Furthermore, mean, median, and standard deviation values demonstrated the need for higher force application for such effects. Conversely, all Ti6Al4V mini-implants (groups 2, 5, and 6) fractured under lower forces (Table 3), likely because of their more brittle material. Considering that data did not follow a normal distribution, as indicated by the Shapiro-Wilk test, the Kruskal-Wallis statistical analysis was performed, not showing significant differences between groups, including when compared to the control groups of each material.

Photographs at 80x magnification of the mini-implants under a SEM before and after the fracture test showed no signs of corrosion in the regions of fracture or deformation. These photographs reveal that the stainless steel devices only deformed, whereas the Ti6Al4V devices completely fractured at their most fragile portion, which was the neck (Figure 1 and 2).

Discussion

The current market offers mini-implants manufactured with biocompatible elements such as titanium alloys and surgical stainless steel^{3,14}. The fracture of these devices during insertion or removal remains among the most commonly reported complications by orthodontists¹⁵⁻¹⁶.

The corrosion of orthodontic metal alloys is another complication of mini-implant manufacturing materials^{4-5,8,17}. Therefore, evaluating whether corrosion alters fracture resistance during material removal is relevant, testing in a medium simulating the oral cavity with artificial saliva and fluoridated toothpaste for oral hygiene control.

The information from the mentioned articles demonstrated a variation in the parameters of corrosion studies. The tested solutions simulated the physiological solutions of the human body¹⁸⁻¹⁹⁻²⁰⁻²¹⁻²². Our study showed that saliva and fluoride produced corrosion in the tested alloys but without significant differences between the solutions. Hence, further *in vivo* studies are required, considering that other factors in the oral cavity may influence this corrosion, such as diet, hygiene, and peri-implant toxicity.

The corrosion tests in this study demonstrated that the mini-implants manufactured with Ti6Al4V alloy and stainless steel from the brand Morelli were susceptible to corrosion. The mini-implants in group 6 (Ti6Al4V in artificial saliva+fluoride) showed higher resistance potential to corrosion and pitting corrosion. That is because fluoride in contact with titanium alloys harms the properties of the titanium oxide layer and its alloys⁶.

Titanium and its alloys provide higher corrosion resistance in saline and acidic environments. Titanium may be as corrosive as other primary metals when the stable oxide layer is broken or removed and becomes unable to reform on parts of the surface²³. Stainless steel contains components such as iron, chromium, and nickel, which release corrosion products that form highly acidic chloride solutions, promoting high corrosion rates in surrounding tissues²⁴.

Mini-implant diameters significantly impact fracture torque values. Thus, mini-implants with larger diameters may be beneficial, added by higher primary stability^{25,1,26-27}. However, this study tested Ti6Al4V and stainless steel mini-implants with the smallest available size (diameter and height) precisely to test them under challenging conditions.

Stainless steel is less expensive than Ti6Al4V and presents good mechanical properties, such as stiffness, ductility, and elasticity, meeting the minimum criteria for an excellent mini-implant^{3,28}. These stainless steel features agree with the present study, showing that most mini-implants of this material only deformed instead of completely fracturing. They also required higher force in Newtons to achieve such effects.

The literature describes that stainless steel mini-implants may trigger more bone damage or even screw loss because they support higher torque, not achieving favorable osseointegration due to more intense bone compression and causing microfractures²⁹. That aligns with the present study because, despite suggestive corrosiveness in the samples, there was no confirmation that it causes device failure and impairs clinical function alone, as we also tested the control group of each material (Ti6Al4V and stainless steel) in the fracture test. The mini-implants from control groups, which had not undergone the corrosion test, fractured similarly, requiring the same torsional force as the other groups, whose mini-implants had been subjected to corrosion in the electrolytic solutions.

The hypothesis that Ti6Al4V and stainless steel orthodontic mini-implants subjected to artificial saliva with fluoride would present lower torsional fracture resistance after the corrosion process was rejected.

The relevance of this study is the clinical correlation between the corrosion of different metal alloys for manufacturing orthodontic mini-implants and the possibility of their fracture when applied with a force equivalent to their removal torque.

The study limitations were *in vitro* testing and the absence of other variables in the oral cavity of different individuals.

Conclusion

All groups studied in the corrosion analysis experienced corrosion and pitting potentials, but none exerted sufficient influence to fracture or deform the devices under torsion testing.

Torsion fracture tests showed similar resistance for both groups. Stainless steel demonstrated excellent resistance to deformation, whereas Ti6Al4V promoted deformation followed by fracture.

Therefore, orthodontists should control other factors, such as selecting the ideal mini-implant design for the placement site, surgeon's skill, and patient hygiene care to achieve better success rates.

References

1. Assad-Loss TF, et al. Fracture strength of orthodontic mini-implants. *Dent Press J Orthod.* 2017;22(3):47-54.
2. Reimann S, et al. Experimental investigation of the fracture torque of orthodontic anchorage screws. *J Orofac Orthop.* 2016;77(4):272-280.
3. Garg H, et al. Stainless steel vs. titanium miniscrew implants: Evaluation of stability during retraction of maxillary and mandibular anterior teeth. *J Orthod Sci.* 2022;11(1):49.
4. Alves CBC, et al. Evaluation of cytotoxicity and corrosion resistance of orthodontic mini-implants. *Dent Press J Orthod.* 2016;21(5):39-46.
5. Galeotti A, et al. Effect of pH on in vitro biocompatibility of orthodontic miniscrew implants. *Prog Orthod.* 2013;14(15):1-7.

6. Barão VAR, et al. Stability of cp-Ti and Ti-6Al-4V alloy for dental implants as a function of saliva pH - an electrochemical study. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(9):1055-1062.
7. Soares FMS, et al. Galvanic Corrosion of Ti Dental Implants Coupled to CoCrMo Prosthetic Component. *Int J Biomater.* 2021;2021:1-11.
8. Knutson KJ, Berzins DW. Corrosion of orthodontic temporary anchorage devices. *Eur J Orthod.* 2013;35(4):500–506.
9. Hergel CA, et al. In-vitro evaluation of the effects of insertion and sterilization procedures on the mechanical and surface characteristics of mini screws. *Eur Oral Res.* 2019;53(1).
10. Griggs JA, Duan Y. Effect of loading frequency on cyclic fatigue lifetime of a standard-diameter implant with an internal abutment connection. *Dent Mater.* 2018;34:1711-1716.

11. Gal JY, Fovet Y, Adib-Yadzi M. About a synthetic saliva for in vitro studies. *Talanta*. 2001;53(6):1103–1115.
12. Magalhães AC, et al. Uso racional dos dentifrícios. *Rev Gaucha Odontol*. 2011;59(4):615-625.
13. Wolynec S. Técnicas eletroquímicas em corrosão. São Paulo: EDUSP; 2002.
14. Utami WS, Anggani HS, Purbiati MC. Cytotoxicity effect of orthodontic miniscrew-implant in different types of mouthwash: An in-vitro study. *J Orthod Sci*. 2022;28(5):1-5.
15. Schätzle M, et al. Survival and failure rates of orthodontic temporary Anchorage devices: A systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(12):1351–1359.
16. Smith A, et al. Fracture resistance of commonly used self-drilling orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*. 2015;85(1):26–32.

17. Bahia MS, Lopes ALS, Caetano PL, Vitral RWF, Campos MJS. Análise do processo de corrosão na falha clínica de mini-implantes ortodônticos. *Rev Odontol UNESP*. 2018;47(6):376-382.
18. Alhamad M, Barão VAR, Sukotjo C, Cooper LF, Mathew MT. Ti-Ions and/or Particles in Saliva Potentially Aggravate Dental Implant Corrosion. *Materials*. 2021;14(19):5733.
19. Kunrath MF, Dahlin C. The Impact of Early Saliva Interaction on Dental Implants and Biomaterials for Oral Regeneration: An Overview. *Int J Mol Sci*. 2022;23(4):1-17.
20. Souza JCM, et al. How do titanium and Ti6Al4V corrode in fluoridated medium as found in the oral cavity? An in vitro study. *Mater Sci Eng C*. 2015;47:384–393.
21. Huang GY, et al. The effect of fluoride-containing oral rinses on the corrosion resistance of titanium alloy (Ti-6Al-4V). *Korean J Orthod*. 2017;47(5):306–312.

22. Utami WS, Anggani HS, Purbiati MC. Cytotoxicity effect of orthodontic miniscrew-implant in different types of mouthwash: An in-vitro study. *J Orthod Sci.* 2022;28(5):1-5.
23. Gaur S, Agnihotri R, Albin S. Bio-Tribocorrosion of Titanium Dental Implants and Its Toxicological Implications: A Scoping Review. *Scientific World Journal.* 2022;2022(21):1-15.
24. Chaturvedi TP. An overview of the corrosion aspect of dental implants (titanium and its alloys). *Indian J Dent Res.* 2009;20(1):91-98.
25. Wilmes B, Panayotidis A, Drescher D. Fracture resistance of orthodontic mini-implants: A biomechanical in vitro study. *Eur J Orthod.* 2011;33(4):396–401.
26. Mecenas P, Espinosa DG, Cardoso PC, Normando D. Stainless steel or titanium mini-implants? *Angle Orthod.* 2020;90(4):587-597.

27. Tatli U, Alraawi M, Toroglu MS. Effects of size and insertion angle of orthodontic mini-implants on skeletal Anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2019;156(2):220-228.

28. Barros SE, Vanz V, Chiqueto K, Janson G, Ferreira E. Mechanical strength of stainless steel and titanium alloy mini-implants with different diameters: an experimental laboratory study. *Prog Orthod.* 2021;22(1):9.

29. Reimann S, et al. Experimental investigation of the fracture torque of orthodontic anchorage screws. *J Orofac Orthop.* 2016;77(4):272-280.

Compliance with ethical standards and acknowledgments:

Conflict of interest: There are no conflicts of interest to report.

Ethics Committee: This study did not require an ethics committee's approval because there was no intervention.

Funding: This study had no financial support.

Informed consent: Informed consent was not applicable.

Charts and Tables

Chart 1: Division of study groups.

	Artificial Saliva	Artificial saliva + fluoride (1500ppm)	Control
Group 1 – SSteel	-	-	n=10
Group 2 – Ti6Al4V	-	-	n=10
Group 3 – SSteel	n=10	-	-
Group 4 – SSteel	-	n=10	-
Group 5 – Ti6Al4V	n=10	-	-
Group 6 – Ti6Al4V	-	n=10	-

Chart 2: Composition of the Fusayama artificial saliva solution.

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;
Urea 1 g/l

Pitting Potential (V)	Group 3:	Group 4:	Group 5:	Group 6:
	Steel+ saliva	Steel+ saliva&fluoride	Ti6Al4V+ saliva	Ti6Al4V+ saliva&fluoride
	\bar{x} (s)	\bar{x} (s)	\bar{x} (s)	\bar{x} (s)
	0.87 (0.26)	1.30 (0.13)	1.93 (0.20)	1.97 (0.13)
p-value	0.446	0.025*	0.394	0.526
Corrosion Potential (V)	Group 3:	Group 4:	Group 5:	Group 6:
	Steel+ saliva	Steel+ saliva&fluoride	Ti6Al4V+ saliva	Ti6Al4V+ saliva&fluoride
	\bar{x} (s)	\bar{x} (s)	\bar{x} (s)	\bar{x} (s)
	0.40 (0.78)	0.33 (0.15)	0.68 (0.14)	0.73 (0.15)
p-value	0.220	0.024*	0.151	0.014*

Table 1: Shapiro-Wilk normality test. The groups indicated with (*) do not exhibit data normality according to the Shapiro-Wilk test ($p < 0.05$).

Pitting Potential (V)	Group 3:	Group 4:	Group 5:	Group 6:	p-value
	Steel+ saliva	Steel+ saliva&fluoride	Ti6Al4V + saliva	Ti6Al4V+ saliva&fluoride	
	\bar{x}	\bar{x}	\bar{x}	\bar{x}	
	0.87 ^A	1.30 ^{AB}	1.93 ^{BC}	1.97 ^C	< 0.001
Corrosion Potential (V)	Group 3:	Group 4:	Group 5:	Group 6:	p-value
	Steel+ saliva	Steel+ saliva&fluoride	Ti6Al4V + saliva	Ti6Al4V+ saliva&fluoride	
	\bar{x}	\bar{x}	\bar{x}	\bar{x}	
	0.40 ^A	0.33 ^A	0.68 ^B	0.73 ^B	< 0.001

Table 2: Pitting and corrosion potentials. Means followed by the same uppercase letters in the rows did not differ according to the Kruskal-Wallis test ($p > 0.05$).

	Group 1: SSteel control	Group 2: Ti6Al4V control	Group 3: SSteel in saliva	Group 4: SSteel in saliva+fluoride	Group 5: Ti6Al4V in saliva	Group 6: Ti6Al4V in saliva+fluoride
	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10
Mean	33.95 N	26.35 N	40.60 N	28.26 N	27.50 N	24.01 N
Median	35.18 N	25.79 N	35.00 N	28.02 N	27.71 N	24.17 N
Standard-deviation	6.957	7.780	14.310	6.322	5.176	4.148

Table 3: Mean, median, and standard deviation values from fracture tests in each group (n=10). Fracture force was measured in Newtons (N).

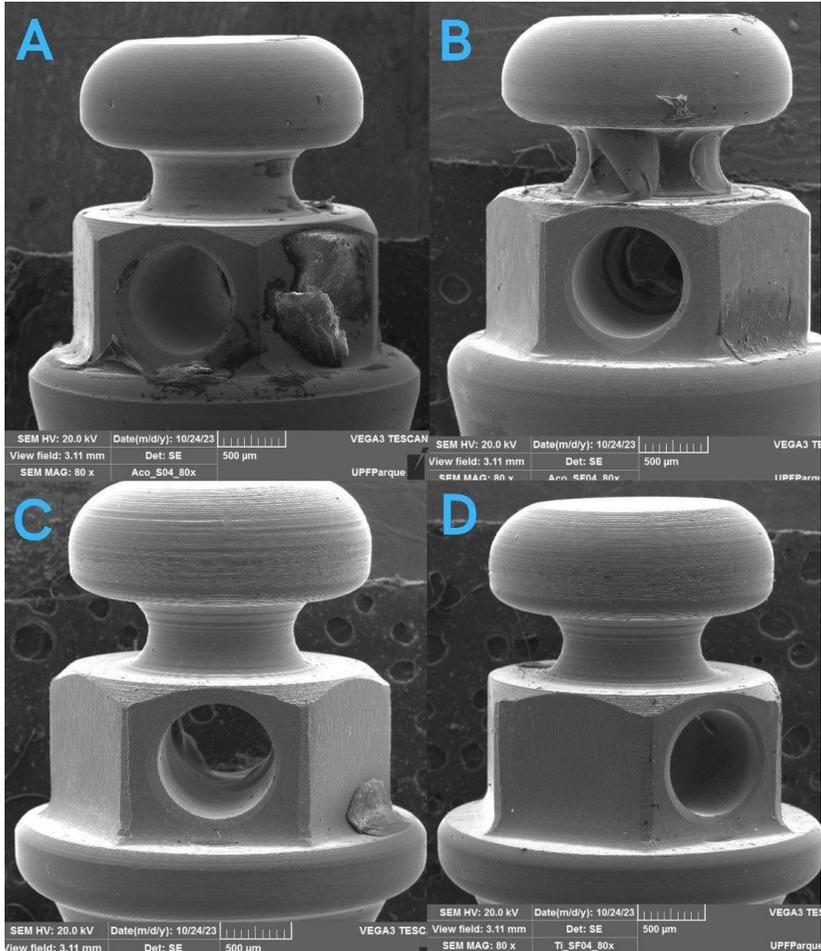


Figure 1: Mini-implants of A (Stainless steel in saliva), B (Stainless steel in saliva + fluoride), C (Ti6Al4V in saliva), D (Ti6Al4V in saliva + fluoride) before the fracture test.

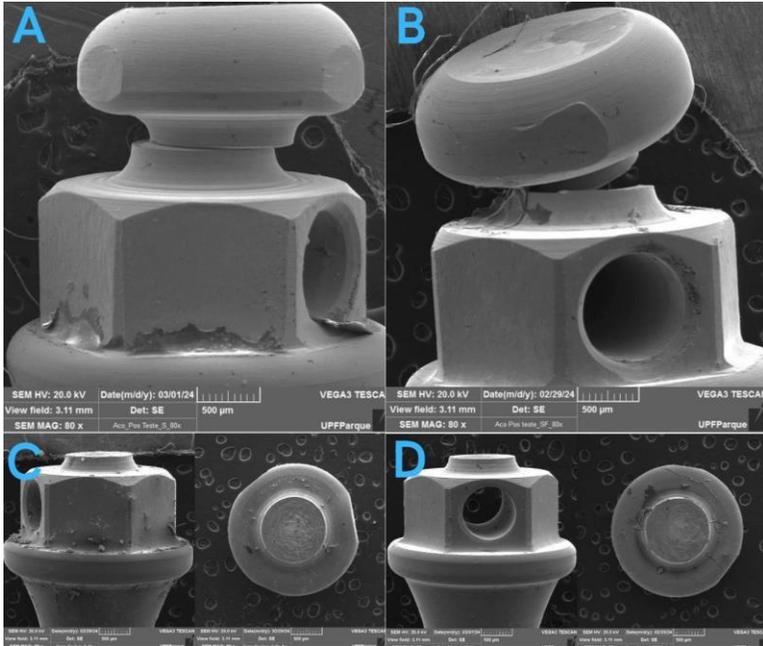


Figure 2: Mini-implants of A (Stainless steel in saliva), B (Stainless steel in saliva + fluoride), C (Ti6Al4V in saliva), D (Ti6Al4V in saliva + fluoride) after the fracture test.