

Carolina Ferrairo Danieletto-Zanna

**Comportamento eletroquímico do Ti2, Ti4, Ti4hard e
Ti6Al4V em função de diferentes aplicações tópicas de
flúor.**

ARAÇATUBA - SP

2017

Carolina Ferrairo Danieletto-Zanna

**Comportamento eletroquímico do Ti2, Ti4, Ti4hard e
Ti6Al4V em função de diferentes aplicações tópicas de
flúor.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia do Câmpus de Araçatuba – UNESP, para obtenção do Grau de “Mestre em Odontologia” – Área de Concentração em Implantodontia.

Orientador: Prof. Adj. Wirley Gonçalves Assunção

ARAÇATUBA - SP

2017

Catálogo na Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

D184c Danieletto-Zanna, Carolina Ferrairo.
Comportamento eletroquímico do Ti2, Ti4, Ti4hard e Ti6Al4V
em função de diferentes aplicações tópicas de flúor / Carolina
Ferrairo Danieletto-Zanna. – Araçatuba, 2017

144 f. : il. ; tab.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia, Araçatuba

Orientador: Prof. Wirley Gonçalves Assunção

1. Implantes dentários 2. Ligas 3. Titânio 4. Corrosão
5. Flúor I. T.

Black D7
CDD 617.64

Dados Curriculares

CAROLINA FERRAIRO DANIELETTO-ZANNA

Nascimento: 19/08/1988 – Presidente Prudente – SP

Filiação: Maria Heloiza Camargo Ferrairo Danieletto
Dionísio Danieletto Filho

2006-2010 Curso de Graduação em Odontologia
Departamento de Odontologia da Universidade Estadual de
Maringá - UEM.
Maringá, Paraná, Brasil.

2011-2012 Curso de Especialização em Farmacologia
Departamento de Farmacologia da Universidade Estadual de
Maringá - UEM.
Maringá, Paraná, Brasil.

2012-2015 Curso de Especialização modalidade Residência em Cirurgia e
Traumatologia Buco-Maxilo-Facial.
Universidade Estadual de Maringá - UEM.
Maringá, Paraná, Brasil.

2015-2017 Curso de Pós-Graduação em Odontologia, área de concentração
Implantodontia, nível Mestrado.
Faculdade de Odontologia de Araçatuba – Universidade Estadual
Paulista “Júlio de Mesquita Filho”
Araçatuba, São Paulo, Brasil.

Dedicatória

Aqueles que representam o fundamento da minha história e o significado da minha vida. O alicerce de toda a minha personalidade e conhecimento: **minha família**.

Dedico a conclusão desta pós-graduação aos meus pais, **Dionísio Danieletto Filho** e **Maria Heloiza Camargo Ferrairo Danieletto**, os quais mesmo sem um curso de mestrado em seus currículos, souberam ser meus grandes mestres não apenas na Matemática ou na Química, mas guiando meus passos sempre e apoiando minhas decisões, curso de graduação, residência e agora mestrado. Só tenho a agradecer pelo carinho, amor, atenção e confiança depositados em mim, por compreender minhas ausências e me apoiar sempre, acreditando em meus sonhos. Por suportar meus desesperos, minhas crises de choro quando pensava que não iria dar conta, e mesmo sem entender do assunto no qual eu estava aprendendo, buscavam compreender meu momento e me acalantar com carinho de vocês. Eu amo muito e por mais que pensem que não, eu sinto muito a falta de vocês.

À minha irmã **Carla Ferrairo Danieletto** pelo companheirismo durante os anos em que moramos juntas e por estar sempre ao meu lado, mesmo hoje distantes. Sempre te admirei, como pessoa e profissional. Tenho certeza que terás muito sucesso nesta nova etapa de sua vida, sendo a médica mais dedicada e salvando vidas. Amo você.

A meu marido, namorado, amigo e companheiro de vida e de profissão **Gustavo Zanna Ferreira** que mesmo em meio tantas viagens, indas e vindas, conseguiu me dar apoio, amor, carinho e atenção. Demonstrando sempre muita paciência, com meus desesperos. Seu apoio e incentivo me deram forças para continuar. Obrigada por toda sua compreensão, por sua dedicação em nosso casamento, no preparo para “o nosso grande dia” como cada dia de nossas vidas. Você me faz muito feliz. Eu te amo!!

Agradeço a minha segunda família, meus sogros e cunhados que muito me ajudaram em mais esta etapa da minha vida.

Toda minha família que sempre esteve em orações, pedindo proteção divina em minhas viagens. Em especial, à minha **Avó Terezinha, Tia Maria Helena e Tia Débora**. A todas estas pessoas, que são insubstituíveis em minha vida, dedico a conclusão deste trabalho realizado com muito amor e dedicação.

Agradecimentos Especiais

Agradeço primeiramente a **Deus**, um ser onisciente, onipresente e onipotente, o qual tem o total conhecimento de nossos planos e sentimentos, está conosco em todos os momentos e de forma plena e completa têm me iluminado. Agradeço a proteção e companhia em cada viagem e a cada batalha vencida. O amor é incondicional.

Ao meu orientador, **Prof. Wirley Gonçalves Assunção**, por ter me orientado durante o mestrado, permitindo meu crescimento acadêmico e amadurecimento pessoal. No primeiro dia que nos conhecemos o senhor deixou claro, sobre as opções em trocar de orientador devido a minha formação em cirurgia, confesso que fiquei tentada, mas acreditei que Deus escolhe os caminhos que nós devemos trilhar e coloca as pessoas certas nesta caminhada para nos ajudar. Agradeço pelo apoio, quando surgiu a oportunidade para eu dar aulas em uma faculdade particular em Maringá. Sei que poderia ter aproveitado muito mais do mestrado se não estivesse viajando todas as semanas e me preocupando em preparar e dar aulas, montar e corrigir provas, como já conversamos diversas vezes, mas também sei que este seu apoio e consentimento muito colaboraram para desenvolver meu lado professora que é um dos objetivos do Mestrado. Fico grata pelas conversas, conselhos e até mesmo por algumas discussões, pois tudo é aprendizado. A sua confiança em mim, me fez acreditar que eu seria capaz de realizar este curso e concluí-lo com sucesso. Muito obrigada, que Deus abençoe imensamente você e sua família.

Ao **prof. Léo (Leonardo Perez Faverani)** por ser esta pessoa com coração imenso, que mesmo sem tempo estava sempre disposto a ajudar. Léo você tem o dom de ensinar, é uma vocação a qual é realizada com muito amor e paixão. Me senti um pouco você quando entrei no mestrado, mesmo orientador de mestrado, com formação e amor

à cirurgia e um trabalho de pesquisa semelhante, por isso acabei me apoiando muito mais em seus conselhos e tentei me espelhar em você. É um exemplo não apenas para mim, mas para muitos nesta faculdade. Verdadeiro Mestre. Que Deus o abençoe.

Ao **prof. Valentim Adelino Ricardo Barão**, pela ajuda imprescindível no meu projeto de pesquisa. Sua paixão e dedicação pela pesquisa odontológica é louvável. Seus conhecimentos são imensuráveis. Muito obrigado por cada momento seu dedicado a mim e ao meu projeto, sem seu auxílio a realização deste trabalho não seria possível. Obrigada por compartilhar seus conhecimentos comigo e me proporcionar a experiência de conviver com seus orientados na Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP).

Ao **Prof. Paulo Henrique dos Santos** por ser um exemplo de educação e gentileza para com os alunos, por ter aceitado participar da banca da minha qualificação e da dissertação. Agradeço imensamente o carinho com que me tratou durante estes anos, e a disponibilidade em ensinar como operar o rugosímetro para que pudesse realizar este trabalho de pesquisa.

Ao **Prof. Liogi Iwaki Filho**, pelos conhecimentos transmitidos e por ser exemplo de cirurgião. Aprendi muito ao seu lado, foram anos observando e absorvendo tudo de melhor, monitoria, estágio, residência, e com certeza levarei todo esse conhecimento para a vida toda. Obrigada por aceitar fazer parte da banca da minha Dissertação.

Aos **Professores da Disciplina da Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial, Idelmo Rangel Garcia Júnior, Osvaldo Magro Filho, Alessandra Marcondes Aranega, Daniela Ponzoni, Ana Paula Farnezi Bassi, Francisley Avila Campos e Leonardo Perez Faverani**. Em especial à **professora Ana Paula Farnezi Bassi**, a qual tive o imenso prazer em desenvolver projetos de pesquisa e de extensão, e

como tutora sabe mostrar o caminho ao aluno permitindo sua caminhada em liberdade, em busca do objetivo.

Aos **Professores do Departamento de Materiais Dentários e Prótese (Daniela Michelin dos Santos, Aimée maria Guiotti, Maria Cristina Rosifini Ales Rezende, Karina Helga Turcio de Carvaho, Humberto Gennari Filho, Eduardo Passos Rocha)**, pelo convívio no departamento e pelos conhecimentos transmitidos.

Às **Wirletes, Camila Berbel Seloto, Cecília Alves Sousa e Thamires Matos Felix**, que tornaram meus dias na salinha mais agradáveis!! Vocês foram fundamentais!!

Ca (Camila Berbel Seloto), amiga, jamais esquecerei de você. Sempre estive ao meu lado simplesmente para dar um abraço ou para compartilhar nossas angústias. Te admiro muito, pela pessoa maravilhosa que é, transparente, humilde, simples, mas de um coração gigantesco. E pela profissional dedicada que se tornou, é incrível como sua evolução é notável em apenas 2 anos. Aquela garotinha que tinha acabado de terminar a graduação hoje está se tornando Mestre e especialista em prótese, tenho muito orgulho de você. Saiba que pode contar comigo sempre que precisar e mesmo se não precisar!! Enxugue as suas lágrimas e vamos comemorar!! Te amo muito!!! Muito obrigada por me acolher em sua casa quando fiquei sem teto em Araçatuba.

Ce (Cecília Alves Sousa) obrigada por ser exatamente como você é, sua dedicação à pós-graduação é admirável e com certeza você vai colher bons frutos desta etapa de sua vida. Obrigada pelo acolhimento em sua casa e por me incentivar a avançar mais uma etapa na minha pós-graduação.

Tami (Thamires Matos Felix) você foi mais que uma aluna de **Iniciação Científica**. Te admiro e agradeço pela dedicação com que conduziu a pesquisa que foi destinada aos seus cuidados e o carinho com os pacientes. Parabéns e muito obrigada.

Ana Tereza e Henrico, vocês foram peças fundamentais na minha formação como Mestre, obrigada por todos os momentos compartilhados e ajuda emocional. **Ana** muito obrigada por estar ao meu lado naqueles momentos difíceis da minha vida e por ter me apoiado a seguir em frente.

Aos amigos e colegas que fiz durante a pós-graduação, **Ana Tereza Maluly Proni, Aneliza Moraes, Arthur Bruno Pereira Cavalcanti, Bruna de Oliveira, Bruna Serafim, Camila Berbel Seloto, Carulina Moraes, Cecília Alves Sousa, Daniela Bastos, David Gusman, Ebele Adaobi Silva, Erik Neiva, Fábio Martins Salomão, Fernanda Caxias, Flávia Verza, Gustavo Momesso, Henrico Strazzi, Hiskell Fernandes, Igor Puttini, Ingrid Santos, Ketelin Dal Pra, João Paulo Bonardi, Nathália Januário, Sandra Borghi, Sandro Bittencourt, Tarik Polo, Úrsula Escalero, Valthierre Nunes**. Obrigada pela oportunidade de aprender com vocês!!

Às meninas que dividiram o apartamento 51 comigo, **Vanessa Marques, Thaís Zorzenon e Letícia Citelli**, muito obrigada por ouvir minhas reclamações e compartilhar as vitórias. Vocês são pessoas que valem muito e merecem toda a minha admiração e respeito.

Durante 21 dias da minha pós-graduação, nos quais realizei a maior parte do meu projeto de pesquisa, em Piracicaba, tive a oportunidade de conviver com pessoas maravilhosas. Agradeço a todos aqueles que de uma forma ou de outra me ajudaram a superar os riscos em acordar de madrugada e ir embora de madrugada do laboratório de Prótese Total de uma Universidade a qual eu não conhecia. Agradeço aos vigias da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, que me ajudaram a superar meu medo de ficar sozinha durante várias noites e alguns finais de semana, diversas vezes vinham perguntar se estava tudo bem e me mantinham em segurança. A todos os

funcionários, da limpeza aos técnicos de laboratório, e especial ao **Dú (Eduardo)** do Laboratório de Prótese Total e ao **Adriano** responsável pelo Microscópio Eletrônico de Varredura, seja pelo cafezinho de cada dia ou pelos ensinamentos do mundo mirabolante da química e da biologia, tornaram meus dias mais agradáveis. Alguns especiais que me mostraram a beleza de Piracicaba em uma tarde sem energia na faculdade, **Veber Bonfim e “Sabiá”**, e outros que me ajudaram com sua atenção e seus conhecimentos **Adaias Matos, Heloisa Pantaroto, Jairo Cordeiro** e principalmente **Thamara Beline** que com paciência me ensinou como realizar os testes eletroquímicos e como interpretá-los, desde o preparo das soluções até a análise estatística.

A **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES – DS)**, pela concessão da Bolsa de Mestrado durante os dois anos do curso. Meus sinceros agradecimentos por promover o apoio financeiro e assim permitir a realização do mestrado.

Agradeço a todos os **alunos e ex-alunos do Departamento de Odontologia da UniCesumar** com os quais tive a oportunidade em ministrar aulas e com os quais pude entender que ENSINAR é dedicar-se ao aluno, aprender conhecimentos e compartilhá-los da melhor forma possível, e que nós não somos donos da verdade, a cada conhecimento compartilhado com vocês, vocês compartilharam um comigo.

Agradecimentos

À **Faculdade de Odontologia de Araçatuba**, na pessoa do seu Diretor, Professor Wilson Roberto Poi e no do coordenador do programa de pós-graduação em Odontologia, Professor André Luiz Fraga Briso, pelo acolhimento e oportunidade de realização do curso de Mestrado. Agradeço pelo empenho e dedicação para o crescimento do Programa e Pós-graduação em Odontologia da FOA.

Ao **Departamento de Pediatria**, na pessoa do **Prof. Carlos Alberto Botazzo Delbem** pela disponibilidade em tirar dúvidas e possibilitar o uso do Microdurômetro, assim como à todos os alunos do departamento que se dispuseram em me ensinar a utilização deste equipamento.

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP)** pela disponibilidade e possibilidade de uso dos equipamentos para estudo eletroquímico, Microscopia Eletrônica de Varredura e a Espectroscopia de Energia Dispersiva.

À **DSP Biomedical**, empresa que tornou possível a realização deste trabalho, através da parceria e doação dos espécimes de todas as ligas metálicas.

À secretária **Magda Requena Caciatore**, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, pela presteza e disponibilidade e também pelas conversas no cafezinho.

Aos **funcionários do Departamento de Cirurgia e Clínica Integrada (Paulo e Marco)**. Obrigada pelo carinho e respeito.

Às **funcionárias da Pós-graduação: Valéria de Queiroz Marcondes Zagato, Cristiane Regina Lui Matos e Lilian Sayuri Mada**, pela disponibilidade e gentileza em ajudar.

Aos **funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP** pela disponibilidade e atenção.

E agradeço a **todos os pacientes** atendidos neste período, pela credibilidade e confiança depositadas a nós pós-graduandos, possibilitando meu aprendizado e crescimento pessoal e profissional.

Epígrafe

“Aprender é descobrir o que você já sabe.

Fazer é demonstrar que você sabe.

Ensinar é lembrar aos outros que eles também sabem, tão bem quanto você.

Somos todos pessoas que aprendem, fazem e ensinam”

(Richard Bach)

Danieletto-Zanna, C.F. Comportamento eletroquímico do Ti2, Ti4, Ti4hard e Ti6Al4V em função de diferentes aplicações tópicas de flúor [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2017.

Resumo

Pacientes com reabilitações implantossuportadas parciais podem apresentar condições clínicas que necessitem de fluoroterapia. Sabe-se que o fluoreto possui uma ação corrosiva em alguns metais, portanto o objetivo deste estudo foi investigar o comportamento eletroquímico e as alterações de superfície, dos titânios Grau 2 (comercialmente puro Grau 2 – Ti2), Grau 4 – Ti4, Grau 4 *hard* - Ti4h, e Grau 5 – Ti5, comumente utilizados para confecção de implantes e componentes protéticos, frente a exposição de aplicações tópicas de flúor em bochecho e gel. Espécimes cilíndricos (3mm de altura e 8mm de diâmetro) (n=20) foram confeccionados a partir de cada titânio e submetidos a metalografia. A amostra foi dividida em quatro grupos: *Baseline* (n=20), Controle - C (n=20), Bochecho - B (n=20) e Gel - G (n=20). No *Baseline* os espécimes foram caracterizados através de microdureza de Vickers, rugosidade superficial – Ra, Microscopia Eletrônica de Varredura – MEV e Espectroscopia de Energia Dispersiva – EED. No Bochecho, os espécimes ficaram imersos em saliva artificial pura (SA) acrescida de NaF (225ppm F⁻) e mantidos em constante agitação durante 30horas e 41minutos, simulando bochechos diários; no Gel, os espécimes foram imersos em SA acrescida de NaF (12.300ppm F⁻), mantidos por 1 minuto, na sequência, transferidos para solução de SA pura, na qual permaneceram por 30 minutos (processo repetido 6 vezes), simulando aplicações de flúor fosfato acidulado 1,23% e no Controle, os espécimes não entraram em contato com soluções fluoretadas. Os grupos C, B e G foram submetidos aos ensaios eletroquímicos e posteriormente tiveram suas superfícies analisadas pela Ra e microdureza. A análise da corrosão, realizado através do potencial de circuito aberto (OCP), espectroscopia de impedância eletroquímica (EIE) e teste potenciodinâmico, os quais foram conduzidos em saliva artificial Fusayama Meyer (pH= 6,5), obtendo parâmetros de OCP, densidade de corrente de corrosão (I_{corr}), densidade de corrente de passivação (I_{pass}), potencial de corrosão (E_{corr}), capacitância (CPE) e resistência de polarização (R_p). Os dados quantitativos foram analisados estatisticamente (ANOVA, *posthoc* Bonferroni - $p \leq 0,05$). Na MEV, a liga Ti5 apresentou superfície com fases α e β bem definidas, confirmadas pela detecção de Al, V na EED. Não houve alteração de rugosidade entre os grupos ($p > 0,05$, ANOVA),

porém os graus de Ti apresentaram valores de Ra em ordem decrescente $Ti2 > Ti4 \approx Ti4h > Ti5$. A microdureza dos titânios em ordem decrescente $Ti5 > Ti4 \approx Ti4h > Ti2$. Quanto à corrosão, a exposição das ligas à soluções contendo flúor influenciou negativamente ($p < 0,05$) os parâmetros de OCP nas ligas Ti2 e Ti4h; Rp nas nos Ti2, Ti4 e Ti4h; CPE, no Ti2 e Ti5, nos quais a capacidade de troca de íons foi maior, respectivamente, no Gel e no Bochecho. Ecorr não sofreu alterações decorrentes da presença dos fluoretos ($p > 0,05$), Icorr e Ipass evidenciaram influência negativa do flúor no comportamento eletroquímico das ligas Ti2 e Ti4 ($p < 0,05$). Dessa forma, concluímos que a adição de fluoretos influenciou negativamente no comportamento eletroquímico das ligas Ti2 e Ti4, propiciando a formação de pites de corrosão e fragilização da estrutura de implantes e componentes protéticos.

Palavras-chave: Implantes dentários; Ligas; Titânio; Corrosão; Flúor.

Danieletto-Zanna, C.F. Electrochemical behavior of Ti2, Ti4, Ti4hard and Ti6Al4V as a function of different topical applications of fluoride [dissertation]. Araçatuba: UNESP-São Paulo State University; 2017.

Abstract

Patients with partial implant-supported rehabilitations may present clinical conditions that require fluorotherapy. It is known that fluoride has a corrosive action on some metals, so the objective of this study was to investigate the electrochemical behavior and surface changes of grade 2 titanium (commercially pure Grade 2 – Ti2), Grade 4 - Ti4, Grade 4 Hard - Ti4h, and Grade 5 - Ti5, commonly used for the preparation of implants and prosthetic components, against the exposure of topical applications of fluoride in mouthwash and gel. Cylindrical specimens (3mm high and 8mm diameter) (n = 20) were made from each titanium and subjected to metallography. The sample was divided into four groups: Baseline (n = 20), Control - C (n = 20), Bochecho - B (n = 20) and Gel - G (n = 20). In the Baseline the specimens were characterized by Vickers microhardness, surface roughness - Ra, Scanning Electron Microscopy - SEM and Dispersive Energy Spectroscopy - EED. In Bochecho, the specimens were immersed in pure artificial saliva (SA) plus NaF (225ppm F-) and kept in constant agitation for 30hours and 41minutes, simulating daily mouthwashes; In the Gel, the specimens were immersed in SA plus NaF (12,300ppm F-), maintained for 1 minute, then transferred to pure SA solution, in which they remained for 30 minutes (6 times repeated procedure), simulating Fluorinated phosphate 1.23% and in Control, the specimens did not come into contact with fluoride solutions. The groups C, B and G were submitted to the electrochemical tests and later had their surfaces analyzed by Ra and microhardness. The corrosion analysis was carried out using the open circuit potential (OCP), electrochemical impedance spectroscopy (EIS) and potentiodynamic test, which were conducted in Fusayama Meyer artificial saliva (pH = 6.5), obtaining OCP parameters, density (Icorr), passivation current density (Ipass), corrosion potential (Ecorr), capacitance (CPE) and polarization resistance (Rp). The quantitative data were analyzed statistically (ANOVA, posthoc Bonferroni - $p \leq 0.05$). In the SEM, the Ti5 alloy presented a well-defined α and β phases, confirmed by the detection of Al, V in EED. There was no change in roughness between the groups ($p > 0.05$, ANOVA), but Ti levels presented values of Ra in decreasing order $Ti2 > Ti4 \approx Ti4h > Ti5$. The microhardness of the titanium in decreasing order $Ti5 > Ti4 \approx Ti4h > Ti2$. As for corrosion, the exposure of

the alloys to the solutions containing fluorine negatively influenced ($P < 0.05$) the OCP parameters in the Ti2 and Ti4h alloys; R_p at Ti2, Ti4 and Ti4h; CPE, in Ti2 and Ti5, in which the ion exchange capacity was higher, respectively, in Gel and Bochecho. I_{corr} and I_{pass} showed a negative influence of fluoride on the electrochemical behavior of Ti2 and Ti4 alloys ($p < 0.05$). In this way, we conclude that the addition of fluorides influenced negatively the electrochemical behavior of the Ti2 and Ti4 alloys, leading to the formation of corrosion pits and embrittlement of the implant structure and prosthetic components.

Keywords: Dental implants; Alloys; Titanium; Corrosion; Fluorine.

Lista de Figuras

- Figura 1.** Fluxograma do delineamento do estudo. **41**
- Figura 2.** Diagrama dos valores de OCP para Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 em cada grupo: controle, bochecho e gel. **49**
- Figura 3.** Representação das médias e desvio padrão dos valores de OCP para Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5, para cada grupo: controle, bochecho e gel. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$). **50**
- Figura 4.** Diagrama de Nyquist representando os dados da EIE do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel. **52**
- Figura 5.** Módulo de impedância ($|Z|$) obtido através do diagrama de Bode do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel. **53**
- Figura 6.** Ângulo de fase obtido através do diagrama de Bode do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel. **54**
- Figura 7.** Circuito elétrico equivalente. **55**
- Figura 8.** Representação gráfica das médias e desvio padrão dos valores de R_p do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$). **56**
- Figura 9.** Representação gráfica das médias e desvio padrão dos valores de CPE do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$). **58**

Figura 10. Curvas potenciodinâmicas obtidas para o Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 em cada grupo: Controle, Bochecho e Gel. **60**

Figura 11. Representação gráfica das médias e desvio padrão dos valores de Ecorr do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$). **62**

Figura 12. Representação gráfica das médias e desvio padrão dos valores de Icorr do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$). **63**

Figura 13. Representação gráfica das médias e desvio padrão dos valores de Ipass do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$). **64**

Figura 14. Micrografias obtidas por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5, submetidos à solução de Kroll. **65**

Figura 15. Espectroscopia de Energia Dispersiva do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 no período *Baseline*. **66**

Figura 16. Representação gráfica das médias e desvio padrão dos valores de Ra para o Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5, dos grupos *Baseline*, Controle, Bochecho e Gel. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$). **68**

Figura 17. Representação gráfica das médias e desvio padrão dos valores de Microdureza de Vickers para o Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5, dos grupos *Baseline*, Controle,

Bochecho e Gel. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$).

Lista de Tabelas

Tabela 1. Valores das médias (e desvio padrão) dos parâmetros eletroquímicos obtidos através do circuito elétrico equivalente. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$). **57**

Tabela 2. Valores das médias (e desvio padrão) dos parâmetros eletroquímicos obtidos através das curvas de polarização potenciodinâmicas. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$). **61**

Lista de Abreviaturas

Ticp	= Titânio comercialmente puro
Ti	= Titânio
Al	= Alumínio
V	= Vanádio
Ni	= Níquel
Cr	= Cromo
Co	= Cobalto
Au	= Ouro
Pd	= Paládio
Fe	= Ferro
O	= Oxigênio
Ticp4 <i>hard</i>	= Titânio comercialmente puro Grau 4 endurecido
F	= Flúor
NaF ₂	= Fluoreto de Sódio
F ⁻	= Fluoreto
ATF	= Aplicação tópica de flúor
ppm	= Parte por milhão
%	= porcentagem
FFA	= Flúor Fosfato Acidulado 1,23%
CaF ₂	= Fluoreto de Cálcio
Ca ⁺²	= Cálcio
ml	= Mililitro
Ticp2	= Titânio comercialmente puro Grau 2
Ticp4	= Titânio comercialmente puro Grau 4

Ti2	= liga de Titânio comercialmente puro grau 2
Ti4	= liga de Titânio comercialmente puro grau 4
Ti4h	= liga de Titânio comercialmente puro grau 4 <i>hard</i>
Ti5	= liga de Titânio, Alumínio e Vanádio – Ti6Al4V
C	= grupo Controle
B	= grupo Bochecho
G	= grupo Gel
Ra	= média aritmética da rugosidade de superfície
MEV	= Microscopia Eletrônica de Varredura
EED	= Espectroscopia de Energia Dispersiva
SA	= Saliva Artificial Pura
KCl	= Cloreto de Potássio
NaCl	= Cloreto de Sódio
CaCl ₂	= Cloreto de Cálcio
H ₂ O	= Água
NaH ₂ PO ₄	= Fosfato de Sódio
Na ₂ S	= Sulfeto de Sódio
NaOH	= Hidróxido de Sódio
V	= Volts
KHz	= Quilohertz
mHz	= Megahertz
mV	= Milivolts
s	= Segundos
g	= Grama
OCP	= <i>Open Circuit Potential</i> (Potencial de Circuito Aberto)
Rp	= Resistência de polarização

CPE	= <i>Constant Phase Element</i>
E _{corr}	= Potencial de corrosão
I _{corr}	= Densidade de corrente de corrosão
I _{pass}	= Densidade de corrente de passivação
cm ³	= Centímetros cúbicos
cm ²	= Centímetros quadrados
mm	= Milímetro
TiF ₃	= Fluoreto de Titânio
TiOF ₂	= Oxifluoreto de Titânio
Na ₂ TiF ₆	= Fluoreto de Titânio Sódico
μm	= Micrometro
χ ²	= Valor de ajuste dos dados obtidos pelo circuito elétrico equivalente
η	= Constante que descreve o comportamento de CPE

Sumário

1. Introdução	27
2. Proposição	36
3. Materiais e Método	38
4. Resultados	47
5. Discussão	72
6. Conclusão	83
Referências	85
Anexos	95

* As citações das referências no texto e a lista de referências estão de acordo com as normas da Revista Materials Science & Engineering C – Anexo A.

Introdução

1 - Introdução

O uso de próteses implantossuportadas tem aumentado exponencialmente devido a capacidade em reabilitar pacientes edêntulos por meio de próteses protocolo e overdentures [1], além de indivíduos com perdas dentárias parciais ocorridas na infância e adolescência ou por condições genéticas como agenesias [2, 3]. Com o aumento da expectativa de vida, esses pacientes necessitam que a função dessas reabilitações implantossuportadas permaneça por décadas.

Em uma revisão sistemática, na qual os autores avaliaram 32 estudos sobre o sucesso do tratamento com próteses sobre implantes, concluiu-se que uma análise em longo prazo deve considerar períodos de no mínimo 5 anos de acompanhamento. A taxa de sucesso é definida como próteses sobre implante livres de qualquer complicação no período avaliado. Portanto, os autores encontraram, em um período de 5 anos, uma média da taxa de sucesso das próteses implantossuportadas de 66,4%, ou seja, 33,6% dos pacientes experimentam algum tipo de complicação [3].

Essas complicações podem ser divididas em biológicas ou mecânicas. As biológicas afetam, principalmente, os tecidos ósseos e mucogengivais peri-implantares. Geralmente estão relacionadas à natureza biológica e/ou química do ambiente oral [3-11]. As complicações mecânicas, como as fraturas de implantes, parafusos ou *abutments*, perda de retenção do parafuso, fraturas ou deformações na infraestrutura ou cerâmica, estão relacionadas a diversos fatores, dentre eles a sobrecarga mastigatória, por características inerentes aos pacientes (idade, gênero, hábitos parafuncionais, dieta) ou devido ao aspecto do tratamento, incluindo o tipo das próteses (coroas unitárias, protocolos, overdentures, etc.), número de implantes, posição tridimensional do implante instalado (profundidade, angulação e relação com dentes antagonistas),

abutments utilizados, design da plataforma protética e conexão do implante (principalmente hexagonal externa e cônica interna) [3, 10-12].

Os implantes dentários com conexão hexagonal externa, pioneiros no mercado [13], são instalados em nível ósseo ou ligeiramente acima deste. Assim, mantém sua plataforma protética exposta ao meio bucal na região do sulco peri-implantar. Os implantes que possuem conexão cônica interna são instalados em nível ósseo ou abaixo deste, reduzindo o contato da plataforma protética do implante com o ambiente bucal, no entanto, a relação implante-fluido salivar permanece [11, 14]. Os *abutments*, também denominados pilares protéticos intermediários, compartilham o mesmo espaço com as plataformas protéticas dos implantes no sulco peri-implantar e, conseqüentemente, se mantem expostos aos fluidos salivares e as alterações que estes podem apresentar [15]. Portanto, o conjunto implante-*abutment*-coroa mantém contato com a saliva, sobretudo da região de interface implante-*abutment* até a coroa protética [16].

A interação entre o fluido salivar e o conjunto implante-pilar protético é potencializada quando há exposição de algumas roscas do implante, causada pelo processo inflamatório que se instala na região da crista óssea alveolar [8, 17], seguido da reabsorção óssea peri-implantar. Situação induzida no curto prazo pela necrose óssea provocada durante as osteotomias, decorrente do superaquecimento de brocas, uso de brocas com comprometida efetividade de corte, técnica cirúrgica de fresagem com velocidades excessivas e irrigação ineficaz ou ainda torque excessivo ao final da instalação do implante [18, 19]. Em longo prazo, tal reabsorção pode ser agravada em função de sobrecarga oclusal e higiene oral deficiente [20].

A maior parte dos implantes dentários e componentes protéticos são compostos por titânio comercialmente puro (Ticp), de graus 2 ou 4, e da liga de titânio Ti6Al4V, também denominada de Ti grau 5 [10, 21]. Além desses metais, outras ligas podem ser

utilizadas na fabricação dos componentes protéticos, como as de Ni-Cr e Cr-Co (não nobres), que apresentam baixa resistência à corrosão e custo reduzido, e as baseadas em Au e Pd (metais nobres) que, assim como o Ti, demonstram biocompatibilidade adequada e elevada resistência à corrosão, no entanto, possuem custo mais elevado que o Ti e suas ligas [15, 22]. Dessa forma, o titânio se tornou o metal mais utilizado na implantodontia, ressaltando suas propriedades mecânicas e biocompatibilidade fisiológica, no entanto, a resistência à corrosão ainda é duvidosa, necessitando de mais estudos. [15, 23-27].

A principal diferença química entre os graus do T1cp (1 a 4) está relacionada ao máximo teor de ferro (Fe) e oxigênio (O). A porcentagem do Fe aumenta de acordo com o grau do T1cp. Dessa forma, o T1cp grau 4 apresenta maior teor de ferro tornando-o mecanicamente mais resistente comparado aos demais graus de T1cp [21, 25, 28, 29]. No entanto, este aumento do teor de Fe das ligas deve ser cauteloso, pois pode reduzir sua biocompatibilidade. Nesse sentido, outros fatores que afetam as propriedades mecânicas das ligas podem ser modificados a fim de melhorar sua resistência mecânica, como o estado metalúrgico e o processamento dos metais [21].

Os metais podem ser conformados a quente ou a frio [21]. Sempre que são submetidos à deformação plástica, defeitos internos são gerados em sua microestrutura favorecendo sua resistência mecânica. Quando a deformação é realizada a quente, a energia térmica faz com que os defeitos criados durante o processo sejam eliminados, e não ocorra o endurecimento do metal. Na deformação plástica em baixas temperaturas (a frio), os defeitos gerados na microestrutura interna permanecem armazenados, conseqüentemente aumentando a resistência mecânica. Tal fenômeno é denominado encruamento. A partir deste mecanismo pode ser obtido o T1cp grau 4 endurecido, também denominado T1cp4 *hard*, cuja composição química é idêntica ao T1cp grau 4

[21, 29]. Essa liga, recentemente utilizada para confecção de implantes dentários, demonstrou maior resistência mecânica que as demais ligas (TiCp e Ti6Al4V) [21], porém, com comportamentos eletroquímico e biológico ainda desconhecidos.

A escolha do material deve ser baseada na composição química da liga e no ambiente no qual esta será empregada [30]. A deterioração das propriedades dos materiais pode ser causada por meios externos sólidos, líquidos ou gasosos [10]. Uma das principais características do titânio é a formação espontânea de uma camada de passivação em sua superfície quando em contato com água, ar ou fluidos teciduais [15]. Os íons de titânio (Ti) ao entrarem em contato com oxigênio formam uma fina camada de óxido (TiO₂), a qual funciona como proteção à liberação de íons para os tecidos adjacentes [6-9]. Esta camada pode sofrer degradação diante de exposição aos fluidos salivares, os quais são compostos por eletrólitos, água, enzimas, proteínas e células. Estes fluidos são potencialmente variáveis, sofrendo alterações de pH (fluoretos, cloretos, etc.), oscilações térmicas e modificação na composição do biofilme, podendo tornar-se um meio demasiadamente agressivo aos metais, impedindo a repassivação de suas superfícies e, portanto, dando início ao processo de corrosão localizada [4-10, 30].

O mecanismo de corrosão localizada mais comum é a corrosão por pites (*pit* = poço/fenda) [30]. Um pite é uma cavidade cujo diâmetro de superfície tem tamanho igual ou inferior à sua profundidade, espalhando-se como um balão abaixo da superfície. Os pites podem aparecer isolados ou próximos uns dos outros fragilizando microrregiões do metal [31]. Teste de fadiga de implantes dentários, realizado em ambiente simulando meio bucal, apresentou falha precoce dos implantes através de fragilização e fratura destes decorrentes da presença de corrosão por pites. [10, 32].

Além da falha mecânica, riscos biológicos são gerados pelo processo de corrosão, uma vez que os íons metálicos liberados entram contato com os tecidos

adjacentes e, segundo relatos, envolvendo tanto implantes ortopédicos quanto dentários, os íons podem ser absorvidos pela circulação sanguínea e migrar para locais distantes, como fígado, rim, baço, linfonodos [30, 33-37] e encéfalo [12].

Na literatura, são encontradas poucas evidências clínicas do processo de corrosão relacionadas ao titânio. Olmedo et al (2010) relataram dois casos clínicos de lesões reacionais em mucosa peri-implantar, as quais foram diagnosticadas como granuloma piogênico e granuloma periférico de células gigantes. Em análise histopatológica, observaram proliferação vascular, infiltrado inflamatório intenso e partículas semelhantes a metais. Sugeriram que estes fragmentos fossem íons de Ti liberados para a mucosa peri-implantar devido ao processo corrosivo da superfície da plataforma protética do implante [34, 38]. Dentre os íons liberados pela liga Ti6Al4V, o Vanádio (V) é considerado um metal altamente citotóxico e causador de reação de corpo estranho [39], e o Alumínio (Al) está relacionado com desarranjos neurológicos, como a doença de Alzheimer [12].

Apesar das limitações para extrapolação dos estudos *in vitro* em simular condições clínicas, a avaliação eletroquímica dos materiais fornece informações fundamentais para pesquisas futuras. Nesse sentido, foi proposto neste estudo, simular condições clínicas de pacientes adultos jovens reabilitados parcialmente com próteses implantossuportadas, os quais estão frequentemente expostos a terapias com flúor (F), em aplicações tópicas. Estudos prévios [16, 37, 40-42] demonstraram que os íons fluoreto (F⁻) podem causar diminuição significativa da resistência à corrosão do Ti cp e suas ligas, favorecendo o processo de corrosão, podendo ocasionar fadiga nos implantes [10] e componentes protéticos [24] culminando na falha da reabilitação.

O composto de fluoreto mais utilizado na odontologia é o NaF₂ [43], o qual possui ação antibacteriana comprovada [43-45]. Os íons fluoretos (F⁻) substituem os de

hidróxido na estrutura dos cristais de hidroxiapatita formando fluorapatitas, resultando em maior resistência e dureza do esmalte [45]. A aplicação tópica do flúor (ATF) promove a formação de uma camada de flúor na superfície do esmalte, diminuindo a ação de ácidos produzidos pelas bactérias e propiciando remineralização [46]. A ATF é indicada para pacientes com alto risco à cárie, indivíduos em tratamento ortodôntico, pacientes com fluxo salivar reduzido [45, 47], hipersensibilidade dentinária [48] e após clareamentos dentários [49]. Pode ser realizada através de diferentes métodos. Os produtos de elevada concentração de flúor, aplicados por profissionais, são o verniz de flúor 2,26% (22600ppm) e o gel flúor fosfato acidulado 1,23% (12300ppm). Os de menor concentração de flúor, que podem ser utilizados em domicílio com orientação profissional, bochechos 0,2% e 0,05% NaF₂ (respectivamente, 900ppm e 225ppm) e dentifrícios fluoretados (geralmente 1100ppm) [45, 50].

As aplicações de gel flúor fosfato acidulado 1,23% (FFA), em adultos, são realizadas principalmente na prevenção de hipersensibilidade dentinária e o tratamento desta após procedimentos de clareamento dental [48] e para remineralização de manchas brancas de esmalte ocasionadas por cárie [51]. O uso do FFA após clareamento dental aumenta a microdureza do esmalte devido ao seu potencial de remineralização [49], por meio da formação de Fluoreto de Cálcio (CaF₂) nas superfícies do esmalte e dentina [48]. A concentração de CaF₂ formada na dentina é 7 vezes maior que no esmalte, pois a dentina apresenta maior solubilidade em ácido que o esmalte, resultando em maior liberação de Cálcio (Ca⁺²) quando exposta ao FFA. Este Ca⁺² reage com o F⁻ e precipita o CaF₂ bloqueando os túbulos dentinários e diminuindo a hipersensibilidade dentinária [48].

O uso do FFA após clareamento dental, geralmente é realizado em sessão única, e esta aplicação tópica ocorre em 1 a 4 minutos. Na sequência o produto é expelido pelo

paciente e nos próximos 30 minutos nenhum alimento deve ser ingerido [51]. Pesquisas buscando melhor custo/benefício para este tratamento, demonstraram resultados equivalentes em aplicações de FFA de 1 minuto e de 4 minutos [45, 51-54]. Dessa forma, neste estudo, foi utilizado um protocolo de aplicação de 1 minuto do FFA, simulando 5 a 6 sessões, ou seja, aproximadamente 5 anos, o que é considerado avaliação em “longo prazo” para tratamentos com implantes dentários.

Os bochechos fluoretados são realizados com objetivo de prevenção do aparecimento de lesões cáries e remineralização de manchas brancas no esmalte dentário [48], redução da placa bacteriana e melhora nos índices de saúde periodontal [55]. Não são recomendados para crianças menores que 6 anos devido aos riscos de deglutição da solução e falta de estudos comprovando riscos e benefícios [50]. Estudos indicam que os bochechos de flúor a 0,05% sejam realizados uma ou duas vezes ao dia [48], utilizando 5 a 10ml do produto e sua duração pode variar de 30 segundos a 2 minutos cada [43], dependendo do fabricante. Se a concentração do bochecho for de 0,2% (900ppm F⁻), a frequência deve ser alterada para 1 vez por semana ou 1 vez a cada duas semanas [43].

Além, da importância do manejo cirúrgico e protético na minimização de falhas na implantodontia, os implantes dentários devem estar em constante evolução a fim de corresponder às expectativas dos pacientes, nos quesitos estética, função e longevidade. Dessa forma, pesquisas são fundamentais para avaliar as características dos materiais a serem utilizados na confecção dos implantes e seus componentes protéticos, incluindo propriedades físicas, mecânicas, eletroquímicas e biológicas frente a condições variáveis e adversas aos quais são expostos.

Até o momento, estudos relacionando a ação do flúor no comportamento corrosivo do titânio, apresentaram em suas metodologias, o uso de eletrólito a base de

saliva artificial acrescida de fluoretos [16, 37, 40-42]. Contudo, no presente estudo, o objetivo foi simular aplicações tópicas de flúor, compatíveis com os protocolos utilizados na clínica odontológica para posteriormente avaliar o efeito destas exposições no comportamento eletroquímico de diferentes graus de titânio.

Proposição

2 – Proposição

O objetivo do presente estudo foi investigar e comparar o comportamento eletroquímico e as alterações topográficas (microdureza e rugosidade) do T1cp2, T1cp4, T1cp4 hard e Ti6Al4V, expostas a duas condições: saliva artificial acrescida de NaF₂ a 225ppme saliva artificial acrescida de NaF₂ a 12.300ppm em gel.

Portanto, se estabeleceram as seguintes hipóteses de nulidade:

1. As aplicações tópicas de flúor com elevadas ou baixas concentrações de fluoretos, não influenciariam no comportamento eletroquímico do T1cp2, T1cp4, T1cp4hard e Ti6Al4V.
2. Não haveria diferença na caracterização de superfície (rugosidade superficial e microdureza) dos titânios (T1cp2, T1cp4, T1cp4 hard, Ti6Al4V) após a exposição aos fluoretos e ensaio eletroquímico.

Materiais e Método

3- Materiais e Método

3.1 - Desenho do estudo

Sessenta discos medindo 8mm de diâmetro e 3mm de espessura foram confeccionados a partir de quatro ligas de titânio (n=20) (4 condições), sendo: Ti grau 2 (Ti2), Ti grau 4 (Ti4), Ti grau 4 *hard* (Ti4h) e Ti6Al4V (Ti5). Os discos foram gentilmente doados pela empresa DSP Biomedical[®]. A amostra (n=20) de cada uma das quatro ligas analisadas foi dividida aleatoriamente em 4 grupos (n=5); sendo um *Baseline* (n=20), um Controle (C, n=20), Bochecho (B, n=20) e Gel (G, n=20). Na sequência, o comportamento eletroquímico de cada uma das ligas foi testado em saliva artificial com pH neutro (6,5). A superfície dos discos foi avaliada quantitativamente por meio da Rugosidade superficial (Ra) e microdureza de Vickers no *Baseline* e após o ensaio eletroquímico (Controle, Bochecho e Gel) (4 condições). Além disso, análises em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e Espectroscopia de Energia Dispersiva (EED) foram realizadas no período *Baseline* para caracterizar qualitativamente a superfície e verificar a composição química dos titânios testados (Figura 1).

Para todas as análises, um sorteio amostral foi realizado no software Microsoft[®] Excel[®] 2016, com objetivo de minimizar o risco de leituras equivocadas pelo pesquisador.

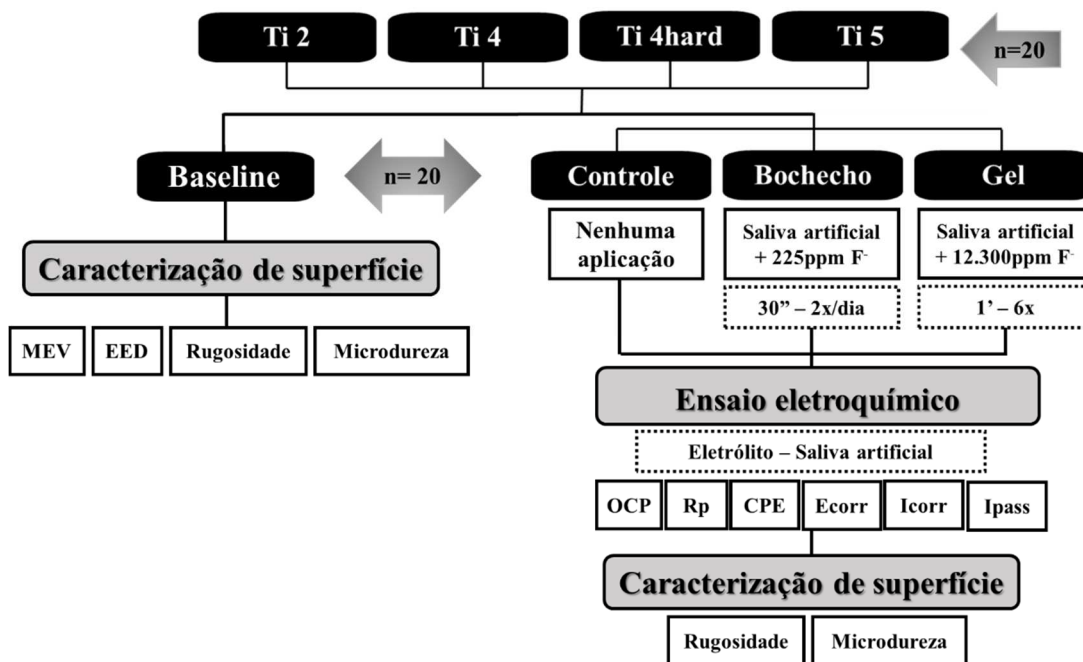


Figura 1. Fluxograma do delineamento do estudo.

3.2 – Preparo das amostras

Inicialmente, os 80 espécimes foram submetidos ao polimento, através de métodos padronizados de metalografia [56], com lixas sequenciais de gramatura #320, #400, #600 e #800 (Carbimet 2, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA), em politriz automática (ECOMET[®] 250PRO/Grinder-polisher AUTOMET 250, Buehler).

Em cada intervalo de trocas de lixas, os espécimes foram submetidos a banho com água destilada em cuba ultrassônica durante 10 minutos. Na sequência, foram submetidos ao polimento com pano (TextMet Polishing Cloth, Buehler), pasta diamantada (MetaDi 9-micron, Buehler) e lubrificante (MetaDi Fluid, Buehler). Subsequentemente, o polimento com disco de borracha (Chemomet I, Buehler) e sílica coloidal (MasterMed, Buehler) foi realizado até obtenção de uma superfície espelhada. Por fim, os discos foram lavados com água deionizada e propanol 70% e secos por meio de jatos de ar quente a 250°C. A rugosidade de superfície de todos os espécimes foi

determinada a fim de proporcionar uma padronização no acabamento dos discos das diferentes ligas.

3.3 – Tratamentos

No grupo Controle (Ti2-C, Ti4-C, Ti4h-C, Ti5-C) (n=20), os espécimes não foram expostos a nenhuma solução. Nos grupos Bochecho (Ti2-B, Ti4-B, Ti4h-B, Ti5-B) (n=20), os espécimes ficaram imersos em solução de saliva artificial pura (SA) acrescida de NaF₂ 225ppm e mantidos em constante agitação (Mesa agitadora orbital com temporizador CT-150T, Cientec equipamentos para laboratório, Belo-Horizonte - MG, Brasil), durante um período de 30horas e 41minutos, simulando a realização de 2 bochechos de 30 segundos ao dia, por cinco anos [48, 57]. Nos grupos Gel (Ti2-G, Ti4-G, Ti4h-G, Ti5-G) (n=20), os espécimes foram imersos em solução de SA acrescida de NaF₂ 12.300ppm, mantidos por 1 minuto, na sequência, transferidos para solução de SA, na qual permaneceram por 30 minutos, este processo foi repetido 6 vezes, e a cada troca, a saliva artificial foi substituída para que não houvesse contaminação por flúor de imersões prévias. Desta forma, simulando a condição clínica de fluoroterapia com aplicações tópicas de gel de flúor fosfato acidulado 1,23%, nas quais os pacientes são instruídos a não lavar a boca ou ingerir alimentos nos 30 minutos seguintes à aplicação do produto [44, 51-53] (Figura 1).

3.4 - Estudo do comportamento eletroquímico

Os testes foram conduzidos em uma célula eletroquímica de polissulfona [56]. Todas as mensurações foram realizadas em um método padronizado de três células de eletrodo de acordo com as instruções da Sociedade Americana para Testes de Materiais (American Society for Testing of Materials (ASTM) (G61 e G31-72) [6, 56]. Um

potenciostato (Interface 1000 Potentiostat/Galvanostat/ZRA, Gamry Instruments, Warminster, PA, EUA) ligado a um microcomputador foi utilizado para realizar o estudo eletroquímico dos espécimes. Um eletrodo saturado de cloreto de mercúrio ou Calomel (SCE) foi utilizado como eletrodo de referência (RE), um bastão de grafite como contra-eletrodo (CE) ou eletrodo auxiliar e a superfície exposta dos discos de cada liga (Ti2, Ti4, Ti4 *hard*, Ti5) como eletrodo de trabalho.

O eletrólito utilizado foi a saliva artificial de Fusayama Meyer, composta (em g/L) por KCl (0.4), NaCl (0.4), CaCl₂·2H₂O (0.906), NaH₂PO₄·2H₂O (0.690), Na₂S·9H₂O (0.005) e ureia (1) (Sigma-Aldrich, MO, USA) [6, 40, 58]. Um total de 10 ml da solução foi utilizado para cada experimento de corrosão, a qual foi mantida a uma temperatura de $37 \pm 1^\circ\text{C}$ em ambiente aerado, para simular a cavidade bucal. A área da superfície exposta à solução durante o teste foi de $0,38\text{cm}^2$. O pH da saliva artificial foi ajustado para 6,5 usando quantidades apropriadas de ácido láctico ou hidróxido de sódio (NaOH). O pH 6,5 é considerado valor normal na cavidade bucal [56].

Inicialmente, os discos foram submetidos a um potencial catódico (-0,9 V vs SCE) a fim de garantir uma padronização da camada de óxido da superfície dos mesmos. O potencial de circuito aberto (*Open circuit potential* – OCP) foi monitorado por um período de 3600 segundos para avaliar o potencial do material perante a solução e estabilizar o sistema. Espectroscopia de impedância eletroquímica (EIE) foi usada para investigar a formação eletroquímica da camada de óxido na superfície dos metais e as propriedades desse filme (cinética de corrosão). Por meio da EIE, o processo eletroquímico pode ser representado por um circuito elétrico equivalente e as propriedades do filme de óxido (capacitância e resistência) foram quantificadas para determinar o processo de corrosão. As mensurações da EIE foram obtidas em uma frequência de 100 KHz a 5 mHz, com a curva AC numa amplitude de 10 mV aplicada

ao eletrodo no seu potencial de corrosão após 3600 s da estabilização da OCP [6, 40, 56, 59]. Esses valores foram usados para determinar os componentes real (Z') e imaginário (Z'') da impedância no qual foram plotados o plote de Nyquist ou impedância total ($|Z|$) e ângulo de fase. Finalmente, os espécimes foram polarizados anodicamente de -0,8 V a 1,8 V a uma taxa de varredura de 2 mV/s.

Os resultados da EIE foram utilizados para modelar o processo de corrosão (cinética de corrosão) e entender as propriedades do filme de óxido formado na superfície dos discos, usando o circuito elétrico apropriado. Um software específico (Gamry Echem Analyst software, Gamry Instruments) simulou os dados da EIE (elemento de fase constante – CPE e resistência de polarização - R_p). Um valor de Qui-quadrado abaixo de 0,001 foi considerado, indicando concordância excelente entre os dados experimentais e valores ajustados, assim como em estudos prévios [40, 56].

Os parâmetros de corrosão foram obtidos por meio das curvas de polarização potenciodinâmica. Um software eletroquímico (Echem Analyst software, Gamry) e o método de Tafel foram utilizados para investigar a taxa de corrosão, a densidade de corrente de corrosão (I_{corr}) e o potencial de corrosão (E_{corr}) do metal. A densidade de corrente de passivação (I_{pass}) corresponde ao valor da corrente na transição entre a região ativa e passiva expressas na curva de polarização do metal.

3.5 – Caracterização de superfície

Os discos de Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5, foram analisados a partir da microscopia eletrônica de varredura (MEV) (Jeol, modelo JSM-5600LV, Oregon, EUA), para caracterização das possíveis irregularidades presentes em suas superfícies. Os espécimes foram submetidos a um ataque químico, imediatamente antes da análise com MEV, para revelar a microestrutura das ligas. Os discos foram imersos em solução de “Kroll”

(mistura de ácido nítrico – 5%, ácido hidrófluorídrico – 10% e água deionizada – 85%) durante 5 segundos, lavados com água destilada e secos com jatos de ar quente a 250°C [60].

Análises químicas elementares foram realizadas em volumes pequenos, da ordem de 1 μm^3 (micrômetro cúbico), por meio da técnica de espectroscopia de energia dispersiva (EED) (*VANTAGE Digital Microanalysis System*, Noran Instruments Inc., Middleton, EUA). O EED consiste na detecção de raios-X característicos produzidos por cada elemento após um bombardeio da amostra com elétrons de alta energia em um microscópio eletrônico. Dessa forma, permite a análise qualitativa rápida (mapeamento) dos principais elementos constituintes das superfícies dos discos.

A fim de entender as alterações na superfície das diferentes ligas submetidas aos tratamentos propostos, ocasionadas pelo processo de corrosão, o parâmetro de rugosidade de superfície (R_a - média aritmética da rugosidade de superfície) foi investigado por meio de um rugosímetro (*Surftest SJ-400*, Mitutoyo, Tokyo, Japão) antes do processo de corrosão. Cada espécime foi individualmente posicionado no centro do equipamento e a ponta medidora na superfície do espécime. Três mensurações em áreas distintas foram realizadas em cada disco (*cut-off* de 0,25 mm à velocidade de 0,05 mm/s), e o valor médio calculado.

3.6 – Análise da Microdureza

O teste de microdureza das ligas foi realizado utilizando um microdurômetro (Shimadzu HVM-2000 Micro Hardness Tester; Shimadzu Corporation, Kyoto, Japão), em temperatura ambiente ($22 \pm 2^\circ\text{C}$). A carga aplicada foi de 500 gF por 15 segundos e a microdureza expressa em unidade de dureza de Vickers (VHN) [61, 62]. Os valores de microdureza de Vickers foram calculados usando a seguinte fórmula: $VHN = 2P$

$\sin(136^\circ / 2)/d^2$, na qual P = carga aplicada e d = comprimento das endentações de diagonais. O teste foi repetido 4 vezes em 4 pontos randomizados distribuídos na superfície de cada disco, portanto, a média desses valores correspondeu à microdureza de Vickers para cada espécime.

3.7 – Análise estatística

A análise estatística foi realizada com auxílio de um software estatístico (SPSS v. 20.0; IBM Corporation; Armonk, NY, EUA). Os dados foram submetidos ao teste de homogeneidade de Shapiro-Wilk. E para todos os parâmetros de corrosão analisados (OCP, R_p , CPE, E_{corr} , I_{corr} e I_{pass}) e dados quantitativos da caracterização de superfície (rugosidade e microdureza) foi utilizada ANOVA 2 fatores (fatores: ligas e tratamentos; interação: ligas x tratamento). O teste Bonferroni foi usado com técnica *posthoc* para múltiplas comparações em um nível de significância de 5%.

Resultados

4- Resultados

4.1 - Comportamento eletroquímico

Potencial de Circuito Aberto (OCP)

A evolução do OCP em função do tempo para todas as ligas nos diferentes tratamentos está representada na figura 2. Em todos os grupos (Controle, Bochecho e Gel) a liga Ti4h apresentou valores mais positivos de OCP (figura 3, tabelas 1.1 a 1.6 - Anexo B). Foi possível observar, no grupo Controle, diferença significativa entre as ligas Ti2 e Ti4h ($p=0,01$) e entre as ligas Ti4 e Ti4h ($p=0,012$), ou seja, Ti2 e Ti4 apresentaram valores semelhantes entre si e maiores que os apresentados por Ti4h e Ti5, sendo estes semelhantes entre si ($Ti4h \approx Ti5 > Ti2 \approx Ti4$) (Figura 3, tabela 1.6 - Anexo B). No grupo Bochecho, ao comparar o comportamento eletroquímico das ligas, foi encontrada diferença estatisticamente significante entre as ligas Ti2 e Ti4h ($p < 0,001$) e Ti4 e Ti4h ($p=0,002$), obtendo relação entre as ligas semelhante ao do grupo controle ($Ti4h \geq Ti5 \geq Ti2 \approx Ti4$), no entanto, com valores discretamente mais eletronegativos para todas as ligas (Figura 3, tabela 1.6 - Anexo B). No grupo Gel, houve diferença significativa apenas entre as ligas Ti2 e Ti4h ($p=0,021$) (Figura 3, tabela 1.6 - Anexo B). No entanto, na representação gráfica dos dados (Figuras 2 e 3), observamos semelhança de valores médios de OCP para as ligas Ti4, Ti4h e Ti5, todos superiores ao OCP do Ti2 (Tabela 1.1 – Anexo B).

Na comparação intergrupos, apenas as ligas Ti2 e Ti4h tiveram diferença significativa ao comparar grupo Controle, Bochecho e Gel (Figura 3, tabela 1.5 – Anexo B). O Ti2 no grupo Gel apresentou valores mais eletronegativos que no grupo Controle ($p=0,019$). A liga Ti4h apresentou diferença significativa entre os grupos Controle e Gel ($p=0,004$) e Bochecho e Gel ($p=0,029$), ou seja, os valores de OCP no Controle e no Bochecho foram semelhantes entre si e significativamente maiores que no grupo Gel.

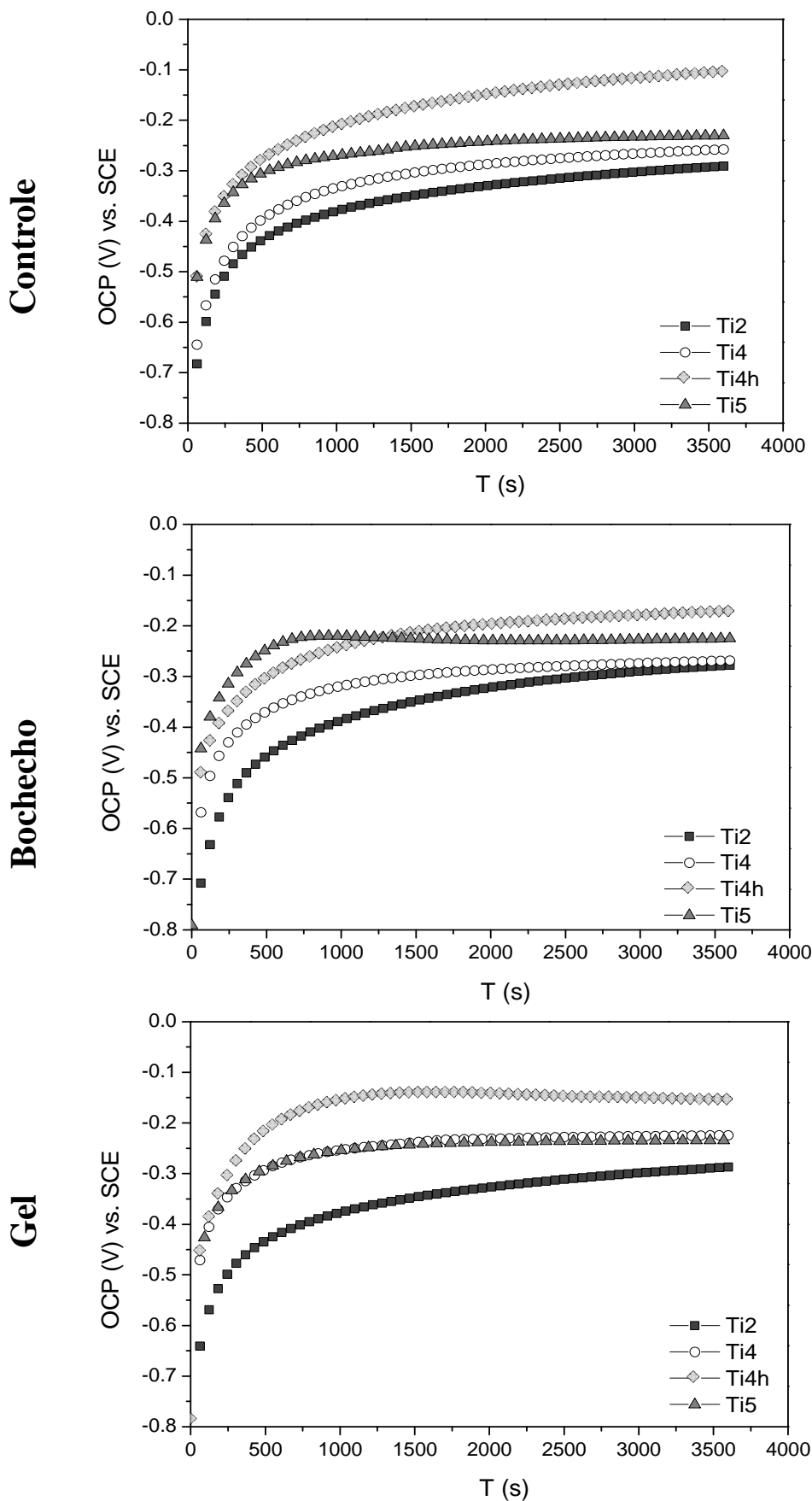


Figura 2. Diagrama dos valores de OCP para Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 em cada grupo: controle, bochecho e gel.

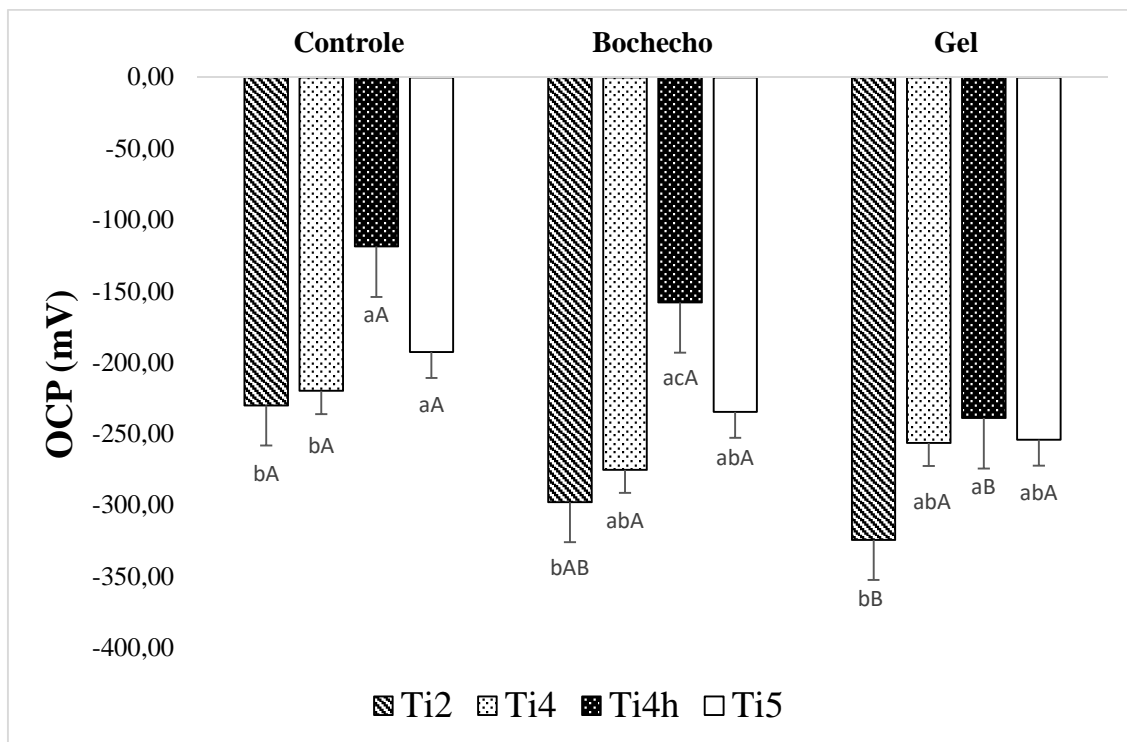


Figura 3. Representação das médias e desvio padrão dos valores de OCP para Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5, para cada grupo: controle, bochecho e gel. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$).

Espectroscopia de Impedância Eletroquímica

A representação dos dados da EIE através do diagrama de Nyquist (Figura 4) (componente real – Z_{real} da impedância versus componente imaginário – Z_{img} da impedância) permite observar que no grupo Controle a liga Ti4h apresentou maior diâmetro semicircular da curva de capacitância, seguida pelas ligas Ti4 e Ti2, e por fim o Ti5, representado com uma curva de menor amplitude, sugerindo em ordem decrescente o comportamento eletroquímico das ligas $Ti4h > Ti4 \approx Ti2 > Ti5$. No grupo Bochecho, o diagrama de Nyquist foi semelhante ao Controle, sendo possível observar maior diâmetro de semicírculo para Ti4h, seguido pelo Ti2 e menores amplitudes para as ligas Ti4 e Ti5, compatível com comportamento eletroquímico em ordem decrescente $Ti4h > Ti2 > Ti4 \approx Ti5$. No grupo Gel, a liga Ti4h também apresentou curva com maior diâmetro, seguido pelas ligas Ti4, Ti5 e por fim a Ti2, cujo diâmetro e amplitude da

curva foram os menores, sugerindo em ordem decrescente o comportamento eletroquímico das ligas $Ti4h > Ti4 \approx Ti5 > Ti2$.

No diagrama de Bode (Figura 5), através do módulo de impedância ($|Z|$) versus frequência (Hz), a representação dos dados sugere, para o grupo Controle, valores maiores de resistência para as ligas $Ti4h$, $Ti4$ e $Ti5$, sendo que a $Ti2$ mostrou valores mais baixos de impedância. No grupo Bochecho, a liga $Ti4h$ apresentou maiores valores de resistência do filme de passivação, seguidos pelas ligas $Ti2$, $Ti4$ e $Ti5$. Na representação dos dados da impedância para o grupo Gel, sugere-se ordem decrescente dos valores das ligas como sendo $Ti4h > Ti4 > Ti5 > Ti2$. Ao comparar o comportamento de cada liga nos diferentes grupos, notamos discreto aumento do módulo de impedância entre o grupo controle e bochecho para as ligas $Ti2$ e $Ti4h$, e redução dos valores para as ligas $Ti4$ e $Ti5$. E ao comparar Controle e Gel, a diferença mais significativa foi a diminuição dos valores de impedância do $Ti2$.

As quatro ligas testadas apresentaram apenas uma constante de tempo em todos os grupos analisados (Figura 6). No grupo Controle, $Ti2$, $Ti4$ e $Ti4h$ apresentaram ângulos semelhantes entre si (aproximadamente 80°) e maiores que do $Ti5$. No Bochecho, valores mais elevados foram encontrados para o $Ti2$ e $Ti4h$ (aproximadamente 80°). E no Gel apenas o $Ti4h$ manteve seus valores de ângulo de fase semelhantes ao apresentado no grupo Controle, os demais titânios demonstraram discreta redução nos valores de fase. O $Ti4h$ e $Ti2$ foram semelhantes nos grupos Controle e Bochecho (aproximadamente 80°), no entanto no grupo Gel se diferenciaram, permanecendo o $Ti4h$ com valores maiores que o $Ti2$. O $Ti5$ apresentou menores valores de ângulo de fase em todos os grupos.

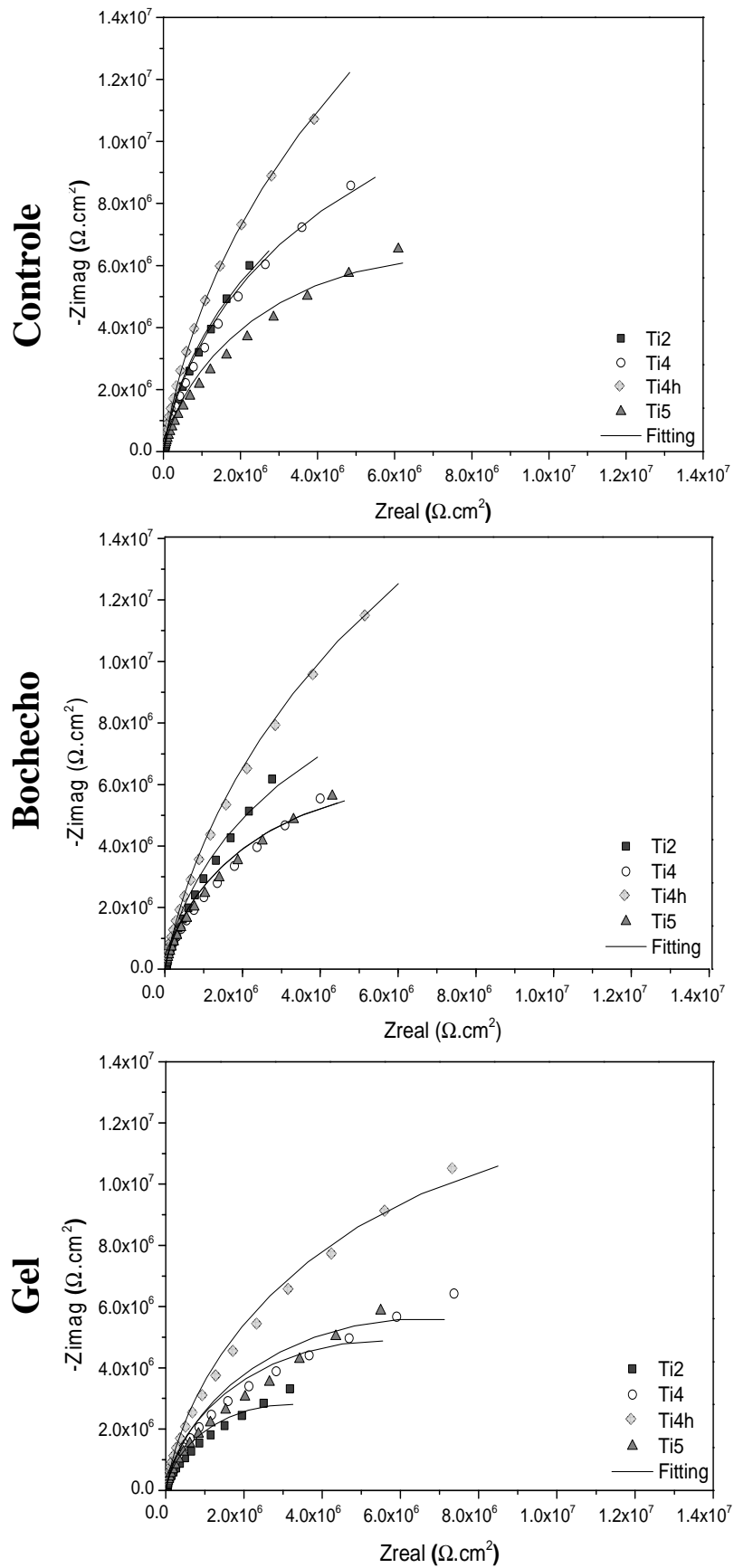


Figura 4. Diagrama de Nyquist representando os dados da EIE do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel.

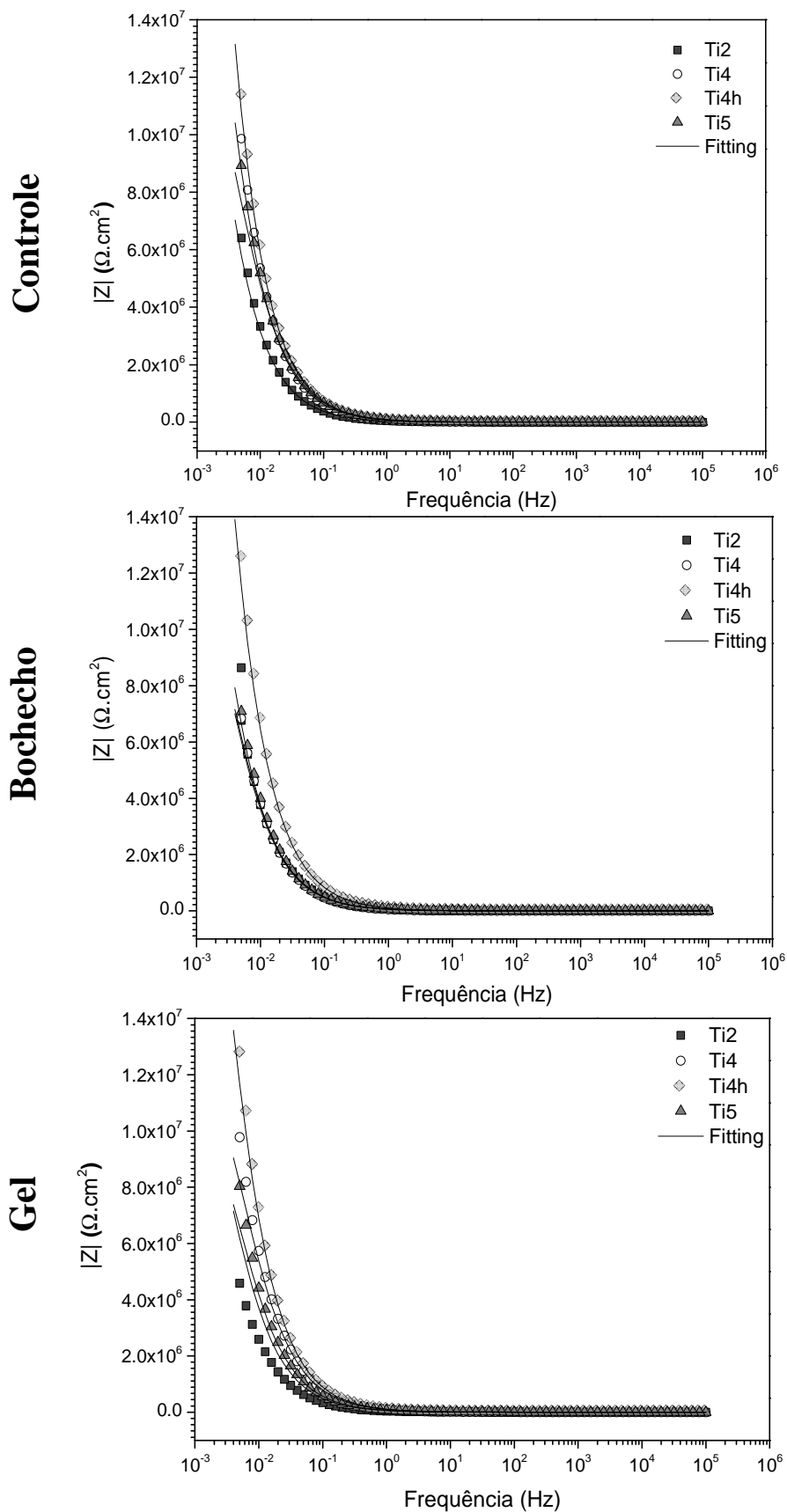
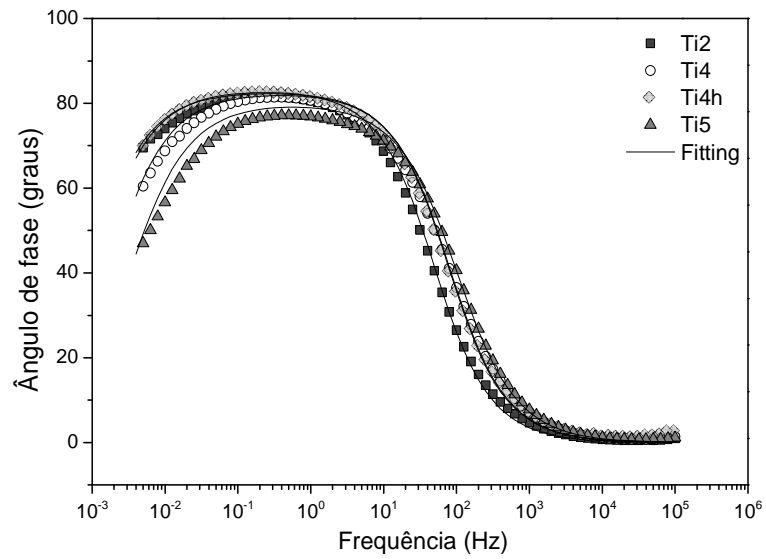
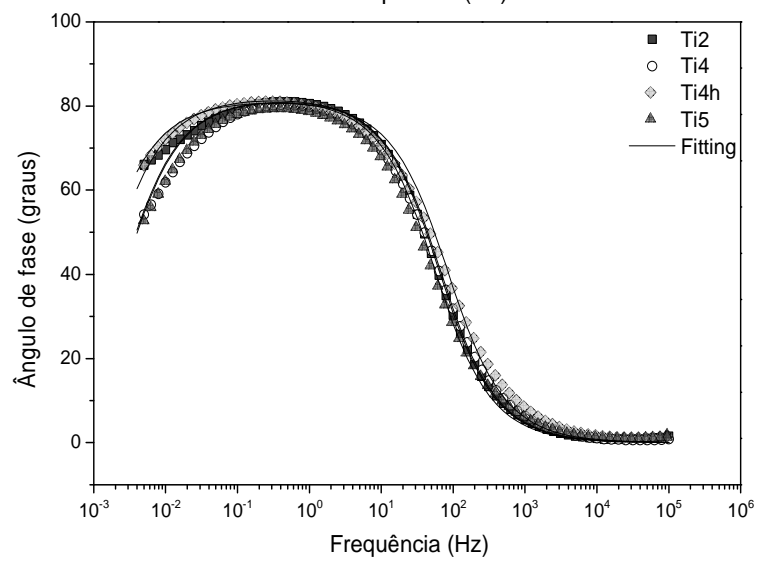


Figura 5. Módulo de impedância ($|Z|$) obtido através do diagrama de Bode do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel.

Controle



Bochecho



Gel

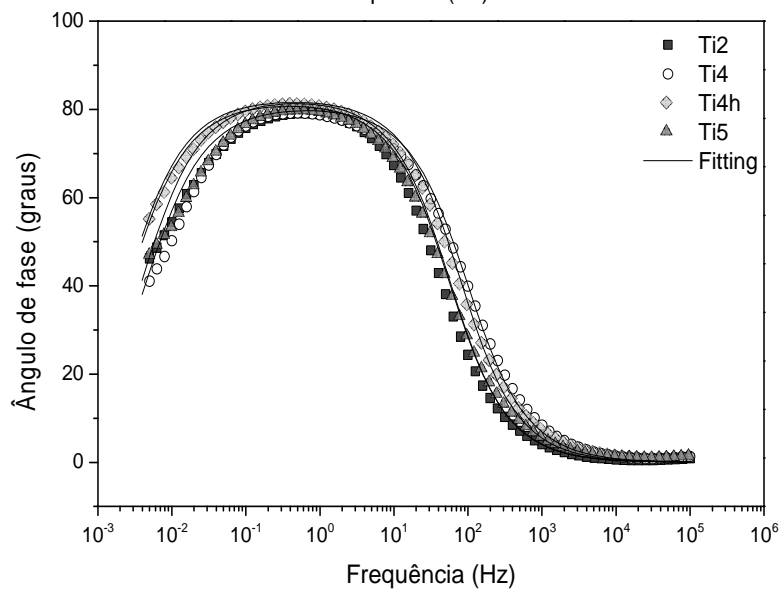


Figura 6. Ângulo de fase obtido através do diagrama de Bode do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel.

Para a simulação dos parâmetros elétricos da superfície (R_p , CPE, η , qui-quadrado - χ^2) o circuito equivalente utilizado foi o circuito elétrico simples, composto por R_{sol} (resistência da solução), R_p (resistência da polarização) e CPE (Figura 7). As médias dos valores obtidos estão dispostas na Tabela 2, na qual observamos que os valores de χ^2 foram na ordem de 10^{-3} .

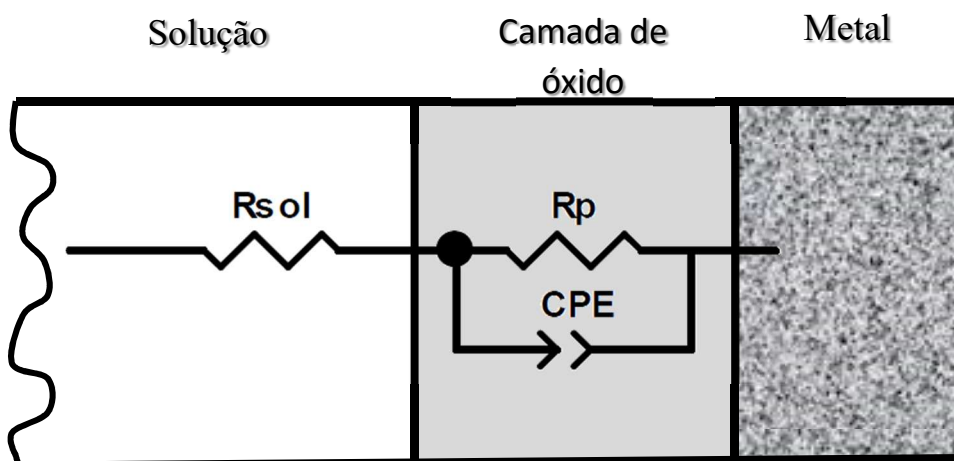


Figura 7. Circuito elétrico equivalente.

Os valores de R_p apresentaram diferença nos fatores ligas e grupos ($p < 0,001$, ANOVA 2 fatores), mas não demonstraram diferença na interação “ligas x tratamento” ($p = 0,162$, ANOVA 2 fatores). Ao analisar estatisticamente a R_p (Figura 8 e Tabelas 2.1 a 2.6 – Anexo B) de cada titânio, no grupo Controle, foi encontrada diferença significativa entre o Ti2 e Ti4 ($p = 0,034$), Ti5 e Ti4 ($p < 0,001$) e Ti5 e Ti4h ($p = 0,04$), ou seja, valores mais elevados de resistência para o Ti4, seguida pelo Ti4h e Ti2, e menores valores de R_p para a liga Ti5 ($Ti4 \geq Ti4h \geq Ti2 \geq Ti5$). No grupo Bochecho, houve diferença significativa entre as ligas Ti4h e Ti2 ($p = 0,011$), Ti4h e Ti5 ($p = 0,001$) e Ti4 e Ti5 ($p = 0,009$), dessa forma, evidenciando que a resistência do Ti4h foi a mais elevada, e que a liga Ti5 foi que demonstrou valores de R_p mais baixos. No grupo Gel, valores médios de R_p do Ti4h apresentaram tendência à maior resistência que o Ti4 e Ti5, sendo estatisticamente maior ($p = 0,042$) que o Ti2.

Ao avaliar os dados intergrupos, visualizamos que a liga Ti2 apresentou diferença apenas entre os grupos Controle e Gel ($p=0,014$). Apesar de não haver diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$), houve uma tendência à valores médios de resistência maiores no Controle comparado ao Bochecho, e deste mais elevados que os do Gel. Na liga Ti4, houve diferença estatística entre os grupos Bochecho e Gel ($p=0,008$) e Controle e Gel ($p<0,001$), dessa forma, os valores no grupo Controle foram semelhantes aos do Bochecho, e ambos maiores que no Gel ($p>0,05$). A liga Ti4h mostrou-se diferente nos grupos Bochecho e Gel ($p=0,043$), o que não ocorreu entre os grupos Controle e Bochecho ou Controle e Gel ($p>0,05$). Baseado nos valores médios, constituiu-se uma relação em ordem decrescente Bochecho>Controle>Gel. A liga Ti5 não apresentou diferença estatística entre os grupos ($p>0,05$).

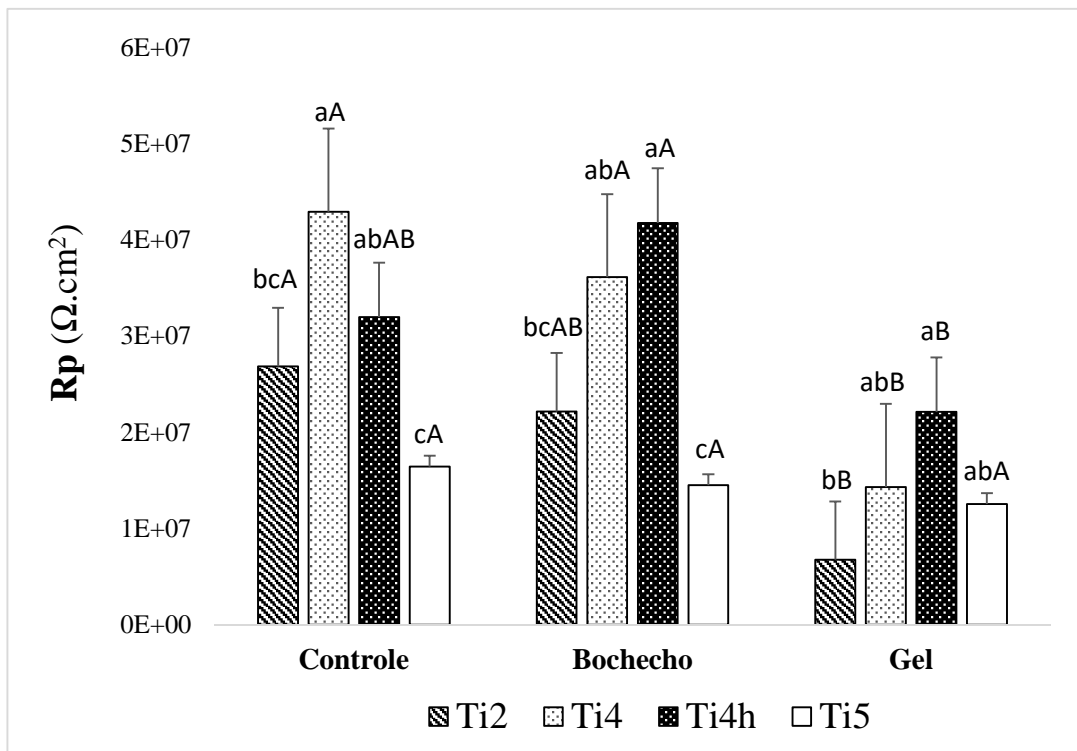


Figura 8. Representação gráfica das médias e desvio padrão dos valores de Rp do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p<0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p<0,05$).

Tabela 1. Valores das médias (e desvio padrão) dos parâmetros eletroquímicos obtidos através do circuito elétrico equivalente. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$).

Tratamento	Ligas	Rp (MΩ.cm²)	CPE (Y0) (μΩ⁻¹.sⁿ.cm²)	η	χ² x 10³
Controle	Ti2	26,85 (1,88) ^{bcA}	3,28 (0,33) ^{aA}	0,89 (0,04)	2,26 (0,10)
	Ti4	36,13 (10,35) ^{aA}	2,09 (0,34) ^{bA}	0,90 (0,01)	2,89 (0,55)
	Ti4h	31,97 (18,25) ^{abAB}	2,07 (0,47) ^{bA}	0,93 (0,01)	1,59 (0,57)
	Ti5	16,45 (3,49) ^{cA}	2,04 (0,43) ^{bA}	0,90 (0,01)	2,99 (0,22)
Bochecho	Ti2	22,16 (3,93) ^{bcAB}	3,25 (0,48) ^{aA}	0,92 (0,01)	1,05 (0,30)
	Ti4	15,39 (6,23) ^{abA}	3,20 (0,74) ^{bcA}	0,93 (0,02)	2,33 (0,55)
	Ti4h	41,77 (15,38) ^{aA}	1,90 (0,43) ^{cA}	0,91 (0,03)	1,45 (0,89)
	Ti5	14,51 (1,96) ^{cA}	2,78 (0,28) ^{abB}	0,91 (0,01)	3,07 (0,56)
Gel	Ti2	6,75 (0,89) ^{bB}	4,36 (0,77) ^{aB}	0,92 (0,01)	1,93 (1,50)
	Ti4	14,32 (1,19) ^{abB}	2,15 (0,24) ^{bA}	0,92 (0,02)	3,02 (1,27)
	Ti4h	22,11 (6,49) ^{aB}	2,06 (0,28) ^{bA}	0,93 (0,01)	2,02 (0,86)
	Ti5	12,54 (2,43) ^{abA}	2,55 (0,48) ^{bAB}	0,92 (0,01)	4,65 (0,90)

Os valores de CPE estão representados na figura 9 (Tabelas 3.1 a 3.6 – Anexo B). Na análise intragrupo, no Controle e no Gel, foram encontrados comportamentos semelhantes de CPE para os titânios Ti4, Ti4h e Ti5, sendo valores estatisticamente mais elevados ($p < 0,001$) para estes quando comparados ao Ti2. E no Bochecho, houve diferença significativa entre o Ti2 e Ti4 ($p = 0,004$), Ti2 e Ti4h ($p < 0,001$) e Ti4h e Ti5 ($p = 0,012$), assim foi possível obter uma relação decrescente, $Ti2 \geq Ti5 \geq Ti4 \geq Ti4h$, na qual maiores valores de CPE foram observados para o Ti4h e menores para o Ti2. Ao analisar as diferenças que cada titânio apresentou nos diferentes grupos, observou-se que o Ti4 e Ti4h não tiveram valores de CPE alterados, independente da solução utilizada ($p > 0,05$), o Ti2 apresentou valores semelhantes entre os grupos Controle e Bochecho ($p > 0,05$) e ambos estatisticamente maiores que no Gel (respectivamente, $p = 0,004$ e $p < 0,001$). E a liga Ti5 demonstrou diferença entre Controle e Bochecho ($p = 0,032$), apresentando a relação decrescente $Bochecho \geq Gel \geq Controle$.

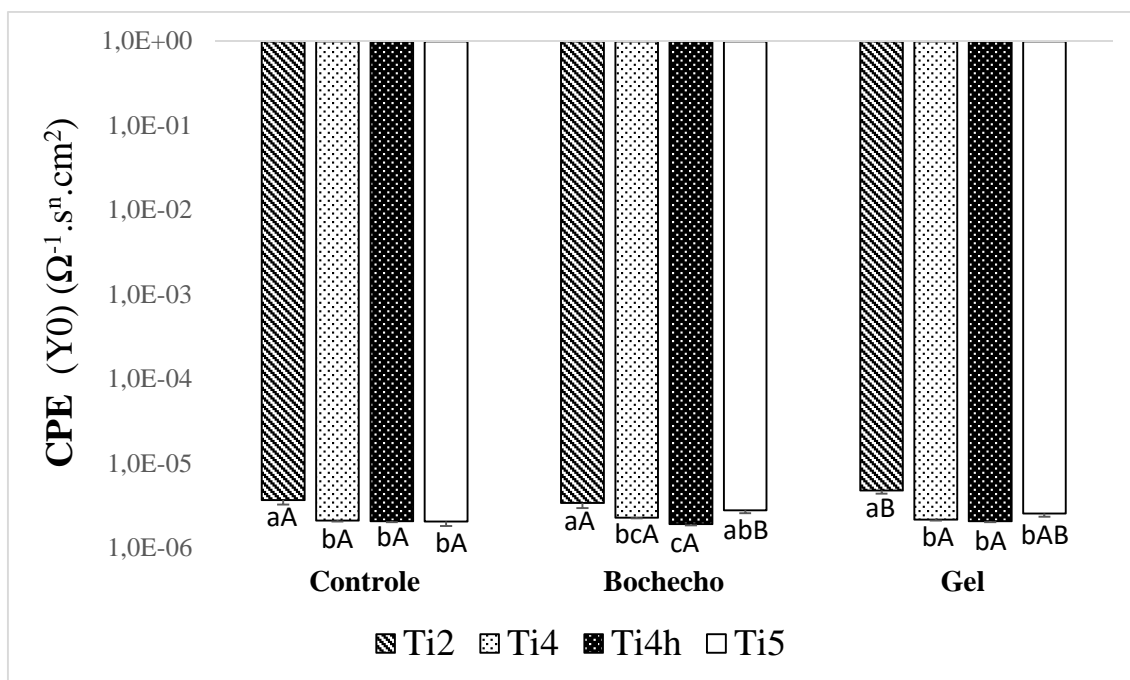


Figura 9. Representação gráfica das médias e desvio padrão dos valores de CPE do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$).

Curva de Polarização Potenciodinâmica

As curvas de polarização podem ser visualizadas na Figura 10 e os parâmetros eletroquímicos I_{corr} (densidade de corrente de corrosão), E_{corr} (potencial de corrosão), I_{pass} (densidade de corrente de passivação) e curvas catódica (b_c) e anódica (b_a) obtidos, estão apresentados na Tabela 3.

Na Figura 11, observamos os valores médios de E_{corr} para cada grupo. A análise estatística (Tabelas 4.1 a 4.6 – Anexo B) resultou em diferença significativa apenas no fator “ligas” ($p=0,006$, ANOVA 2 fatores), o fator “tratamento” e a interação “ligas x tratamento” não apresentaram diferença estatística ($p>0,05$, ANOVA 2 fatores). No grupo Controle, não houve diferença significativa entre as ligas ($p>0,05$). No grupo Bochecho, houve diferença estatística entre as ligas Ti2 e Ti4h ($p=0,024$), no entanto, a relação das médias dos valores de E_{corr} pode ser visualizada $Ti2 \leq Ti4 \approx Ti5 \leq Ti4h$, mesmo sem haver diferenças significantes entre as ligas ($p>0,05$). No grupo Gel, houve diferença significativa entre as ligas Ti2 e Ti4 ($p=0,016$), dessa forma, mesmo sem diferenças estatísticas entre as outras ligas ($p>0,05$), podemos observar que os valores médios de E_{corr} foram $Ti2 \leq Ti4h \approx Ti5 \leq Ti4$. Na comparação entre grupos, não houve diferença estatisticamente significativa para nenhuma liga ($p>0,05$).

Os valores de I_{corr} geralmente são inversamente proporcionais aos de E_{corr} , pois na curva de polarização cíclica, a região catódica (b_c) é formada quando o aumento do potencial de corrosão (E_{corr}) causa uma redução da densidade de corrente de corrosão (I_{corr}). A análise estatística deste parâmetro, representada na Figura 12 e Tabelas 5.1 a 5.6 (Anexo B), demonstrou diferença estatística para os fatores “ligas”, “tratamento” e a interação “ligas x tratamento” ($p<0,001$, ANOVA 2 fatores). No grupo Controle, a liga Ti2 apresentou maiores valores de I_{corr} que todas as outras ligas Ti4, Ti4h e Ti5 ($p=0,007$; $p=0,013$; $p=0,021$, respectivamente). No grupo Bochecho, a liga Ti2 apresentou valores semelhantes aos da Ti4, ambos foram significativamente maiores que

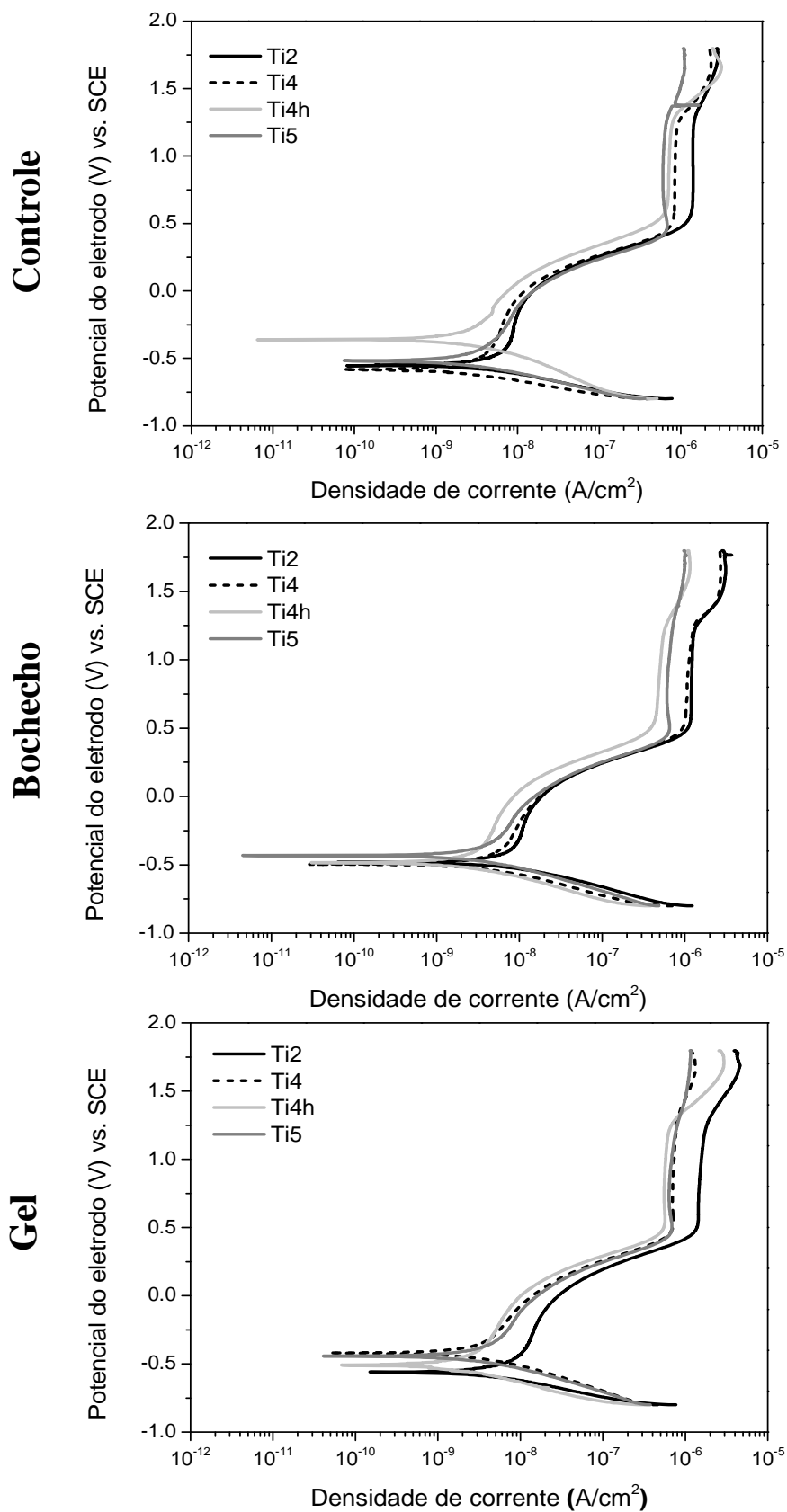


Figura 10. Curvas potenciodinâmicas obtidas para o Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 em cada grupo: Controle, Bochecho e Gel.

Tabela 2. Valores das médias (e desvio padrão) dos parâmetros eletroquímicos obtidos através das curvas de polarização potenciodinâmicas. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$).

Tratamento	Ligas	E_{corr} (V) vs SCE	I_{corr} (nA cm ⁻²)	b_a (V dec ⁻¹)	$-b_c$ (V dec ⁻¹)	I_{pass} (nA cm ⁻²)
Controle	Ti2	-0,522 (0,067) ^{aA}	3,080 (0,667) ^{aA}	0,717 (0,138)	0,138 (0,029)	1,178 (0,244) ^{aA}
	Ti4	-0,496 (0,110) ^{aA}	1,690 (0,502) ^{bA}	0,603 (0,137)	0,145 (0,047)	0,677 (0,171) ^{bA}
	Ti4h	-0,379 (0,121) ^{aA}	1,707 (0,058) ^{bA}	0,460 (0,092)	0,192 (0,057)	0,735 (0,128) ^{bA}
	Ti5	-0,427 (0,058) ^{aA}	1,895 (0,373) ^{bA}	0,463 (0,074)	0,154 (0,025)	0,595 (0,058) ^{bA}
Bochecho	Ti2	-0,537 (0,049) ^{aA}	3,805 (0,822) ^{aA}	0,808 (0,065)	0,136 (0,018)	1,064 (0,103) ^{aA}
	Ti4	-0,495 (0,048) ^{abA}	3,208 (0,862) ^{acB}	0,639 (0,100)	0,152 (0,008)	1,098 (0,203) ^{abB}
	Ti4h	-0,390 (0,109) ^{bA}	1,798 (0,695) ^{bcA}	0,510 (0,091)	0,159 (0,008)	0,547 (0,135) ^{bA}
	Ti5	-0,435 (0,046) ^{abA}	2,727 (0,262) ^{cA}	0,517 (0,079)	0,172 (0,019)	0,628 (0,053) ^{bA}
Gel	Ti2	-0,582 (0,027) ^{aA}	6,710 (1,019) ^{abB}	0,971 (0,198)	0,128 (0,023)	1,481 (0,076) ^{abB}
	Ti4	-0,413 (0,007) ^{bA}	4,055 (0,025) ^{bB}	0,807 (0,147)	0,156 (0,027)	0,845 (0,134) ^{bA}
	Ti4h	-0,457 (0,150) ^{abA}	1,970 (0,495) ^{cA}	0,550 (0,200)	0,138 (0,038)	0,694 (0,123) ^{bA}
	Ti5	-0,458 (0,087) ^{abA}	2,588 (0,090) ^{cA}	0,546 (0,099)	0,159 (0,007)	0,705 (0,166) ^{bA}

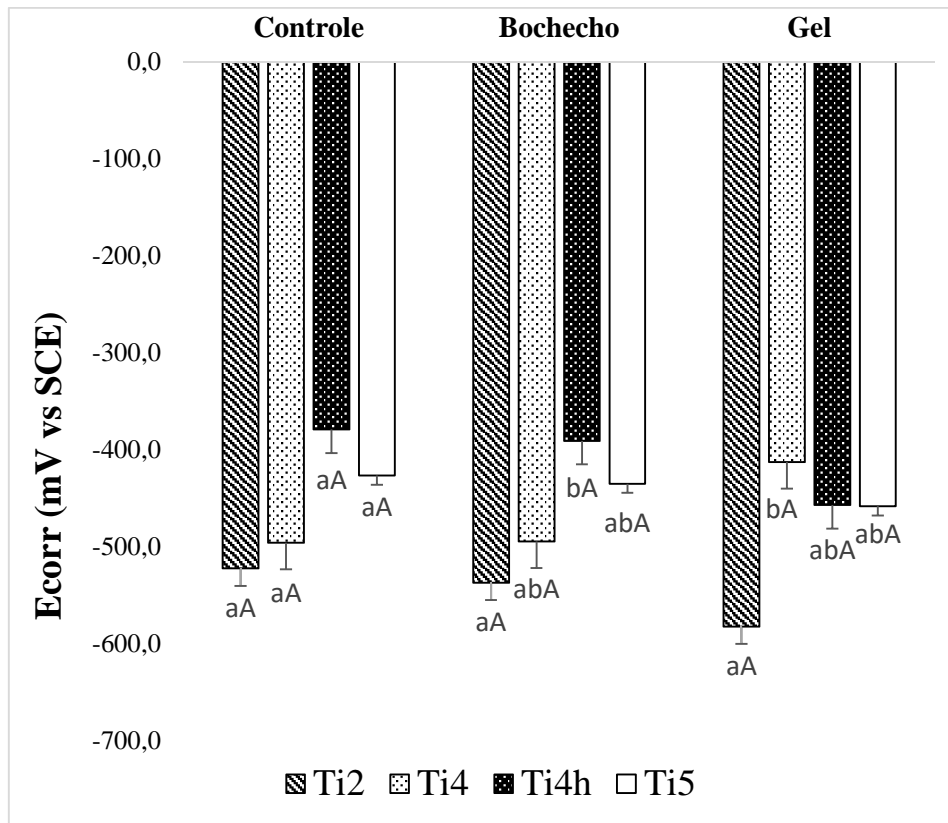


Figura 11. Representação gráfica das médias e desvio padrão dos valores de E_{corr} do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$).

que a liga Ti4h ($p < 0,001$ e $p = 0,004$, respectivamente), além disso, o valor médio de I_{corr} para a liga Ti2 foi maior que Ti5 ($p = 0,034$), assim compondo relação intragrupo $Ti2 \geq Ti4 \geq Ti5 \geq Ti4h$. No grupo Gel, houve diferença significativa da liga Ti2 com todas as outras ligas ($p < 0,001$), entre Ti4 e as ligas Ti4h e Ti5 (respectivamente, $p < 0,001$ e $p = 0,005$), portanto $Ti2 > Ti4 > Ti5 \approx Ti4h$. Ao comparar o comportamento de cada liga nos diferentes grupos, observamos que o Ti2 apresentou valores semelhantes para os grupos Controle e Bochecho, ambos menores que no grupo Gel ($p < 0,001$), a liga Ti4 apresentou valores semelhantes nos grupos Bochecho e Gel, ambos maiores que o Controle ($p = 0,002$ e $p < 0,001$, respectivamente). E as ligas Ti4h e Ti5 não apresentaram diferenças significativas de I_{corr} entre os grupos ($p > 0,05$).

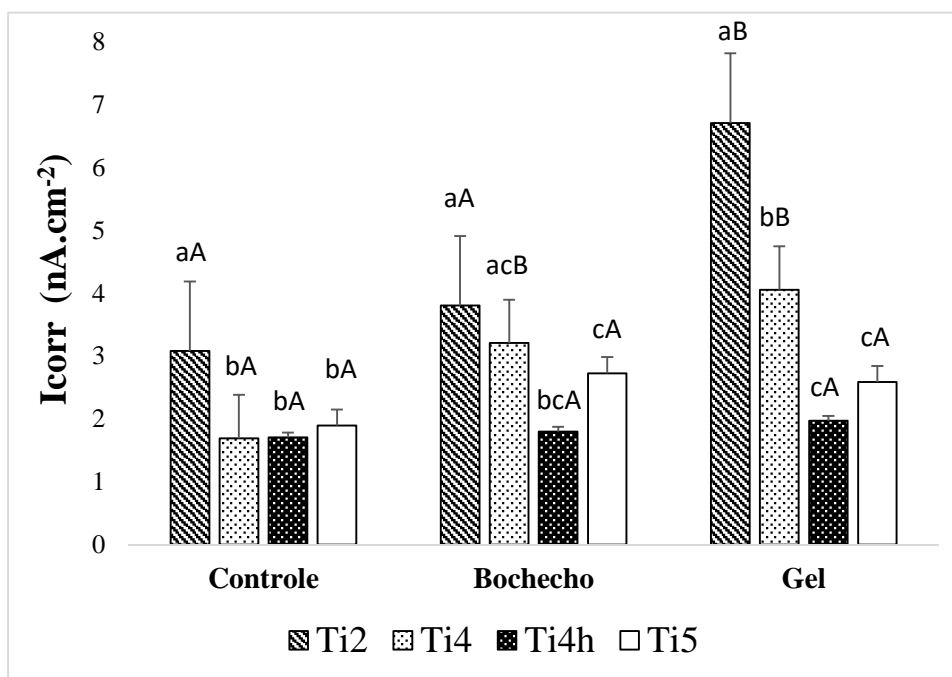


Figura 12. Representação gráfica das médias e desvio padrão dos valores de Icorr do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$).

Para o parâmetro de I_{pass} (densidade de corrente de passivação) (Figura 13 e Tabelas 6.1 a 6.6 – Anexo B), houve diferença estatística no fator “ligas” ($p = 0,044$, ANOVA 2 fatores), “tratamento” ($p < 0,001$, ANOVA 2 fatores) e na interação “ligas x tratamento” ($p = 0,001$, ANOVA 2 fatores). Portanto, ao realizar análise intragrupos, verificamos no grupo Controle e no Gel, que a liga Ti2 apresentou valores mais elevados que as ligas Ti4, Ti4h e Ti5 ($p \leq 0,001$), e estas mostraram resultados semelhantes entre si ($p > 0,05$) ($Ti2 > Ti4 \approx Ti4h \approx Ti5$). No grupo Bochecho, as ligas Ti2 e Ti4 apresentaram resultados semelhantes entre si ($p > 0,05$) e maiores que das ligas Ti4h e Ti5 ($p \leq 0,001$), as quais apontaram valores de I_{pass} equivalentes ($p > 0,05$) ($Ti2 \approx Ti4 > Ti4h \approx Ti5$). Ao realizar a análise intergrupos, ou seja, como cada liga se comportou nos diferentes grupos, visualizamos que as ligas Ti4h e Ti5 não variaram seu comportamento de passividade diante das três diferentes condições. Já a liga Ti2 apresentou maiores valores de I_{pass} no grupo Gel, quando comparado aos grupos

Controle e Bochecho ($p=0,009$ e $p<0,001$, respectivamente). A liga Ti4, também demonstrou comportamento diferente para as condições expostas, resultando em valores mais elevados no grupo Bochecho que os dos grupos Controle e Gel ($p<0,001$ e $p=0,026$, respectivamente).

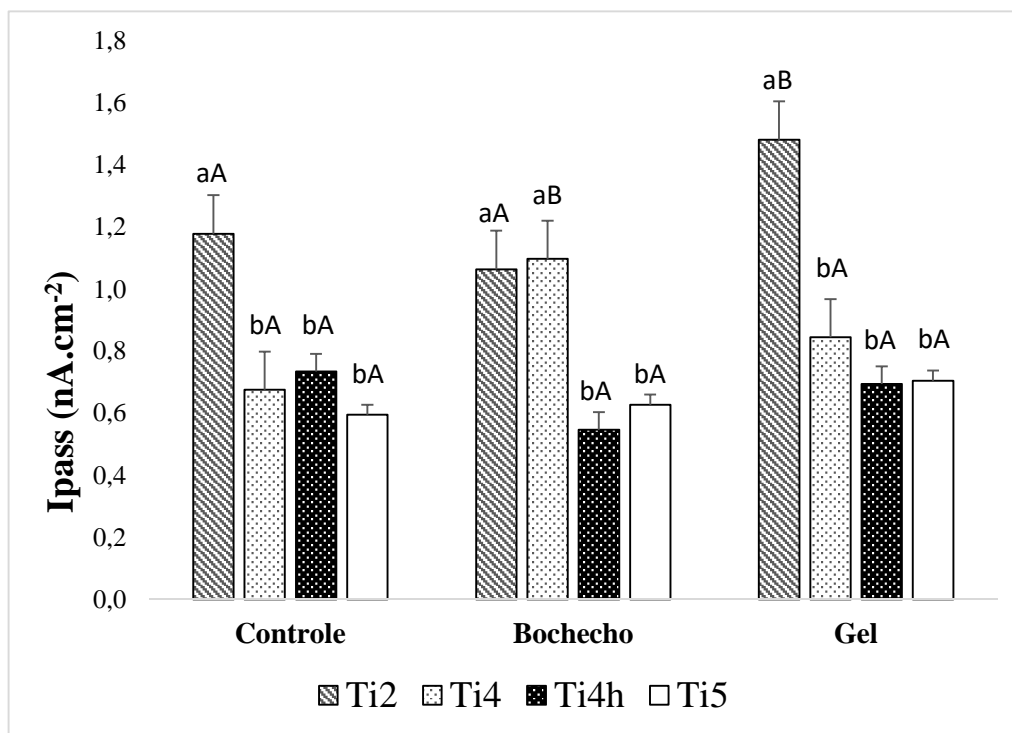


Figura 13. Representação gráfica das médias e desvio padrão dos valores de I_{pass} do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p<0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p<0,05$).

4.2 - Caracterização de superfície

Microscopia Eletrônica de Varredura e Espectroscopia de Energia Dispersiva

A Figura 14 apresenta as micrografias obtidas através da MEV após aplicação da solução de Kroll. Os espécimes apresentam características de superfície mais definidas, evidenciando a diferença de topografia de superfície da liga Ti5 comparada às demais (Ti2, Ti4, Ti4h) principalmente no aumento x2000, na qual podemos observar presença de duas fases, uma α , representada pelos grãos mais claros evidenciados na imagem pelo (↑) e a fase β , correspondente às regiões escuras contornando os grãos (*).

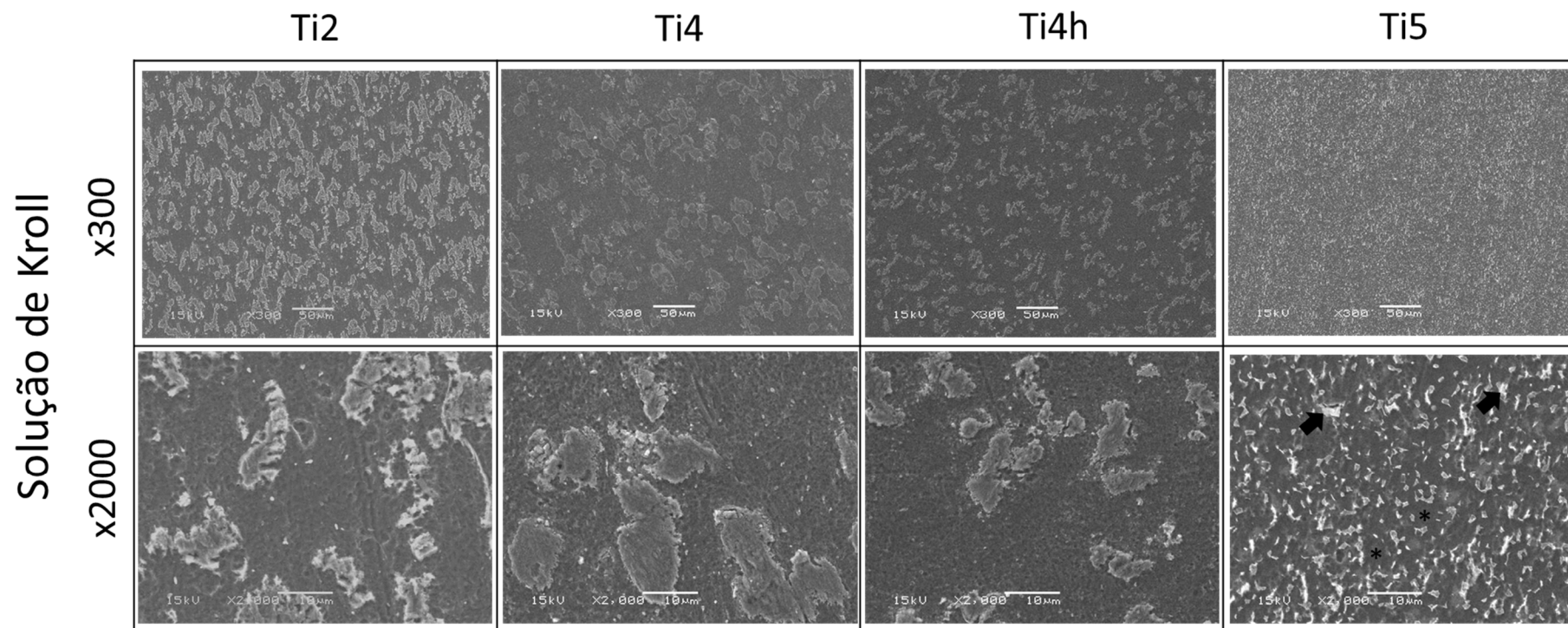


Figura 14. Micrografias obtidas por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5, submetidos à solução de Kroll.

Fase α (↑) e fase β (*).

Com relação ao EED, um espécime de titânio (Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5) foi analisado, sendo que para cada um, três regiões quadrangulares foram aleatoriamente determinadas e examinadas. A média dos valores obtidos foi utilizada para comparação da composição química, representada pela Figura 15. Os titânios Ti2, Ti4 e Ti4h, apresentaram, respectivamente, teores de Ti (97,99%, 98,22% e 98,19%) e Si (2,02%, 1,78% e 1,81%). A liga Ti5 permitiu detecção dos elementos: Ti (55,76%), Cr (38,47%), Al (2,82%) e V (2,95%).

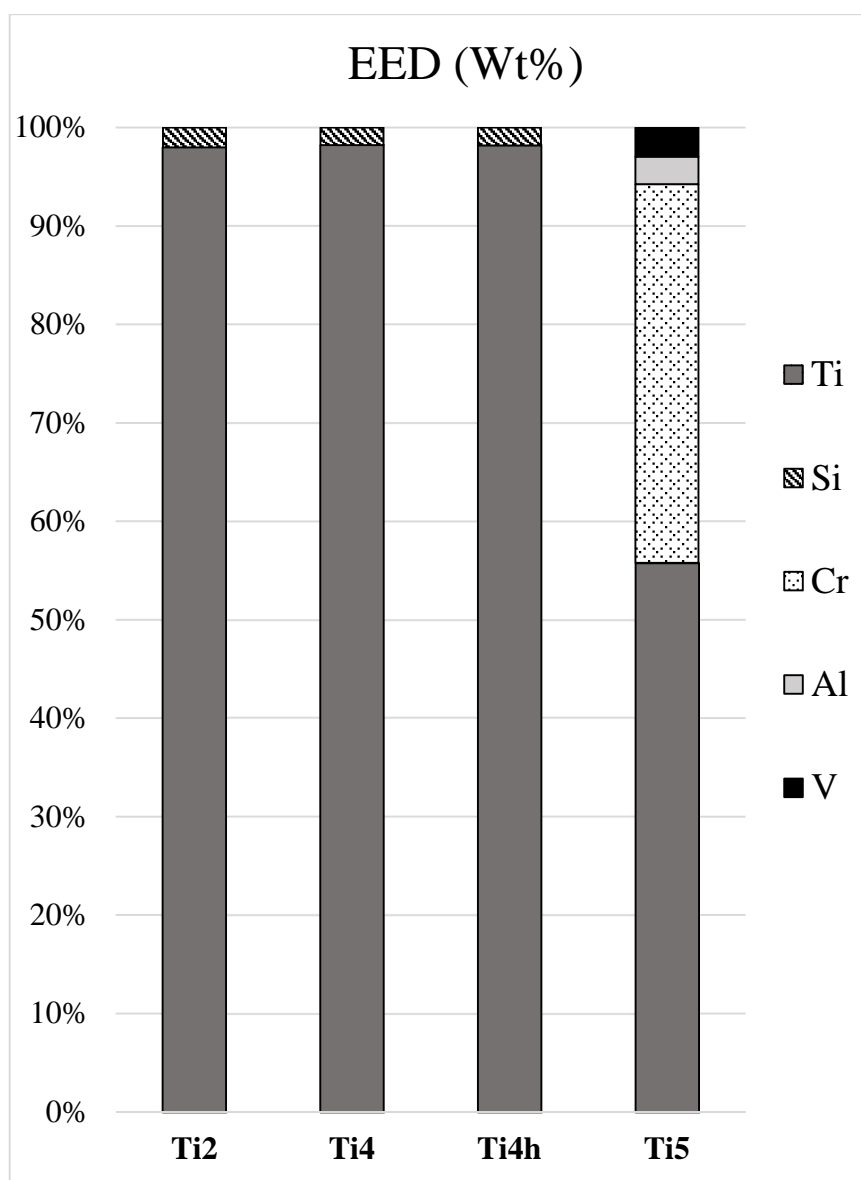


Figura 15. Espectroscopia de Energia Dispersiva do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 no grupo *Baseline*.

Rugosidade

As médias dos valores de Ra dos titânios Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5, comparadas entre os grupos *Baseline*, Controle, Bochecho e Gel estão representadas na Figura 16. Os dados foram submetidos a teste estatísticos (Tabelas 7.1 a 7.8 – Anexo B). , ANOVA a 2 fatores, no qual foi encontrada diferença estatisticamente significativa no fator “ligas” ($p < 0,001$), porém sem diferença no fato “grupos” ($p = 0,527$) e na interação “ligas x grupos” ($p = 0,804$) (Tabela 7.2 -Anexo B). No *posthoc* Bonferroni, análise intragrupo, para todos os grupos, o Ti2 foi o que apresentou maiores ($p < 0,05$) valores de rugosidade superficial e valores mais inferiores ($p < 0,05$) foram encontrados para a liga Ti5. O Ti4 e o Ti4h demonstraram valores de Ra semelhantes nos quatro grupos. Ao verificar os dados apresentados por cada titânio nos diferentes grupos, nenhuma alteração foi observada ($p > 0,05$).

4.3 – Análise da Microdureza

Os dados da microdureza de Vickers estão representados na Figura 17. Diferença estatisticamente significativa foi encontrada no fator “liga” ($p < 0,001$, ANOVA 2 fatores), porém não houve diferença estatística no fator “grupos” ou na interação “ligas x grupos” ($p > 0,05$, ANOVA 2 fatores) (Tabela 8.2 – Anexo B).

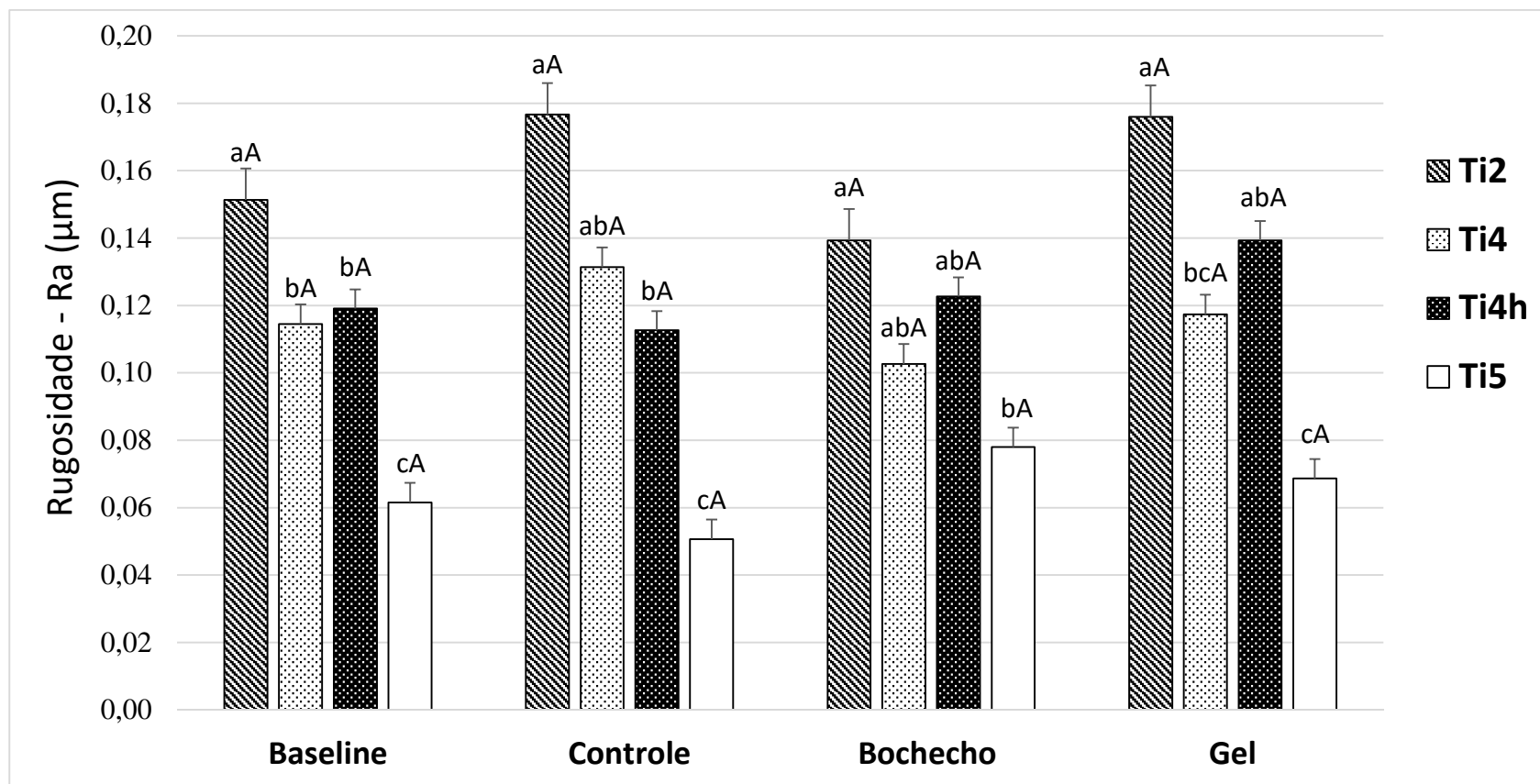


Figura 16. Representação gráfica das médias e desvio padrão dos valores de Ra para o Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5, dos grupos *Baseline*, *Controle*, *Bochecho* e *Gel*. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$).

Após aplicação do *posthoc* Bonferroni, foi observado que a microdureza apresentada pelos titânios era semelhante em todos os grupos, sendo o Ti2 o que demonstrou os menores valores ($p < 0,001$), na sequência, valores semelhantes foram encontrados para o Ti4 e Tii4h ($p > 0,05$), e estes foram menores que os valores observados para a liga Ti5 ($p < 0,001$). Assim, formando uma relação crescente, $Ti2 < Ti4 \approx Tii4h < Ti5$. Ao analisar a microdureza que cada liga apresentou nos diferentes grupos, notou-se diferença apenas não Ti2, o qual apresentou menores valores ($p = 0,002$) nos grupos Baseline e Bochecho e semelhantes entre si ($p > 0,05$), seguidos pelo grupo Controle, e por fim, valores de microdureza mais elevados para o grupo Gel ($p = 0,002$). E os titânios Ti4, Ti4h e Ti5 não apresentaram diferença significativa entre os grupos ($p > 0,05$).

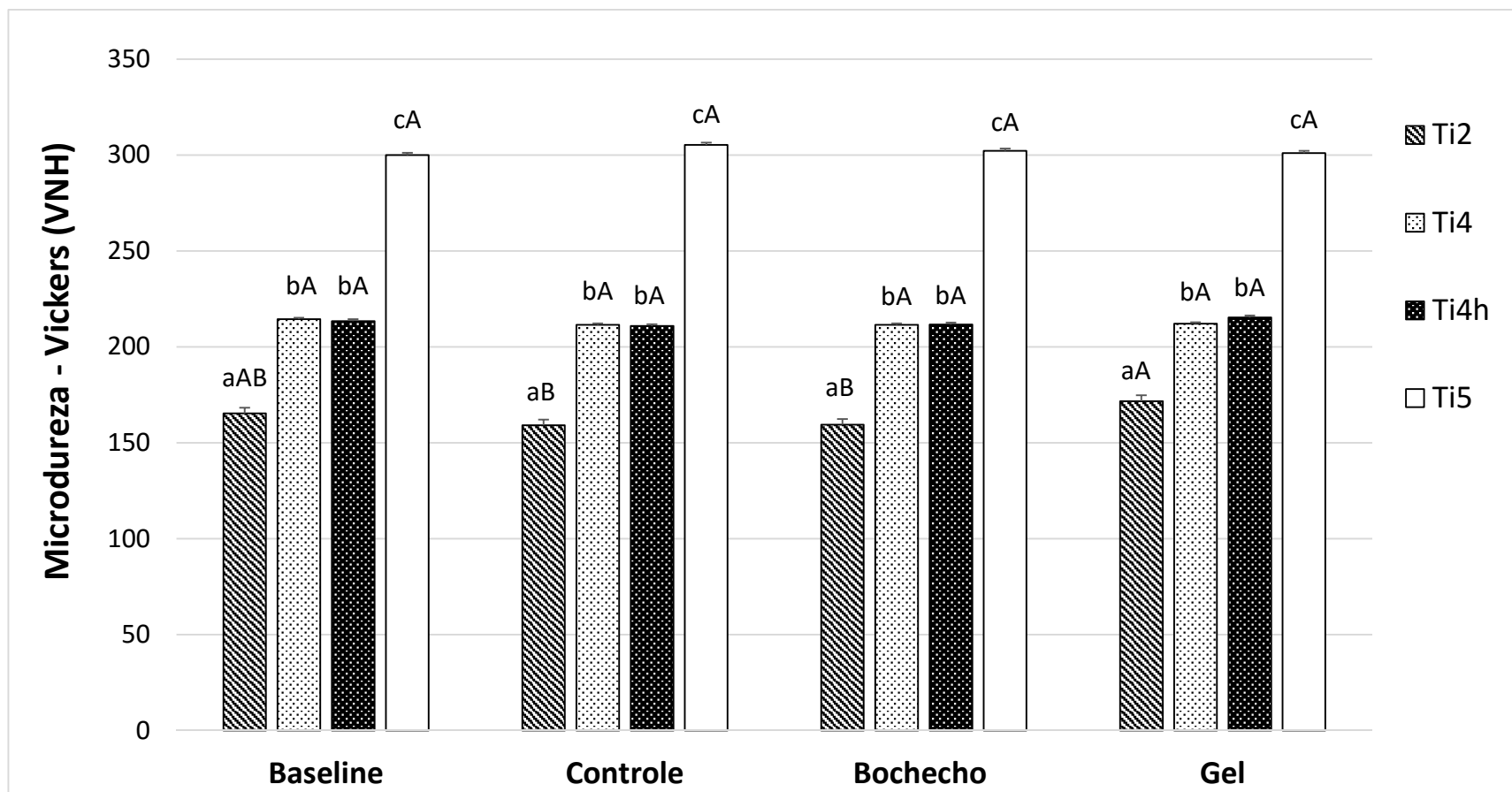


Figura 17. Representação gráfica das médias e desvio padrão dos valores de Microdureza de Vickers para o Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5, dos grupos *Baseline*, *Controle*, *Bochecho* e *Gel*. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$).

Discussão

5- Discussão

As próteses sobre implantes têm sido a opção mais procurada para reabilitação de pacientes edêntulos ou parcialmente dentados [32]. Dentre as diversas complicações e falhas deste tipo de tratamento, com uma baixa incidência encontram-se as fraturas de implantes (1%), componentes protéticos (2%) e parafusos de retenção (2%) [63]. Estudos dividem as causas destas fraturas em: desenho do implante e defeitos na fabricação [32, 64], incluindo o material com o qual este é confeccionado; estruturas protéticas sem ajuste passivo na instalação; sobrecarga biomecânica e fisiológica ocasionada por hábitos parafuncionais, desenho protético ou localização do implante e como outras causas, instalação ou manipulação iatrogênica dos implantes e atividade corrosiva [32, 65]. Sendo assim, neste estudo análise eletroquímica dos graus de titânio utilizados para confecção de implantes e componentes protéticos foram realizadas após submetê-los a condições de aplicações tópicas de flúor corriqueiras nos consultórios odontológicos envolvendo pacientes parcialmente dentados.

O estudo eletroquímico foi realizado em três fases: Potencial de Circuito Aberto (OCP), Espectroscopia de Impedância Eletroquímica (R_p e CPE) e através das Curvas de Polarização Potenciodinâmicas (E_{corr} , I_{corr} e I_{pass}). Valores de OCP mais positivos indicam melhor comportamento eletroquímico, ou seja, sugerem potencial eletroquímico de ligas mais nobres [40, 61]. No presente estudo observou-se que tanto no grupo Controle quanto no Bochecho o Ti4h foi o que apresentou valores mais positivos (-118,5 e -157,7, respectivamente), no grupo Gel valores de OCP semelhantes foram encontrados para as ligas Ti4, Ti4h e Ti5, sendo o pior comportamento encontrado para o Ti2. Dessa forma, podemos inferir que a exposição à solução considerada mais agressiva (grupo Gel) devido à maior concentração de fluoretos, influenciou de forma negativa no comportamento eletroquímico, reduzindo os valores de OCP em todas as composições de titânio testadas,

principalmente no Ti2 e Ti4h, no entanto, este ainda apresentou valores mais eletropositivos comparado aos outros graus de Ti.

Os valores da EIE podem ser representados através dos diagramas de Nyquist e Bode (impedância e ângulo de fase) baseados em um circuito elétrico equivalente para modelagem dos dados. O diagrama de Nyquist que representa curvas de capacitância com maior diâmetro ou amplitude, sugerem maior impedância, ou seja, maior resistência à transferência de cargas e conseqüentemente menor processo de corrosão e reduzida troca de íons com o ambiente externo [9, 40, 66]. Quanto mais achatada a curva, maior a quantidade de irregularidades ou poros na superfície que favorecem as trocas iônicas [9, 40, 66]. Dessa forma, diante da metodologia relatada, a liga Ti4h, comparada às outras ligas, apresentou melhor estabilidade do filme de passivação em todos os grupos de tratamento, apesar de valores menores de impedância serem encontrados no grupo Gel comparado aos outros grupos, Controle e Bochecho. Este fato se deve à maior concentração de íons fluoreto (12300ppm F⁻), o qual influenciou negativamente o comportamento de todas as ligas testadas, principalmente a Ti2. Já a liga Ti5, manteve valores baixos de impedância e constantes ao comparar as três soluções (Figura 4).

No diagrama de Bode, através da análise do módulo da impedância ($|Z|$) versus frequência (Hz), a região de altas frequências representa valores de resistência apenas da solução, já a região referente a baixas frequências corresponde aos valores de resistência de polarização associado à resistência da solução, tornando-se a região de interesse para estudos eletroquímicos [40, 61, 66, 67]. Assim, de acordo com os diagramas obtidos em nosso estudo (Figura 5), visualizamos valores elevados do $|Z|$ para a liga Ti4h comparada às outras ligas, em todos os grupos (Controle, Bochecho e Gel), sugerindo melhores propriedades eletroquímicas e formação de um filme de óxido de passivação mais estável em sua superfície, quando exposta às soluções de fluoretos testadas.

No diagrama de Bode (ângulo de fase versus frequência), uma constante de tempo foi observada para todas as ligas em cada um dos grupos Controle, Bochecho e Gel (Figura 6). A formação de uma constante no ângulo de fase representa uma camada de óxido, compacta, homogênea e protetora [8, 61, 68]. Sabe-se que elevados valores de ângulo de fase nas regiões de baixas frequências, sugerem melhor passivação do metal [69] e valores baixos, indicam a agressividade da solução na qual as ligas foram expostas [30, 61, 68], assim, no presente estudo, a solução contendo concentração de flúor mais elevada (simulando o gel flúor fosfato acidulado 1,23%), influenciou negativamente o comportamento eletroquímico da camada de passivação do Ti2 e Ti4, sendo que este também sofreu alterações eletroquímicas na presença de baixas concentrações de fluoretos (225ppm). E diante das soluções, o Ti4h e o Ti5 não tiveram oscilações de valores de ângulo de fase, mantendo-se mais elevados para o Ti4h e mais baixos para o Ti5.

O modelo de circuito equivalente utilizado para simulação dos parâmetros elétricos (Figura 7) foi composto por uma Resistência da Solução (R_{sol}), Resistência de polarização (R_p) e uma Constante de Elemento de Fase (*Constant Phase Element* – CPE). Para melhor ajuste dos dados e redução da heterogeneidade de superfície [61, 70], o CPE foi utilizado ao invés da capacitância pura (Q). O CPE inclui valores de Y_0 e η , sendo que η descreve o comportamento de CPE, diante da rugosidade superficial adquirida durante a preparação dos espécimes [69]. Quando $\eta = -1$, CPE age como indutor, se $\eta = 0$ age como um resistor puro e $\eta = 1$ como um capacitor ideal [61, 68, 69]. O valor de η encontrado para este estudo, variou entre 0,89 a 0,93 (Tabela 2), portanto atuando como um capacitor não ideal, corroborando com estudos prévios sobre corrosão do Ti [40, 61]. Os valores de χ^2 (Tabela 2) obtidos neste estudo foram na ordem de 10^{-3} a 10^{-4} , indicando que os dados obtidos experimentalmente estão de acordo com o circuito proposto, corroborando com estudos anteriores [9, 40, 61].

O parâmetro de resistência de polarização (R_p), também denominado de resistência à transferência de cargas é uma medida adequada para verificar a estabilidade da camada passiva [67] e o seu valor é inversamente proporcional à capacitância (CPE), que representa a capacidade do material realizar trocas iônicas [9, 61].

No presente trabalho, a liga Ti5 foi a que apresentou os menores valores de resistência de polarização em todos os grupos, independente da concentração de fluoretos, ou seja, apesar de ser menos resistente a corrosão que o Ti2, Ti4 e Ti4h, apresentou comportamento eletroquímico sem alterações entre os grupos Controle, Bochecho e Gel ($R_p > 0,05$). Contudo, ao analisar o CPE do Ti5, foi observada maior capacidade de troca de íons no grupo Bochecho (menor concentração de fluoretos), concordando com as representações de Nyquist (Figura 4) e Bode (Figuras 5 e 6) e corroborando com estudos prévios, os quais relataram a influência negativa dos fluoretos no comportamento eletroquímico desta liga [37, 40, 41, 71, 72].

Correlacionando os resultados de CPE obtidos para Ti5 e as aplicações tópicas de flúor simuladas neste estudo, propõe-se que a exposição à solução com baixa concentração de íons fluoreto (Bochecho) pode ser mais prejudicial que as elevadas concentrações de flúor (Gel), devido ao longo período de contato, cuja simulação foi de bochechos realizados diariamente por 5 anos.

Este resultado sugere uma preocupante liberação de íons Ti, Al e V para o meio, os quais podem ocasionar reação de corpo estranho na região peri-implantar ou serem absorvidos pela circulação sanguínea e tornarem-se tóxicos em órgãos distantes [12, 30, 33-37, 39], assim como a associação do Al com o surgimento da Doença de Alzheimer [12].

O Ti2, comparado aos outros titânios, demonstrou maior capacidade de troca de íons em todos os grupos, independente da exposição aos fluoretos. No entanto, sua

resistência de polarização sofreu influência negativa pela presença do flúor, tanto em baixas quanto em elevadas concentrações, sendo que no grupo Gel houve uma redução significativa nos valores de R_p comparados ao Controle. Já o Ti4 não apresentou diferença nos valores de CPE entre os grupos e teve seus valores de R_p alterados apenas no grupo Gel (maior concentração de fluoretos). Nesse caso, esse achado corrobora com relatos prévios que alertam para a agressividade de soluções contendo íons fluoretos [37, 40, 41, 71, 72]. O Ti4h, comparado aos demais titânios testados, demonstrou os menores valores de CPE em todos os grupos e, dentre os graus de titânio, maior resistência de polarização no grupo Bochecho e no Gel. Ao comparar os valores de R_p do Ti4h entre os grupos, maior resistência foi encontrada no Bochecho, seguida pelo Controle e menor no Gel, contudo, dentro do grupo Gel, foi o Ti4h que demonstrou maior resistência de polarização, ou seja, apesar da exposição a condições desfavoráveis como a presença de fluoretos, resistiu a troca de íons com o ambiente sugerindo a formação de uma camada de óxidos estável. No grupo Bochecho é que foram observados R_p e CPE mais favoráveis para o Ti4h, correspondentes a um melhor comportamento eletroquímico.

A curva de polarização potenciodinâmica forma duas regiões: catódica e anódica (Figura 10). A região catódica é formada quando o aumento do potencial de corrosão (E_{corr}) leva a redução da densidade de corrente de corrosão (I_{corr}) do material, e nesta região obtemos os valores de E_{corr} e I_{corr} . Conforme o potencial de corrosão do eletrodo aumenta a valores acima do potencial do material em resistir à corrosão, uma camada de óxido começa a ser formada na superfície do material iniciando a formação da região anódica, caracterizada por um potencial de corrosão elevado que ocasiona aumento da densidade de corrente de corrosão (nesta região, o processo de corrosão do material está ativo). Neste momento está sendo formada a camada de passivação, na qual a densidade de corrente se mantém constante mesmo quando ocorre elevação do potencial de corrosão, e então,

possibilita a obtenção dos valores de densidade de corrente de passivação (I_{pass}) [73]. As curvas de polarização potenciodinâmicas obtidas para as ligas Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 expostas às diferentes soluções, apresentaram formatos semelhantes (Figura 10), exceto para a liga Ti4h no grupo Controle, a qual mostrou-se desviada para cima e para esquerda, ou seja, com maiores valores de E_{corr} e menores de I_{corr} , o que evidencia uma característica favorável para o comportamento eletroquímico desta liga.

Dessa forma, comparando as Figuras 11 e 12, observamos que os valores de I_{corr} e E_{corr} são inversamente proporcionais. Valores de E_{corr} mais positivos indicam melhor comportamento eletroquímico [61, 74]. Portanto, apesar de não haver diferença estatística entre as ligas no grupo Controle (Figura 11), a liga Ti4h apresentou valores menos negativos que as outras, assim como houve diferença significativa no grupo Bochecho. Já no grupo Gel, a liga Ti4h apresentou valores médios de E_{corr} mais eletronegativos comparados aos outros grupos de tratamento. Já a liga Ti2 apresentou valores mais negativos de E_{corr} nas três condições (Controle, Bochecho e Gel). Portanto, a região anódica foi iniciada antes que nas outras ligas, caracterizando um comportamento eletroquímico desfavorável, principalmente quando exposto à solução de altas concentrações de fluoretos.

Nesse estudo, as quatro ligas testadas apresentaram regiões de transição ativo-passiva mesmo na presença de diferentes concentrações de fluoretos, confirmando a capacidade das ligas de Ti em obter passividade espontânea relatada por estudos prévios [16, 40].

Considerando o parâmetro de I_{pass} , menores valores sugerem que a liga formou uma camada de passivação com menor dissolução de metais, ou seja, maior estabilidade eletroquímica da camada de óxidos da superfície. Valores superiores podem ocorrer devido a dissolução dos elementos da liga e destruição da camada de passivação, ocasionada pelas

elevadas concentrações de íons fluoretos no meio que reagem com a superfície do titânio formando compostos instáveis e solúveis, como fluoreto de titânio (TiF_3), oxifluoreto de titânio (TiOF_2) e titaniofluoreto sódico (Na_2TiF_6) [37, 41, 71, 72].

Maiores valores médios de I_{pass} foram encontrados para a liga Ti2 em todos os grupos, especialmente com diferença estatística significativa no grupo Gel (12.300F), assim como relatado por Souza e colaboradores (2015). Estes dados associados aos valores eletronegativos de E_{corr} e mais elevados de I_{corr} indicam que o comportamento eletroquímico da liga Ti2 sofreu influência negativa da solução com maiores concentrações de fluoretos. Sabe-se que a dissolução de metais corresponde a um processo de corrosão ativo, podendo ocasionar defeitos superficiais como pites ou fendas, fragilizando a estrutura do implante, componente protético ou parafuso de retenção e culminando em fraturas e falhas de reabilitações com implantes [32].

Dessa forma, a primeira hipótese de nulidade foi rejeitada, pois as aplicações tópicas de flúor, em maiores ou menores concentrações, influenciaram no comportamento eletroquímico dos titânios testados.

Através da análise qualitativa da MEV, observamos as diferenças visuais (Figura 14) entre as ligas testadas, evidenciando a importância do uso da solução de Kroll para melhor caracterizar a microestrutura das ligas. Podemos notar que as ligas Ti2, Ti4 e Ti4h submetidas à solução de Kroll apresentaram semelhança entre si, tanto em ampliações de 300x quanto na de 2000x, fato justificado pela pequena diferença na composição das ligas demonstrado pela análise da EED (Figura 15). Na análise de Espectroscopia de Energia Dispersiva da liga Ti5 houve a detecção dos elementos Al, V e Cr, portanto, a presença do Al pode explicar a observação de pontos mais claros na micrografia desta liga, principalmente na ampliação de 2000x. Essa liga é composta por duas fases, uma α , hexagonal compacta, representada pelos grãos mais claros evidenciados na imagem e a

fase β , cúbica de corpo centrado, correspondente às regiões escuras contornando os grãos. Sendo o Al, um dos elementos estabilizadores da fase α , e o V participando da estabilização da fase β [75].

Os diferentes graus de titânio testados não apresentaram diferença estatística dos valores de rugosidade média de superfície nos grupos *Baseline*, Controle, Bochecho e Gel ($p>0,05$), corroborando com os resultados obtidos por Beline et al. (2016) [40]. A liga Ti5 apresentou os menores valores de Ra ($p<0,05$), enquanto o Ti2 mostrou uma superfície com rugosidade mais elevada em todos os grupos (Figura 16). Nesse caso, valores elevados de rugosidade facilitam o acúmulo de biofilme nas superfícies dos implantes e componentes protéticos, favorecendo a colonização bacteriana e ação das substâncias ácidas por elas produzidas ocasionando, subsequentemente, a inflamação dos tecidos peri-implantares [37].

Na avaliação da microdureza (Figura 17), o Ti2 apresentou os menores valores em todos os grupos, sendo o único que mostrou elevação da microdureza após a corrosão no grupo Gel ($p=0,002$). A liga Ti5 demonstrou maiores valores comparada aos demais titânios, independente da solução à qual foi submetido. Estes valores de microdureza elevados de Ti5 podem ser explicados devido a presença do Alumínio e do Vanádio, os quais quando associados ao Ti puro elevam a resistência do material [21, 29].

Portanto, apesar de não haver alterações na rugosidade de superfície dos titânios testados, a segunda hipótese nula foi rejeitada, pois houve diferença no valor de microdureza do Ti2 comparando os diferentes grupos *Baseline*, Controle, Bochecho e Gel.

Mesmo sendo de grande relevância, o estudo do comportamento eletroquímico das ligas de Ti não deve ser considerado fator único na escolha do sistema de implante, uma vez que o tratamento de superfície dos implantes pode influenciar diretamente no seu

comportamento biológico e eletroquímico, culminando diretamente no sucesso e sobrevida do implante osseointegrado [7, 11, 30, 32, 61, 76].

Existem muitas empresas nacionais e internacionais que produzem sistemas de implantes e componentes protéticos. De acordo com informações disponibilizadas em *sites*, bulas e catálogos de algumas destas empresas pudemos observar que a liga Ti4h apesar de considerada nova é utilizada por três empresas, duas nacionais (Conexão[®]) (linhas Flash[®], Torq[®], Easy[®], Grip[®]) [77], S.I.N.[®] linha UNITITE Slim[®] [78] e uma internacional (Nobel Biocare[®]) [79]. Um sistema de implantes nacional (Emfils[®]) utilizou o Ti2 para confecção de implantes da linha Colosso [80], mas atualmente passou a usar a liga Ti6Al4V na linha Novo Colosso [81]. A Denstply[®], empresa internacional responsável pela fabricação dos implantes Ankylos[®] [82] e Xive[®] [83], utiliza o Titânio comercialmente puro Grau 2. O Ti5 é utilizado pelas empresas Bicon[®] [84] na confecção de implantes e pela Systhex[®] para fabricação de componentes protéticos [85]. Fabricam implantes com a liga Ti4, a Conexão[®] (linhas Double[®], Expand[®], Short[®], AR[®], Cônico[®]) [77], DSP[®] [86], S.I.N.[®] [87, 88], Straumann[®] [89, 90] e Systhex[®] [91]. Straumann[®] foi a única indústria que apresentou outras opções de ligas, como a linha Roxolid[®] [92], composta por titânio e zircônio e a linha Pure Ceramic[®] [93], cujos implantes são confeccionados totalmente em cerâmicas (Y-TZP).

Este estudo apresentou algumas limitações, tais como a necessidade de discos de Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 polidos, que diferem da superfície da maioria dos implantes comercialmente disponíveis, os quais podem apresentar superfícies rugosas devido aos diversos condicionamentos com objetivo de aumentar a superfície de contato, resistência à corrosão e melhora do processo de osseointegração. Além disso, os implantes e seus componentes, instalados na cavidade bucal e em função, possibilitam o contato com os produtos contendo diversas concentrações de fluoretos, mas também estão constantemente

sendo submetidos às forças mastigatórias, portanto, futuros estudos deveriam ser conduzidos com ensaios de tribocorrosão (associação da corrosão com a simulação de uso). Outra limitação que pode ser citada, foi a falta de reprodução exata da aplicação tópica de flúor em bochechos, pois a exposição dos discos à solução contendo 225ppm de flúor manteve-se constante por 30horas e 41minutos, simulando o período de 5 anos de bochechos realizados duas vezes ao dia, porém sem os intervalos feitos pelos pacientes, nos quais podem ocorrer influência de diversos fatores, principalmente da dieta.

Clinicamente, pacientes parcialmente reabilitados com próteses sobre implantes, necessitando de aplicações tópicas de flúor, por diversos motivos como redução do risco à cárie, hipersensibilidade dentinária, uso de aparelhos ortodônticos, ou pós clareamentos dentários, devem ser orientados a utilizar produtos com menor concentração possível de flúor e por períodos reduzidos, a fim de minimizar o processo de corrosão ativa de implantes e componentes protéticos permitindo que estes metais possam realizar, de forma espontânea, o processo de passivação e repassivação.

Conclusões

6- Conclusões

Considerando a metodologia utilizada e suas limitações, concluiu-se que:

- O Ti2 apresentou baixos valores de microdureza e elevados de rugosidade, além de parâmetros eletroquímicos (R_p , CPE, E_{corr} , I_{corr} e I_{pass}) desfavoráveis, principalmente em soluções com elevadas concentrações de fluoretos.
- A liga Ti5 demonstrou microdureza superior e baixa rugosidade superficial, que são características favoráveis, no entanto, os parâmetros obtidos pela EIE mostraram baixa resistência de polarização em todos os grupos, independente da presença de fluoretos.
- Os titânios, Ti4 e Ti4h, além da composição, mostraram semelhança nas características superficiais de microdureza e rugosidade. Entretanto, houve um melhor comportamento eletroquímico do Ti4h comparado ao Ti4, considerando parâmetros E_{corr} , I_{corr} e I_{pass} mais favoráveis, além de elevados valores de resistência à corrosão em condições adversas (presença dos íons fluoretos).
- Os íons fluoretos influenciaram negativamente o comportamento eletroquímico dos graus de Ti testados, seja por maior concentração de fluoretos (12300ppm) ou maior período em exposição (225ppm).

Referências

Referências

- [1] A. Simonpieri, R. Gasparro, G. Pantaleo, J. Mignogna, F. Riccitiello, G. Sammartino, Four-year post-loading results of full-arch rehabilitation with immediate placement and immediate loading implants: A retrospective controlled study. *Quintessence Int.* 48 (2017) 315-324.
- [2] M.M. Figliuzzi, A. Giudice, S. Pileggi, D. Pacifico, M. Marrelli, M. Tatullo, L. Fortunato, *Case Rep Dent* 2016 (2016) 3591321.
- [3] B.E. Pjetursson, D. Thoma, R. Jung, M. Zwahlen, A. Zembic, *Clin Oral Implants Res* 23 Suppl 6 (2012) 22-38.
- [4] F. Nikolopoulou, Saliva and dental implants, *Implant Dent.* 15 (2006) 372-376.
- [5] C.B. Correa, J.R. Pires, R.B. Fernandes-Filho, R. Sartori, L.G. Vaz, Fatigue and fluoride corrosion on *Streptococcus mutans* adherence to titanium-based implant/component surfaces, *J Prosthodont.* 18 (2009) 382-387.
- [6] V.A. Barao, M.T. Mathew, W.G. Assuncao, J.C. Yuan, M.A. Wimmer, C. Sukotjo, *Clin Oral Implants Res* 23 (2012) 1055-1062.
- [7] L.P. Faverani, W.G. Assuncao, P.S. de Carvalho, J.C. Yuan, C. Sukotjo, M.T. Mathew, V.A. Barao, *PLoS One.* 9 (2014) e93377.
- [8] L.P. Faverani, V.A. Barao, G. Ramalho-Ferreira, M.B. Ferreira, I.R. Garcia-Junior, W.G. Assuncao, *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 102 (2014) 22-30.
- [9] L.P. Faverani, V.A. Barao, M.F. Pires, J.C. Yuan, C. Sukotjo, M.T. Mathew, W.G. Assuncao, Corrosion kinetics and topography analysis of Ti-6Al-4V alloy subjected to different mouthwash solutions, *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 43 (2014) 1-10.
- [10] K. Shemtov-Yona, D. Rittel, Fatigue failure of dental implants in simulated intraoral media, *J Mech Behav Biomed Mater.* 62 (2016) 636-644.

- [11] R.A. de Medeiros, E.P. Pellizzer, A.J. Vechiato Filho, D.M. Dos Santos, E.V. da Silva, M.C. Goiato, Evaluation of marginal bone loss of dental implants with internal or external connections and its association with other variables: A systematic review, *J Prosthet Dent.* 116 (2016) 501-506 e505.
- [12] A. Mirza, A. King, C. Troakes, C. Exley, Aluminium in brain tissue in familial Alzheimer's disease, *J Trace Elem Med Biol.* 40 (2017) 30-36.
- [13] P.-I. Branemark, G.A. Zarb, T. Albrektsson, *The Journal of Prosthetic Dentistry* 54 (1985) 611-612.
- [14] C.M. Schmitt, G. Nogueira-Filho, H.C. Tenenbaum, J.Y. Lai, C. Brito, H. Doring, J. Nonhoff, *J Biomed Mater Res A* 102 (2014) 552-574.
- [15] M.A. Bortagaray, C.A. Ibanez, M.C. Ibanez, J.C. Ibanez, *Open Dent J* 10 (2016) 486-496.
- [16] M.P. Licausi, A. Igual Munoz, V. Amigo Borrás, Influence of the fabrication process and fluoride content on the tribocorrosion behaviour of Ti6Al4V biomedical alloy in artificial saliva, *J Mech Behav Biomed Mater.* 20 (2013) 137-148.
- [17] M.D. Al Amri, A.S. Al-Rasheed, A.A. Al-Kheraif, S.A. Alfadda, *Int J Prosthodont* 30 (2017) 384-389.
- [18] G.C. Batista Mendes, L.E. Padovan, P.D. Ribeiro-Junior, E.M. Sartori, L. Valgas, M. Claudino, *Implant Dent* 23 (2014) 188-194.
- [19] B. Bullon, E.F. Bueno, M. Herrero, A. Fernandez-Palacin, J.V. Rios, P. Bullon, F.J. Gil, *J Mater Sci Mater Med* 26 (2015) 75.
- [20] J. Duyck, K. Vandamme, *J Oral Rehabil* 41 (2014) 783-794.
- [21] C.N. Elias, J. Roestel, M.A. Zucareli, C. Campaneri, C.R.S. Resende, 10 (2013) 8.
- [22] X. Tang, S. Wang, L. Qian, Y. Li, Z. Lin, D. Xu, Y. zhang, *Chemical Engineering Research and Design* 100 (2015) 530-541.

- [23] N.M. Taher, A.S. Al Jabab, Galvanic corrosion behavior of implant suprastructure dental alloys, *Dent Mater.* 19 (2003) 54-59.
- [24] A.R. Duarte, J.P. Neto, J.C. Souza, W.C. Bonachela, *J Prosthodont* 22 (2013) 275-281.
- [25] B.L. Acharya, R. Nadiger, B. Shetty, G. Gururaj, K.N. Kumar, D.D. Darshan, *J Int Oral Health.* 6 (2014) 36-49.
- [26] K.R. Atluri, T.T. Vallabhaneni, D.P. Tadi, S.B. Vadapalli, S.C. Tripuraneni, P. Averneni, *J Int Oral Health.* 6 (2014) 99-103.
- [27] J.J. Lalithamma, S.A. Mallan, P.A. Murukan, R. Zarina, *J Oral Implantol.* 40 (2014) 239-249.
- [28] K.J. Anusavice, C. Shen, H.R. Rawls, PHILLIPS *Materiais Dentários*, Saunders Elsevier, Rio de Janeiro, 2013.
- [29] C.N. Elias, D.J. Fernandes, C.R. Resende, J. Roestel, Mechanical properties, surface morphology and stability of a modified commercially pure high strength titanium alloy for dental implants, *Dent Mater.* 31 (2015) e1-e13.
- [30] Y.S. Hedberg, I. Odnevall Wallinder, *Biointerphases.* 11 (2015) 018901.
- [31] B. Junker, *Bioprocess Biosyst Eng.* 32 (2009) 1-29.
- [32] S. Sanivarapu, S. Moogla, R.S. Kuntcham, L.K. Kolaparthi, *J Indian Soc Periodontol* 20 (2016) 6-11.
- [33] J.J. Jacobs, A.K. Skipor, L.M. Patterson, N.J. Hallab, W.G. Paprosky, J. Black, J.O. Galante, *J Bone Joint Surg Am.* 80 (1998) 1447-1458.
- [34] D.G. Olmedo, M.L. Paparella, M. Spielberg, D. Brandizzi, M.B. Guglielmotti, R.L. Cabrini, *J Periodontol.* 83 (2012) 973-980.
- [35] R.M. Urban, J.J. Jacobs, M.J. Tomlinson, J. Gavrilovic, J. Black, M. Peoc'h, *J Bone Joint Surg Am.* 82 (2000) 457-476.

- [36] S. Chandar, R. Kotian, P. Madhyastha, S.P. Kabekkodu, P. Rao, *J Indian Prosthodont Soc.* 17 (2017) 35-40.
- [37] J.C. Souza, S.L. Barbosa, E.A. Ariza, M. Henriques, W. Teughels, P. Ponthiaux, J.P. Celis, L.A. Rocha, How do titanium and Ti6Al4V corrode in fluoridated medium as found in the oral cavity? An in vitro study, *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 47 (2015) 384-393.
- [38] D.G. Olmedo, M.L. Paparella, D. Brandizzi, R.L. Cabrini, Reactive lesions of peri-implant mucosa associated with titanium dental implants: a report of 2 cases, *Int J Oral Maxillofac Surg.* 39 (2010) 503-507.
- [39] P.G. Laing, A.B. Ferguson, Jr., E.S. Hodge, *J Biomed Mater Res.* 1 (1967) 135-149.
- [40] T. Beline, C.S. Garcia, E.S. Ogawa, I.S. Marques, A.O. Matos, C. Sukotjo, M.T. Mathew, M.F. Mesquita, R.X. Consani, V.A. Barao, Surface treatment influences electrochemical stability of cpTi exposed to mouthwashes, *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 59 (2016) 1079-1088.
- [41] L. Reclaru, J.M. Meyer, Effects of fluorides on titanium and other dental alloys in dentistry, *Biomaterials.* 19 (1998) 85-92.
- [42] A.L. Roselino Ribeiro, J.R. Noriega, F.R. Dametto, L.G. Vaz, *J Appl Oral Sci.* 15 (2007) 299-304.
- [43] V.C. Marinho, L.Y. Chong, H.V. Worthington, T. Walsh, *Cochrane Database Syst Rev.* 7 (2016) CD002284.
- [44] N.C. Bock, L. Seibold, C. Heumann, E. Gnant, M. Roder, S. Ruf, Changes in white spot lesions following post-orthodontic weekly application of 1.25 per cent fluoride gel over 6 months-a randomized placebo-controlled clinical trial. Part I: photographic data evaluation, *Eur J Orthod.* 2016.
- [45] S.M. Byeon, M.H. Lee, T.S. Bae, *Restor Dent Endod.* 41 (2016) 121-129.

- [46] J.A. Cury, L.M. Tenuta, How to maintain a cariostatic fluoride concentration in the oral environment, *Adv Dent Res.* 20 (2008) 13-16.
- [47] Professionally applied topical fluoride: evidence-based clinical recommendations, *J Dent Educ.* 71 (2007) 393-402.
- [48] A. Falcao, N. Masson, T.J. Leitao, J.N. Botelho, P. Ferreira-Nobilo Nde, C.P. Tabchoury, L.M. Tenuta, J.A. Cury, Fluoride rinse effect on retention of CaF₂ formed on enamel/dentine by fluoride application, *Braz Oral Res.* 30 (2016).
- [49] M.T. de Magalhaes, R.T. Basting, E.R. de Almeida, J.E. Pelino, *Photomed Laser Surg.* 27 (2009) 937-941.
- [50] R.J. Weyant, S.L. Tracy, T.T. Anselmo, E.D. Beltran-Aguilar, K.J. Donly, W.A. Frese, P.P. Hujoel, T. Iafolla, W. Kohn, J. Kumar, S.M. Levy, N. Tinanoff, J.T. Wright, D. Zero, K. Aravamudhan, J. Frantsve-Hawley, D.M. Meyer, *J Am Dent Assoc.* 144 (2013) 1279-1291.
- [51] A.F. Calvo, C.P. Tabchoury, A.A. Del Bel Cury, L.M. Tenuta, W.J. da Silva, J.A. Cury, *Caries Res.* 46 (2012) 31-37.
- [52] A. Braxton, L. Garrett, D. Versluis-Tantbirojn, A. Versluis, *J Tenn Dent Assoc.* 94 (2014) 28-31; quiz 32-23.
- [53] C.C. Ribeiro, E.C. Lula, I.M. Azevedo, F. Maia Mde, F.F. Lopes, Salivary retention after application of fluoride gel using toothbrush or tray: a crossover trial, *Braz Oral Res.* 26 (2012) 493-497.
- [54] A.C. Delbem, J.A. Cury, *Am J Dent.* 15 (2002) 169-172.
- [55] B.R. Charugundla, S. Anjum, M. Mocherla, *Int J Dent Hyg.* 13 (2015) 104-109.
- [56] V.A. Barao, M.T. Mathew, W.G. Assuncao, J.C. Yuan, M.A. Wimmer, C. Sukotjo, The role of lipopolysaccharide on the electrochemical behavior of titanium, *J Dent Res.* 90 (2011) 613-618.

- [57] S. Songsiripraduboon, H. Hamba, C. Trairatvorakul, J. Tagami, Sodium fluoride mouthrinse used twice daily increased incipient caries lesion remineralization in an in situ model, *J Dent.* 42 (2014) 271-278.
- [58] F. Heravi, M.H. Moayed, N. Mokhber, *J Dent (Tehran).* 12 (2015) 49-59.
- [59] M.T. Mathew, V.A. Barao, J.C. Yuan, W.G. Assuncao, C. Sukotjo, M.A. Wimmer, What is the role of lipopolysaccharide on the tribocorrosive behavior of titanium?, *J Mech Behav Biomed Mater.* 8 (2012) 71-85.
- [60] M. Choi, E. Hong, J. So, S. Song, B.S. Kim, A. Yamamoto, Y.S. Kim, J. Cho, H. Choe, Tribological properties of biocompatible Ti-10W and Ti-7.5TiC-7.5W, *J Mech Behav Biomed Mater.* 30 (2014) 214-222.
- [61] T. Beline, S. Marques Ida, A.O. Matos, E.S. Ogawa, A.P. Ricomini-Filho, E.C. Rangel, N.C. da Cruz, C. Sukotjo, M.T. Mathew, R. Landers, R.L. Consani, M.F. Mesquita, V.A. Barao, *Biointerphases.* 11 (2016) 011013.
- [62] W.G. Assuncao, J.R. Jorge, P.H. Dos Santos, V.A. Barao, E.A. Gomes, J.A. Delben, *J Prosthodont.* 20 (2011) 523-527.
- [63] C.J. Goodacre, G. Bernal, K. Rungcharassaeng, J.Y. Kan, Clinical complications with implants and implant prostheses, *J Prosthet Dent.* 90 (2003) 121-132.
- [64] T.J. Balshi, *Int J Oral Maxillofac Implants.* 11 (1996) 660-666.
- [65] N. Tagger Green, E.E. Machtei, J. Horwitz, M. Peled, *Implant Dent.* 11 (2002) 137-143.
- [66] D.V. Ribeiro, J.C.C. Abrantes, *Construction and Building Materials.* 111 (2016) 98-104.
- [67] A. Kocijan, D.K. Merl, M. Jenko, *Corrosion Science.* 53 (2011) 776-783.
- [68] H. Luo, H. Su, C. Dong, X. Li, *Applied Surface Science.* 400 (2017) 38-48.

- [69] X.Z. Xin, J. Chen, N. Xiang, Y. Gong, B. Wei, Surface characteristics and corrosion properties of selective laser melted Co-Cr dental alloy after porcelain firing, *Dent Mater.* 30 (2014) 263-270.
- [70] R.-j. Sun, Q.-q. Sun, Y.-h. Xie, P.-x. Dong, Q.-y. Chen, K.-h. Chen, *Transactions of Nonferrous Metals Society of China.* 26 (2016) 1201-1210.
- [71] H.H. Huang, Effect of fluoride and albumin concentration on the corrosion behavior of Ti-6Al-4V alloy, *Biomaterials.* 24 (2003) 275-282.
- [72] S. Kumar, T.S.N. Sankara Narayanan, S. Saravana Kumar, *Corrosion Science.* 52 (2010) 1721-1727.
- [73] S. Wolyneć, *Técnicas eletroquímicas em corrosão*, Edusp, São Paulo, 2003.
- [74] S. Cui, X. Yin, Q. Yu, Y. Liu, D. Wang, F. Zhou, *Corrosion Science.* 98 (2015) 471-477.
- [75] R. Ding, Z.X. Guo, A. Wilson, *Materials Science and Engineering: A.* 327 (2002) 233-245.
- [76] W.A. Camargo, S. Takemoto, J.W. Hoekstra, S.C.G. Leeuwenburgh, J.A. Jansen, J. van den Beucken, H.S. Alghamdi, Effect of surface alkali-based treatment of titanium implants on ability to promote in-vitro mineralization and in-vivo bone formation, *Acta Biomater.* (2017).
- [77] Conexão, Catálogo Conexão Sistemas de Implantes, http://www.conexao.com.br/catalogo/Catalogo_2015_16.pdf; 2015-2016.
- [78] S.I.N., Catálogo UNITITE, <https://sinimplante.com.br/pt-br/catalogo/unitite>, 2017.
- [79] N.B. News, Cold-worked C.P. titanium, vol 2017, 2011.
- [80] A.E. Filho, Bula Colosso Evolution, <http://www.emfils.com.br/br/info-produtos/BULA-COLOSSO-EVOLUTION-REV01.pdf>, 2017.

- [81] A.E. Filho, Bula Novo Colosso, <http://www.emfils.com.br/br/info-produtos/Bula-NOVO-COLOSSO-REV03.pdf>, 2017.
- [82] Dentsply, Sistema de implantes ANKYLOS® Implantes, instrumentos, <http://dentsply.com.br/bulas/diretory/A/Ankylos-implantes-instrumentos.pdf>, 2014.
- [83] Dentsply, Sistema de implantes XiVE® Implantes XiVE® S plus D 3,0, <http://dentsply.com.br/hotsite/bulas/Implante/2602.pdf>, 2013.
- [84] Bicon, http://bicon.com.br/product_info/pi_faq.html, 2017.
- [85] Systhex, Bula - Componente protético e cirúrgico em titânio, <http://systhex.com.br/assets/bulas/Instrucoes-de-uso-componentes-2015.pdf>, 2014.
- [86] DSPbiomedical, Catálogo de produtos, <http://dspbiomedical.com/catalogo-de-produtos-da-dsp-biomedical/>, 2015.
- [87] S.I.N., Catálogo Strong, <https://sinimplante.com.br/pt-br/catalogo/strong>, 2017.
- [88] S.I.N., Catálogo Tryon, <https://sinimplante.com.br/pt-br/catalogo/tryon>, 2017.
- [89] Straumann, Bone Level Straumann, <http://www.straumann.com.br/pt/profissionais/produtosesolucoes/linhas-de-implantes/implantes-a-nivel-osseo.html>, 2017.
- [90] Straumann, Soft Tissue Level Straumann, <http://www.straumann.com.br/pt/profissionais/produtosesolucoes/linhas-de-implantes/implantes-ao-nivel-dos-tecidos-moles.html>, 2017.
- [91] Systhex, Implantes Systhex, <http://systhex.com.br/assets/bulas/intrucoes-de-uso-implantes-2014.pdf>, 2014.
- [92] Straumann, Roxolid, <http://www.straumann.com.br/pt/profissionais/produtosesolucoes/linhas-de-implantes/roxolid.html>, 2017.

[93] Straumann, PURE Ceramic Straumann,

<http://www.straumann.com.br/pt/profissionais/produtosesolucoes/linhas-de-implantes/implantes-ceramicas.html>, 2017.

Anexos

Anexos

ANEXO A - Normas da revista selecionada para publicação.



Materials Science and Engineering C: Biomimetic and Supramolecular Systems

ISSN: 0928-4931

is an international and interdisciplinary journal which reports on scientific and technical contributions dealing with all aspects of conceiving, designing, constructing and testing man-made materials, structures, devices and systems which replicate or are based on biological entities and processes. These include, but are not limited to:

Materials and Structures
Sensors and Information Processes
Dynamics and Control Systems.

Types of paper

- °Original research work not already published
- °Plenary lectures and/or individual papers given at conferences
- °Reviews of specialized topics within the scope of the journal
- °Letters intended for rapid publications

IMPACT FACTOR: 3.420

5-YEAR IMPACT FACTOR: 3.338

QUALIS CAPES: A2

Endereço eletrônico:

<https://www.journals.elsevier.com/materials-science-and-engineering-c>

ANEXO B – Análise estatística

1. Variável OCP

Tabela 1.1 - Estatística descritiva dos resultados de OCP das Ligas nos diferentes Tratamentos.

Ligas	Tratamento	Média	Desvio padrão
Controle	Ti2	-230,043	116,762
	Ti4	-219,850	47,252
	Ti4h	-118,500	19,957
	Ti5	-192,625	55,077
	Total	-192,538	72,063
Bochecho	Ti2	-297,800	30,599
	Ti4	-275,150	26,313
	Ti4h	-157,725	9,638
	Ti5	-234,500	33,693
	Total	-241,747	61,448
Gel	Ti2	-324,300	27,464
	Ti4	-256,300	31,900
	Ti4h	-238,800	89,111
	Ti5	-254,125	14,271
	Total	-269,187	57,309
Total	Ti2	-288,957	69,326
	Ti4	-249,900	41,347
	Ti4h	-176,509	72,059
	Ti5	-226,409	44,515
	Total	-235,444	69,850

Tabela 1.2 - Anova 2 fatores para valores de OCP.

Fonte	Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	F	p
Modelo corrigido	129772,194 ^a	11	1,18E+04	4,72	0,000
Ordenada na origem	2351526,82	1	2,35E+06	940,27	0,000
Ligas (I)	44482,87	2	2,22E+04	8,89	0,001
Tratamento (II)	72415,89	3	2,41E+04	9,65	0,000
Ligas * Tratamento	11664,20	6	1,94E+03	0,78	0,594
Erro	80028,71	32	2,50E+03		
Total	2648888,67	44			
Total corrigido	209800,91	43			

a. R ao quadrado = ,619 (R ao quadrado ajustado = ,487)

Tabela 1.3 – Diferença média entre as ligas pelo pós-teste Bonferroni para variável OCP.

(I) Ligas		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
					Limite inferior	Limite superior
Ti2	Ti4	5,00E+06	5,67E+06	1,000	-1,09E+07	2,10E+07
	Ti4h	-2,74E+06	5,67E+06	1,000	-1,87E+07	1,32E+07
	Ti5	1,47E+07	5,67E+06	0,086	-1,25E+06	3,06E+07
Ti4	Ti2	-5,00E+06	5,67E+06	1,000	-2,10E+07	1,09E+07
	Ti4h	-7,74E+06	5,67E+06	1,000	-2,37E+07	8,21E+06
	Ti5	9,69E+06	5,67E+06	0,583	-6,26E+06	2,56E+07
Ti4h	Ti2	2,74E+06	5,67E+06	1,000	-1,32E+07	1,87E+07
	Ti4	7,74E+06	5,67E+06	1,000	-8,21E+06	2,37E+07
	Ti5	17430555,556*	5,67E+06	0,026	1,48E+06	3,34E+07
Ti5	Ti2	-1,47E+07	5,67E+06	0,086	-3,06E+07	1,25E+06
	Ti4	-9,69E+06	5,67E+06	0,583	-2,56E+07	6,26E+06
	Ti4h	-17430555,556*	5,67E+06	0,026	-3,34E+07	-1,48E+06

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Bonferroni.

Tabela 1.4 – Diferença média entre os grupos tratamento pelo pós-teste Bonferroni para variável OCP.

(II) Tratamento		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
					Limite inferior	Limite superior
Controle	Bochecho	9,97E+06	4,94E+06	0,156	-2,51E+06	2,25E+07
	Gel	19317083,333*	4,94E+06	0,001	6,83E+06	3,18E+07
Bochecho	Controle	-9,97E+06	4,94E+06	0,156	-2,25E+07	2,51E+06
	Gel	9,35E+06	4,85E+06	0,189	-2,91E+06	2,16E+07
Gel	Controle	-19317083,333*	4,94E+06	0,001	-3,18E+07	-6,83E+06
	Bochecho	-9,35E+06	4,85E+06	0,189	-2,16E+07	2,91E+06

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Bonferroni.

Tabela 1.5 – Diferença média da interação “ligas x tratamento” pelo pós-teste Bonferroni para variável OCP.

Ligas	Tratamento	Diferença média (I-J)	Modelo padrão	P	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
					Limite inferior	Limite superior
Ti2	Controle Bochecho		38,195	0,086	-10,044	145,557
		Gel	67,75666667 94,257*	38,195	0,019	16,456
	Bochecho Controle		38,195	0,086	-145,557	10,044
		Gel	-67,75666667 26,5	35,362	0,459	-45,529
	Gel Controle		38,195	0,019	-172,057	-16,456
		Bochecho	-94,257* -26,5	35,362	0,459	-98,529
Ti4	Controle Bochecho		35,362	0,128	-16,729	127,329
		Gel	55,3 36,45	38,195	0,347	-41,351
	Bochecho Controle		35,362	0,128	-127,329	16,729
		Gel	-55,3 -18,85	38,195	0,625	-96,651
	Gel Controle		38,195	0,347	-114,251	41,351
		Bochecho	-36,45 18,85	38,195	0,625	-58,951
Ti4h	Controle Bochecho		38,195	0,312	-38,576	117,026
		Gel	39,225 120,300*	38,195	0,004	42,499
	Bochecho Controle		38,195	0,312	-117,026	38,576
		Gel	-39,225 81,075*	35,362	0,029	9,046
	Gel Controle		38,195	0,004	-198,101	-42,499
		Bochecho	-120,300* -81,075*	35,362	0,029	-153,104
Ti5	Controle Bochecho		38,195	0,281	-35,926	119,676
		Gel	41,875 61,5	35,362	0,092	-10,529
	Bochecho Controle		38,195	0,281	-119,676	35,926
		Gel	-41,875 19,625	38,195	0,611	-58,176
	Gel Controle		35,362	0,092	-133,529	10,529
		Bochecho	-61,5 -19,625	38,195	0,611	-97,426

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).

Tabela 1.6 – Diferença média da interação “tratamento x ligas” pelo pós-teste Bonferroni para variável OCP.

Tratamento	Ligas		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
						Limite inferior	Limite superior
Controle	Ti2	Ti4	-10,193	38,195	0,791	-87,994	67,607
		Ti4h	-111,543*	40,832	0,010	-194,716	-28,371
		Ti5	-37,418	38,195	0,335	-115,219	40,382
	Ti4	Ti2	10,193	38,195	0,791	-67,607	87,994
		Ti4h	-101,350*	38,195	0,012	-179,151	-23,549
		Ti5	-27,225	35,362	0,447	-99,254	44,804
	Ti4h	Ti2	111,543*	40,832	0,010	28,371	194,716
		Ti4	101,350*	38,195	0,012	23,549	179,151
		Ti5	74,125	38,195	0,061	-3,676	151,926
	Ti5	Ti2	37,418	38,195	0,335	-40,382	115,219
		Ti4	27,225	35,362	0,447	-44,804	99,254
		Ti4h	-74,125	38,195	0,061	-151,926	3,676
Bochecho	Ti2	Ti4	-22,650	35,362	0,526	-94,679	49,379
		Ti4h	-140,075*	35,362	0,000	-212,104	-68,046
		Ti5	-63,300	38,195	0,107	-141,101	14,501
	Ti4	Ti2	22,650	35,362	0,526	-49,379	94,679
		Ti4h	-117,425*	35,362	0,002	-189,454	-45,396
		Ti5	-40,650	38,195	0,295	-118,451	37,151
	Ti4h	Ti2	140,075*	35,362	0,000	68,046	212,104
		Ti4	117,425*	35,362	0,002	45,396	189,454
		Ti5	76,775	38,195	0,053	-1,026	154,576
	Ti5	Ti2	63,300	38,195	0,107	-14,501	141,101
		Ti4	40,650	38,195	0,295	-37,151	118,451
		Ti4h	-76,775	38,195	0,053	-154,576	1,026

Tratamento	Ligas		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	P	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
						Limite inferior	Limite superior
Gel	Ti2	Ti4	-68,000	38,195	0,085	-145,801	9,801
		Ti4h	-85,500*	35,362	0,021	-157,529	-13,471
		Ti5	-70,175	35,362	0,056	-142,204	1,854
	Ti4	Ti2	68,000	38,195	0,085	-9,801	145,801
		Ti4h	-17,500	38,195	0,650	-95,301	60,301
		Ti5	-2,175	38,195	0,955	-79,976	75,626
	Ti4h	Ti2	85,500*	35,362	0,021	13,471	157,529
		Ti4	17,500	38,195	0,650	-60,301	95,301
		Ti5	15,325	35,362	0,668	-56,704	87,354
	Ti5	Ti2	70,175	35,362	0,056	-1,854	142,204
		Ti4	2,175	38,195	0,955	-75,626	79,976
		Ti4h	-15,325	35,362	0,668	-87,354	56,704

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).

2. Variável Rp (Resistência de polarização)

Tabela 2.1 - Estatística descritiva dos resultados de Rp das Ligas nos diferentes Tratamentos.

Ligas	Tratamento	Média	Desvio padrão
Controle	Ti2	26866666.67	1850225.21
	Ti4	42925000.00	16000078.12
	Ti4h	31966666.67	18271380.17
	Ti5	16475000.00	3505590.77
	Total	29578571.43	14981792.98
Bochecho	Ti2	22166666.67	3939966.16
	Ti4	36133333.33	10355835.71
	Ti4h	41775000.00	15393153.24
	Ti5	14500000.00	1992485.88
	Total	29653846.15	14534591.81
Gel	Ti2	6746666.67	892038.86
	Ti4	14300000.00	1200000.00
	Ti4h	22100000.00	6496665.81
	Ti5	12575000.00	2424011.83
	Total	14417142.86	6650320.33
Total	Ti2	18593333.33	9381934.77
	Ti4	32300000.00	16509323.96
	Ti4h	31945454.55	15097573.56
	Ti5	14518181.82	3047234.22
	Total	24425365.85	14280551.13

Tabela 2.2 - Anova 2 fatores para valores de Rp.

Fonte	Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	F	p
Modelo corrigido	5564917486178860,000a	11	5.06E+14	5.66	0.000
Ordenada na origem	2.32324E+16	1	2.32E+16	259.89	0.000
Ligas	2.09016E+15	2	1.05E+15	11.69	0.000
Tratamento	2.4136E+15	3	8.05E+14	9.00	0.000
Ligas * Tratamento	9.00716E+14	6	1.50E+14	1.68	0.162
Erro	2.59245E+15	29	8.94E+13		
Total	3.26179E+16	41			
Total corrigido	8.15737E+15	40			

a. R ao quadrado = ,682 (R ao quadrado ajustado =,562)

Tabela 2.3 – Diferença média entre as ligas pelo pós-teste Bonferroni para variável Rp.

(I) Ligas		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
					Limite inferior	Limite superior
Ti2	Ti4	-12526111,111*	4.36E+06	0.008	-2.14E+07	-3.60E+06
	Ti4h	-13353888,889*	4.27E+06	0.004	-2.21E+07	-4.63E+06
	Ti5	4.08E+06	4.27E+06	0.347	-4.65E+06	1.28E+07
Ti4	Ti2	12526111,111*	4.36E+06	0.008	3.60E+06	2.14E+07
	Ti4h	-8.28E+05	4.17E+06	0.844	-9.35E+06	7.70E+06
	Ti5	16602777,778*	4.17E+06	0.000	8.08E+06	2.51E+07
Ti4h	Ti2	13353888,889*	4.27E+06	0.004	4.63E+06	2.21E+07
	Ti4	8.28E+05	4.17E+06	0.844	-7.70E+06	9.35E+06
	Ti5	17430555,556*	4.07E+06	0.000	9.11E+06	2.58E+07
Ti5	Ti2	-4.08E+06	4.27E+06	0.347	-1.28E+07	4.65E+06
	Ti4	-16602777,778*	4.17E+06	0.000	-2.51E+07	-8.08E+06
	Ti4h	-17430555,556*	4.07E+06	0.000	-2.58E+07	-9.11E+06

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).

Tabela 2.4 – Diferença média entre os grupos tratamento pelo pós-teste Bonferroni para variável Rp.

(II) Tratamento		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
					Limite inferior	Limite superior
Controle	Bochecho	9.15E+05	3.67E+06	0.805	-6.60E+06	8.43E+06
	Gel	15627916,667*	3.61E+06	0.000	8.24E+06	2.30E+07
Bochecho	Controle	-9.15E+05	3.67E+06	0.805	-8.43E+06	6.60E+06
	Gel	14713333,333*	3.67E+06	0.000	7.20E+06	2.22E+07
Gel	Controle	-15627916,667*	3.61E+06	0.000	-2.30E+07	-8.24E+06
	Bochecho	-14713333,333*	3.67E+06	0.000	-2.22E+07	-7.20E+06

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).

Tabela 2.5 – Diferença média da interação “ligas x tratamento” pelo pós-teste Bonferroni para variável Rp.

Ligas	Tratamento		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	P	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
						Limite inferior	Limite superior
Ti2	Controle	Bochecho	4700000	7.72E+06	0.547	-1.11E+07	2.05E+07
		Gel	20120000,000*	7.72E+06	0.014	4.33E+06	3.59E+07
	Bochecho	Controle	-4700000	7.72E+06	0.547	-2.05E+07	1.11E+07
		Gel	15420000	7.72E+06	0.055	-3.69E+05	3.12E+07
	Gel	Controle	-20120000,000*	7.72E+06	0.014	-3.59E+07	-4.33E+06
		Bochecho	-15420000	7.72E+06	0.055	-3.12E+07	3.69E+05
Ti4	Controle	Bochecho	6791666.667	7.22E+06	0.355	-7.98E+06	2.16E+07
		Gel	28625000,000*	7.22E+06	0.000	1.39E+07	4.34E+07
	Bochecho	Controle	-6791666.667	7.22E+06	0.355	-2.16E+07	7.98E+06
		Gel	21833333,333*	7.72E+06	0.008	6.04E+06	3.76E+07
	Gel	Controle	-28625000,000*	7.22E+06	0.000	-4.34E+07	-1.39E+07
		Bochecho	-21833333,333*	7.72E+06	0.008	-3.76E+07	-6.04E+06
Ti4h	Controle	Bochecho	-9808333.333	7.22E+06	0.185	-2.46E+07	4.96E+06
		Gel	9866666.667	7.22E+06	0.182	-4.90E+06	2.46E+07
	Bochecho	Controle	9808333.333	7.22E+06	0.185	-4.96E+06	2.46E+07
		Gel	19675000,000*	6.69E+06	0.006	6.00E+06	3.33E+07
	Gel	Controle	-9866666.667	7.22E+06	0.182	-2.46E+07	4.90E+06
		Bochecho	-19675000,000*	6.69E+06	0.006	-3.33E+07	-6.00E+06
Ti5	Controle	Bochecho	1975000	7.22E+06	0.786	-1.28E+07	1.67E+07
		Gel	3900000	6.69E+06	0.564	-9.77E+06	1.76E+07
	Bochecho	Controle	-1975000	7.22E+06	0.786	-1.67E+07	1.28E+07
		Gel	1925000	7.22E+06	0.792	-1.28E+07	1.67E+07
	Gel	Controle	-3900000	6.69E+06	0.564	-1.76E+07	9.77E+06
		Bochecho	-1925000	7.22E+06	0.792	-1.67E+07	1.28E+07

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).

Tabela 2.6 – Diferença média da interação “tratamento x ligas” pelo pós-teste Bonferroni para variável Rp.

Tratamento	Ligas		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
						Limite inferior	Limite superior
Controle	Ti2	Ti4	-16058333,333*	7.22E+06	0.034	-3.08E+07	-1.29E+06
		Ti4h	-5.10E+06	7.72E+06	0.514	-2.09E+07	1.07E+07
		Ti5	1.04E+07	7.22E+06	0.161	-4.38E+06	2.52E+07
	Ti4	Ti2	16058333,333*	7.22E+06	0.034	1.29E+06	3.08E+07
		Ti4h	1.10E+07	7.22E+06	0.140	-3.81E+06	2.57E+07
		Ti5	26450000,000*	6.69E+06	0.000	1.28E+07	4.01E+07
	Ti4h	Ti2	5.10E+06	7.72E+06	0.514	-1.07E+07	2.09E+07
		Ti4	-1.10E+07	7.22E+06	0.140	-2.57E+07	3.81E+06
		Ti5	15491666,667*	7.22E+06	0.040	7.22E+05	3.03E+07
	Ti5	Ti2	-1.04E+07	7.22E+06	0.161	-2.52E+07	4.38E+06
		Ti4	-26450000,000*	6.69E+06	0.000	-4.01E+07	-1.28E+07
		Ti4h	-15491666,667*	7.22E+06	0.040	-3.03E+07	-7.22E+05
Bochecho	Ti2	Ti4	-1.40E+07	7.72E+06	0.081	-2.98E+07	1.82E+06
		Ti4h	-19608333,333*	7.22E+06	0.011	-3.44E+07	-4.84E+06
		Ti5	7.67E+06	7.72E+06	0.329	-8.12E+06	2.35E+07
	Ti4	Ti2	1.40E+07	7.72E+06	0.081	-1.82E+06	2.98E+07
		Ti4h	-5.64E+06	7.22E+06	0.441	-2.04E+07	9.13E+06
		Ti5	21633333,333*	7.72E+06	0.009	5.84E+06	3.74E+07
	Ti4h	Ti2	19608333,333*	7.22E+06	0.011	4.84E+06	3.44E+07
		Ti4	5.64E+06	7.22E+06	0.441	-9.13E+06	2.04E+07
		Ti5	27275000,000*	7.22E+06	0.001	1.25E+07	4.20E+07
	Ti5	Ti2	-7.67E+06	7.72E+06	0.329	-2.35E+07	8.12E+06
		Ti4	-21633333,333*	7.72E+06	0.009	-3.74E+07	-5.84E+06
		Ti4h	-27275000,000*	7.22E+06	0.001	-4.20E+07	-1.25E+07

Tratamento	Ligas	Diferença média	Modelo	p	Intervalo de confiança 95%
------------	-------	-----------------	--------	---	----------------------------

		(I-J)	padrão		para a diferença		
					Limite inferior	Limite superior	
Gel	Ti2	Ti4	-7.55E+06	7.72E+06	0.336	-2.33E+07	8.24E+06
		Ti4h	-15353333,333*	7.22E+06	0.042	-3.01E+07	-5.84E+05
		Ti5	-5.83E+06	7.22E+06	0.426	-2.06E+07	8.94E+06
	Ti4	Ti2	7.55E+06	7.72E+06	0.336	-8.24E+06	2.33E+07
		Ti4h	-7.80E+06	7.22E+06	0.289	-2.26E+07	6.97E+06
		Ti5	1.72E+06	7.22E+06	0.813	-1.30E+07	1.65E+07
	Ti4h	Ti2	15353333,333*	7.22E+06	0.042	5.84E+05	3.01E+07
		Ti4	7.80E+06	7.22E+06	0.289	-6.97E+06	2.26E+07
		Ti5	9.52E+06	6.69E+06	0.165	-4.15E+06	2.32E+07
	Ti5	Ti2	5.83E+06	7.22E+06	0.426	-8.94E+06	2.06E+07
		Ti4	-1.72E+06	7.22E+06	0.813	-1.65E+07	1.30E+07
		Ti4h	-9.52E+06	6.69E+06	0.165	-2.32E+07	4.15E+06

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).

3. Variável CPE (Constant Phase Element – Elemento de Fase Constante)

Tabela 3.1 - Estatística descritiva dos resultados de CPE das Ligas nos diferentes Tratamentos

Ligas	Tratamento	Média	Desvio padrão
Controle	Ti2	0.0000037	0.0000003
	Ti4	0.0000021	0.0000005
	Ti4h	0.0000021	0.0000005
	Ti5	0.0000020	0.0000004
	Total	0.0000024	0.0000008
Bochecho	Ti2	0.0000034	0.0000005
	Ti4	0.0000023	0.0000003
	Ti4h	0.0000019	0.0000004
	Ti5	0.0000028	0.0000003
	Total	0.0000025	0.0000007
Gel	Ti2	0.0000048	0.0000008
	Ti4	0.0000022	0.0000002
	Ti4h	0.0000021	0.0000003
	Ti5	0.0000026	0.0000005
	Total	0.0000028	0.0000012
Total	Ti2	0.0000040	0.0000008
	Ti4	0.0000022	0.0000003
	Ti4h	0.0000020	0.0000004
	Ti5	0.0000024	0.0000005
	Total	0.0000026	0.0000009

Tabela 3.2 - Anova 2 fatores para valores de CPE.

Fonte	Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	F	p
Modelo corrigido	2,713E-011a	11	2.46E-12	13.04	0.000
Ordenada na origem	2.81394E-10	1	2.81E-10	1493.78	0.000
Ligas	0	2	0.00E+00	0.00	1.000
Tratamento	0	3	0.00E+00	0.00	1.000
Ligas * Tratamento	0	6	0.00E+00	0.00	1.000
Erro	5.46294E-12	29	1.88E-13		
Total	3.05969E-10	41			
Total corrigido	3.2489E-11	40			

a. R ao quadrado = ,832 (R ao quadrado ajustado = ,768)

Tabela 3.3 – Diferença média entre as ligas pelo pós-teste Bonferroni para variável CPE.

(I) Ligas		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
					Limite inferior	Limite superior
Ti2	Ti4	1,780E-006*	2.00E-07	0.000	1.37E-06	2.19E-06
	Ti4h	1,944E-006*	1.96E-07	0.000	1.54E-06	2.34E-06
	Ti5	1,496E-006*	1.96E-07	0.000	1.10E-06	1.90E-06
Ti4	Ti2	-1,780E-006*	2.00E-07	0.000	-2.19E-06	-1.37E-06
	Ti4h	1.64E-07	1.91E-07	0.400	-2.28E-07	5.55E-07
	Ti5	-2.84E-07	1.91E-07	0.149	-6.75E-07	1.08E-07
Ti4h	Ti2	-1,944E-006*	1.96E-07	0.000	-2.34E-06	-1.54E-06
	Ti4	-1.64E-07	1.91E-07	0.400	-5.55E-07	2.28E-07
	Ti5	-4,475E-007*	1.87E-07	0.023	-8.29E-07	-6.55E-08
Ti5	Ti2	-1,496E-006*	1.96E-07	0.000	-1.90E-06	-1.10E-06
	Ti4	2.84E-07	1.91E-07	0.149	-1.08E-07	6.75E-07
	Ti4h	4,475E-007*	1.87E-07	0.023	6.55E-08	8.29E-07

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).

Tabela 3.4 – Diferença média entre os grupos tratamento pelo pós-teste Bonferroni para variável CPE.

(II) Tratamento		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
					Limite inferior	Limite superior
Controle	Bochecho	-1.14E-07	1.69E-07	0.504	-4.59E-07	2.31E-07
	Gel	-4,156E-007*	1.66E-07	0.018	-7.55E-07	-7.66E-08
Bochecho	Controle	1.14E-07	1.69E-07	0.504	-2.31E-07	4.59E-07
	Gel	-3.01E-07	1.69E-07	0.084	-6.46E-07	4.35E-08
Gel	Controle	4,156E-007*	1.66E-07	0.018	7.66E-08	7.55E-07
	Bochecho	3.01E-07	1.69E-07	0.084	-4.35E-08	6.46E-07

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).

Tabela 3.5 – Diferença média da interação “ligas x tratamento” pelo pós-teste Bonferroni para variável CPE.

Ligas	Tratamento		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	P	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
						Limite inferior	Limite superior
Ti2	Controle	Bochecho	2.96667E-07	3.54E-07	0.409	-4.28E-07	1.02E-06
		Gel	-1,100E-006*	3.54E-07	0.004	-1.82E-06	-3.75E-07
	Bochecho	Controle	-2.96667E-07	3.54E-07	0.409	-1.02E-06	4.28E-07
		Gel	-1,397E-006*	3.54E-07	0.000	-2.12E-06	-6.72E-07
	Gel	Controle	1,100E-006*	3.54E-07	0.004	3.75E-07	1.82E-06
		Bochecho	1,397E-006*	3.54E-07	0.000	6.72E-07	2.12E-06
Ti4	Controle	Bochecho	-1.83333E-07	3.31E-07	0.584	-8.61E-07	4.95E-07
		Gel	-6E-08	3.31E-07	0.858	-7.38E-07	6.18E-07
	Bochecho	Controle	1.83333E-07	3.31E-07	0.584	-4.95E-07	8.61E-07
		Gel	1.23333E-07	3.54E-07	0.730	-6.01E-07	8.48E-07
	Gel	Controle	6E-08	3.31E-07	0.858	-6.18E-07	7.38E-07
		Bochecho	-1.23333E-07	3.54E-07	0.730	-8.48E-07	6.01E-07
Ti4h	Controle	Bochecho	0.000000175	3.31E-07	0.602	-5.03E-07	8.53E-07
		Gel	1.25E-08	3.31E-07	0.970	-6.65E-07	6.90E-07
	Bochecho	Controle	-0.000000175	3.31E-07	0.602	-8.53E-07	5.03E-07
		Gel	-1.625E-07	3.07E-07	0.600	-7.90E-07	4.65E-07
	Gel	Controle	-1.25E-08	3.31E-07	0.970	-6.90E-07	6.65E-07
		Bochecho	1.625E-07	3.07E-07	0.600	-4.65E-07	7.90E-07
Ti5	Controle	Bochecho	-7,450E-007*	3.31E-07	0.032	-1.42E-06	-6.70E-08
		Gel	-5.15E-07	3.07E-07	0.104	-1.14E-06	1.13E-07
	Bochecho	Controle	7,450E-007*	3.31E-07	0.032	6.70E-08	1.42E-06
		Gel	2.3E-07	3.31E-07	0.493	-4.48E-07	9.08E-07
	Gel	Controle	5.15E-07	3.07E-07	0.104	-1.13E-07	1.14E-06
		Bochecho	-2.3E-07	3.31E-07	0.493	-9.08E-07	4.48E-07

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).

Tabela 3.6 – Diferença média da interação “tratamento x ligas” pelo pós-teste Bonferroni para variável CPE.

Tratamento	Ligas		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	P	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
						Limite inferior	Limite superior
Controle	Ti2	Ti4	1,593E-006*	3.31E-07	0.000	9.15E-07	2.27E-06
		Ti4h	1,613E-006*	3.54E-07	0.000	8.89E-07	2.34E-06
		Ti5	1,648E-006*	3.31E-07	0.000	9.70E-07	2.33E-06
	Ti4	Ti2	-1,593E-006*	3.31E-07	0.000	-2.27E-06	-9.15E-07
		Ti4h	2.00E-08	3.31E-07	0.952	-6.58E-07	6.98E-07
		Ti5	5.50E-08	3.07E-07	0.859	-5.73E-07	6.83E-07
	Ti4h	Ti2	-1,613E-006*	3.54E-07	0.000	-2.34E-06	-8.89E-07
		Ti4	-2.00E-08	3.31E-07	0.952	-6.98E-07	6.58E-07
		Ti5	3.50E-08	3.31E-07	0.917	-6.43E-07	7.13E-07
	Ti5	Ti2	-1,648E-006*	3.31E-07	0.000	-2.33E-06	-9.70E-07
		Ti4	-5.50E-08	3.07E-07	0.859	-6.83E-07	5.73E-07
		Ti4h	-3.50E-08	3.31E-07	0.917	-7.13E-07	6.43E-07
Bochecho	Ti2	Ti4	1,113E-006*	3.54E-07	0.004	3.89E-07	1.84E-06
		Ti4h	1,492E-006*	3.31E-07	0.000	8.14E-07	2.17E-06
		Ti5	6.07E-07	3.54E-07	0.098	-1.18E-07	1.33E-06
	Ti4	Ti2	-1,113E-006*	3.54E-07	0.004	-1.84E-06	-3.89E-07
		Ti4h	3.78E-07	3.31E-07	0.263	-3.00E-07	1.06E-06
		Ti5	-5.07E-07	3.54E-07	0.163	-1.23E-06	2.18E-07
	Ti4h	Ti2	-1,492E-006*	3.31E-07	0.000	-2.17E-06	-8.14E-07
		Ti4	-3.78E-07	3.31E-07	0.263	-1.06E-06	3.00E-07
		Ti5	-8,850E-007*	3.31E-07	0.012	-1.56E-06	-2.07E-07
	Ti5	Ti2	-6.07E-07	3.54E-07	0.098	-1.33E-06	1.18E-07
		Ti4	5.07E-07	3.54E-07	0.163	-2.18E-07	1.23E-06
		Ti4h	8,850E-007*	3.31E-07	0.012	2.07E-07	1.56E-06

Tratamento	Ligas		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
						Limite inferior	Limite superior
Gel	Ti2	Ti4	2,633E-006*	3.54E-07	0.000	1.91E-06	3.36E-06
		Ti4h	2,726E-006*	3.31E-07	0.000	2.05E-06	3.40E-06
		Ti5	2,233E-006*	3.31E-07	0.000	1.56E-06	2.91E-06
	Ti4	Ti2	-2,633E-006*	3.54E-07	0.000	-3.36E-06	-1.91E-06
		Ti4h	9.25E-08	3.31E-07	0.782	-5.85E-07	7.70E-07
		Ti5	-4.00E-07	3.31E-07	0.237	-1.08E-06	2.78E-07
	Ti4h	Ti2	-2,726E-006*	3.31E-07	0.000	-3.40E-06	-2.05E-06
		Ti4	-9.25E-08	3.31E-07	0.782	-7.70E-07	5.85E-07
		Ti5	-4.92E-07	3.07E-07	0.119	-1.12E-06	1.35E-07
	Ti5	Ti2	-2,233E-006*	3.31E-07	0.000	-2.91E-06	-1.56E-06
		Ti4	4.00E-07	3.31E-07	0.237	-2.78E-07	1.08E-06
		Ti4h	4.92E-07	3.07E-07	0.119	-1.35E-07	1.12E-06

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).

4. Variável Ecorr (Potencial de corrente)

Tabela 4.1 - Estatística descritiva dos resultados de Ecorr das Ligas nos diferentes Tratamentos

Ligas	Tratamento	Média	Desvio padrão
Controle	Ti2	-522,333	67,099
	Ti4	-495,750	127,123
	Ti4h	-379,000	121,281
	Ti5	-426,500	57,859
	Total	-456,643	102,930
Bochecho	Ti2	-537,000	48,915
	Ti4	-494,500	47,753
	Ti4h	-390,750	109,088
	Ti5	-435,000	45,574
	Total	-466,267	85,698
Gel	Ti2	-582,250	26,625
	Ti4	-412,500	6,500
	Ti4h	-457,000	150,459
	Ti5	-458,250	86,535
	Total	-481,833	104,210
Total	Ti2	-549,455	50,437
	Ti4	-472,591	83,848
	Ti4h	-411,636	120,915
	Ti5	-440,364	62,287
	Total	-468,511	96,122

Tabela 4.2 - Anova 2 fatores para valores de Ecorr.

Fonte	Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	F	p
Modelo corrigido	153884,578a	11	1,40E+04	1,84	0,088
Ordenada na origem	9377225,208	1	9,38E+06	1232,78	0,000
Ligas	3394,504534	2	1,70E+03	0,22	0,801
Tratamento	113765,625	3	3,79E+04	4,99	0,006
Ligas * Tratamento	32830,54692	6	5,47E+03	0,72	0,637
Erro	243410,1667	32	7,61E+03		
Total	10055422,25	44			
Total corrigido	397294,7443	43			

a. R ao quadrado = ,387 (R ao quadrado ajustado = ,177)

Tabela 4.3 – Diferença média entre as ligas pelo pós-teste Bonferroni para variável Ecorr.

(I) Ligas		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
					Limite inferior	Limite superior
Ti2	Ti4	-79,611	37,532	0,250	-185,163	25,941
	Ti4h	-138,278*	37,532	0,005	-243,830	-32,726
	Ti5	-107,278*	37,532	0,045	-212,830	-1,726
Ti4	Ti2	79,611	37,532	0,250	-25,941	185,163
	Ti4h	-58,667	37,532	0,767	-164,219	46,885
	Ti5	-27,667	37,532	1,000	-133,219	77,885
Ti4h	Ti2	138,278*	37,532	0,005	32,726	243,830
	Ti4	58,667	37,532	0,767	-46,885	164,219
	Ti5	31,000	37,532	1,000	-74,552	136,552
Ti5	Ti2	107,278*	37,532	0,045	1,726	212,830
	Ti4	27,667	37,532	1,000	-77,885	133,219
	Ti4h	-31,000	37,532	1,000	-136,552	74,552

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Bonferroni.

Tabela 4.4 – Diferença média entre os grupos tratamento pelo pós-teste Bonferroni para variável Ecorr.

(II) Tratamento		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
					Limite inferior	Limite superior
Controle	Bochecho	8,417	32,706	1,000	-74,212	91,046
	Gel	21,604	32,706	1,000	-61,025	104,233
Bochecho	Controle	-8,417	32,706	1,000	-91,046	74,212
	Gel	13,187	32,094	1,000	-67,897	94,272
Gel	Controle	-21,604	32,706	1,000	-104,233	61,025
	Bochecho	-13,187	32,094	1,000	-94,272	67,897

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Bonferroni.

Tabela 4.5 – Diferença média da interação “ligas x tratamento” pelo pós-teste Bonferroni para variável Ecorr.

Ligas	Tratamento		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
						Limite inferior	Limite superior
Ti2	Controle	Bochecho	14,667	66,612	0,827	-121,018	150,351
		Gel	59,917	66,612	0,375	-75,768	195,601
	Bochecho	Controle	-14,667	66,612	0,827	-150,351	121,018
		Gel	45,250	61,671	0,468	-80,369	170,869
	Gel	Controle	-59,917	66,612	0,375	-195,601	75,768
		Bochecho	-45,250	61,671	0,468	-170,869	80,369
Ti4	Controle	Bochecho	-1,250	61,671	0,984	-126,869	124,369
		Gel	-83,250	66,612	0,220	-218,934	52,434
	Bochecho	Controle	1,250	61,671	0,984	-124,369	126,869
		Gel	-82,000	66,612	0,227	-217,684	53,684
	Gel	Controle	83,250	66,612	0,220	-52,434	218,934
		Bochecho	82,000	66,612	0,227	-53,684	217,684
Ti4h	Controle	Bochecho	11,750	66,612	0,861	-123,934	147,434
		Gel	78,000	66,612	0,250	-57,684	213,684
	Bochecho	Controle	-11,750	66,612	0,861	-147,434	123,934
		Gel	66,250	61,671	0,291	-59,369	191,869
	Gel	Controle	-78,000	66,612	0,250	-213,684	57,684
		Bochecho	-66,250	61,671	0,291	-191,869	59,369
Ti5	Controle	Bochecho	8,500	66,612	0,899	-127,184	144,184
		Gel	31,750	61,671	0,610	-93,869	157,369
	Bochecho	Controle	-8,500	66,612	0,899	-144,184	127,184
		Gel	23,250	66,612	0,729	-112,434	158,934
	Gel	Controle	-31,750	61,671	0,610	-157,369	93,869
		Bochecho	-23,250	66,612	0,729	-158,934	112,434

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).

Posthoc Bonferroni

Tabela 4.6 – Diferença média da interação “tratamento x ligas” pelo *posthoc* Bonferroni para variável Ecorr.

Tratamento	Ligas		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
						Limite inferior	Limite superior
Controle	Ti2	Ti4	-26,583	66,612	0,692	-162,268	109,101
		Ti4h	-143,333	71,211	0,053	-288,386	1,719
		Ti5	-95,833	66,612	0,160	-231,518	39,851
	Ti4	Ti2	26,583	66,612	0,692	-109,101	162,268
		Ti4h	-116,750	66,612	0,089	-252,434	18,934
		Ti5	-69,250	61,671	0,270	-194,869	56,369
	Ti4h	Ti2	143,333	71,211	0,053	-1,719	288,386
		Ti4	116,750	66,612	0,089	-18,934	252,434
		Ti5	47,500	66,612	0,481	-88,184	183,184
	Ti5	Ti2	95,833	66,612	0,160	-39,851	231,518
		Ti4	69,250	61,671	0,270	-56,369	194,869
		Ti4h	-47,500	66,612	0,481	-183,184	88,184
Bochecho	Ti2	Ti4	-42,500	61,671	0,496	-168,119	83,119
		Ti4h	-146,250*	61,671	0,024	-271,869	-20,631
		Ti5	-102,000	66,612	0,136	-237,684	33,684
	Ti4	Ti2	42,500	61,671	0,496	-83,119	168,119
		Ti4h	-103,750	61,671	0,102	-229,369	21,869
		Ti5	-59,500	66,612	0,378	-195,184	76,184
	Ti4h	Ti2	146,250*	61,671	0,024	20,631	271,869
		Ti4	103,750	61,671	0,102	-21,869	229,369
		Ti5	44,250	66,612	0,511	-91,434	179,934
	Ti5	Ti2	102,000	66,612	0,136	-33,684	237,684
		Ti4	59,500	66,612	0,378	-76,184	195,184
		Ti4h	-44,250	66,612	0,511	-179,934	91,434

Tratamento	Ligas		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
						Limite inferior	Limite superior
Gel	Ti2	Ti4	-169,750*	66,612	0,016	-305,434	-34,066
		Ti4h	-125,250	61,671	0,051	-250,869	0,369
		Ti5	-124,000	61,671	0,053	-249,619	1,619
	Ti4	Ti2	169,750*	66,612	0,016	34,066	305,434
		Ti4h	44,500	66,612	0,509	-91,184	180,184
		Ti5	45,750	66,612	0,497	-89,934	181,434
	Ti4h	Ti2	125,250	61,671	0,051	-0,369	250,869
		Ti4	-44,500	66,612	0,509	-180,184	91,184
		Ti5	1,250	61,671	0,984	-124,369	126,869
	Ti5	Ti2	124,000	61,671	0,053	-1,619	249,619
		Ti4	-45,750	66,612	0,497	-181,434	89,934
		Ti4h	-1,250	61,671	0,984	-126,869	124,369

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).

5. Variável Icorr (Densidade de corrente de corrosão)

Tabela 5.1 - Estatística descritiva dos resultados de Icorr das Ligas nos diferentes Tratamentos

Ligas	Tratamento	Média	Desvio padrão
Controle	Ti2	3,080	0,667
	Ti4	1,690	0,502
	Ti4h	1,707	0,059
	Ti5	1,895	0,373
	Total	2,050	0,692
Bochecho	Ti2	3,805	0,822
	Ti4	3,208	0,862
	Ti4h	1,798	0,695
	Ti5	2,727	0,263
	Total	2,895	1,016
Gel	Ti2	6,710	1,019
	Ti4	4,055	0,025
	Ti4h	1,970	0,495
	Ti5	2,588	0,630
	Total	3,816	2,042
Total	Ti2	4,664	1,824
	Ti4	2,887	1,150
	Ti4h	1,835	0,482
	Ti5	2,374	0,568
	Total	2,940	1,538

Tabela 5.2 - Anova 2 fatores para valores de Icorr

Fonte	Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	F	p
Modelo corrigido	88,719a	11	8,07E+00	19,91	0,000
Ordenada na origem	372,3634852	1	3,72E+02	919,10	0,000
Ligas	43,92835396	3	1,46E+01	36,14	0,000
Tratamento	21,59014995	2	1,08E+01	26,65	0,000
Ligas * Tratamento	17,34908742	6	2,89E+00	7,14	0,000
Erro	12,96440833	32	4,05E-01		
Total	481,972425	44			
Total corrigido	101,6834244	43			

a. R ao quadrado = ,873 (R ao quadrado ajustado = ,829)

Tabela 5.3 – Diferença média entre as ligas pelo *posthoc* Bonferroni para variável Icorr.

(I) Ligas		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
					Limite inferior	Limite superior
Ti2	Ti4	1,548*	0,274	0,000	0,777	2,318
	Ti4h	2,707*	0,274	0,000	1,937	3,477
	Ti5	2,129*	0,274	0,000	1,358	2,899
Ti4	Ti2	-1,548*	0,274	0,000	-2,318	-0,777
	Ti4h	1,159*	0,274	0,001	0,389	1,930
	Ti5	0,581	0,274	0,250	-0,189	1,351
Ti4h	Ti2	-2,707*	0,274	0,000	-3,477	-1,937
	Ti4	-1,159*	0,274	0,001	-1,930	-0,389
	Ti5	-0,578	0,274	0,256	-1,349	0,192
Ti5	Ti2	-2,129*	0,274	0,000	-2,899	-1,358
	Ti4	-0,581	0,274	0,250	-1,351	0,189
	Ti4h	0,578	0,274	0,256	-0,192	1,349

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Bonferroni.

Tabela 5.4 – Diferença média entre os grupos tratamento pelo pós-teste Bonferroni para variável Icorr.

(II) Tratamento		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
					Limite inferior	Limite superior
Controle	Bochecho	-,791*	0,239	0,007	-1,394	-0,188
	Gel	-1,738*	0,239	0,000	-2,341	-1,135
Bochecho	Controle	,791*	0,239	0,007	0,188	1,394
	Gel	-,946*	0,234	0,001	-1,538	-0,355
Gel	Controle	1,738*	0,239	0,000	1,135	2,341
	Bochecho	,946*	0,234	0,001	0,355	1,538

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Bonferroni.

Tabela 5.5 – Diferença média da interação “ligas x tratamento” pelo pós-teste Bonferroni para variável Icorr.

Ligas	Tratamento		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
						Limite inferior	Limite superior
Ti2	Controle	Bochecho	-0,725	0,486	0,146	-1,715	0,265
		Gel	-3,630*	0,486	0,000	-4,620	-2,640
	Bochecho	Controle	0,725	0,486	0,146	-0,265	1,715
		Gel	-2,905*	0,450	0,000	-3,822	-1,988
	Gel	Controle	3,630*	0,486	0,000	2,640	4,620
		Bochecho	2,905*	0,450	0,000	1,988	3,822
Ti4	Controle	Bochecho	-1,518*	0,450	0,002	-2,434	-0,601
		Gel	-2,365*	0,486	0,000	-3,355	-1,375
	Bochecho	Controle	1,518*	0,450	0,002	0,601	2,434
		Gel	-0,8475	0,486	0,091	-1,838	0,143
	Gel	Controle	2,365*	0,486	0,000	1,375	3,355
		Bochecho	0,8475	0,486	0,091	-0,143	1,838
Ti4h	Controle	Bochecho	-0,090833333	0,486	0,853	-1,081	0,899
		Gel	-0,263333333	0,486	0,592	-1,254	0,727
	Bochecho	Controle	0,090833333	0,486	0,853	-0,899	1,081
		Gel	-0,1725	0,450	0,704	-1,089	0,744
	Gel	Controle	0,263333333	0,486	0,592	-0,727	1,254
		Bochecho	0,1725	0,450	0,704	-0,744	1,089
Ti5	Controle	Bochecho	-0,831666667	0,486	0,097	-1,822	0,159
		Gel	-0,6925	0,450	0,134	-1,609	0,224
	Bochecho	Controle	0,831666667	0,486	0,097	-0,159	1,822
		Gel	0,139166667	0,486	0,777	-0,851	1,129
	Gel	Controle	0,6925	0,450	0,134	-0,224	1,609
		Bochecho	-0,139166667	0,486	0,777	-1,129	0,851

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível 0,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).

Tabela 5.6 – Diferença média da interação “tratamento x ligas” pelo pós-teste Bonferroni para variável Icorr.

Tratamento	Ligas		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
						Limite inferior	Limite superior
Controle	Ti2	Ti4	1,390*	0,486	0,007	0,400	2,380
		Ti4h	1,373*	0,520	0,013	0,315	2,432
		Ti5	1,185*	0,486	0,021	0,195	2,175
	Ti4	Ti2	-1,390*	0,486	0,007	-2,380	-0,400
		Ti4h	-0,017	0,486	0,973	-1,007	0,974
		Ti5	-0,205	0,450	0,652	-1,122	0,712
	Ti4h	Ti2	-1,373*	0,520	0,013	-2,432	-0,315
		Ti4	0,017	0,486	0,973	-0,974	1,007
		Ti5	-0,188	0,486	0,701	-1,179	0,802
	Ti5	Ti2	-1,185*	0,486	0,021	-2,175	-0,195
		Ti4	0,205	0,450	0,652	-0,712	1,122
		Ti4h	0,188	0,486	0,701	-0,802	1,179
Bochecho	Ti2	Ti4	0,598	0,450	0,194	-0,319	1,514
		Ti4h	2,008*	0,450	0,000	1,091	2,924
		Ti5	1,078*	0,486	0,034	0,088	2,069
	Ti4	Ti2	-0,598	0,450	0,194	-1,514	0,319
		Ti4h	1,410*	0,450	0,004	0,493	2,327
		Ti5	0,481	0,486	0,330	-0,509	1,471
	Ti4h	Ti2	-2,008*	0,450	0,000	-2,924	-1,091
		Ti4	-1,410*	0,450	0,004	-2,327	-0,493
		Ti5	-0,929	0,486	0,065	-1,919	0,061
	Ti5	Ti2	-1,078*	0,486	0,034	-2,069	-0,088
		Ti4	-0,481	0,486	0,330	-1,471	0,509
		Ti4h	0,929	0,486	0,065	-0,061	1,919

Tratamento	Ligas	Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença
------------	-------	-----------------------	---------------	---	---

					Limite inferior	Limite superior	
Gel	Ti2	Ti4	2,655*	0,486	0,000	1,665	3,645
		Ti4h	4,740*	0,450	0,000	3,823	5,657
		Ti5	4,123*	0,450	0,000	3,206	5,039
	Ti4	Ti2	-2,655*	0,486	0,000	-3,645	-1,665
		Ti4h	2,085*	0,486	0,000	1,095	3,075
		Ti5	1,468*	0,486	0,005	0,477	2,458
	Ti4h	Ti2	-4,740*	0,450	0,000	-5,657	-3,823
		Ti4	-2,085*	0,486	0,000	-3,075	-1,095
		Ti5	-0,617	0,450	0,180	-1,534	0,299
	Ti5	Ti2	-4,123*	0,450	0,000	-5,039	-3,206
		Ti4	-1,468*	0,486	0,005	-2,458	-0,477
		Ti4h	0,617	0,450	0,180	-0,299	1,534

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).

6. Variável Ipass (Densidade de corrente de passivação)

Tabela 6.1 - Estatística descritiva dos resultados de Ipass das Ligas nos diferentes Tratamentos

Ligas	Tratamento	Média	Desvio padrão
Controle	Ti2	1,178	0,245
	Ti4	0,677	0,171
	Ti4h	0,735	0,129
	Ti5	0,595	0,058
	Total	0,773	0,265
Bochecho	Ti2	1,064	0,104
	Ti4	1,098	0,204
	Ti4h	0,547	0,135
	Ti5	0,627	0,054
	Total	0,848	0,288
Gel	Ti2	1,481	0,076
	Ti4	0,845	0,134
	Ti4h	0,694	0,124
	Ti5	0,705	0,166
	Total	0,937	0,363
Total	Ti2	1,247	0,232
	Ti4	0,876	0,247
	Ti4h	0,652	0,143
	Ti5	0,644	0,111
	Total	0,855	0,309

Tabela 6.2 - Anova 2 fatores para valores de Ipass

Fonte	Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	F	p
Modelo corrigido	3,464a	11	3,15E-01	15,51	0,000
Ordenada na origem	31,50081505	1	3,15E+01	1551,95	0,000
Ligas	0,139967361	2	7,00E-02	3,45	0,044
Tratamento	2,519003673	3	8,40E-01	41,37	0,000
Ligas * Tratamento	0,64603236	6	1,08E-01	5,30	0,001
Erro	0,64952275	32	2,03E-02		
Total	36,249151	44			
Total corrigido	4,113114432	43			

a. R ao quadrado = ,842 (R ao quadrado ajustado = ,788)

Tabela 6.3 – Diferença média entre as ligas pelo pós-teste Bonferroni para variável Ipass.

(I) Ligas		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
					Limite inferior	Limite superior
Ti2	Ti4	,368*	0,061	0,000	0,196	0,540
	Ti4h	,583*	0,061	0,000	0,410	0,755
	Ti5	,599*	0,061	0,000	0,426	0,771
Ti4	Ti2	-,368*	0,061	0,000	-0,540	-0,196
	Ti4h	,215*	0,061	0,008	0,042	0,387
	Ti5	,231*	0,061	0,004	0,058	0,403
Ti4h	Ti2	-,583*	0,061	0,000	-0,755	-0,410
	Ti4	-,215*	0,061	0,008	-0,387	-0,042
	Ti5	0,016	0,061	1,000	-0,156	0,189
Ti5	Ti2	-,599*	0,061	0,000	-0,771	-0,426
	Ti4	-,231*	0,061	0,004	-0,403	-0,058
	Ti4h	-0,016	0,061	1,000	-0,189	0,156

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Bonferroni.

Tabela 6.4 – Diferença média entre os grupos tratamento pelo pós-teste Bonferroni para variável Ipass.

(II) Tratamento		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
					Limite inferior	Limite superior
Controle	Bochecho	-0,038	0,053	1,000	-0,173	0,097
	Gel	-,135*	0,053	0,050	-0,270	0,000
Bochecho	Controle	0,038	0,053	1,000	-0,097	0,173
	Gel	-0,097	0,052	0,219	-0,230	0,035
Gel	Controle	,135*	0,053	0,050	0,000	0,270
	Bochecho	0,097	0,052	0,219	-0,035	0,230

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Bonferroni.

Tabela 6.5 – Diferença média da interação “ligas x tratamento” pelo pós-teste Bonferroni para variável Ipass.

Ligas	Tratamento		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
						Limite inferior	Limite superior
Ti2	Controle	Bochecho	0,114083333	0,109	0,302	-0,108	0,336
		Gel	-,303*	0,109	0,009	-0,525	-0,081
	Bochecho	Controle	-0,114083333	0,109	0,302	-0,336	0,108
		Gel	-,417*	0,101	0,000	-0,622	-0,212
	Gel	Controle	,303*	0,109	0,009	0,081	0,525
		Bochecho	,417*	0,101	0,000	0,212	0,622
Ti4	Controle	Bochecho	-,422*	0,101	0,000	-0,627	-0,217
		Gel	-0,1685	0,109	0,131	-0,390	0,053
	Bochecho	Controle	,422*	0,101	0,000	0,217	0,627
		Gel	,253*	0,109	0,026	0,032	0,475
	Gel	Controle	0,1685	0,109	0,131	-0,053	0,390
		Bochecho	-,253*	0,109	0,026	-0,475	-0,032
Ti4h	Controle	Bochecho	0,187666667	0,109	0,094	-0,034	0,409
		Gel	0,040416667	0,109	0,713	-0,181	0,262
	Bochecho	Controle	-0,187666667	0,109	0,094	-0,409	0,034
		Gel	-0,14725	0,101	0,154	-0,352	0,058
	Gel	Controle	-0,040416667	0,109	0,713	-0,262	0,181
		Bochecho	0,14725	0,101	0,154	-0,058	0,352
Ti5	Controle	Bochecho	-0,032083333	0,109	0,770	-0,254	0,190
		Gel	-0,10975	0,101	0,284	-0,315	0,095
	Bochecho	Controle	0,032083333	0,109	0,770	-0,190	0,254
		Gel	-0,077666667	0,109	0,481	-0,299	0,144
	Gel	Controle	0,10975	0,101	0,284	-0,095	0,315
		Bochecho	0,077666667	0,109	0,481	-0,144	0,299

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).

Tabela 6.6 – Diferença média da interação “tratamento x ligas” pelo pós-teste Bonferroni para variável Ipass.

Tratamento	Ligas		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
						Limite inferior	Limite superior
Controle	Ti2	Ti4	,502*	0,109	0,000	0,280	0,723
		Ti4h	,444*	0,116	0,001	0,207	0,681
		Ti5	,583*	0,109	0,000	0,361	0,805
	Ti4	Ti2	-,502*	0,109	0,000	-0,723	-0,280
		Ti4h	-0,058	0,109	0,597	-0,280	0,163
		Ti5	0,081	0,101	0,426	-0,124	0,286
	Ti4h	Ti2	-,444*	0,116	0,001	-0,681	-0,207
		Ti4	0,058	0,109	0,597	-0,163	0,280
		Ti5	0,139	0,109	0,209	-0,082	0,361
	Ti5	Ti2	-,583*	0,109	0,000	-0,805	-0,361
		Ti4	-0,081	0,101	0,426	-0,286	0,124
		Ti4h	-0,139	0,109	0,209	-0,361	0,082
Bochecho	Ti2	Ti4	-0,034	0,101	0,738	-0,239	0,171
		Ti4h	,517*	0,101	0,000	0,312	0,722
		Ti5	,437*	0,109	0,000	0,215	0,659
	Ti4	Ti2	0,034	0,101	0,738	-0,171	0,239
		Ti4h	,551*	0,101	0,000	0,346	0,756
		Ti5	,471*	0,109	0,000	0,249	0,693
	Ti4h	Ti2	-,517*	0,101	0,000	-0,722	-0,312
		Ti4	-,551*	0,101	0,000	-0,756	-0,346
		Ti5	-0,080	0,109	0,466	-0,302	0,141
	Ti5	Ti2	-,437*	0,109	0,000	-0,659	-0,215
		Ti4	-,471*	0,109	0,000	-0,693	-0,249
		Ti4h	0,080	0,109	0,466	-0,141	0,302

Tratamento	Ligas	Diferença	Modelo	p	Intervalo de confiança
------------	-------	-----------	--------	---	------------------------

		média (I-J)	padrão		95% para a diferença		
					Limite inferior	Limite superior	
Gel	Ti2	Ti4	,636*	0,109	0,000	0,415	0,858
		Ti4h	,787*	0,101	0,000	0,582	0,992
		Ti5	,776*	0,101	0,000	0,571	0,981
	Ti4	Ti2	-,636*	0,109	0,000	-0,858	-0,415
		Ti4h	0,151	0,109	0,176	-0,071	0,372
		Ti5	0,140	0,109	0,207	-0,082	0,362
	Ti4h	Ti2	-,787*	0,101	0,000	-0,992	-0,582
		Ti4	-0,151	0,109	0,176	-0,372	0,071
		Ti5	-0,011	0,101	0,916	-0,216	0,194
	Ti5	Ti2	-,776*	0,101	0,000	-0,981	-0,571
		Ti4	-0,140	0,109	0,207	-0,362	0,082
		Ti4h	0,011	0,101	0,916	-0,194	0,216

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).

7. Variável Rugosidade média de superfície (Ra)

Tabela 7.1 - Estatística descritiva dos resultados de Ra das Ligas nos diferentes Tratamentos.

Ligas	Tratamento	Média	Desvio padrão
Ti2	Baseline	0,1507	0,0489
	Controle	0,1740	0,0513
	Bochecho	0,1400	0,0354
	Gel	0,1780	0,0421
	Total	0,1573	0,0462
Ti4	Baseline	0,1127	0,0480
	Controle	0,1300	0,0453
	Bochecho	0,1040	0,0602
	Gel	0,1160	0,0477
	Total	0,1147	0,0477
Ti4h	Baseline	0,1187	0,0342
	Controle	0,1120	0,0217
	Bochecho	0,1240	0,0422
	Gel	0,1380	0,0370
	Total	0,1217	0,0336
Ti5	Baseline	0,0613	0,0229
	Controle	0,0500	0,0224
	Bochecho	0,0780	0,0130
	Gel	0,0700	0,0122
	Total	0,0637	0,0211
Total	Baseline	0,1108	0,0506
	Controle	0,1165	0,0572
	Bochecho	0,1115	0,0448
	Gel	0,1255	0,0527
	Total	0,1143	0,0508

Tabela 7.2 - Anova 2 fatores para valores de Ra.

Fonte	Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	F	p
Modelo corrigido	,146a	15	0,010	6,251	0,000
Ordenada na origem	1,294	1	1,294	831,850	0,000
Ligas	0,112	3	0,037	23,996	0,000
Tratamento	0,003	3	0,001	0,747	0,527
Ligas * Tratamento	0,008	9	0,001	0,588	0,804
Erro	0,162	104	0,002		
Total	1,876	120			
Total corrigido	0,308	119			

a. R ao quadrado = ,474 (R ao quadrado ajustado = ,398)

Tabela 7.3 – Diferença média entre as ligas pelo pós-teste Bonferroni para variável Ra.

(I) Ligas		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
					Limite inferior	Limite superior
Ti2	Ti4	,045*	0,011	0,000	0,022	0,068
	Ti4h	,038*	0,011	0,001	0,015	0,060
	Ti5	,096*	0,011	0,000	0,073	0,118
Ti4	Ti2	-,045*	0,011	0,000	-0,068	-0,022
	Ti4h	-,008	0,011	0,511	-0,030	0,015
	Ti5	,051*	0,011	0,000	0,028	0,073
Ti4h	Ti2	-,038*	0,011	0,001	-0,060	-0,015
	Ti4	,008	0,011	0,511	-0,015	0,030
	Ti5	,058*	0,011	0,000	0,036	0,081
Ti5	Ti2	-,096*	0,011	0,000	-0,118	-0,073
	Ti4	-,051*	0,011	0,000	-0,073	-0,028
	Ti4h	-,058*	0,011	0,000	-0,081	-0,036

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).

Tabela 7.4 – Diferença média entre os grupos tratamento pelo pós-teste Bonferroni para variável Ra.

(II) Tratamento		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
					Limite inferior	Limite superior
Baseline	Controle	-0,006	0,010	0,579	-0,026	0,015
	Bochecho	-0,001	0,010	0,948	-0,021	0,020
	Gel	-0,015	0,010	0,153	-0,035	0,006
Controle	Baseline	0,006	0,010	0,579	-0,015	0,026
	Bochecho	0,005	0,012	0,689	-0,020	0,030
	Gel	-0,009	0,012	0,472	-0,034	0,016
Bochecho	Baseline	0,001	0,010	0,948	-0,020	0,021
	Controle	-0,005	0,012	0,689	-0,030	0,020
	Gel	-0,014	0,012	0,264	-0,039	0,011
Gel	Baseline	0,015	0,010	0,153	-0,006	0,035
	Controle	0,009	0,012	0,472	-0,016	0,034
	Bochecho	0,014	0,012	0,264	-0,011	0,039

Baseado em médias marginais estimadas

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).

Tabela 7.5 – Diferença média da interação “ligas x tratamento” pelo pós-teste Bonferroni para variável Ra.

Ligas	Tratamento		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
						Limite inferior	Limite superior
Ti2	Baseline	Controle	-0,023	0,020	,255	-0,064	0,017
		Bochecho	0,011	0,020	,602	-0,030	0,051
		Gel	-0,027	0,020	,182	-0,068	0,013
	Controle	Baseline	0,023	0,020	,255	-0,017	0,064
		Bochecho	0,034	0,025	,176	-0,015	0,083
		Gel	-0,004	0,025	,873	-0,053	0,045
	Bochecho	Baseline	-0,011	0,020	,602	-0,051	0,030
		Controle	-0,034	0,025	,176	-0,083	0,015
		Gel	-0,038	0,025	,131	-0,087	0,011
	Gel	Baseline	0,027	0,020	,182	-0,013	0,068
		Controle	0,004	0,025	,873	-0,045	0,053
		Bochecho	0,038	0,025	,131	-0,011	0,087
Ti4	Baseline	Controle	-0,017	0,020	,397	-0,058	0,023
		Bochecho	0,009	0,020	,671	-0,032	0,049
		Gel	-0,003	0,020	,870	-0,044	0,037
	Controle	Baseline	0,017	0,020	,397	-0,023	0,058
		Bochecho	0,026	0,025	,300	-0,023	0,075
		Gel	0,014	0,025	,576	-0,035	0,063
	Bochecho	Baseline	-0,009	0,020	0,671	-0,049	0,032
		Controle	-0,026	0,025	,300	-0,075	0,023
		Gel	-0,012	0,025	0,631	-0,061	0,037
	Gel	Baseline	0,003	0,020	,870	-0,037	0,044
		Controle	-0,014	0,025	,576	-0,063	0,035
		Bochecho	0,012	0,025	,631	-0,037	0,061

Ti4h	Baseline	Controle	0,007	0,020	,744	-0,034	0,047
		Bochecho	-0,005	0,020	,794	-0,046	,035
		Gel	-0,019	0,020	,345	-0,060	0,021
	Controle	Baseline	-0,007	0,020	,744	-0,047	0,034
		Bochecho	-0,012	0,025	,631	-,061	0,037
		Gel	-0,026	0,025	,300	-0,075	0,023
	Bochecho	Baseline	0,005	0,020	,794	-0,035	0,046
		Controle	0,012	0,025	,631	-0,037	0,061
		Gel	-0,014	0,025	,576	-0,063	0,035
	Gel	Baseline	0,019	0,020	,345	-0,021	0,060
		Controle	0,026	0,025	,300	-0,023	0,075
		Bochecho	0,014	0,025	,576	-0,035	0,063
Ti5	Baseline	Controle	0,011	0,020	,579	-0,029	0,052
		Bochecho	-0,017	0,020	,415	-0,057	0,024
		Gel	-0,009	0,020	,671	-0,049	0,032
	Controle	Baseline	-0,011	0,020	,579	-0,052	0,029
		Bochecho	-0,028	0,025	,264	-0,077	0,021
		Gel	-0,020	0,025	,424	-0,069	0,029
	Bochecho	Baseline	0,017	0,020	,415	-0,024	0,057
		Controle	0,028	0,025	,264	-0,021	0,077
		Gel	0,008	0,025	,749	-0,041	0,057
	Gel	Baseline	0,009	0,020	,671	-0,032	0,049
		Controle	0,020	0,025	,424	-0,029	0,069
		Bochecho	-0,008	0,025	,749	-0,057	0,041

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).

Tabela 7.6 – Diferença média da interação “tratamento x ligas” pelo pós-teste Bonferroni para variável Ra.

Tratamento	Ligas		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
						Limite inferior	Limite superior
Baseline	Ti2	Ti4	,038*	0,014	,010	0,009	0,067
		Ti4h	,032*	0,014	,028	0,003	0,061
		Ti5	,089*	0,014	,000	0,061	0,118
	Ti4	Ti2	-,038*	0,014	,010	-0,067	-0,009
		Ti4h	-0.006	0,014	,678	-,035	0,023
		Ti5	,051*	0,014	,001	0,023	0,080
	Ti4h	Ti2	-,032*	0,014	,028	-0,061	-0,003
		Ti4	0.006	0,014	,678	-0,023	,035
		Ti5	,057*	0,014	,000	0,029	0,086
	Ti5	Ti2	-,089*	0,014	,000	-0,118	-0,061
		Ti4	-,051*	0,014	,001	-0,080	-0,023
		Ti4h	-,057*	0,014	,000	-0,086	-0,029
Controle	Ti2	Ti4	0.044	0,025	,081	-0,005	0,093
		Ti4h	,062*	0,025	,015	0,013	0,111
		Ti5	,124*	0,025	,000	0,075	0,173
	Ti4	Ti2	-0.044	0,025	,081	-0,093	0,005
		Ti4h	.018	0,025	,472	-0,031	0,067
		Ti5	,080*	0,025	,002	0,031	0,129
	Ti4h	Ti2	-,062*	0,025	,015	-0,111	-0,013
		Ti4	-.018	0,025	,472	-0,067	0,031
		Ti5	,062*	0,025	,015	0,013	0,111
	Ti5	Ti2	-,124*	0,025	,000	-0,173	-0,075
		Ti4	-,080*	0,025	,002	-0,129	-0,031
		Ti4h	-,062*	0,025	,015	-0,111	-0,013

Bochecho	Ti2	Ti4	0,036	0,025	,152	-0,013	0,085
		Ti4h	0,016	0,025	,523	-0,033	0,065
		Ti5	,062*	0,025	,015	0,013	0,111
	Ti4	Ti2	-0,036	0,025	,152	-0,085	0,013
		Ti4h	-0,020	0,025	,424	-0,069	0,029
		Ti5	0,026	0,025	,300	-0,023	0,075
	Ti4h	Ti2	-0,016	0,025	,523	-0,065	0,033
		Ti4	0,020	0,025	,424	-0,029	0,069
		Ti5	0,046	0,025	,068	-0,003	0,095
	Ti5	Ti2	-,062*	0,025	,015	-0,111	-0,013
		Ti4	-0,026	0,025	,300	-0,075	0,023
		Ti4h	-0,046	0,025	,068	-0,095	0,003
Gel	Ti2	Ti4	,062*	0,025	,015	0,013	0,111
		Ti4h	0,04	0,025	,112	-0,009	0,089
		Ti5	,108*	0,025	,000	0,059	0,157
	Ti4	Ti2	-,062*	0,025	,015	-0,111	-0,013
		Ti4h	-,022	0,025	,380	-0,071	0,027
		Ti5	0,046	0,025	,068	-0,003	0,095
	Ti4h	Ti2	-0,04	0,025	,112	-0,089	0,009
		Ti4	,022	0,025	,380	-0,027	0,071
		Ti5	,068*	0,025	,008	0,019	0,117
	Ti5	Ti2	-,108*	0,025	,000	-0,157	-0,059
		Ti4	-0,046	0,025	,068	-0,095	0,003
		Ti4h	-,068*	0,025	,008	-0,117	-0,019

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).

8. Variável Microdureza

Tabela 8.1 - Estatística descritiva dos resultados de Microdureza das Ligas nos diferentes Tratamentos.

Ligas	Tratamento	Média	Desvio padrão
Ti2	Baseline	165,4667	8,8307
	Controle	159,2000	4,8683
	Bochecho	159,4000	8,0187
	Gel	171,8000	11,9038
	Total	164,4667	9,3982
Ti4	Baseline	214,6667	5,8023
	Controle	211,8000	6,5727
	Bochecho	211,8000	3,4928
	Gel	212,2000	4,0866
	Total	213,3000	5,3055
Ti4h	Baseline	213,5333	6,4793
	Controle	211,2000	2,0494
	Bochecho	211,6000	3,1305
	Gel	215,4000	1,5166
	Total	213,1333	4,9531
Ti5	Baseline	299,9333	5,0915
	Controle	305,4000	6,1482
	Bochecho	302,4000	1,8166
	Gel	301,2000	4,8683
	Total	301,4667	5,0496
Total	Baseline	223,4000	49,2868
	Controle	221,9000	54,3070
	Bochecho	221,3000	52,9768
	Gel	225,1500	48,7748
	Total	223,0917	50,0475

Tabela 8.2 - Anova 2 fatores para valores de Microdureza.

Fonte	Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	F	p
Modelo corrigido	294020,658a	15	19601,377	503,925	0,000
Ordenada na origem	4771308,375	1	4771308,375	122663,828	0,000
Ligas	239327,792	3	79775,931	2050,930	0,000
Tratamento	183,042	3	61,014	1,569	0,201
Ligas * Tratamento	600,325	9	66,703	1,715	0,095
Erro	4045,333	104	38,897		
Total	6270453,000	120			
Total corrigido	298065,992	119			

a. R ao quadrado = ,986 (R ao quadrado ajustado = ,984)

Tabela 8.3 – Diferença média entre as ligas pelo pós-teste Bonferroni para variável Microdureza.

(I) Ligas		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
					Limite inferior	Limite superior
Ti2	Ti4	-48,650*	1,800	0,000	-52,220	-45,080
	Ti4h	-48,967*	1,800	0,000	-52,537	-45,396
	Ti5	-138,267*	1,800	0,000	-141,837	-134,696
Ti4	Ti2	48,650*	1,800	0,000	45,080	52,220
	Ti4h	-,317	1,800	0,861	-3,887	3,254
	Ti5	-89,617*	1,800	0,000	-93,187	-86,046
Ti4h	Ti2	48,967*	1,800	0,000	45,396	52,537
	Ti4	,317	1,800	0,861	-3,254	3,887
	Ti5	-89,300*	1,800	0,000	-92,870	-85,730
Ti5	Ti2	138,267*	1,800	0,000	134,696	141,837
	Ti4	89,617*	1,800	0,000	86,046	93,187
	Ti4h	89,300*	1,800	0,000	85,730	92,870

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).

Tabela 8.4 – Diferença média entre os grupos tratamento pelo pós-teste Bonferroni para variável Microdureza.

(II) Tratamento		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
					Limite inferior	Limite superior
Baseline	Controle	1,500	1,610	0,354	-1,693	4,693
	Bochecho	2,100	1,610	0,195	-1,093	5,293
	Gel	-1,750	1,610	0,280	-4,943	1,443
Controle	Baseline	-1,500	1,610	0,354	-4,693	1,693
	Bochecho	0,600	1,972	0,762	-3,311	4,511
	Gel	-3,250	1,972	0,102	-7,161	0,661
Bochecho	Baseline	-2,100	1,610	0,195	-5,293	1,093
	Controle	-0,600	1,972	0,762	-4,511	3,311
	Gel	-3,850	1,972	0,054	-7,761	0,061
Gel	Baseline	1,750	1,610	0,280	-1,443	4,943
	Controle	3,250	1,972	0,102	-0,661	7,161
	Bochecho	3,850	1,972	0,054	-0,061	7,761

Baseado em médias marginais estimadas

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).

Tabela 8.5 – Diferença média da interação “ligas x tratamento” pelo pós-teste Bonferroni para variável Microdureza.

Ligas	Tratamento		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
						Limite inferior	Limite superior
Ti2	Baseline	Controle	6,267	3,221	,054	-0,120	12,653
		Bochecho	6,067	3,221	,062	-0,320	12,453
		Gel	-6,333	3,221	,052	-12,720	0,053
	Controle	Baseline	-6,267	3,221	,054	-12,653	0,120
		Bochecho	-0,200	3,944	,960	-8,022	7,622
		Gel	-12,600*	3,944	,002	-20,422	-4,778
	Bochecho	Baseline	-6,067	3,221	,062	-12,453	0,320
		Controle	0,200	3,944	,960	-7,622	8,022
		Gel	-12,400*	3,944	,002	-20,222	-4,578
	Gel	Baseline	6,333	3,221	,052	-0,053	12,720
		Controle	12,600*	3,944	,002	4,778	20,422
		Bochecho	12,400*	3,944	,002	4,578	20,222
Ti4	Baseline	Controle	2,867	3,221	,375	-3,520	9,253
		Bochecho	2,867	3,221	,375	-3,520	9,253
		Gel	2,467	3,221	,445	-3,920	8,853
	Controle	Baseline	-2,867	3,221	,375	-9,253	3,520
		Bochecho	0,000	3,944	1,000	-7,822	7,822
		Gel	-0,400	3,944	,919	-8,222	7,422
	Bochecho	Baseline	-2,867	3,221	0,375	-9,253	3,520
		Controle	0,000	3,944	1,000	-7,822	7,822
		Gel	-0,400	3,944	0,919	-8,222	7,422
	Gel	Baseline	-2,467	3,221	,445	-8,853	3,920
		Controle	0,400	3,944	,919	-7,422	8,222
		Bochecho	0,400	3,944	,919	-7,422	8,222

Ti4h	Baseline	Controle	2,333	3,221	,470	-4,053	8,720
		Bochecho	1,933	3,221	,550	-4,453	8,320
		Gel	-1,867	3,221	,563	-8,253	4,520
	Controle	Baseline	-2,333	3,221	,470	-8,720	4,053
		Bochecho	-0,400	3,944	,919	-8,222	7,422
		Gel	-4,200	3,944	,289	-12,022	3,622
	Bochecho	Baseline	-1,933	3,221	,550	-8,320	4,453
		Controle	0,400	3,944	,919	-7,422	8,222
		Gel	-3,800	3,944	,338	-11,622	4,022
	Gel	Baseline	1,867	3,221	,563	-4,520	8,253
		Controle	4,200	3,944	,289	-3,622	12,022
		Bochecho	3,800	3,944	,338	-4,022	11,622
Ti5	Baseline	Controle	-5,467	3,221	,093	-11,853	0,920
		Bochecho	-2,467	3,221	,445	-8,853	3,920
		Gel	-1,267	3,221	,695	-7,653	5,120
	Controle	Baseline	5,467	3,221	,093	-0,920	11,853
		Bochecho	3,000	3,944	,449	-4,822	10,822
		Gel	4,200	3,944	,289	-3,622	12,022
	Bochecho	Baseline	2,467	3,221	,445	-3,920	8,853
		Controle	-3,000	3,944	,449	-10,822	4,822
		Gel	1,200	3,944	,762	-6,622	9,022
	Gel	Baseline	1,267	3,221	,695	-5,120	7,653
		Controle	-4,200	3,944	,289	-12,022	3,622
		Bochecho	-1,200	3,944	,762	-9,022	6,622

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).

Tabela 8.6 – Diferença média da interação “tratamento x ligas” pelo pós-teste Bonferroni para variável Microdureza.

Tratamento	Ligas		Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p	Intervalo de confiança 95% para a diferença	
						Limite inferior	Limite superior
Baseline	Ti2	Ti4	-49,200*	2,277	,000	-53,716	-44,684
		Ti4h	-48,067*	2,277	,000	-52,583	-43,551
		Ti5	-134,467*	2,277	,000	-138,983	-129,951
	Ti4	Ti2	49,200*	2,277	,000	44,684	53,716
		Ti4h	1,133	2,277	,620	-3,383	5,649
		Ti5	-85,267*	2,277	,000	-89,783	-80,751
	Ti4h	Ti2	48,067*	2,277	,000	43,551	52,583
		Ti4	-1,133	2,277	,620	-5,649	3,383
		Ti5	-86,400*	2,277	,000	-90,916	-81,884
	Ti5	Ti2	134,467*	2,277	,000	129,951	138,983
		Ti4	85,267*	2,277	,000	80,751	89,783
		Ti4h	86,400*	2,277	,000	81,884	90,916
Controle	Ti2	Ti4	-52,600*	3,944	,000	-60,422	-44,778
		Ti4h	-52,000*	3,944	,000	-59,822	-44,178
		Ti5	-146,200*	3,944	,000	-154,022	-138,378
	Ti4	Ti2	52,600*	3,944	,000	44,778	60,422
		Ti4h	,600	3,944	,879	-7,222	8,422
		Ti5	-93,600*	3,944	,000	-101,422	-85,778
	Ti4h	Ti2	52,000*	3,944	,000	44,178	59,822
		Ti4	-,600	3,944	,879	-8,422	7,222
		Ti5	-94,200*	3,944	,000	-102,022	-86,378
	Ti5	Ti2	146,200*	3,944	,000	138,378	154,022
		Ti4	93,600*	3,944	,000	85,778	101,422
		Ti4h	94,200*	3,944	,000	86,378	102,022

Bochecho	Ti2	Ti4	-52,400*	3,944	,000	-60,222	-44,578
		Ti4h	-52,200*	3,944	,000	-60,022	-44,378
		Ti5	-143,000*	3,944	,000	-150,822	-135,178
	Ti4	Ti2	52,400*	3,944	,000	44,578	60,222
		Ti4h	0,200	3,944	,960	-7,622	8,022
		Ti5	-90,600*	3,944	,000	-98,422	-82,778
	Ti4h	Ti2	52,200*	3,944	,000	44,378	60,022
		Ti4	-0,200	3,944	,960	-8,022	7,622
		Ti5	-90,800*	3,944	,000	-98,622	-82,978
	Ti5	Ti2	143,000*	3,944	,000	135,178	150,822
		Ti4	90,600*	3,944	,000	82,778	98,422
		Ti4h	90,800*	3,944	,000	82,978	98,622
Gel	Ti2	Ti4	-40,400*	3,944	,000	-48,222	-32,578
		Ti4h	-43,600*	3,944	,000	-51,422	-35,778
		Ti5	-129,400*	3,944	,000	-137,222	-121,578
	Ti4	Ti2	40,400*	3,944	,000	32,578	48,222
		Ti4h	-3,200	3,944	,419	-11,022	4,622
		Ti5	-89,000*	3,944	,000	-96,822	-81,178
	Ti4h	Ti2	43,600*	3,944	,000	35,778	51,422
		Ti4	3,200	3,944	,419	-4,622	11,022
		Ti5	-85,800*	3,944	,000	-93,622	-77,978
	Ti5	Ti2	129,400*	3,944	,000	121,578	137,222
		Ti4	89,000*	3,944	,000	81,178	96,822
		Ti4h	85,800*	3,944	,000	77,978	93,622

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

p. Ajustamento para comparações múltiplas: Diferença menos significativa (equivalente a nenhum ajustamento).