



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Renato Torres Augusto Neto

**Avaliação da osseointegração e da resistência biomecânica de um novo desenho de
implante dentário**

Araraquara

2023



UNESP - Universidade Estadual Paulista

“Júlio de Mesquita Filho”

Faculdade de Odontologia de Araraquara



Renato Torres Augusto Neto

Avaliação da osseointegração e da resistência biomecânica de um novo desenho de implante dentário

Tese apresentada à Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara, para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas, na Área de Diagnóstico e Cirurgia

Orientador: Valfrido Antonio Pereira Filho

Coorientadora: Ana Paula Farnezi Bassi

Araraquara

2023

A923a	Augusto Neto, Renato Torres Avaliação da osseointegração e da resistência biomecânica de um novo desenho de implante dentário / Renato Torres Augusto Neto. -- Araraquara, 2023 93 p. Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara Orientador: Valfrido Antonio Pereira Filho Coorientadora: Ana Paula Farnezi Bassi 1. Implantes dentários. 2. Osseointegração. 3. Interface osso-implante. 4. Estresse mecânico. 5. Fraturas de estresse. I. Título.
-------	--

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca da Faculdade de Odontologia, Araraquara. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

Renato Torres Augusto Neto

Avaliação da osseointegração e da resistência biomecânica de um novo desenho de implante dentário

Comissão julgadora

Tese para obtenção do grau de Doutora em Ciências Odontológicas

Presidente e orientador: Prof. Dr. Valfrido Antonio Pereira Filho

2º Examinador: Prof. Dr. Marcelo Gonçalves

3º Examinador: Prof^ª. Dra. Marisa Aparecida Cabrini Gabrielli

4º Examinador: Prof^ª. Dra. Ana Paula Farnezi Bassi

5º Examinador: Prof. Dr. Guilherme José Pimentel Lopes de Oliveira

Araraquara, 08 de março de 2023

DADOS CURRICULARES

Renato Torres Augusto Neto

Nascimento	09/01/1990 – Araraquara, São Paulo, Brasil
Filiação	Maria Cristina de Pauli Torres Renato Torres Augusto Junior
2009-2014	Graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” - FOAr/Unesp, São Paulo.
2014	Estágio em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial pela Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” - FOAr/Unesp, Araraquara, São Paulo, Brasil.
2015 – 2018	Residência em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial Universidade de São Paulo - USP, Ribeirão Preto, Brasil. Bolsista do Ministério da Saúde – Residência Multiprofissional.
2019- 2023	Doutorado em andamento em Ciências Odontológicas, área de Diagnóstico e Cirurgia (Conceito CAPES 5) pela Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, UNESP, Brasil. Orientador: Valfrido Antonio Pereira Filho. Bolsista: Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, CAPES, Brasil. Grande área: Ciências da Saúde.

Dedico este trabalho a **Deus**; à minha família, que é minha base, **Maria Cristina de Pauli Torres, Renato Torres Augusto Junior, Rodrigo Torres Augusto e Lilia Denize Souza da Silva**, e, à minha noiva e amiga, **Deborah Laurindo Pereira Santos**.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por mais essa etapa cumprida na minha vida, por me guardar, proteger em tudo o que fiz durante esta jornada, por me dar sabedoria, calma, força e, principalmente, paciência.

Aos meus pais, Maria Cristina de Pauli Torres e Renato Torres Augusto Junior, por todo amor, zelo, dedicação, apoio incondicional, e, sempre acreditarem e incentivarem os meus estudos, não medindo esforços para que meus sonhos se realizassem, e, por todos os sacrifícios feitos para alcançar mais este objetivo.

Ao meu irmão, Rodrigo Torres Augusto, colega de profissão e parceiro de vida; a minha “irmã” de coração Lilia Denize de Souza Silva, que ajudou meus pais, cuidando de mim e meu irmão, quando eles não estavam presentes fisicamente.

À minha noiva e amiga, Deborah Laurindo Pereira Santos, por todo o amor, incentivo, apoio durante o período de pós-graduação, não deixando desistir ou titubear. Não teria conseguido sem você.

Ao meu orientador desde a graduação, Prof. Dr. Valfrido Antonio Pereira Filho, pela amizade, consideração, conselhos, broncas e risadas. Agradeço por toda atenção e carinho durante a graduação, estágio, residência e doutorado. Sempre presente!

À querida Profa Dra. Ana Paula Farnezi Bassi, por todo apoio, amizade, ajuda, paciência, compreensão, dedicação e sempre acessível e com clareza nas explicações, e, sem a qual dificultaria a realização deste trabalho. Eterna gratidão a senhora e seus.

Aos Professores Mario Real Gabrielli, Marisa Aparecida Cabrini Gabrielli, Eduardo Hochuli Vieira, Roberto Henrique Barbeiro, José Scarso Filho, Marcelo Silva Monnazzi, por me ensinarem a buscar a excelência na profissão.

Ao Cristiano Afonso Lamounier por todas as orientações, incansável na ajuda, desde o processo seletivo até a fase final. Ser humano ímpar e espetacular.

À Thelma Aparecida Gonçalves e ao Antônio Medeiros Filho, pelas conversas, conselhos e amizade, além do suporte técnico.

À Suleima Ferreira, pela paciência nas instruções de funcionamento do laboratório e orientações no processamento das amostras, bem como, as conversas, ajudando a tornar tudo possível.

À Priscila Gabriela Gentile Consolaro e Isabela Manzolli, por toda ajuda, bons papos e risadas para aliviar a dificuldade do dia a dia.

Aos meus queridos amigos de pós-graduação, Guilherme dos Santos Trento, Pedro Henrique Azambuja Carvalho, Lilian Caldas Quirino de Almeida, Luiz Henrique Torres, Luiz

Henrique Marola, Nathalia Marques, que sempre estiveram dispostos a ajudar como fosse. Vocês foram vitais, na execução para tornar mais leve todo esse trabalho, obrigado por tudo.

Aos meus queridos amigos da Unesp de Araçatuba, Vinicius Ferreira Bizelli, Ana Maira Baggio, Stéfani Ferriolli, Guilherme Prado e Izabela Fornazari Delamura, que quando eu estava distante, se colocavam à disposição para socorrer de diversas formas, principalmente, ajudando com os animais quando houvesse necessidade.

Ao Sr. João, bioterista da Unesp Araçatuba, que foi importante durante todo o processo experimental com os animais.

A Heddie Ricci, diretor executivo da empresa Bionnovation®, pela confiança e apoio na execução deste trabalho, provendo todo o material e insumos necessários, além, de todo o apoio técnico e científico.

Aos residentes do Serviço de Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial do Departamento de Diagnóstico e Cirurgia da Unesp de Araraquara pela amizade, presteza e colaboração.

À Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (Unesp), em especial à Faculdade de Odontologia de Araraquara, minha alma mater, a qual devo boa parte da minha formação como homem e, principalmente, como profissional. Imensurável gratidão.

Aos animais utilizados nos experimentos desta tese de doutorado, sempre tratados com muito respeito e carinho.

A CAPES: O presente trabalho foi realizado com o apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de financiamento 001.

“Combati o bom combate, terminei a corrida, guardei a fé.”

2 Timóteo 4:7*

* Bíblia, N. T. 2ª Carta de São Paulo a Timóteo. In BÍBLIA. Português. Sagrada Bíblia Católica: Antigo e novo Testamentos. Tradução de José Simão. São Paulo: Sociedade Bíblica de Aparecida; 2008.

Augusto Neto RT. Avaliação da osseointegração e da resistência mecânica de um novo desenho de implante dentário [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2023.

RESUMO

As reabilitações de áreas desdentadas com implantes ósseointegráveis, em regiões de baixa quantidade e qualidade óssea, são desafios que estimulam as pesquisas para o desenvolvimento de modificações nos implantes dentários a fim de melhorar seu desempenho nestas condições. Algumas das principais modificações são alterações na macro e microgeometria. O objetivo deste trabalho foi avaliar, em modelo animal, o reparo ósseo periimplantar de uma nova geometria de implante, de ápice oco e perfurações na superfície (SWE), em relação a um implante convencional (controle). Para tanto, foram utilizados 30 coelhos da espécie *Oryctolagus cuniculus* (New Zealand), divididos em dois grupos de acordo com o tipo de implante utilizado, sendo os tempos de avaliação 15, 30 e 60 dias. Foram realizadas as análises de frequência de ressonância, contra torque, uCT, histologia e histomorfometria. Os resultados foram formatados em 3 artigos científicos. O primeiro artigo é relacionado à estabilidade primária, o segundo a osseointegração e estabilidade secundária, e, o terceiro à qualidade e quantidade do reparo ósseo periimplantar. Não houve diferenças estatisticamente significativas na avaliação do ISQ, porém foi encontrada diferença no teste de torque reverso, no qual os grupos de 15 dias apresentaram diferenças estatisticamente inferiores (controle $26,06 \pm 7,31$; teste $24,88 \pm 4,80$), em relação aos grupos de 30 (controle $44,3 \pm 7,42$; teste $53,2 \pm 10,12$) e 60 dias (controle $44,28 \pm 12,93$; teste $49,2 \pm 7,97$). As comparações microtomográficas foram realizadas nos grupos controle e SWE, como também entre Roscas x Câmara de reparo no implante SWE; houve diferença estatística no período de 15 dias para as análises BV (controle 3181347 ± 228760 ; teste 4123507 ± 158372) e BV/TV (controle $29,93 \pm 2,108$; teste $38,95 \pm 1,528$); quando comparamos Roscas x Câmara, tivemos diferença estatísticas em todas as análises ($P > 0,05$; IC 95%). A avaliação histológica mostrou processo de reparo normal entre os dois grupos na porção coronal, enquanto na parte apical houve um retardo na parte interna da câmara. Nas análises de BIC e BAFO as comparações foram realizadas nos grupos controle e SWE, como também entre Roscas x Câmara de reparo no implante SWE. Houve diferença estatística entre os grupos apenas na porção medular, sendo para BIC: 15 dias (controle $25,88 \pm 10,45$; teste $51,56 \pm 8,712$); 30 dias (controle $30,02 \pm 4,594$; teste $35,17 \pm 1,926$); 60 dias (controle $25,67 \pm 5,254$; teste $31,26 \pm 2,507$), e, para BAFO: 30 dias (controle $16,59 \pm 3,595$; teste $22,01 \pm 3,218$). Assim, é possível afirmar que o implante SWE passa pelo mesmo processo de osseointegração que o implante controle, e a câmara apical auxilia na osseointegração na região medular.

Palavras chave: Implantes dentários. Osseointegração. Interface osso-implante. Estresse mecânico. Fraturas de estresse.

Augusto Neto RT Osseointegration and biomechanical evaluation of a new dental implant design [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2023.

ABSTRACT

Rehabilitation of edentulous areas with osseointegrated implants in regions of low bone quantity and quality can be challenging. In order to improve their performance in these conditions, researches for the development of modifications in dental implants are needed. Some of the main modifications are changes in macro and microgeometry. Using animal model, the objective of this study was to evaluate the periimplant bone repair of a new implant geometry, with a hollow apex and surface perforations (SWE) when compared to conventional implant (control group). For this purpose, 30 rabbits of the species *Oryctolagus cuniculus* (New Zealand) were used divided into two groups according to the type of implant used, considering the evaluation times being 15, 30 and 60 days. Analyzes of resonance frequency, countertorque, uCT, histology and histomorphometry were performed. The results were formatted in 3 scientific articles. The first article is related to primary stability. The second article is about osseointegration and secondary stability. The third aims on quality and quantity of periimplant bone repair. There were no statistically significant differences in the ISQ assessment, but difference was found in the reverse torque test, in which the 15-day groups showed statistically lower differences (control 26.06 ± 7.31 ; test 24.88 ± 4.80), in relation to the groups of 30 (control 44.3 ± 7.42 ; test 53.2 ± 10.12) and 60 days (control 44.28 ± 12.93 ; test 49.2 ± 7.97). Microtomographic comparisons were performed in the control and SWE groups, as well as between Threads x Repair chamber in the SWE implant; there was a statistical difference in the 15-day period for the BV (control 3181347 ± 228760 ; test 4123507 ± 158372) and BV/TV (control 29.93 ± 2.108 ; test 38.95 ± 1.528) analyses. When comparing Threads x Chamber, we had statistical differences in all analyzes ($P > 0.05$; 95%CI). The histological evaluation showed a normal repair process between the two groups in the coronal portion, while in the apical part there was a delay in the inner part of the chamber. In the bone to implant contact (BIC) and bone area fraction occupancy (BAFO) analyses, comparisons were made in the control and SWE groups, as well as between Threads x Repair chamber in the SWE implant. There was statistical difference between the groups only in the medullary portion, for BIC: 15 days (control 25.88 ± 10.45 ; test 51.56 ± 8.712); 30 days (control 30.02 ± 4.594 ; test 35.17 ± 1.926); 60 days (control 25.67 ± 5.254 ; test 31.26 ± 2.507), and for BAFO: 30 days (control 16.59 ± 3.595 ; test 22.01 ± 3.218). Thus, it is possible to state that the SWE implant undergoes the same osseointegration process as the control implant, and the apical chamber assists in osseointegration in the medullary region.

Keywords: Dental implants. Osseointegration. Bone-implant interface. Mechanical, stress. Fractures, stress.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 PROPOSIÇÃO	13
3 PUBLICAÇÕES	14
3.1 Publicação 1	14
3.2 Publicação 2	33
3.3 Publicação 3	58
4 CONCLUSÃO	77
REFERÊNCIAS	78
APÊNDICE A	80
ANEXO A	93

1 INTRODUÇÃO

Os implantes dentários modificaram a forma como a odontologia realiza a reabilitação de pacientes com perda parcial ou total de elementos dentários, muitas vezes apresentando-se como a principal alternativa nestas situações¹⁻³. Desde a verificação do processo de osseointegração por Brånemark, o foco das pesquisas em implantodontia tem sido melhorar a qualidade, previsibilidade e taxas de sucesso deste tratamento^{2,4}.

Neste processo a implantodontia vem passando por melhorias nas técnicas de reabilitação e na tecnologia para produção dos implantes, com destaque na melhoria das superfícies como na geometria dos implantes^{2,5}.

A avaliação da geometria dos implantes pode-se subdividir em dois grandes grupos: micro e macrogeometria. Ao avaliar a microgeometria, faz-se referência aos tratamentos de superfície dos implantes, como: adição, ataques ácidos, microabrasões e jateamentos abrasivos, que criam rugosidades no implante gerando uma maior superfície de contato e retenção do coágulo sanguíneo, estimulando o reparo ósseo^{6,7}. A finalidade do processo é de auxiliar na diferenciação e proliferação de osteoblastos, promovendo a osseointegração precoce^{8,9}.

Por sua vez, a macrogeometria trata das alterações visíveis dos implantes, e sendo a área com maior quantidade possibilidades de pesquisas, como formatos do corpo, o tipo de conexão protética, alteração das roscas, formato do ápice¹⁰⁻¹².

Como parte mais significativa do desenho tridimensional podemos citar os formatos de corpo do implante: cônico ou cilíndrico, tendo cada um indicação específica, como: quantidade óssea, condição de reparo do alvéolo, região anatômica e exigência estética^{2,5,13}. O *desenho* e os tipos de roscas foram amplamente estudados, sendo suas recomendações baseadas na quantidade e qualidade do leito de instalação do implante^{2,5,7,13}.

O formato do ápice, rombo ou aplainado, foi muito testado nos primórdios da implantodontia. No início dos anos 2000, uma série de testes demonstraram problemas nos implantes ocos: ausência de formação óssea interna, fraturas durante remoção ou instalação, e, uma menor resistência mecânica, levando ao seu desuso e ficando à margem de novas pesquisas¹⁴. Entretanto, com algumas modificações no

desenho e do protocolo de instalação, um estudo de 2015 demonstrou bom resultado, comprovando assim a eficácia deste tipo de implante¹⁵.

Diversas modificações foram feitas na macrogeometria dos implantes dentários ao longo do tempo, principalmente na tentativa de favorecer a osseointegração, ampliar a área de contato osso-implante, diminuir o torque de inserção mantendo alta estabilidade inicial, e, primordialmente distribuir melhor as forças quando em função².

Segundo Bencharit et al.¹⁶ (2014) o desenho de estruturas tridimensionais capazes de aumentar a superfície de contato osso implante é determinante para melhorar a osseointegração precoce, bem como a estabilidade a longo prazo. Esse aumento de superfície de contato torna – se mais relevante quando da instalação de implantes em áreas ósseas de baixa qualidade, ou mesmo, em alvéolos pós extração³. Steigenga et al.¹³ (2003) sugeriram que o desenho das roscas e a capacidade de compressão do implante com o osso poderia influenciar na taxa de sucesso, a longo prazo, evidenciando a importância da macrogeometria.

Além das propriedades advindas do próprio implante dentário, a adequada vascularização local, a morfologia do leito receptor, a qualidade e quantidade óssea, também são fundamentais para o sucesso do tratamento ^{3,5,17}. Estas condições desfavoráveis justificam a necessidade do desenvolvimento de novas pesquisas, a fim de melhorar as características e assim oferecer uma melhor performance em áreas com menor potencial biológico, como é o caso das variações no desenho de implantes dentários, visando o aumento da área de contato.

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi avaliar o reparo ósseo periimplantar de um novo desenho de implante dentário.

A partir da proposição, originou três publicações distintas, sendo:

Publicação 1: Determinar se a adição de uma câmara de reparo apical é capaz de aumentar a osseointegração e a torque reverso na interface osso-implante, em modelo animal com osso de baixa qualidade.

Publicação 2: Avaliar em modelo animal, por meio da análise histológica e microtomográfica (uCT), a formação e microarquitetura óssea em um novo desenho de implante, com a câmara de reparo apical.

Publicação 3: Comparar o reparo do tecido ósseo ao redor dos implantes, na porção cervical (osso cortical) e apical (osso medular), com enfoque na interface osso-implante (BIC) e na fração de área óssea ocupada (BAFO).

3 PUBLICAÇÕES

O desenvolvimento desse projeto de pesquisa gerou três artigos científicos originais, a saber:

- “Análise da estabilidade e resistência peri-implantar de novo implante com câmara de reparo apical em modelo animal”.
- “Comparação de diferentes designs macrogeométricos na estabilidade secundária: análise histológica e microtomográfica *in vivo*.”
- “Avaliação histomorfométrica, *in vivo*, do potencial de osseointegração de uma nova câmara de reparo apical.”

3.1 Publicação 1*

Análise da estabilidade e resistência periimplantar de um implante com câmara de reparo apical em modelo animal.

Renato Torres AUGUSTO-NETO ^a, Luiz Henrique Soares TORRES ^a, Luiz Henrique Godoi MAROLA ^a, Vinicius Ferreira BIZELLI ^b, Ana Paula Farnezi BASSI^b, Valfrido Antonio PEREIRA-FILHO^a

^a Departamento de Diagnóstico e Cirurgia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia de Araraquara, Araraquara, Brasil.

^b Departamento de Diagnóstico e Cirurgia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Araçatuba, Brasil.

Palavras-chave: Interface osso-implante, Estresse Mecânico, Fraturas de Estresse

*Artigo formatado de acordo com as normas para publicação no periódico *Clinical Oral Implants Research* – Qualis CAPES A1 – Fator de Impacto 3.825 ISI Journal Citation Reports © Ranking:2018:5/91 (Dentistry, Oral Surgery & Medicine), para o qual será submetido.

Fonte de financiamento: O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) –Código de Financiamento 001.

Endereço completo do autor para correspondências:

Renato Torres Augusto Neto

Departamento de Diagnóstico e Cirurgia, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Araraquara, Brasil.

Rua Humaitá, 1680

CEP 14801-903, Araraquara, São Paulo, Brasil

E-mail: torres.augusto@unesp.br

Resumo

Objetivo: Determinar se a adição de uma câmara de reparo apical é capaz de aumentar a osseointegração e a resistência de cisalhamento na interface osso-implante em modelo animal com osso de baixa qualidade.

Materiais e métodos: Foram utilizados 30 coelhos espécie *Oryctolagus cuniculus* (Nova Zelândia), os quais foram submetidos a instalação do implante experimental em uma tíbia e de um implante convencional como controle em outra; em seguida, avaliados pela Frequência de Ressonância e Contra Torque, nos períodos de 15, 30 e 60 dias.

Resultado: Não houve diferenças estatisticamente significativas na avaliação do ISQ, porém foi encontrada diferença no teste de torque reverso, no qual os grupos de 15 dias apresentaram diferenças estatisticamente inferiores (controle $26,06 \pm 7,31$; experimental $24,88 \pm 4,80$), em relação aos grupos de 30 (controle $44,3 \pm 7,42$; experimental $53,2 \pm 10,12$) e 60 dias (controle $44,28 \pm 12,93$; experimental $49,2 \pm 7,97$).

Conclusão: O implante testado é capaz de promover boa estabilidade secundária, da mesma maneira que o implante convencional.

Palavras Chave: Implantes dentários, Osseointegração, Interface osso-implante, Estresse Mecânico.

1. Introdução

A estabilidade primária (EP) do implante é a interação biomecânica entre a superfície implantar e o tecido ósseo adjacente, ocasionando uma ausência de movimento do corpo, imediatamente após a instalação no leito receptor. (Elias et al., 2015; Comuzzi et al., 2021) O travamento primário é considerado condição fundamental para a osseointegração, pois permite que aconteça diferentes processos biológicos que estão envolvidos na estabilidade secundária (Gehrke, et al., 2020; Nobles et al., 2021) .

A macrogeometria é um dos parâmetros importantes para a estabilidade primária, estando diretamente relacionada com a osseointegração. Todavia, ainda não há consenso na literatura científica sobre o desenho ideal que gere uma estabilidade na interface osso-implante, a longo prazo. (Wennerberg & Albrektsson, 2009; Coelho et al., 2015). Esse aumento de superfície de contato se torna ainda mais relevante, quando da instalação de implantes em áreas ósseas de baixa qualidade ou mesmo em alvéolos pós extração. (Chrcanovic et al., 2017)

Diversos fatores têm sido foco de pesquisas que visam o aumento da interface de contato osso-implante, como a macrogeometria do implante, tratamento de superfície e protocolos cirúrgicos de instalação. (Coelho et al., 2015; Ogle, 2015) O progresso alcançado com essa linha de pesquisa tem sido significativo para reduzir a perda dos implantes dentários, principalmente em osso de baixa qualidade, áreas enxertadas, volume ósseo reduzido e pacientes sistematicamente comprometidos. (Staedt et al., 2020) Contudo, estes ainda são considerados cenários desafiadores para a implantodontia, podendo estar relacionados ao maior índice de insucesso em tempo precoce de instalação e exigindo maior período de espera para cicatrização e osseointegração.(Goiato et al., 2014; Staedt et al., 2020).

Assim, diante do exposto e por ainda haver necessidade de estudos que correlacionem o desenho do implante com o maior índice de sucesso no processo de osseointegração, este estudo propõe determinar se a adição de uma câmara de reparo apical é capaz de aumentar a reparação e formação óssea ao redor e dentro do implante, assim como, a resistência de cisalhamento na interface osso-implante, em osso de baixa qualidade.

2. Material e Métodos

Após apreciação e aprovação pelo Comitê de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Odontologia de Araçatuba-Unesp (Processo FOA nº00527-2019). O protocolo de manuseio dos animais baseou-se nas normas preconizadas pelo “*Guide to the care and use of experimental animal*” (US, 2011), bem como nas diretrizes da *Arrive Guidelines* (Kilkenny et al., 2010).

Foram utilizados 30 coelhos, cuja amostra baseou no número de tíbias (n=60 tíbias), da espécie *Oryctolagus cuniculus* (Nova Zelândia), com peso corporal médio entre 3 e 4kg, e, aproximadamente 5 meses de idade. Os animais foram mantidos e assistidos no biotério do Campus da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, em gaiolas individuais com dieta sólida padrão (Procoelho, Primor) e água “*ad libitum*”.

Os animais foram randomizados, aleatoriamente, por sorteio manual em dois grupos de acordo com o tipo de implante: GE - um implante de titânio comercialmente puro, grau 4, cônico de 3,5mm de diâmetro por 8mm de comprimento, ápice aberto, superfície perfurada, com plataforma cônica - interna (BioMORSE SWE, Bionnovation Produtos Biomédicos Ltda, Bauru, São Paulo); GC - implante de titânio comercialmente puro, grau 4, cônico de mesma dimensão, maciço, plataforma cônica – interna (BioMORSE, Bionnovation Produtos Biomédicos Ltda, Bauru, São Paulo) (Figura 1). Cada grupo foi composto por quinze tíbias. Ambos os implantes possuíam tratamento de superfície SUPLEX (Duplo Ataque Ácido) utilizado em todos os implantes da empresa. Após as intervenções cirúrgicas e tempo de espera proposto, a eutanásia dos animais ocorreu aos 15, 30 e 60 dias de pós-operatório (Fluxograma 1).

Fluxograma 1. Distribuição amostral dos grupos e análises

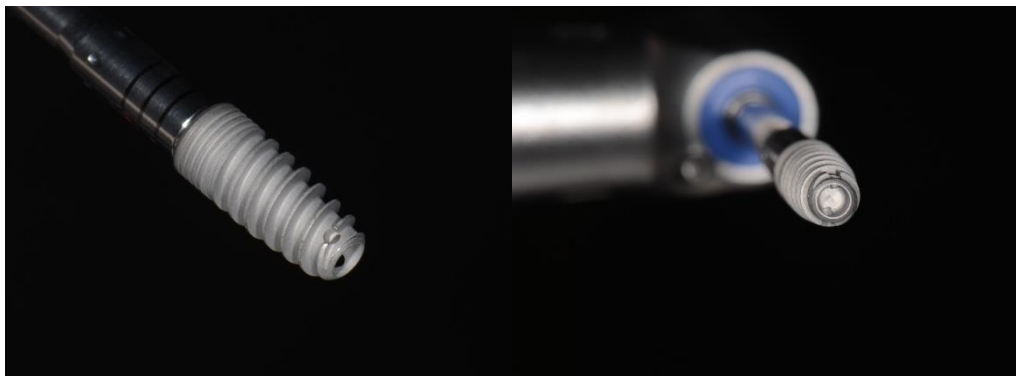
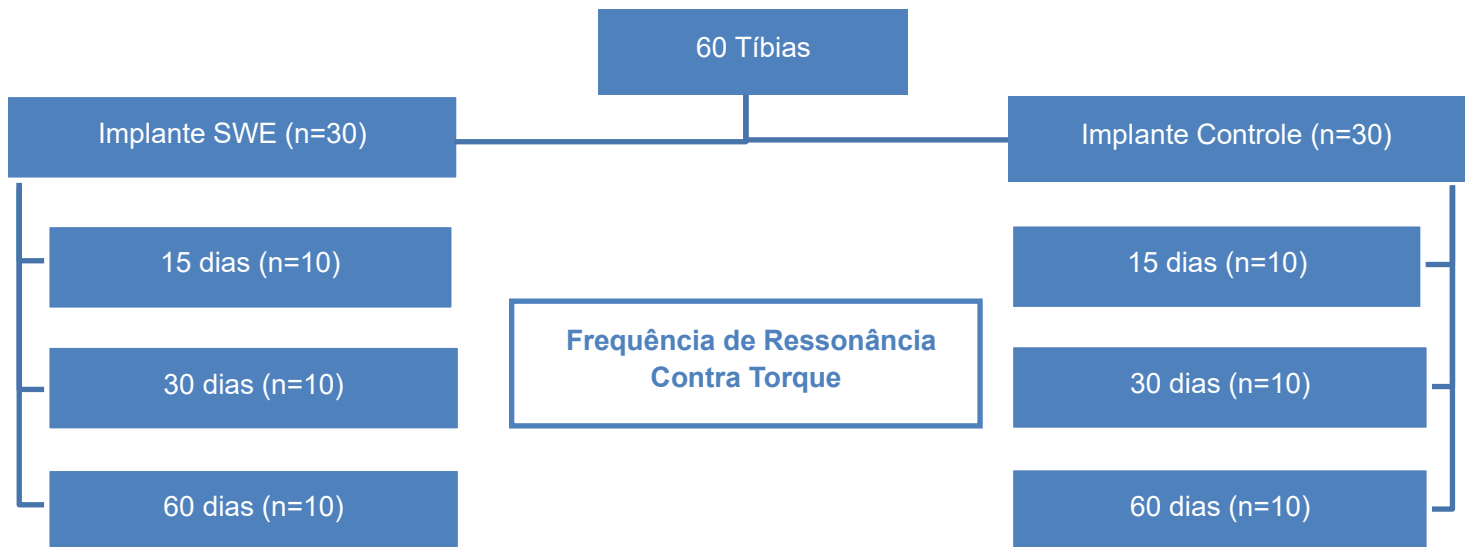


Figura 1. Nova geometria de implante com ápice aberto e superfície perfurada (BioMORSE SWE, Bionnovation Produtos Biomédicos Ltda, Bauru, São Paulo).

2.1 Procedimentos cirúrgicos

Após jejum de oito horas, os animais foram sedados por via intramuscular pela combinação de 50mg/kg de Ketamina (Fracontar – Vibrac do Brasil Ltda., São Paulo, São Paulo) e 5 mg/ml de cloridrato de Xilazina (Rompum - Bayer AS – Saúde Animal, São Paulo, São Paulo). Em seguida, foi realizada tricotomia e antisepsia do sítio cirúrgico com Polivinil Pirrolidona Iodo Degermante (PVPI 10%, Riodeine Degermante, Rioquímica, São José do Rio Preto, São Paulo) associado ao Polivinil Pirrolidona Iodo

Tópico (PVPI 10%, Riodeine Tópico, Rioquímica, São José do Rio Preto, São Paulo). Foi realizada infiltração anestésica local utilizando-se 0,3ml/kg de cloridrato de mepivacaína 2% com epinefrina 1:100.000 (Mepiadre – Nova DFL, Rio de Janeiro, Rio de Janeiro), para analgesia e hemostasia do campo operatório.

O acesso cirúrgico foi realizado por meio de uma incisão em pele, fáscia e periósteo com lâmina de bisturi nº15 (Lamedid – Osasco, São Paulo), medindo aproximadamente 3 cm de comprimento. Os tecidos foram divulsionados para exposição do tecido ósseo na área de interesse. A instrumentação para o implante foi realizada, conforme as recomendações do fabricante, na tíbia de cada coelho sob irrigação constante de cloreto de sódio a 0,9% (IsoFarma – Eusébio, Ceará), preservando a cortical inferior. Foram utilizadas, sequencialmente e na velocidade máxima de perfuração de 800 RPM, as fresas lança, helicoidal 2.2mm, cônica 2.8mm e cônica 3.2mm (Bionnovation Produtos Biomédicos Ltda, Bauru, São Paulo) instaladas em contra-ângulo 20:1 (SG20 - Neodent – Curitiba, Paraná) acoplado em motor elétrico (Neorsurg XT Plus – Neodent – Curitiba, Paraná). Em seguida, foi instalado o implante sorteado, por meio de sorteio binário realizado pelo software Randomizer (Rajkot, Gujarat, Índia), em uma tíbia e o outro na tíbia oposta do mesmo coelho, com contra-ângulo a 30 RPM e torque de 40N, em cada alvéolo cirúrgico. Totalizou-se o uso de 30 implantes, sendo 15 em cada grupo. Os tecidos foram reposicionados e suturados em planos com vicryl e mononylon 4.0 Ethicon (Johnson & Johnson; São Paulo/ SP).

Como protocolo medicamentoso de pós-operatório, os animais receberam Pentabiótico (0,1ml/kg, Fort Dodge Saúde Animal Ltda., Campinas, São Paulo), uma dose pós-operatória imediata e outra no quinto dia, pós-operatório, além de Dipirona Sódica (1mg/kg/dia, Ariston Indústrias Químicas e Farmacêuticas Ltda., São Paulo, São Paulo) por três dias. Nenhuma restrição alimentar ou de mobilidade foi imposta.

Nos períodos de 15, 30 e 60 dias, os animais foram submetidos à eutanásia por overdose de anestésico com 105 mg/kg de ketamina e 15 mg/kg de xilazina, conforme recomendado pela “*American Veterinary Medical Association (AVMA) Guidelines para eutanásia dos animais*”. Foram realizadas remoções das peças da região tibial de interesse, as quais foram armazenadas em solução de formol a 10% por 48 horas, lavadas em água corrente por 24 horas, e, posteriormente, armazenadas em etanol 70°.

2.2 Frequência de ressonância

A frequência de ressonância foi realizada com o aparelho Penguin RFA (Integration Diagnostics Ltd., Goteborgsvagen, Sweden), de acordo com as instruções do fabricante, e assim, aferido o coeficiente de estabilidade implantar (ISQ). O transdutor magnético (Multipeg – 55023 14) foi posicionado, parafusado e torqueado à 10 N.cm, e então as medições foram realizadas nos sentidos crânio-caudal e médio-lateral.(Becker et al., 2018; Salatti et al., 2019; Feher et al., 2021;) Os valores foram registrados no aparelho com escala numérica variando entre 1 e 100 (Becker et al., 2018). Os dados iniciais na instalação dos implantes foram tabulados e posteriormente comparados com os obtidos após a eutanásia. (Figura 2)

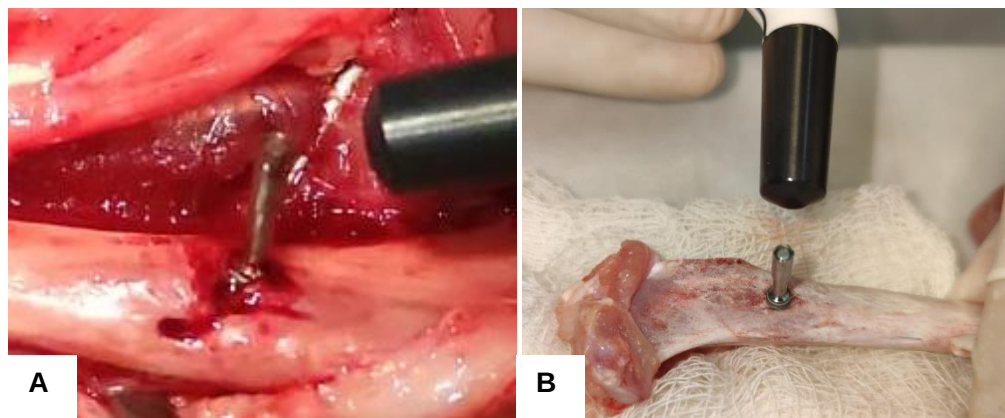


Figura 2. Aferições da frequência de ressonância: **A)** Aferição durante instalação do implante; **B)** Aferição final, após eutanásia, nos sentidos médio-distal e crânio-caudal, respectivamente.

2.3 Contra Torque

Após a eutanásia, os implantes foram explantados das tíbias, com o uso de uma chave de conexão cone Morse adaptada ao implante, e nesta, um torquímetro digital (Lutron torquimeter TQ- 8800, Taipei, Taiwan) preso a um anteparo que deixasse o mecanismo fixo, a fim de evitar dissipação de forças e distorções na quantificação do torque de remoção (Steigenga et al., 2005).



Figura 3. Remoção do implante com torquímetro digital.

2.4 Análises Estatísticas

Os dados obtidos foram tabulados, tratados e submetidos a análise estatística, por testes de comparação múltipla com repetição. Após a confirmação do modelo de distribuição dos dados, por meio dos testes de normalidade Shapiro-Wilk e Kolgomorov-Smirnov, o teste de Kruskal-Wallis com nível de significância $p < 0.05$ complementado pelo pós teste de Dunn para o contra toque, e, teste t-student pareado para comparação entre os grupos para a frequência de ressonância com nível de significância $p < 0.05$.

3. Resultados

Os resultados serão descritos de acordo com os testes utilizados separadamente a seguir.

3.1 Frequência de ressonância

Os valores de ISQ medidos após instalação dos implantes e na eutanásia dos animais, foram analisados e comparados em todos os períodos. Os dados não apresentaram diferenças estatísticas significantes entre os grupos controle e experimental. Como também não houve diferença entre os grupos dentro de cada período, porém foi possível observar diferença estatística entre os momentos (imediatos e eutanásia) (Gráfico 1 e Tabela 1).

Gráfico 1. Comparações múltiplas dos valores médios de Ressonância entre os grupos Controle e Experimental, nos períodos de 15, 30 e 60 dias

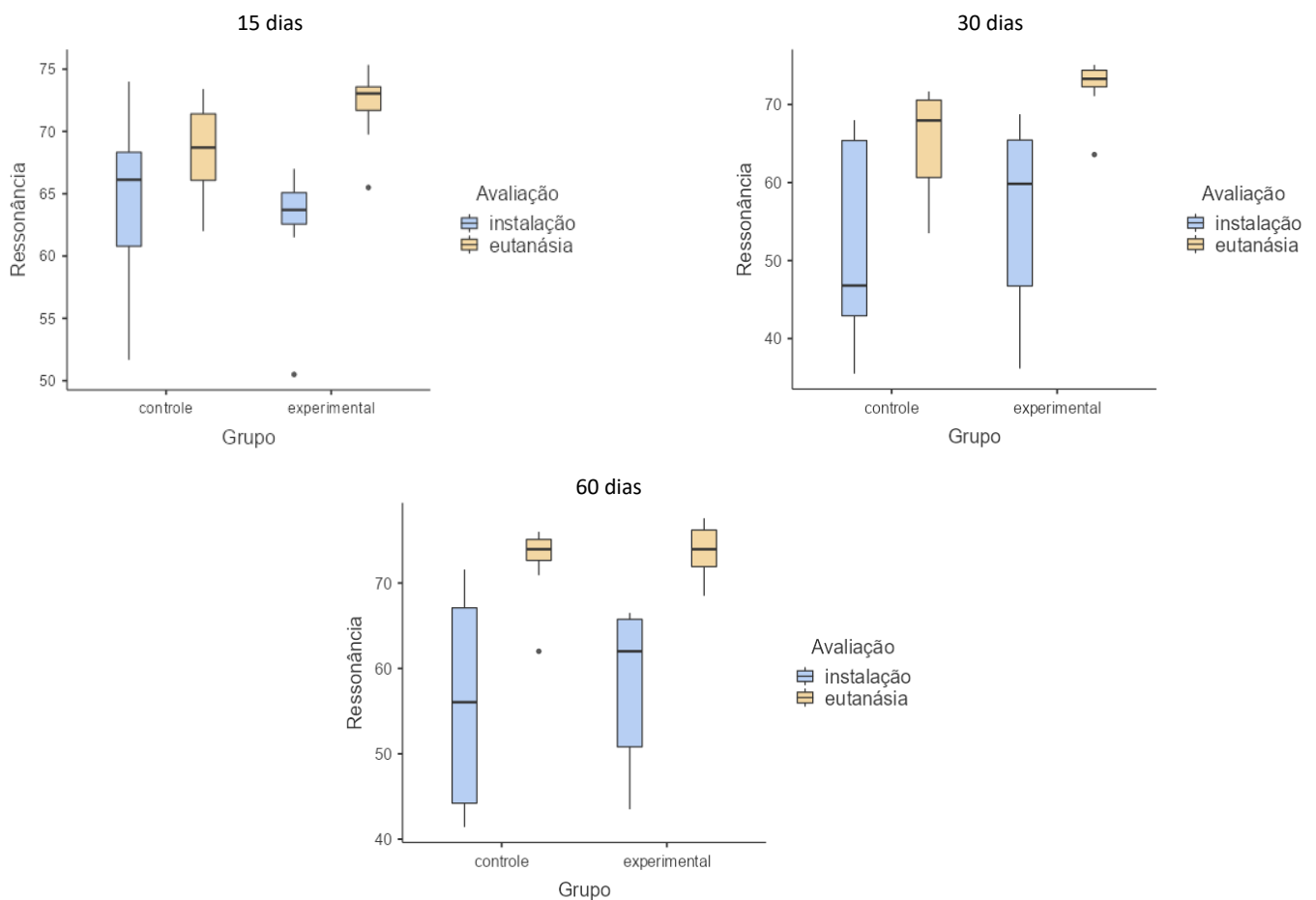


Tabela 1. Estatística descritiva da análise de frequência de ressonância

	15 dias		30 dias		60 dias	
	Imediato	Eutanásia	Imediato	Eutanásia	Imediato	Eutanásia
Controle	63,9 ±7,21 (51,6 – 71,6)	68,4 ±3,50 (62 - 73,4)	52,0 ±12,60 (40,6 - 68)	64,8 ±7,03 (54,1 - 69,2)	56,1 ±12,54 (41,4 – 71,5)	72,8 ±4,11 (70,9 – 76)
SWE (experimental)	62,8 ±4,19 (50,5 – 65,4)	72,2 ±2,52 (65,5 – 75,3)	55,5 ±12,24 (39,5 – 68)	72,4 ±3,35 (63,5 – 75)	58,6 ±9,13 (46,4 – 66,5)	73,8 ±2,86 (68,5 – 77,5)

Média, desvio padrão e intervalo dos grupos controle e experimental dentro dos tempos de avaliação (15, 30 e 60 dias).

3.2 Contra torque

A análise dos valores médios de torque de remoção não apresentou diferença estatística entre os grupos controle e experimental em nenhum dos tempos avaliados. Porém, foi observado aumento estatisticamente significativo após o período de 15 dias, quando comparado com 30 e 60 dias. Já entre os grupos de 30 e 60 dias não houve diferença estatística (Gráfico 2 e Tabela 2).

Gráfico 2. Comparações múltiplas dos valores médios de contra torque entre os grupos dentro dos tempos de avaliação (15, 30 e 60 dias)

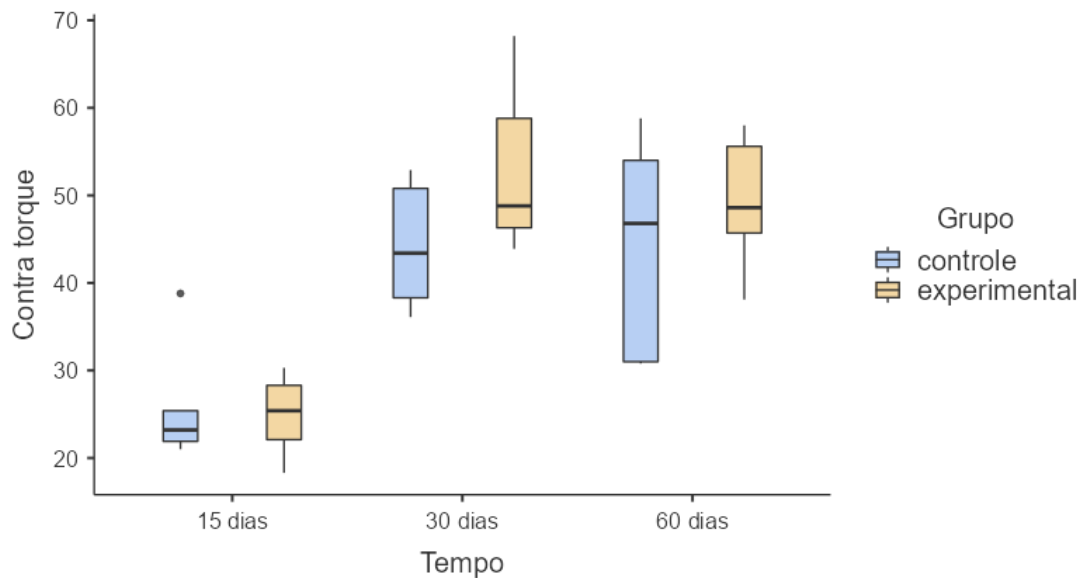


Tabela 2. Estatística descritiva da análise de contra torque

	15 dias	30 dias	60 dias
Controle	26,06 ± 7,31 (21-26,2)	44,3 ± 7,42 (36,1 – 52,9)	44,28 ± 12,93 (31-58,8)
SWE (experimental)	24,88 ± 4,80 (18,3 -30,3)	53,2 ±10,12 (43,9-68,2)	49,2 ± 7,97 (38,1-58)

Média, desvio padrão e intervalo dos grupos controle e experimental dentro dos tempos de avaliação (15, 30 e 60 dias).

4. Discussão

O estudo avaliou a resistência biomecânica de uma macrogeometria de implante, no qual houve a adição de uma câmara de reparo na região apical em relação a um implante convencional, quando instalado em osso de baixo potencial biológico. A alteração proposta é respaldada em diversos estudos que descrevem as câmaras de reparo formadas entre as roscas ou diferentes desenhos no corpo do implante, com sucesso equivalente ou maior na estabilidade primária e osseointegração.(Elias et al., 2015; Gehrke et al., 2019; Gehrke et al., 2020; Comuzzi et al., 2021; Feher et al., 2021; Gehrke et al., 2021)

O modelo animal em metáfise tibial de coelho é contestado por possuir duas corticais ósseas e ao centro uma porção medular, levando alguns autores a propor que a instalação dos implantes seja realizada próxima a porção condilar do fêmur (Al-Hamdan et al., 2011; He et al., 2011), a fim de evitar tal alteração, e focando no reparo periimplantar apical. Neste estudo, o implante foi instalado cerca de 2 mm supra ósseo, evitando assim a possibilidade de viés por travamento nas duas corticais. A fragilidade da tíbia não permite atingir altos valores de torque, pois pode ocasionar fratura. Com isso, os implantes foram instalados com valores de torque controlados entre 20 – 30N (Gehrke et al., 2022), para garantir o limite proposto de 50–150 μ de micromovimentos, que auxiliam no fenômeno da osseointegração. (Elias et al., 2015)

Os valores iniciais de ISQ aferidos foram homogêneos, sem apresentar diferenças estatísticas entre o grupo controle (52,0 $\pm$ 12,60) e grupo experimental (55,5 $\pm$ 12,24). Estes resultados mostram que as diferentes macrogeometria proporcionam uma adequada estabilidade primária, próxima de 50 RFA, indicando travamento satisfatório do implante em um osso de baixa densidade. (Meredith et al., 1997; Friberg et al., 1999; Gehrke et al., 2018; Salatti et al., 2019; Gehrke, et al., 2020; Feher et al., 2021;). Feher e colaboradores afirmam que os dados mais factíveis e confiáveis do ISQ se dão após o período de reparo, visto que a aferição na instalação pode ter diversas interferências no resultado, principalmente o tipo de leito ósseo e a macrogeometria do implante.(Feher et al., 2021) A avaliação pós eutanásia indicou um aumento quantitativo do RFA nos períodos de 15, 30 e 60 dias, quando comparado com o momento de instalação dos implantes, apesar de não haver uma diferença

estatística ($p > 0.05$) entre o grupo experimental e controle. Esse aumento progressivo do ISQ mostra-se condizente com a literatura encontrada para testes em tíbias de coelho, que em virtude da composição ser predominantemente medular, não oferece altos torques à instalação do implante. Todavia, essa estabilidade mínima acaba sendo efetiva, possibilitando a formação óssea periimplantar. (Gehrke et al., 2018; Gehrke et al., 2020; Gehrke et al., 2021)

Apesar de não haver diferença estatística, o grupo SWE apresentou superioridade quantitativa do ISQ, nos períodos de 15 e 30 dias, sendo igualada posteriormente, em 60 dias quando comparado com o grupo experimental. Sugerindo, assim, diferença no reparo ou maior quantidade de tecido ósseo aderido na câmara do implante, como descrito estudo de Gehrke et al. (Gehrke et al., 2019)

Outro teste biomecânico realizado nesta pesquisa foi o contra torque, que assim como a RFA não apresentou diferença estatísticas entre os grupos SWE e controle durante cada período do estudo. Contudo, houve diferença considerável entre o período de 15 dias em relação aos períodos de 30 e 60 dias. Os resultados foram satisfatórios, uma vez que nenhum implante dos períodos mais tardios atingiu menos 32 N.cm durante a remoção, considerado o mínimo para garantir integração. (Calvo-Guirado et al., 2014) A alta resistência à remoção do implante encontrada durante o ensaio indica boa interação entre o osso e a superfície do implante. (Steigenga et al., 2005)

Nos últimos anos, diversos autores mostraram que o tempo de maturação óssea pode sofrer efeito de acordo com o tipo de macrogeometria do implante, aumentando o contato da interface osso-implante em um período menor de tempo. (Coelho et al., 2015; Gehrke et al., 2018; Gehrke et al., 2020; Nobles et al., 2021). Porém, os resultados desta pesquisa mostram que a neoformação óssea no interior da câmara de reparo do corpo do implante não favoreceu de forma efetiva a resistência de ruptura interfacial osso-implante, durante os períodos propostos de acompanhamento. Pois não houve diferença estatística significativa entre os grupos, podendo indicar que houve uma mesma quantidade de osseointegração pelos métodos aferidos. Gehrke e colaboradores (Gehrke et al., 2020), testaram câmaras de reparo adicionadas ao corpo do implantes com implantes convencionais, e, constataram que os implantes SWE, não apenas tem a capacidade de promover a

estabilidade e formação óssea necessária para reabilitação, como foram superiores no contra torque e frequência de ressonância ao implante controle.

5. Conclusão

Diante da metodologia empregada para esse estudo, foi possível concluir que o implante testado é capaz de promover boa estabilidade primária e secundária. Não diferindo dos implantes sem ápice oco. Sendo uma opção viável em áreas de menor quantidade ou qualidade óssea.

6. Referências:

- Al-Hamdan, K., Al-Moaber, S. H., Junker, R., & Jansen, J. A. (2011). Effect of implant surface properties on peri-implant bone healing: A histological and histomorphometric study in dogs. *Clinical Oral Implants Research*, 22(4), 399–405. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02106.x>
- Becker, W., Hujoel, P., & Becker, B. E. (2018). Resonance frequency analysis: Comparing two clinical instruments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 20(3), 308–312. <https://doi.org/10.1111/cid.12598>
- Calvo-Guirado, J. L., Satorres, M., Negri, B., Ramirez-Fernandez, P., Maté-Sánchez, J. E., Delgado-Ruiz, R., Gomez-Moreno, G., Abboud, M., & Romanos, G. E. (2014). Biomechanical and histological evaluation of four different titanium implant surface modifications: An experimental study in the rabbit tibia. *Clinical Oral Investigations*, 18(5), 1495–1505. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-1120-2>
- Chrcanovic, B. R., Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2017). Bone Quality and Quantity and Dental Implant Failure: A Systematic Review and Meta-analysis. *The International Journal of Prosthodontics*, 30(3), 219–237. <https://doi.org/10.11607/ijp.5142>
- Coelho, P. G., Jimbo, R., Tovar, N., & Bonfante, E. A. (2015). Osseointegration: Hierarchical designing encompassing the macrometer, micrometer, and nanometer length scales. *Dental Materials*, 31(1), 37–52. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.10.007>

- Comuzzi, L., Tumedei, M., D'arcangelo, C., Piattelli, A., & Iezzi, G. (2021). An in vitro analysis on polyurethane foam blocks of the insertion torque (It) values, removal torque values (rtvs), and resonance frequency analysis (rfa) values in tapered and cylindrical implants. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(17). <https://doi.org/10.3390/ijerph18179238>
- Elias, C. N., Fernandes, D. J., Resende, C. R. S., & Roestel, J. (2015). Mechanical properties, surface morphology and stability of a modified commercially pure high strength titanium alloy for dental implants. *Dental Materials*, 31(2), e1–e13. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.10.002>
- Feher, B., Frommlet, F., Gruber, R., Hirtler, L., Ulm, C., & Kuchler, U. (2021). Resonance frequency analysis of implants placed in condensed bone. *Clinical Oral Implants Research*, 32(10), 1200–1208. <https://doi.org/10.1111/clr.13817>
- Friberg, B., Sennerby, L., Meredith, N., & Lekholm, U. (1999). A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 28(4), 297–303. [https://doi.org/10.1016/S0901-5027\(99\)80163-5](https://doi.org/10.1016/S0901-5027(99)80163-5)
- Gehrke, Sergio A, Scarano, A., de Lima, J. H. C., Bianchini, M. A., Dedavid, B. A., & De Aza, P. N. (2021). Effects of the Healing Chambers in Implant Macrogeometry Design in a Low-Density Bone Using Conventional and Undersized Drilling. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, 11(4), 437–447. https://doi.org/10.4103/jispcd.JISPCD_96_21
- Gehrke, Sergio Alexandre, Eliers Treichel, T. L., Pérez-Díaz, L., Calvo-Guirado, J. L., Aramburú Júnior, J., Mazón, P., & De Aza, P. N. (2019). Impact of different titanium implant thread designs on bone healing: A biomechanical and histometric

- study with an animal model. *Journal of Clinical Medicine*, 8(6).
<https://doi.org/10.3390/jcm8060777>
- Gehrke, Sergio Alexandre, Júnior, J. A., Eirles Treichel, T. L., & Dedavid, B. A. (2022). Biomechanical and histological evaluation of four different implant macrogeometries in the early osseointegration process: An in vivo animal study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 125(July 2021), 104935. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104935>
- Gehrke, Sergio Alexandre, Júnior, J. A., Pérez-Díaz, L., do Prado, T. D., Dedavid, B. A., Mazon, P., & de Aza, P. N. (2020). Can changes in implant macrogeometry accelerate the osseointegration process?: An in vivo experimental biomechanical and histological evaluations. *PLoS ONE*, 15(5), 1–19.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0233304>
- Gehrke, Sergio Alexandre, Maté Sánchez de Val, J. E., Fernández Domínguez, M., de Aza Moya, P. N., Gómez Moreno, G., & Calvo Guirado, J. L. (2018). Effects on the osseointegration of titanium implants incorporating calcium–magnesium: a resonance frequency and histomorphometric analysis in rabbit tibia. *Clinical Oral Implants Research*, 29(7), 785–791. <https://doi.org/10.1111/clr.12909>
- Gehrke, Sergio Alexandre, Treichel, T. L. E., Aramburú Júnior, J., de Aza, P. N., & Prados-Frutos, J. C. (2020). Effects of the technique and drill design used during the osteotomy on the thermal and histological stimulation. *Scientific Reports*, 10(1), 1–11. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-77762-z>
- Goiato, M. C., dos Santos, D. M., Santiago, J. F. J., Moreno, A., & Pellizzer, E. P. (2014). Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 43(9), 1108–1116.

- He, F.-M., Yang, G.-L., Zhao, S.-F., & Cheng, Z.-P. (2011). Mechanical and histomorphometric evaluations of rough titanium implants treated with hydrofluoric acid/nitric acid solution in rabbit tibia. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(1), 115–122.
- Huang, C. C., Li, M. J., Tsai, P. I., Kung, P. C., Chen, S. Y., Sun, J. S., & Tsou, N. T. (2020). Novel design of additive manufactured hollow porous implants. *Dental Materials*, 36(11), 1437–1451. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.08.011>
- Kilkenny, C., Browne, W. J., Cuthill, I. C., Emerson, M., & Altman, D. G. (2010). Improving bioscience research reporting: The arrive guidelines for reporting animal research. *PLoS Biology*, 8(6), 1–2. <https://doi.org/10.1371/journal.pbio.1000412>
- Meredith, N., Book, K., Friberg, B., Jemt, T., & Sennerby, L. (1997). Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. In *Clinical oral implants research* (Vol. 8, Issue 3, pp. 226–233). <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1997.080309.x>
- Negri, B., Calvo-Guirado, J. L., Maté Sánchez de Val, J. E., Delgado Ruiz, R. A., Ramírez Fernández, M. P., Gómez Moreno, G., Aguilar Salvatierra, A., Guardia, J., & Muñoz Guzón, F. (2013). Biomechanical and Bone Histomorphological Evaluation of Two Surfaces on Tapered and Cylindrical Root Form Implants: An Experimental Study in Dogs. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 15(6), 799–808. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2011.00431.x>
- Nobles, K. P., Janorkar, A. V., & Williamson, R. S. (2021). Surface modifications to enhance osseointegration—Resulting material properties and biological

- responses. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 109(11), 1909–1923. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.34835>
- Ogle, O. E. (2015). Implant surface material, design, and osseointegration. *Dental Clinics of North America*, 59(2), 505–520. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2014.12.003>
- Salatti, D., Pelegrine, A., Gehrke, S., Teixeira, M., Moshaverinia, A., & Karyen, P. (2019). Is There a Need for Standardization of Tightening Force Used to Connect the Transducer for Resonance Frequency Analysis in Determining Implant Stability? *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 34(4), 886–890. <https://doi.org/10.11607/jomi.7361>
- Staedt, H., Rossa, M., Lehmann, K. M., Al-Nawas, B., Kämmerer, P. W., & Heimes, D. (2020). Potential risk factors for early and late dental implant failure: a retrospective clinical study on 9080 implants. *International Journal of Implant Dentistry*, 6(1). <https://doi.org/10.1186/s40729-020-00276-w>
- Steigenga, J., Misch, C., Nociti, F. H., Wang, H.-L., & Al-Shammari, K. (2005). Effects of Implant Thread Geometry on Percentage of Osseointegration and Resistance to Reverse Torque in the Tibia of Rabbits. *Journal of Periodontology*, 75(9), 1233–1241. <https://doi.org/10.1902/jop.2004.75.9.1233>
- US, N. A. P. (2011). *National Research Council (US) Committee for the Update of the Guide for the Care and Use of Laboratory Animals. Guide for the Care and Use of Laboratory Animals. 8th Editio*. <https://doi.org/10.17226/12910>
- Wennerberg, A., & Albrektsson, T. (2009). Effects of titanium surface topography on bone integration: A systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, 20(SUPPL. 4), 172–184. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01775.x>

3.2 Publicação 2*

Comparação de diferentes desenhos macrogeométricos na estabilidade secundária: análise histológica e microtomográfica *in vivo*.

Renato Torres AUGUSTO-NETO ^a, Luiz Henrique Soares TORRES ^a, Luiz Henrique Godoi MAROLA ^a, Vinicius Ferreira BIZELLI ^b, Ana Paula Farnezi BASSI^b, Valfrido Antonio PEREIRA-FILHO^a

^a Departamento de Diagnóstico e Cirurgia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia de Araraquara, Araraquara, Brasil.

^b Departamento de Diagnóstico e Cirurgia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Araçatuba, Brasil.

Palavras-chave: Interface osso-implante, Estresse Mecânico, Fraturas de Estresse

Fonte de financiamento: O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) –Código de Financiamento 001.

Endereço completo do autor para correspondências:

Renato Torres Augusto Neto

Departamento de Diagnóstico e Cirurgia, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Araraquara, Brasil.

Rua Humaitá, 1680

CEP 14801-903, Araraquara, São Paulo, Brasil

E-mail: torres.augusto@unesp.br

* Artigo formatado de acordo com as normas para publicação no periódico *Clinical Oral Implants Research* – Qualis CAPES A1 – Fator de Impacto 3.825 ISI Journal Citation Reports © Ranking:2018:5/91 (Dentistry, Oral Surgery & Medicine), para o qual será submetido.

Resumo

Objetivo: Estudo em modelo animal, que por meio da análise histológica e microtomográfica (uCT), visou avaliar a formação e microarquitetura óssea em um novo desenho de implante, com a câmara de reparo na porção apical.

Material e Métodos: Foram utilizados 30 coelhos espécie *Oryctolagus cuniculus* (Nova Zelândia), os quais foram submetidos a instalação de um implante experimental, com câmara de reparo apica (SWE), em uma tíbia e o controle, sem câmara de reparo, em outra. Em seguida foram avaliados pela uCT e cortes histológicos, nos períodos de 15, 30 e 60 dias. As comparações microtomográficas foram realizadas nos grupos controle e SWE, como também entre Roscas x Câmara de reparo no implante SWE.

Resultados: Constatou-se diferença estatística no período de 15 dias para as análises Volume ÓsseoBV (controle 3181347 ± 228760 ; teste 4123507 ± 158372) e Volume ósseo pela área totalBV/TV (Controle $29,93 \pm 2,108$; SWE $38,95 \pm 1,528$) entre SWE e controle; já quando comparado Roscas x Câmara, houve diferença estatísticas em todas as análises ($P > 0,05$; IC 95%). A avaliação histológica mostrou processo de reparo e neoformação óssea sem alterações entre os dois grupos na porção coronal, enquanto na porção apical houve retardo de formação óssea na parte interna da câmara.

Conclusão: Os dois tipos de implantes levam à estabilidade secundária, entretanto acontece atraso no processo de neoformação óssea na porção da câmara de reparo apical.

Palavras Chave: Implantes dentários, Osseointegração, Interface osso-implante.

1. Introdução

Inúmeras modificações nas características dos implantes foram sugeridas pela indústria, nas últimas décadas, a fim de melhorar e acelerar o processo de osseointegração: alterações na macroestrutura, adição de compostos biológicos e microestrutura superficial.(Goiato et al., 2014;Coelho et al., 2015; Huang et al., 2020; Staedt et al., 2020; Gehrke et al., 2021). Apesar de melhorias significativas terem acontecido na redução do tempo de espera e no índice de complicações, ossos de baixa qualidade e condições sistêmicas ainda são considerados cenários desafiadores para a implantodontia, ampliando os períodos de cicatrização e correlacionando ao maior risco de falha prematuro do implante. (Goiato et al., 2014; Staedt et al., 2020)

O desenho macrogeométrico do implante é aspecto fundamental para a estabilidade inicial e capacidade de manutenção do posicionamento, para em seguida ocorrer a osseointegração efetiva.(Gehrke et al., 2018) O sucesso do implante endosteal depende de estabilidade primária que é estabelecida durante a instalação do implante pela quantidade de osso em contato com o mesmo.(Romanos et al., 2020)

Em contraste com a estabilidade mecânica primária, a estabilidade secundária do implante é uma fase biológica dinâmica caracterizada pela aposição óssea na superfície do mesmo.(Berghlundh et al., 2003; Coelho et al., 2015; Gehrke et al., 2022) Portanto, consequência da formação de novo osso e do processo de remodelação, tanto na área de contato direto (interface osso-implante) quanto em áreas distantes.(Romanos et al., 2020; Gehrke et al., 2022)

A concepção da câmara de cicatrização ocorreu como um meio para aumentar a osseointegração. (Marin et al., 2010; Beutel et al., 2016; Gehrke et al., 2021) Essa é consequência da dimensão de fresagem e da largura do implante, nas quais há espaços vagos entre as roscas do parafuso e o osso adjacente. (Coelho et al., 2015; Beutel et al., 2016) Esses espaços são ocupados pelos coágulos sanguíneos que, posteriormente, se diferenciam em tecido ósseo, por meio de ossificação intramembranosa. (Gehrke et al., 2021) As câmaras de cicatrização têm sido consideradas como um fator chave para a estabilidade secundária do implante, gerando excelentes resultados na qualidade e redução do tempo de osseointegração (Gehrke et al., 2020; Gehrke et al., 2021)

Marin et al. 2010,(Marin et al., 2010) analisaram o potencial de formação óssea ao redor de diferentes tipos de roscas e concluíram que o desenho do implante, as dimensões da câmara de cicatrização, o intervalo entre as roscas e o tipo de osso (cortical ou trabecular) exercem forte efeito na osseointegração ao longo do tempo.

As variações macrogeométricas visam favorecer um reparo híbrido, obtendo a estabilidade primária no início e gradativamente, sendo substituída pela formação de tecido ósseo dentro das câmaras de cicatrização, de modo que seja possível compensar a perda de estabilidade devido à remodelação em zonas de compressão. (Berglundh et al., 2003; Beutel et al., 2016; Gehrke et al., 2020; Gehrke et al., 2021; Gehrke et al., 2022;)

Apesar de todos os estudos presentes na literatura científica, a geometria ideal a qual propicie melhor e mais rápida osseointegração, permanece controversa (Beutel et al., 2016; Gehrke et al., 2020; Gehrke et al., 2021;; Nobles et al., 2021) Assim, este estudo em modelo animal, por meio da análise histológica e microtomográfica (uCT), visou estudar o processo de reparo em um implante de ápice oco, com uma câmara de osseointegração, buscando avaliar um possível aumento de formação óssea ao redor do implante.

2. Material e Métodos

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Odontologia de Araçatuba- UNESP (Processo FOA nº00527-2019). O protocolo de manuseio dos animais baseou-se nas normas preconizadas pelo “Guide to the care and use of experimental animal “((US), 2011), além das diretrizes da Arrive Guidelines(Kilkenny et al., 2010). A concepção do tamanho amostral se deu pelo power test, no qual o valor mínimo foi de 30 coelhos. Amostra baseada no número de tíbias (n=60 tíbias), da espécie *Oryctolagus cuniculus* (Nova Zelândia), com peso corporal médio entre 3 e 4kg, e aproximadamente 5 meses de idade. O cálculo do tamanho amostral foi feito pelo power test. Os animais foram mantidos e assistidos no biotério do Campus da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, em gaiolas individuais com dieta sólida padrão (Procoelho, Primor) e água “*ad libitum*”.

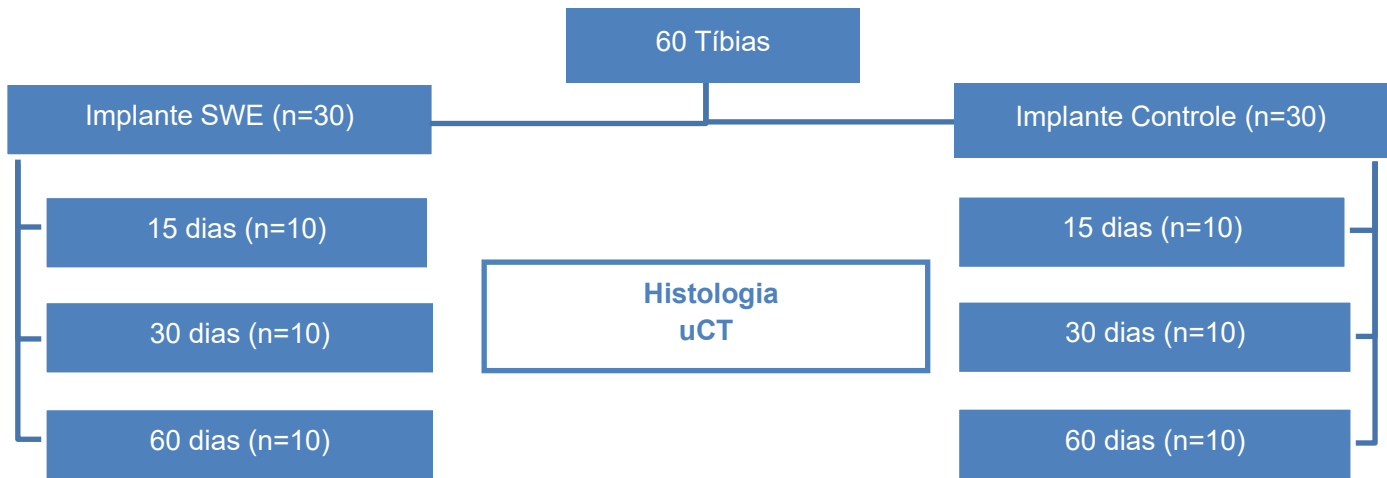
Foi testado um implante de titânio comercialmente puro, grau 4, cônico de 3,5mm de diâmetro por 8mm de comprimento, com ápice aberto, superfície perfurada, com plataforma do tipo cônica - interna (BioMORSE SWE, Bionnovation Produtos Biomédicos Ltda, Bauru, São Paulo). O grupo controle foi composto por implante cônico de corpo maciço (BioMORSE, Bionnovation Produtos Biomédicos Ltda, Bauru, São Paulo), conexão do tipo cone Morse, fabricado com titânio comercialmente puro, grau 4, cônico de 3,5mm de diâmetro por 8mm de comprimento. Ambos tinham tratamento de superfície SUPEX (Duplo Ataque Ácido), utilizado em todos os implantes da empresa. (Figura 1)



Figura 1. Geometria dos implantes propostos no estudo. **A)** Nova geometria de implante com ápice aberto e superfície perfurada (BioMORSE SWE, Bionnovation Produtos Biomédicos Ltda, Bauru, São Paulo). **B)** Modelo de implante convencional (BioMORSE, Bionnovation Produtos Biomédicos Ltda, Bauru, São Paulo).

O modelo foi realizado em tíbias, divididas em dois grupos de acordo com o tipo de implante utilizado, sendo a aleatorização feita por randomização binária pelo software Randomizer (Rajkot, Gujarat, Índia). As avaliações foram realizadas em três momentos de eutanásia: 15, 30 e 60 dias pós-operatórios. (Fluxograma 1)

Fluxograma 1: Distribuição amostral dos grupos e análises



2.1 Procedimentos cirúrgicos

Após jejum de oito horas, os animais foram sedados, por via intramuscular, pela combinação de 50mg/kg de Ketamina (Fracontar – Vibrac do Brasil Ltda., São Paulo, São Paulo) e 5 mg/ml de cloridrato de Xilazina (Rompum - Bayer AS – Saúde Animal, São Paulo, São Paulo). Em seguida, foi realizada tricotomia e antisepsia do sítio cirúrgico com Polivinil Pirrolidona Iodo Degermante (PVPI 10%, Riodeine Degermante, Rioquímica, São José do Rio Preto, São Paulo) associado ao Polivinil Pirrolidona Iodo Tópico (PVPI 10%, Riodeine Tópico, Rioquímica, São José do Rio Preto, São Paulo). Foi realizada infiltração anestésica local utilizando-se 0,3ml/kg de cloridrato de mepivacaína 2% com epinefrina 1:100.000 (Mepiadre – Nova DFL, Rio de Janeiro, Rio de Janeiro).

O acesso cirúrgico foi realizado por incisão em pele, fáscia e periósteo com lâmina de bisturi nº15 (Lamedid – Osasco, São Paulo), medindo aproximadamente 3 cm de comprimento. A instrumentação para o implante foi realizada, de acordo com as recomendações do fabricante, na tíbia de cada coelho sob irrigação constante de cloreto de sódio a 0,9% (IsoFarma – Eusébio, Ceará), com o contra-ângulo 20:1 (SG20 - Neodent – Curitiba, Paraná) acoplado a um motor elétrico (Neorsurg XT Plus – Neodent – Curitiba, Paraná) preservando a cortical inferior. Em seguida, foi instalado um implante controle (BioMORSE) e um teste (BioMORSE SWE) em cada tíbia, a 30RPM e torque de 40N, em cada loja cirúrgica.

Os tecidos foram reposicionados e suturados, o plano muscular com fio reabsorvível (Poligalactina 910 – Vycril 4.0, Ethicon, Johnson Prod., São José dos Campos, São Paulo) e a derme com fio monofilamentar não reabsorvível (Nylon 4.0, Ethicon, Johnson Prod., São José dos Campos, São Paulo). No período pós-operatório, os animais receberam Pentabiótico (0,1ml/kg, Fort Dodge Saúde Animal Ltda., Campinas, São Paulo), uma dose pós-operatória imediata e outra no quinto dia de pós-operatório, e Dipirona Sódica (1mg/kg/dia, Ariston Indústrias Químicas e Farmacêuticas Ltda., São Paulo, São Paulo) por três dias. Nenhuma restrição alimentar ou de mobilidade foi imposta.

Nos períodos de 15, 30 e 60 dias, os animais foram submetidos à eutanásia por overdose de anestésico com 105 mg/kg de ketamina e 15 mg/kg de xilazina, conforme recomendado pela “American Veterinary Medical Association (AVMA) Guidelines para eutanásia dos animais”. As tíbias foram retiradas e armazenadas em solução de formol a 10% por 48 horas, lavadas em água corrente por 24 horas, e, posteriormente, armazenadas em etanol 70°.

2.2 Escaneamento Microtomografico (uCT)

As amostras ósseas armazenadas em álcool 70%, foram submetidas à análise por varredura de feixe de raios-X em um sistema de microtomografia digital computadorizada. As amostras foram escaneadas pelo microtomógrafo SkyScan (SkyScan 1176 Bruker MicroCT, Aatselaar, Bélgica, 2003) utilizando câmera de pixel 8,5µm; tubo de Raio – X com pico de 90 kVp; 278µA de intensidade de raios X; 1320 ms de tempo de integração; passo de rotação 0,400 e filtro de cobre e alumínio de 0,1 mm; Reconstrução: Suavização=2, Núcleo de suavização = 0; Correção de artefato de anel = 8 e correção de endurecimento do feixe = 80%; Voxel de 9 µm³. (Irie et al., 2018) As imagens obtidas pela projeção dos raios-x nas amostras foram armazenadas e reconstituídas determinando a área de interesse pelo programa NRecon (SkyScan, 2011; Versão 1.6.6.0). No programa Data Viewer (SkyScan, Versão 1.4.4 64-bit) as imagens foram reconstruídas e adequadas no posicionamento padrão para todas as amostras, nos três planos (transversal, longitudinal e sagital). (Figura 2)

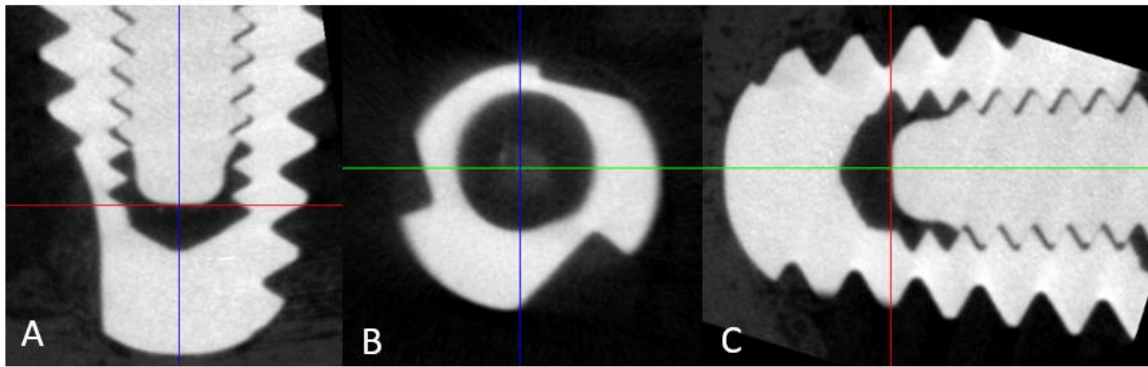


Figura 2. Amostras reconstruídas e padronizadas na posição vertical. **A.** Plano Transversal; **B.** Plano Longitudinal; **C.** Plano Sagital.

Então, foi utilizado o programa CTAnalyser – CTAn (2003-11SkyScan, 2012 Bruker MicroCT Versão 1.12.4.0), no qual foi determinada a região de interesse (ROI) em cada corte e do volume de interesse (VOI). No programa CTAn foi realizada a análise e mensurações da imagem de acordo com a escalas de cinza (threshold). O threshold utilizado na análise foi de 25-90 tons de cinza, possibilitando a obtenção do volume de osso formado ao redor e dentro do implante.

O VOI foi delimitado por 90 cortes microtomográficos, os quais iniciaram a partir da câmara interna no seu diâmetro maior, até pouco antes do ápice do implante, buscando evitar qualquer ancoragem em uma porção cortical. A delimitação do ROI ocorreu de duas formas: grupo teste, avaliação interna e externa, e, para o grupo controle, apenas externa (Figura 3). A região externa foi delimitada com cerca de 0,5 mm ao redor implante, e, a região interna quase todo o diâmetro da cavidade, deixando uma pequena margem, a fim de evitar distorções.(Vandeweghe et al., 2013; Lyu & Lee, 2021) O tecido mineralizado ao redor e dentro dos implantes foi analisado pelos seguinte parâmetros: BV; BV/TV; Po(tot);

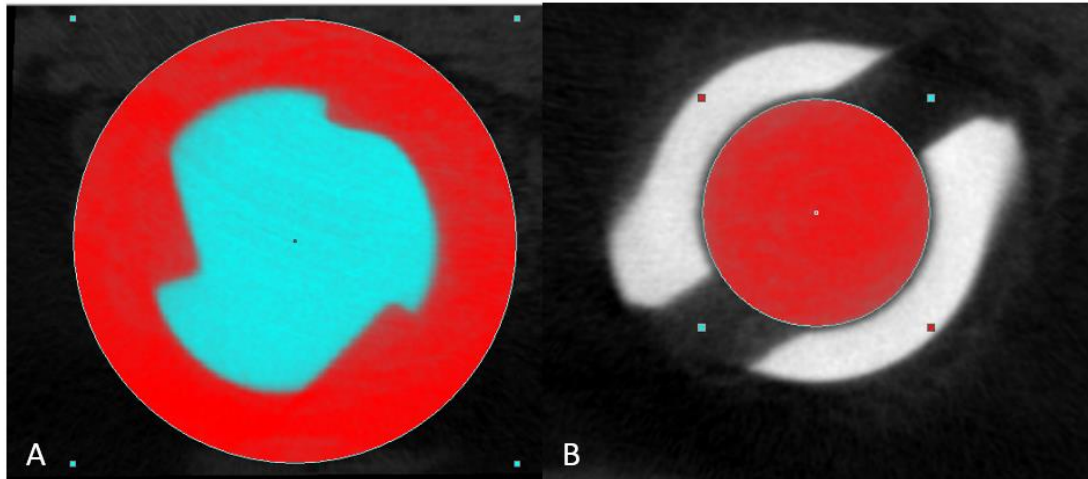


Figura 3. A. Delimitação do ROI Externo; B. Delimitação do ROI Interno.

2.2 Análise histológica

Ao final da obtenção das imagens, o preparo das amostras continuou com desidratação gradual em álcool etílico sob constante agitação. Após completado o processo das amostras, estas foram acondicionadas em recipiente a base de polietileno com resina pura (LR White Hard Grade, London, UK) e mantidas sob agitação por 60 minutos. Posteriormente, foram colocadas no refrigerador próximo a 4°C, por 12 horas. Passado esse período, as amostras foram mantidas no vácuo por uma hora e agitadas pelo mesmo período de tempo, e novamente colocadas no refrigerador a 4°C por 24 horas. A rotina seguiu por nove dias, trocando a resina a cada 48 horas.

No décimo dia, as amostras foram incluídas em moldes de teflon, identificadas e levadas a estufa por 12 horas, em 60°C. Após a polimerização do material, os blocos foram removidos dos moldes e cortados ao longo eixo do implante pelo sistema Exakt (Exakt Cutting and Grinding system, Apparatebau GmbH, Hamburgo, Alemanha). Os blocos foram cortados ao centro, cada metade fixada com lâmina acrílica específica para o sistema Exakt e a face do bloco polida por microdesgaste com uma sequência de lixas: P320, P800, P2500, P4000 (Hermes Scheleifmittel GmbH & Co. Hamburgo, Alemanha) até serem totalmente polidas, sem nenhum risco (Maniatopoulos et al., 1986). Então foram coradas com vermelho de alizarina e azul de Stevenel's.

Por meio de microscópios de luz (LeicaR DMLB, Heerbrugg, Switzerland) acoplado a uma câmera de captação de imagem (LeicaR DC 300F microsystems ltd, Heerbrugg, Switzerland), as lâminas foram fotografadas e descritas.

2.3 Análises Estatísticas

A determinação do tamanho da amostra, foi realizado com um “*power test*” de 85% para um p - de 0,05, calculado com o programa SigmaStat 4.0 (Systat Software Inc, San Jose, EUA). Assim, para um nível de poder de 85% com diferenças entre as médias e desvios-padrão de cada grupo, o tamanho amostral mínimo calculado para cada grupo, em todos os tempos propostos, foi de 5 amostras.

Os dados, já obtidos, foram tabulados, tratados e submetidos a análise estatística, primeiro pelo teste de Normalidade (Shapiro-Wilk). Os dados passaram no teste de normalidade (paramétricos). Então foi realizado teste t-student pareado para comparação entre os grupos (controle X SWE e câmara X roscas) em cada período (15, 30 e 60 dias) com nível de significância $p < 0.05$.

3. Resultados

Durante os tempos de eutanásia, não observamos sinais inflamatórios, infecção ou mobilidade, sugerindo sucesso da osseointegração. Assim, não foi necessário reduzir o número de amostras, mantendo o parâmetro de força do teste em 85%, e a diferença estatística com $p < 0,05$.

3.1 Histologia

A análise histológica descritiva, foi realizada avaliando os grupos controle e SWE, comparando o comportamento histológico da região cervical (osso cortical) e apical (osso medular) dentro de cada período. (Figura 4)

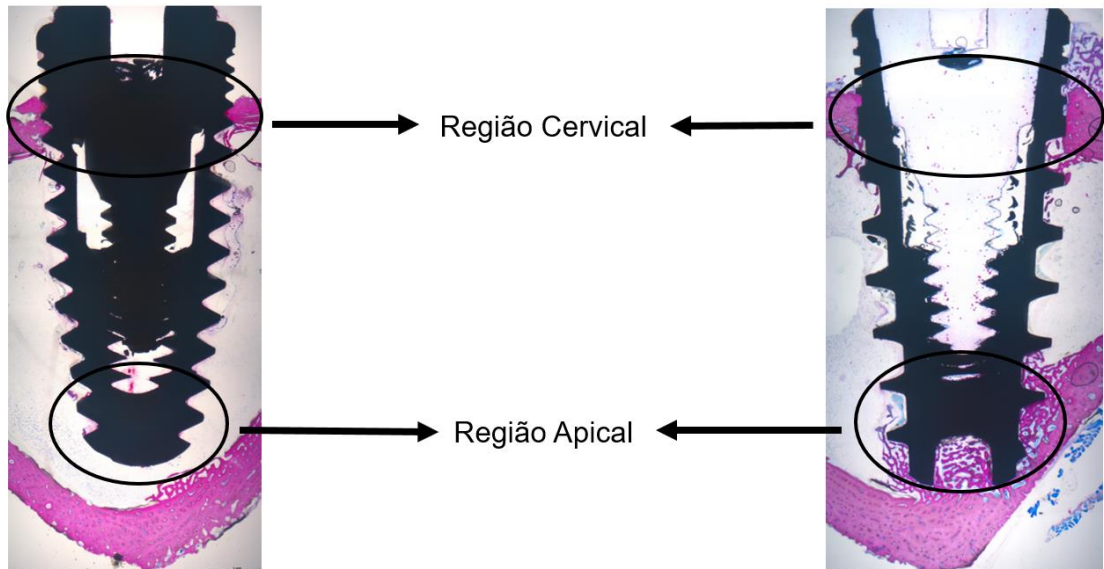


Figura 4. Fotos histológicas no aumento de 2,5x, evidenciando as áreas de interesse dentro da tíbia do animal.



Figura 5. Fotomicrografias nos aumentos 2,5x e 20x dos cortes histológicos dos grupos. **A** (1, 2, 3) – Grupo Controle 15 dias; **B** (1, 2, 3) – Grupo SWE (Roscas) 15 dias; **C** (1, 2, 3) – Grupo Controle 30 dias; **D** (1, 2, 3) – Grupo SWE (Roscas) 30 dias; **E** (1, 2, 3) – Grupo Controle 60 dias; **F** (1, 2, 3) – Grupo SWE (Roscas) 60 dias. Azul de Stevenel associado a fucsina ácida.

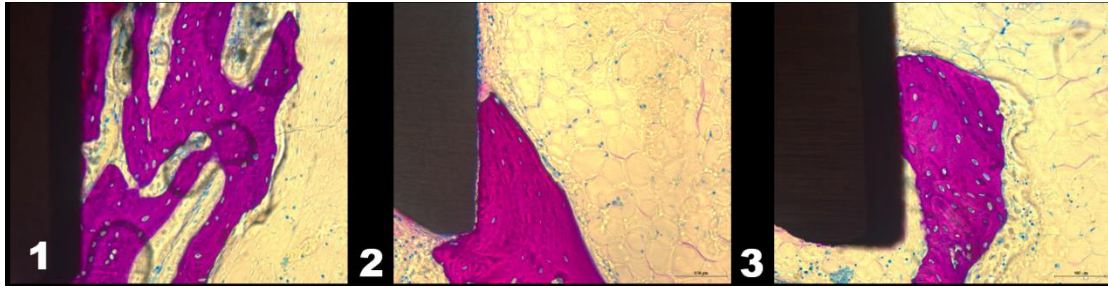


Figura 6. Fotomicrografias, no aumento de 20x, dos cortes histológicos da porção da câmara do implante SWE. 1: 15 dias; 2: 30 dias; 3: 60 dias. Azul de Stevenel associado a fucsina ácida.

A análise dos cortes histológicos da região implantada ilustrou características ativas do processo de formação óssea. Este processo configura-se semelhante entre os dois grupos na porção cervical, representados nas fotomicrografias pelas imagens 1 e 2, sendo passivo de observação, a diferença nos padrões histológicos entre a região do osso autógeno do leito tibial, tecido cortical previamente existente, e do osso neoformado na superfície das roscas dos implantes, configurando os padrões diferentes de maturação óssea. As regiões cervicais dos dois grupos são representadas por tecido neoformado com presença de osteócitos, interconectividade no processo de deposição óssea e tecido conjuntivo celularizado entre as pontes de tecido ósseo em formação. (Figura 5)

Já na porção apical, observa-se diferenças histológicas entre os dois grupos. O grupo teste apresentou partículas ósseas acelulares dentro da câmara apical, com características similares ao osso autógeno particulado. O grupo teste apresentou tecido ósseo neoformado na região das roscas, com presença de osteócitos, pontes de interconexão entre as estruturas em formação e amplas regiões de tecido conjuntivo celularizado. Já o grupo controle apresentou menos tecido ósseo neoformado, entretanto, este apresentava maior maturação e menos tecido

Na análise de 30 dias, em ambos os grupos, foi possível observar na porção cervical, câmaras de cicatrização predominantemente ocupadas por osso neoformado trabecular imaturo em processo de deposição óssea de modo aposicional, dificultando a identificação entre tecido neoformado e cortical tibial. O grupo controle apresentou maior quantidade de osteócitos e osteoblastos, com regiões de *woven bone* e menos tecido conjuntivo, quando comparado ao grupo teste.

A região apical apresentou configuração histológica semelhante entre as roscas com extensa área de osteócitos e tecido conjuntivo com fibroblastos. Já dentro da câmara de reparo, não apresentava mais tecido ósseo acelular, apenas, neoformação óssea em fase de deposição e maturação nas porções mais externas

Aos 60 dias, o espaço entre as roscas cervicais estava praticamente todo ocupado por osso cortical formado no processo de osseointegração, com remodelação óssea e formação de lamelas, para ambos os tipos de implantes.

A região apical apresentou tecido ósseo com aspecto mais maduro preenchendo toda a extensão das roscas. Na câmara de cicatrização foi observado pouco remanescente de tecido ósseo, configurando início do processo de reabsorção.

Durante todo o processo foi notado um padrão intramembranoso de crescimento ósseo (sem cartilagem) nas câmaras de cicatrização de todas as amostras, nos dois tipos de implante presentes, e independente do período, embora um centro de ossificação não fosse identificável.

Nenhum sinal de inflamação foi encontrado, como a presença de neutrófilos ou macrófagos. Não houve infiltrado de células inflamatórias agudas, crônicas ou reações de corpo estranho.

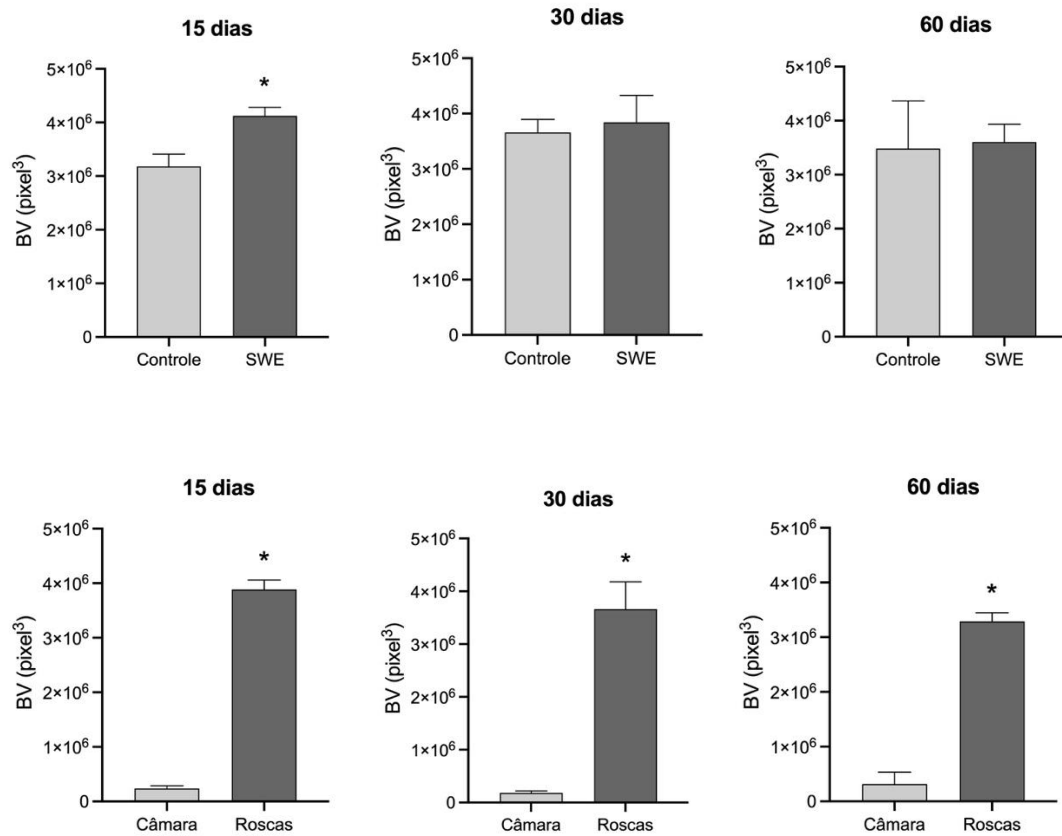
3.2 Microtomografia Computadorizada (uCT)

Avaliação do uCT foi realizada apenas na porção apical, comparando os grupos SWE e controle. Além disso, comparamos a microarquitetura óssea dentro da câmara apical com a porção externa das roscas.

Volume Ósseo (BV)

O grupo SWE apresentou maiores valores de volume ósseo (BV) estatisticamente significantes, comparados ao grupo controle no período de 15 dias, e, na região de roscas em todos os períodos quando comparado à região de câmara (Gráfico 1 e Tabela 1).

Gráfico 1. Comparação por meio do teste t – student do Volume Ósseo (BV) entre os grupos Controle e SWE, e, Câmara x Roscas comparados nos tempos 15, 30 e 60 dias



* Diferença significativa entre os grupos Controle e SWE. Teste t-student. ($p \leq 0,05$).

Tabela 1. Médias e desvio-padrão (DP) da análise de volume ósseo (BV), em pixel³, na região apical dos implantes nos períodos de 15, 30 e 60 dias

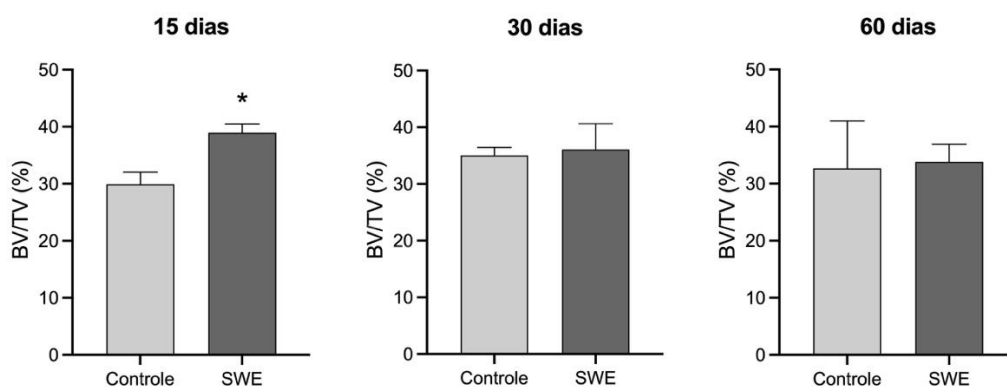
BV (pixel ³)						
	Controle (média±DP)	SWE (média±DP)	Valor de p	Câmara (média±DP)	Roscas (média±DP)	Valor de p
15 dias	3181347±228760	4123507±158372	<0,0001*	236344±51522	3887163±171139	<0,0001*
30 dias	3659709±235545	3845221±485245	0,5714	183256±36712	3661965±516854	0,0001*
60 dias	3481046±885407	3602369±331396	0,7573	313976±217975	3288393±156804	<0,0001*

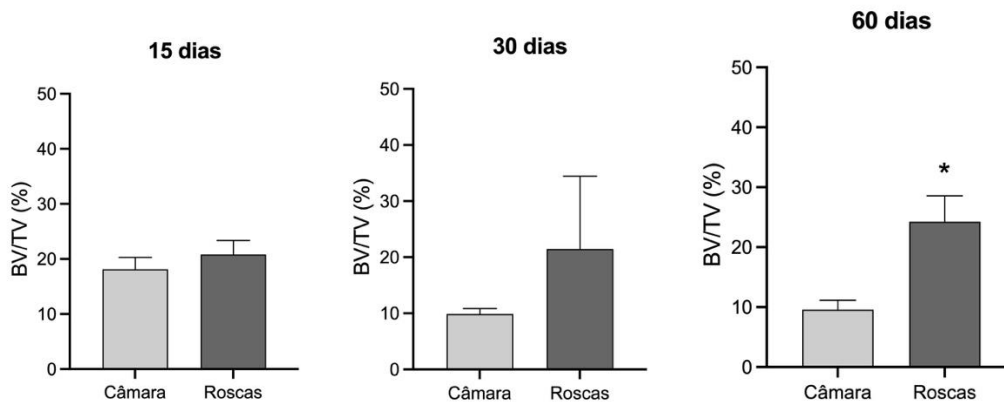
* Diferença significativa entre os grupos. Teste t-pareado.

Porcentagem de volume ósseo pelo volume total (BV/TV)

O grupo SWE apresentou maiores valores de BV/TV estatisticamente significantes comparados ao grupo controle no período de 15 dias e na região de roscas no período de 60 dias quando comparado à região de câmara (Gráfico 2).

Gráfico 2. Comparação por meio do teste t – student do Volume Ósseo/Volume tecidual (BV/TV) entre os grupos Controle e SWE, e, Câmara x Roscas comparados nos tempos 15, 30 e 60 dias





* Diferença significativa entre os grupos Controle e SWE. Teste t-student. ($p \leq 0,05$).

Tabela 2. Médias e desvio-padrão (DP) da análise de volume ósseo e tecidual (BV/TV), em porcentagem, na região apical dos implantes nos períodos de 15, 30 e 60 dias

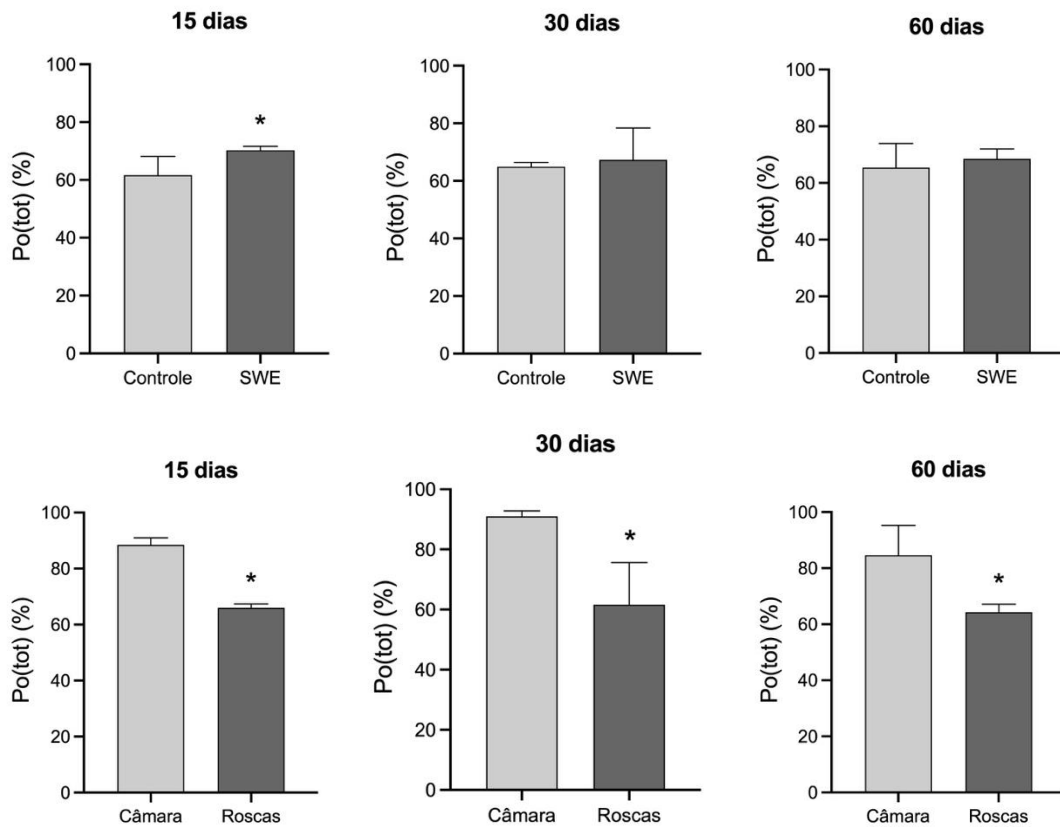
BV/TV (%)						
	Controle (média±DP)	SWE (média±DP)	Valor de p	Câmara (média±DP)	Roscas (média±DP)	Valor de p
15 dias	29,93±2,108	38,95±1,528	<0,0001*	18,14±2,135	20,81±2,587	0,1663
30 dias	35,04±1,430	36,09±4,554	0,6626	9,868±0,9594	21,46±12,96	0,1270
60 dias	32,67±8,311	33,81±3,110	0,7564	9,570±1,574	24,24±4,330	0,0046*

* Diferença significativa entre os grupos. Teste t-pareado.

Percentual de porosidade total (Po(tot))

O grupo SWE apresentou maiores valores de Po(tot), que foram estatisticamente significantes comparados ao grupo controle no período de 15 dias e menores na região de roscas em todos os períodos quando comparado à região de câmara (Gráfico 3).

Gráfico 3: Comparação por meio do teste t – student do Porosidade Total (Po(tot)) entre os grupos Controle e SWE, e, Câmara x Roscas comparados nos tempos 15, 30 e 60 dias



* Diferença significativa entre os grupos Controle e SWE. Teste t-student. ($p \leq 0,05$).

Tabela 3. Médias e desvio-padrão (DP) da análise de porosidade total (Po(tot)), em porcentagem, na região apical dos implantes nos períodos de 15, 30 e 60 dias

Po(tot) (%)						
	Controle (média±DP)	SWE (média±DP)	Valor de p	Câmara (média±DP)	Roscas (média±DP)	Valor de p
15 dias	61,70±6,403	70,32±1,337	0,0057*	88,42±2,521	66,00±1,374	<0,0001*
30 dias	64,95±1,430	67,28±11,12	0,6693	91,02±1,798	61,66±14,00	0,0122*
60 dias	65,45±8,489	68,49±3,478	0,3995	84,59±10,65	64,29±2,798	0,0101*

* Diferença significativa entre os grupos. Teste t-pareado.

4. Discussão

No presente estudo foi realizada uma alteração macrogeométrica na região inferior dos implantes, adicionando na porção apical uma câmara oca visando aumentar a área de contato osso-implante e gerar uma câmara de reparo. Deste modo, o enfoque foi na estabilidade secundária, por meio da resposta biológica ao redor das amostras, como a formação óssea e a microarquitetura do osso formado, principalmente nas câmaras de reparo.

A microtomografia computadorizada e os cortes histológicos são métodos clássicos, complementares e efetivos para se avaliar a osteogênese, microarquitetura óssea de modo tridimensional e celular, sendo uma complementar a outra (Vandeweghe et al., 2013; Irie et al., 2018; Lu et al., 2022;)

Durante a avaliação histológica da porção cervical em todos os períodos e grupos testados, foi possível validar a estabilidade primária, por meio do imbricamento das roscas do implante com a cortical tibial, gerando estabilidade mecânica propícia à osseointegração. (Coelho et al., 2015; Meirelles et al., 2015; Gehrke et al., 2018; Gehrke et al., 2020; Gehrke et al., 2021; Gehrke et al. 2022;) A estabilidade secundária foi notada na evolução da deposição óssea nas câmaras de reparo formadas entre as roscas dos implantes. Aos 15 dias havia pouca matriz óssea neoformada, até que no

período de 60 dias, quase todo o espaço foi preenchido por osso lamelar, assim como no estudo de Beutel et al. (Beutel et al., 2016)

A região de interesse apical estava localizada na porção medular da tíbia que apesar de ser rica em células estromais, apresenta baixa densidade óssea, dificultando assim a estabilidade primária e com isso gerando um desafio maior para a osseointegração. (Brånemark et al., 2011; Vandeweghe et al., 2013; Chowdhary et al., 2014). No período de 15 dias observou-se pouca quantidade de tecido ósseo neoformado, encontrado apenas em íntimo contato com a superfície do implante, tal como descrito na literatura (Beutel et al., 2016; Gehrke et al., 2019; Gehrke et al., 2020; Gehrke, et al., 2022), porém, havia grande quantidade de tecido ósseo acelular e maduro nas roscas e, principalmente, dentro da câmara apical no grupo SWE. Todavia, essas partículas ósseas não configuram o padrão de neoformação, sendo acelulares, podendo sua presença na câmara do implante ser justificada pelo processo de fresagem e instalação, e não pela aposição óssea em si. (Meirelles et al., 2015; Gehrke et al., 2020)

Os períodos 30 e 60 dias tiveram reabsorção, deposição e remodelação óssea similares entre os tipos de implante na porção das roscas (Beutel et al., 2016; Sergio Alexandre Gehrke et al., 2022; Gehrke et al., 2020 A; Gehrke et al., 2020 B). Porém, na porção interna da câmara houve reabsorção das raspas de osso com a formação de tecido duro acontecendo apenas em íntimo contato com o implante e nas partes mais externas da câmara, repetindo os resultados do estudo de Meirelles et al., 2015 em modelo animal com câmara de reparo apical. (Meirelles et al., 2015) Essa ausência de formação tecidual e maturação do osso dentro do ápice, pode sugerir dificuldade de vascularização e deposição lamelar dentro da cavidade revestida por titânio.

Por análise de u-CT, a imagem tibial foi digitalizada de forma clara e realizada a reconstrução volumétrica para quantificar de forma intuitiva os parâmetros escolhidos, sendo esses, avaliar na região apical a formação óssea ao redor e dentro da câmara do implante (BV), o percentual de volume ósseo (BV/TV) e a porosidade total (Po(Tot)). (Irie et al., 2018; Romanos et al., 2020; Lu et al., 2022;) Os dados do BV/TV e BV foram significativamente maiores no grupo SWE em comparação ao controle no período de 15 dias ($p < 0.05$). Já, nos demais períodos, aconteceu redução dos valores de ambos e uma equidade estatística. O aumento pode ter ocorrido devido a retenção das raspas ósseas dentro da câmara apical, já discutido previamente.

Contudo, a redução nos períodos de 30 e 60 dias, decorre do processo de reabsorção e remodelação óssea, ficando evidente quando comparamos a análise microtomográfica dentro e fora da câmara, além da associação com os cortes histológicos.

A porosidade total aponta diferença estatística significativa entre o grupo controle e teste no período de 15 dias, sendo este último maior, sugerindo tecido ósseo neoformado, pouco maduro, ou ausência de formação em algumas áreas.(Vandeweghe et al., 2013; Romanos et al., 2020; Wang et al., 2021). Quando comparadas as regiões Câmara x Roscas do implante SWE, há diferença estatística em todos os períodos, com porosidade superior dentro da porção oca. Esses achados associados as análises histológicas, reafirmam o processo de deposição e maturação óssea lamelar ocorrendo de forma centrífuga e retardada.

5. Conclusão

Dentro das limitações do estudo e dos períodos avaliados ficou evidente que a alteração macrogeométrica do implante melhora a formação óssea ao redor do implante. Entretanto, a qualidade de formação óssea na porção medular, em especial dentro da câmara de reparo apical, ocorre de forma lenta.

6. Referências

- Berglundh, T., Abrahamsson, I., Lang, N. P., & Lindhe, J. (2003). De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants: A model study in the dog. *Clinical Oral Implants Research*, 14(3), 251–262. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2003.00972.x>
- Beutel, B. G., Danna, N. R., Granato, R., Bonfante, E. A., Marin, C., Tovar, N., Suzuki, M., & Coelho, P. G. (2016). Implant design and its effects on osseointegration over time within cortical and trabecular bone. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 104(6), 1091–1097. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.33463>
- Brånemark, R., Emanuelsson, L., Palmquist, A., & Thomsen, P. (2011). Bone response to laser-induced micro- and nano-size titanium surface features. *Nanomedicine: Nanotechnology, Biology, and Medicine*, 7(2), 220–227. <https://doi.org/10.1016/j.nano.2010.10.006>
- Chowdhary, R., Jimbo, R., Thomsen, C. S., Carlsson, L., & Wennerberg, A. (2014). The osseointegration stimulatory effect of macrogeometry-modified implants: A study in the rabbit. *Clinical Oral Implants Research*, 25(9), 1051–1055. <https://doi.org/10.1111/clr.12212>
- Coelho, P. G., Jimbo, R., Tovar, N., & Bonfante, E. A. (2015). Osseointegration: Hierarchical designing encompassing the macrometer, micrometer, and nanometer length scales. *Dental Materials*, 31(1), 37–52. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.10.007>
- Gehrke, Sergio A, Scarano, A., de Lima, J. H. C., Bianchini, M. A., Dedavid, B. A., & De Aza, P. N. (2021). Effects of the Healing Chambers in Implant Macrogeometry Design in a Low-Density Bone Using Conventional and Undersized Drilling. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, 11(4), 437–447. https://doi.org/10.4103/jispcd.JISPCD_96_21
- Gehrke, Sergio Alexandre, Eliers Treichel, T. L., Pérez-Díaz, L., Calvo-Guirado, J. L., Aramburú Júnior, J., Mazón, P., & De Aza, P. N. (2019). Impact of different titanium implant thread designs on bone healing: A biomechanical and histometric

- study with an animal model. *Journal of Clinical Medicine*, 8(6). <https://doi.org/10.3390/jcm8060777>
- Gehrke, Sergio Alexandre, Júnior, J. A., Eirles Treichel, T. L., & Dedavid, B. A. (2022). Biomechanical and histological evaluation of four different implant macrogeometries in the early osseointegration process: An in vivo animal study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 125(July 2021), 104935. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104935>
- Gehrke, Sergio Alexandre, Júnior, J. A., Pérez-Díaz, L., do Prado, T. D., Dedavid, B. A., Mazon, P., & de Aza, P. N. (2020). Can changes in implant macrogeometry accelerate the osseointegration process?: An in vivo experimental biomechanical and histological evaluations. *PLoS ONE*, 15(5), 1–19. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0233304>
- Gehrke, Sergio Alexandre, Maté Sánchez de Val, J. E., Fernández Domínguez, M., de Aza Moya, P. N., Gómez Moreno, G., & Calvo Guirado, J. L. (2018). Effects on the osseointegration of titanium implants incorporating calcium–magnesium: a resonance frequency and histomorphometric analysis in rabbit tibia. *Clinical Oral Implants Research*, 29(7), 785–791. <https://doi.org/10.1111/clr.12909>
- Gehrke, Sergio Alexandre, Tumedei, M., Júnior, J. A., Treichel, T. L. E., Kolerman, R., Lepore, S., Piattelli, A., & Iezzi, G. (2020). Histological and histomorphometrical evaluation of a new implant macrogeometry. A sheep study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(10). <https://doi.org/10.3390/ijerph17103477>
- Goiato, M. C., dos Santos, D. M., Santiago, J. F. J., Moreno, A., & Pellizzer, E. P. (2014). Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 43(9), 1108–1116. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2014.02.016>
- Huang, C. C., Li, M. J., Tsai, P. I., Kung, P. C., Chen, S. Y., Sun, J. S., & Tsou, N. T. (2020). Novel design of additive manufactured hollow porous implants. *Dental Materials*, 36(11), 1437–1451. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.08.011>
- Irie, M. S., Rabelo, G. D., Spin-Neto, R., Dechichi, P., Borges, J. S., & Soares, P. B. F. (2018). Use of micro-computed tomography for bone evaluation in dentistry.

- Brazilian Dental Journal*, 29(3), 227–238. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201801979>
- Kilkenny, C., Browne, W. J., Cuthill, I. C., Emerson, M., & Altman, D. G. (2010). Improving bioscience research reporting: The arrive guidelines for reporting animal research. *PLoS Biology*, 8(6), 1–2. <https://doi.org/10.1371/journal.pbio.1000412>
- Lu, S., Jiang, D., Liu, S., Liang, H., Lu, J., Xu, H., Li, J., Xiao, J., Zhang, J., & Fei, Q. (2022). Effect of different structures fabricated by additive manufacturing on bone ingrowth. *Journal of Biomaterials Applications*, 36(10), 1863–1872. <https://doi.org/10.1177/08853282211064398>
- Lyu, H. Z., & Lee, J. H. (2021). Correlation between two-dimensional micro-CT and histomorphometry for assessment of the implant osseointegration in rabbit tibia model. *Biomaterials Research*, 25(1), 1–7. <https://doi.org/10.1186/s40824-021-00213-x>
- Maniatopoulos, C., Pilliar, R. M., & Smith, D. C. (1986). Threaded versus porous-surfaced designs for implant stabilization in bone-endodontic implant model. *Journal of Biomedical Materials Research*. <https://doi.org/10.1002/jbm.820200907>
- Marin, C., Granato, R., Suzuki, M., Gil, J. N., Janal, M. N., & Coelho, P. G. (2010). Histomorphologic and histomorphometric evaluation of various endosseous implant healing chamber configurations at early implantation times: A study in dogs. *Clinical Oral Implants Research*, 21(6), 577–583. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01853.x>
- Meirelles, L., Brånemark, P. I., Albrektsson, T., Feng, C., & Johansson, C. (2015). Histological Evaluation of Bone Formation Adjacent to Dental Implants with a Novel Apical Chamber Design: Preliminary Data in the Rabbit Model. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17(3), 453–460. <https://doi.org/10.1111/cid.12139>
- Nobles, K. P., Janorkar, A. V., & Williamson, R. S. (2021). Surface modifications to enhance osseointegration—Resulting material properties and biological responses. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 109(11), 1909–1923. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.34835>

- Romanos, G., Damouras, M., Veis, A. A., Hess, P., Schwarz, F., & Brandt, S. (2020). Comparison of histomorphometry and microradiography of different implant designs to assess primary implant stability. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 22(3), 373–379. <https://doi.org/10.1111/cid.12915>
- Staedt, H., Rossa, M., Lehmann, K. M., Al-Nawas, B., Kämmerer, P. W., & Heimes, D. (2020). Potential risk factors for early and late dental implant failure: a retrospective clinical study on 9080 implants. *International Journal of Implant Dentistry*, 6(1). <https://doi.org/10.1186/s40729-020-00276-w>
- Vandeweghe, S., Coelho, P. G., Vanhove, C., Wennerberg, A., & Jimbo, R. (2013). Utilizing micro-computed tomography to evaluate bone structure surrounding dental implants: A comparison with histomorphometry. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 101(7), 1259–1266. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.32938>
- US, N. A. P. (2011). *National Research Council (US) Committee for the Update of the Guide for the Care and Use of Laboratory Animals. Guide for the Care and Use of Laboratory Animals. 8th Editio*. <https://doi.org/10.17226/12910>
- Wang, L., Gao, Z., Su, Y., Liu, Q., Ge, Y., & Shan, Z. (2021). Osseointegration of a novel dental implant in canine. *Scientific Reports*, 11(1), 1–10. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-83700-4>

3.3 Publicação 3*

Avaliação histomorfométrica, *in vivo*, do reparo ósseo periimplantar, em implantes dentários com câmara de reparo apical.

Renato Torres AUGUSTO-NETO ^a, Luiz Henrique Soares TORRES ^a, Luiz Henrique Godoi MAROLA ^a, Vinicius Ferreira BIZELLI ^b, Ana Paula Farnezi BASSI^b, Valfrido Antonio PEREIRA-FILHO^a

^a Departamento de Diagnóstico e Cirurgia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia de Araraquara, Araraquara, Brasil.

^b Departamento de Diagnóstico e Cirurgia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Araçatuba, Brasil.

Palavras-chave: Implantes dentários, Osseointegração, Interface osso-implante

Fonte de financiamento: O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) –Código de Financiamento 001.

Endereço completo do autor para correspondências:

Renato Torres Augusto Neto

Departamento de Diagnóstico e Cirurgia, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Araraquara, Brasil.

Rua Humaitá, 1680

CEP 14801-903, Araraquara, São Paulo, Brasil

E-mail: torres.augusto@unesp.br

* Artigo formatado de acordo com as normas para publicação no periódico *Clinical Oral Implants Research* – Qualis CAPES A1 – Fator de Impacto 3.825 ISI Journal Citation Reports © Ranking:2018:5/91 (Dentistry, Oral Surgery & Medicine), para o qual será submetido.

Resumo

Objetivo: Avaliar em modelo animal, o reparo ósseo periimplantar, em um implante com câmara de reparo apical.

Material e Métodos: Foram utilizados 30 coelhos espécie *Oryctolagus cuniculus* (Nova Zelândia), os quais foram submetidos a instalação de um implante experimental, com câmara de reparo apical (SWE) em uma tíbia e implante controle, sem câmara de reparo apical, em outra. Após a eutanásia nos períodos 15, 30 e 60 dias, as amostras foram preparadas para as análises histomorfométricas de contato da interface osso-implante (BIC) e porcentagem de área óssea ocupada (BAFO). As comparações foram realizadas nos grupos controle e SWE, como também entre Roscas *versus* Câmara de reparo no implante experimental.

Resultados: Houve diferença estatística entre os grupos apenas na porção medular, sendo para o BIC: 15 dias ($25,88 \pm 10,45$; $51,56 \pm 8,712$); 30 dias ($30,02 \pm 4,594$; $35,17 \pm 1,926$); 60 dias ($25,67 \pm 5,254$; $31,26 \pm 2,507$) controle e teste, respectivamente. E, para BAFO: 30 dias (controle $16,59 \pm 3,595$; teste $22,01 \pm 3,218$).

Conclusão: É possível afirmar que a câmara de reparo apical, proporciona uma maior interface de osseointegração nos períodos iniciais do reparo, que pode ser fundamental em casos de baixa qualidade óssea.

Palavras chave: Implantes dentários, Osseointegração, Interface osso-implante.

1. Introdução

A reabilitação implanto suportada é uma modalidade de reabilitação oral bem estabelecida e com altos índices de sucesso, seja ela parcial, múltipla ou total.(Albrektsson et al., 1994; Ogle, 2015; Chrcanovic et al., 2017;) Os implantes visam garantir adequada ancoragem por meio do contato direto osso-implante, ou seja, a osseointegração.(Ogle, 2015; Chrcanovic et al., 2017) Tal fenômeno foi descrito pela primeira vez na década de sessenta por Branemark (Adell et al., 1970), como sendo a integração funcional e direta de implantes de suporte de carga com osso vital.

Apesar do alto índice de sucesso nos tratamentos, a pesquisa nas últimas décadas concentrou-se em otimizar a resposta biológica ao implante, na tentativa de acelerar a osseointegração, aumentar o índice de sucesso em situações adversas e reduzir o tempo de tratamento. (Wennerberg & Albrektsson, 2009; Coelho et al., 2015; Nobles et al., 2021) . Alguns dos principais fatores que influenciam na aceleração do reparo ósseo, são os parâmetros relacionados ao desenho do corpo do implante, tamanho das roscas e protocolo de fresagem.(Marin et al., 2010; Coelho et al., 2015; Gehrke & Marin, 2015; Beutel et al., 2016; Gehrke et al., 2020).

O espaçamento entre as roscas, suas formas e direções foram amplamente estudados, sendo suas indicações precisas e efetivas, conforme o tipo ósseo.(Marin et al., 2010; Gehrke et al., 2021; Gehrke et al., 2022) No início dos anos 2000, uma série de testes demonstraram problemas nos implantes oclos: ausência de formação óssea na região central, perda precoce por doenças periimplantares, fraturas durante remoções e instalações, e, uma menor resistência mecânica, levando ao seu desuso e ficando à margem de novas pesquisas.(Schwarz, 2000; Karoussis et al., 2004). Entretanto, um estudo de 2015, com algumas alterações no protocolo fresagem e instalação, juntamente com novo desenho de câmara apical proposto por Branemark, demonstrou bons resultados em relação a neoformação óssea, mesmo em região com baixa densidade óssea, comprovando assim, a eficácia da câmara apical. (Meirelles et al., 2015)

Assim, o presente estudo *in vivo*, buscou avaliar um implante dentário nacional com câmara de reparo apical e o reparo do tecido ósseo periimplantar, na porção

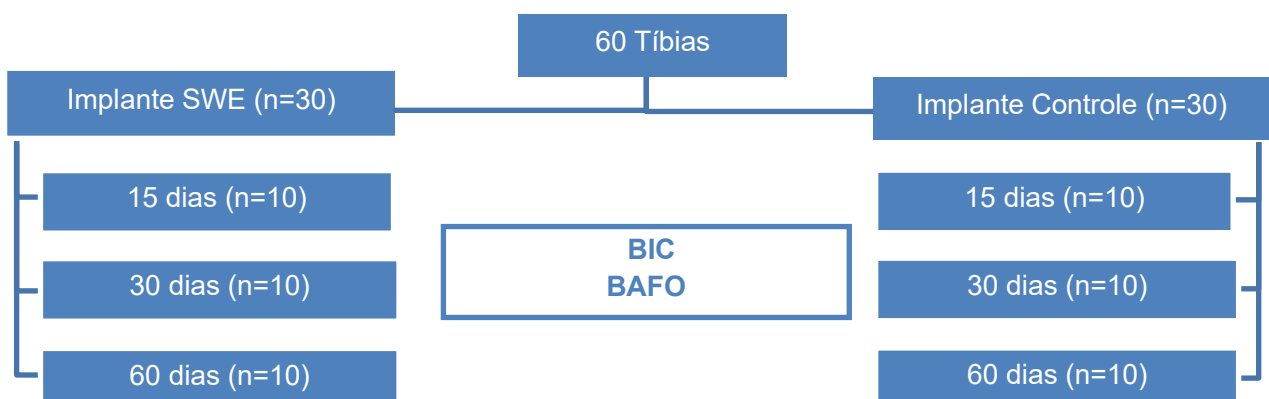
cortical e medular, com enfoque na interface osso-implante (BIC) e na fração de área óssea ocupada (BAFO).

2. Material e Métodos

Após aprovação pelo Comitê de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Odontologia de Araçatuba-Unesp (Processo FOA nº00527-2019). Foram selecionados 30 coelhos da espécie *Oryctolagus cuniculus* (Nova Zelândia), nos quais a amostra se baseou no número de tíbias, com peso corporal médio entre 3 e 4kg, e, aproximadamente 5 meses de idade. Os animais foram mantidos e assistidos no biotério do Campus da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, em gaiolas individuais com dieta sólida padrão (Procoelho, Primor) e água “*ad libitum*”. O protocolo de manuseio dos animais foi seguido segundo as normas preconizadas pelo “*Guide to the care and use of experimental animal*” (US, 2011), e pelas diretrizes da *Arrive Guidelines* (Kilkenny et al., 2010).

O modelo foi realizado em tíbias, divididas em dois grupos de acordo com o tipo de implante utilizado, sendo a aleatorização feita por sorteio binário pelo software Randomizer (Rajkot, Gujarat, Índia). As avaliações foram realizadas em três momentos de eutanásia: 15, 30 e 60 dias pós-operatórios. (Fluxograma 1)

Fluxograma 1. Distribuição amostral dos grupos e análises



Foi testado um implante de titânio comercialmente puro, grau 4, cônico de 3,5mm de diâmetro por 8mm de comprimento, com ápice aberto, superfície perfurada, com plataforma do tipo cônica - interna (BioMORSE SWE, Bionnovation Produtos

Biomédicos Ltda, Bauru, São Paulo). O grupo controle foi composto por implante cônico de corpo maciço (BioMORSE, Bionnovation Produtos Biomédicos Ltda, Bauru, São Paulo), conexão do tipo cone Morse, fabricado com titânio comercialmente puro, grau 4, cônico de 3,5mm de diâmetro por 8mm de comprimento. Ambos tinham tratamento de superfície SUPLEX (Duplo Ataque Ácido), utilizado em todos os implantes da empres. (Figura 1)

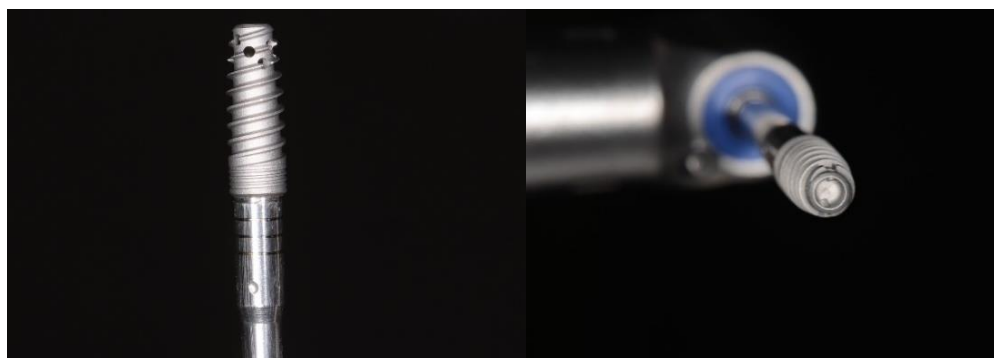


Figura 1. Nova geometria de implante com ápice aberto e superfície perfurada (BioMORSE SWE, Bionnovation Produtos Biomédicos Ltda, Bauru, São Paulo).

2.1 Procedimentos Cirúrgicos

Após jejum de oito horas, os animais foram sedados por via intramuscular pela combinação de 50mg/kg de Ketamina (Fracontar – Vibrac do Brasil Ltda., São Paulo, São Paulo) e 5 mg/ml de cloridrato de Xilazina (Rompum - Bayer AS – Saúde Animal, São Paulo, São Paulo). Em seguida, foi realizada tricotomia e antissepsia do sítio cirúrgico com Polivinil Pirrolidona Iodo Degermante (PVPI 10%, Riodeine Degermante, Rioquímica, São José do Rio Preto, São Paulo) associado ao Polivinil Pirrolidona Iodo Tópico (PVPI 10%, Riodeine Tópico, Rioquímica, São José do Rio Preto, São Paulo). Foi realizada infiltração anestésica local utilizando-se 0,3ml/kg de cloridrato de mepivacaína 2% com epinefrina 1:100.000 (Mepiadre – Nova DFL, Rio de Janeiro, Rio de Janeiro).

O acesso cirúrgico foi realizado por meio de uma incisão em pele, fáscia e periósteo com lâmina de bisturi nº15 (Lamedid – Osasco, São Paulo), medindo aproximadamente 3 cm de comprimento. A instrumentação para o implante foi realizada de acordo com as recomendações do fabricante na tíbia de cada coelho sob irrigação constante de cloreto de sódio a 0,9% (IsoFarma – Eusébio, Ceará), com o contra-ângulo 20:1 (SG20 - Neodent – Curitiba, Paraná) acoplada em motor elétrico

(Neorsurg XT Plus – Neodent – Curitiba, Paraná) preservando a cortical inferior. Em seguida, foi instalado um implante controle (BioMORSE) e um teste (BioMORSE SWE) em cada tíbia, que foi escolhido por aleatorização prévia com software Randomizer (Rajkot, Gujarat, Índia), a 30RPM e torque de 40N, em cada alvéolo cirúrgico.

Os tecidos foram reposicionados e suturados, o plano muscular com fio reabsorvível (Poligalactina 910 – Vycril 4.0, Ethicon, Johnson Prod., São José dos Campos, São Paulo) e a derme com fio monofilamentar não reabsorvível (Nylon 4.0, Ethicon, Johnson Prod., São José dos Campos, São Paulo). No período pós-operatório, os animais receberam Pentabiótico (0,1ml/kg, Fort Dodge Saúde Animal Ltda., Campinas, São Paulo), uma dose pós-operatória imediata e outra no quinto dia pós-operatório, e Dipirona Sódica (1mg/kg/dia, Ariston Indústrias Químicas e Farmacêuticas Ltda., São Paulo, São Paulo) por três dias. Nenhuma restrição alimentar ou de mobilidade foi imposta.

Nos períodos de 15, 30 e 60 dias, os animais foram submetidos à eutanásia por overdose de anestésico com 105 mg/kg de ketamina (Fracontar – Vibrac do Brasil Ltda., São Paulo, São Paulo) e 15 mg/kg de xilazina (Rompum - Bayer AS – Saúde Animal, São Paulo, São Paulo), conforme recomendado pela “American Veterinary Medical Association (AVMA) Guidelines para eutanásia dos animais”. As tíbias foram retiradas e armazenadas em solução de formol a 10% por 48 horas, lavadas em água corrente por 24 horas, e, posteriormente, armazenadas em etanol 70°.

2.2 Análise Histomorfométrica

Após fixação em formol as peças foram desidratadas em séries crescentes de etanol (70-100°) e infiltradas e polimerizadas usando resina fotopolimerizável (Technovit 7200 VLC, Kulzer Heraus GmbH & CO, Wehrheim, Alemanha). Os blocos contendo o implante e o tecido ósseo foram cortados em um ponto central usando um sistema de corte e desgaste para amostras não descalcificadas (Exakt Apparatebau, Hamburgo, Alemanha). Os cortes finais tinham aproximadamente 45 µm de espessura e foram corados com azul de Stevenel associado a fucsina ácida. Em seguida, os cortes foram analisados em microscópio óptico (DIASTAR — Leica Reichert & Jung products, Wetzlar, Alemanha) com aumento de 2,5x, e fotografados

com a uma câmera de captação de imagem (LeicaR DC 300F microsystems ltd, Heerbrugg, Switzerland) para realizar a captura das imagens.

A avaliação histomorfométrica foi realizada por meio de programa para análise de imagem (ImageJ, San Rafael, Califórnia). As amostras foram divididas por regiões de interesse: Região 1 - porção cervical (osso cortical) e Região 2 -porção apical (osso medular).(Figura 2) (Beutel et al., 2016) Com isso a porcentagem de contato do implante ósseo (% BIC) e fração de área óssea ocupada (%BAFO), foram calculados nas duas regiões, sendo na cervical as três primeiras roscas do implante, e, na porção apical as últimas duas roscas como também a câmara de reparo.(Beutel et al., 2016; Meirelles et al., 2015) Todas as medidas foram feitas por um único examinador, que não tinha conhecimentos dos grupos experimentais.

$$\text{BIC} = \frac{\text{Osso em contato com o perímetro do implante} \times 100}{\text{Perímetro delimitado do implante}}$$

$$\text{BAFO} = \frac{\text{Área de osso cortical dentro das roscas do implante} \times 100}{\text{Área total dentro das roscas do implante}}$$

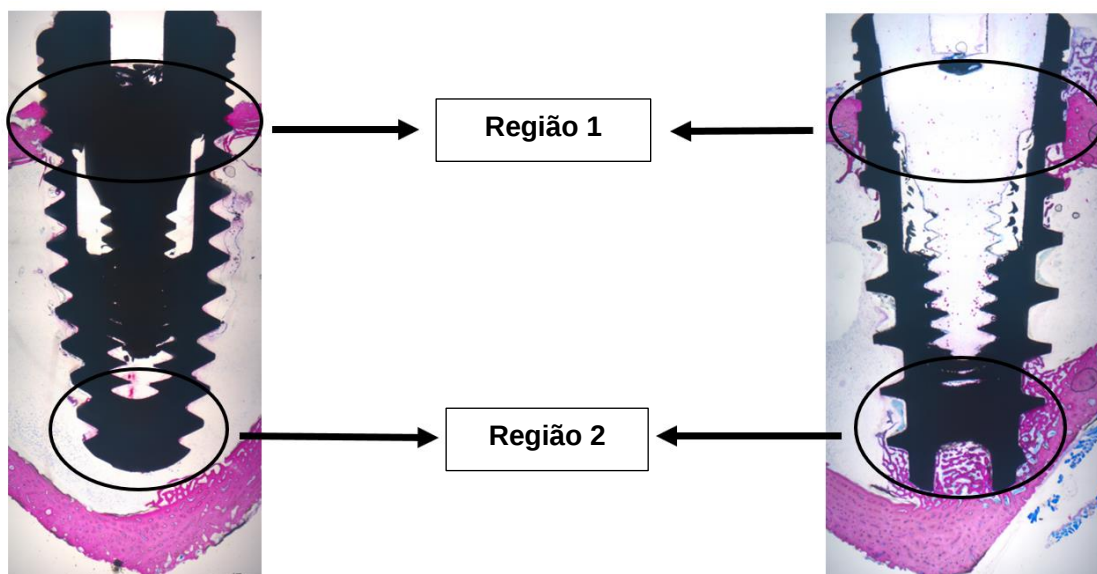


Figura 2. Fotos histológicas no aumento de 2,5x, evidenciando as áreas de interesse dentro da tíbia do animal.

2.3 Análise Estatística

O tamanho amostral, determinado pelo “*power test*” de 85% para um p - de 0,05, calculado no software SigmaStat 4.0 (Systat Software Inc, San Jose, EUA). Assim, o nível de poder de 85% com diferenças entre as médias e desvios-padrão de cada grupo, o tamanho amostral mínimo calculado para cada grupo dentro de cada tempo propostos foi de cinco peças.

Os dados obtidos foram tabulados e submetidos a análise estatística, passando pelo teste de Normalidade (Shapiro-Wilk). Após o teste e com resultado paramétricos, foi realizado teste t-student pareado para comparação entre os grupos (controle X SWE e câmara X roscas) em cada período (15, 30 e 60 dias) com nível de significância $p < 0.05$.

3. Resultados

3.1 Porcentagem de contato osso-implante (BIC)

A região de interesse 1, não apresentou diferença estatisticamente significativa em relação ao contato osso-implante entre o grupo SWE e grupo controle durante os períodos de 15, 30 e 60 dias ($P < 0,05$). Contudo, foi observado aumento quantitativo entre o período de 15 para 30 e 60 dias. Na região de interesse 2, houve diferença estatística entre a grupo teste e controle, no período de 15 e 30 dias, indicando maior contato osso-implante nestes períodos para o implante com câmara apical.

Ainda na região apical, foi notada diferença estatisticamente significante apenas aos 60 dias, favorável ao grupo das roscas ($P < 0,05$).

Gráfico 1. Comparação por meio do teste t – student do Contato Osso Implante (BIC) na Região 1 entre os grupos Controle e SWE 15, 30 e 60 dias

Região 1 (Cervical)

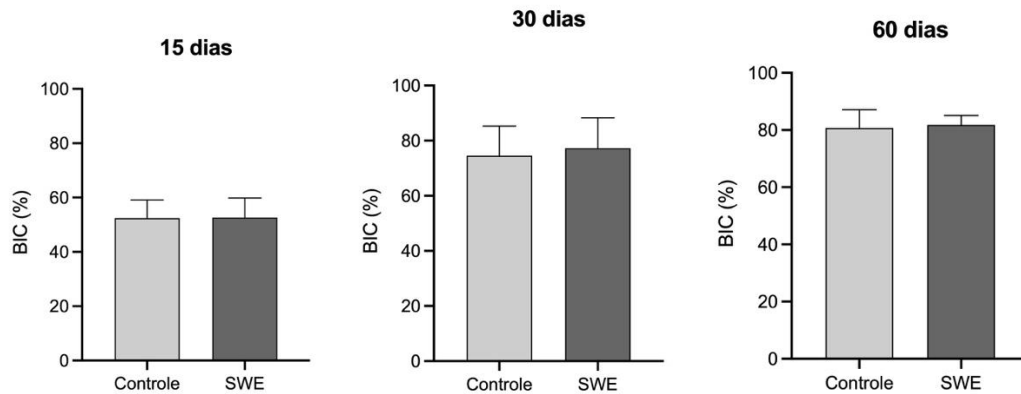
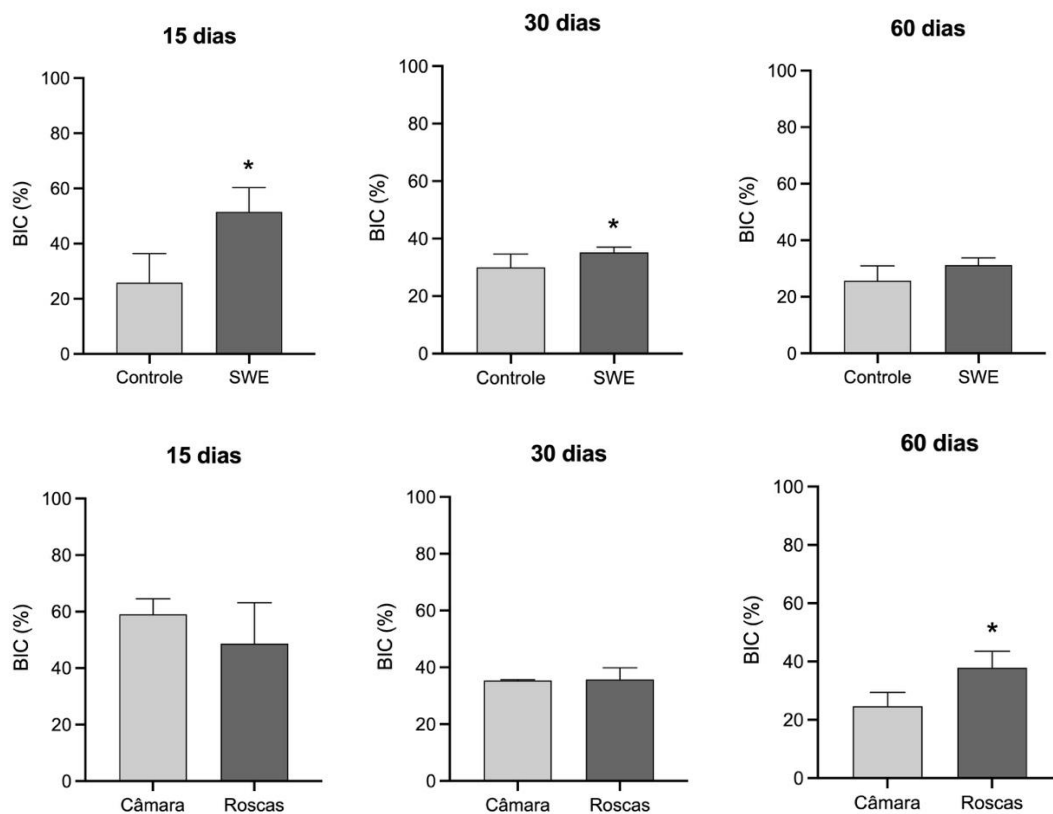


Gráfico 2. Comparação por meio do teste t – student Contato Osso Implante (BIC) na Região 2 entre os grupos Controle e SWE, e, Câmara x Roscas comparados nos tempos 15, 30 e 60 dias

Região 2 (Apical)



* Diferença significativa entre os grupos. Teste t-student. ($p \leq 0,05$).

Tabela 1. Médias e desvio-padrão (DP) da análise de contato osso-implante (BIC), em porcentagem, nas regiões cervical e apical dos implantes nos períodos de 15, 30 e 60 dias

BIC (%)	Cervical			Apical					
	Controle (média ±DP)	SWE (média± DP)	Valor de p	Controle (média± DP)	SWE (média± DP)	Valor de p	Câmara (média±DP)	Roscas (média± DP)	Valor de p
15 dias	52,44±6,697	52,65±7,170	0,9649	25,88±10,45	51,56±8,712	0,0034*	59,06±5,507	48,67±14,46	0,2334
30 dias	74,49±10,72	77,28±11,03	0,6628	30,02±4,594	35,17±1,926	0,0319*	35,36±0,3209	35,75±4,058	0,8450
60 dias	80,65±6,371	81,76±3,350	0,7881	25,67±5,254	31,26±2,507	0,0498*	24,65±4,727	37,87±5,704	0,0216*

* Diferença significativa entre os grupos. Teste t-pareado.

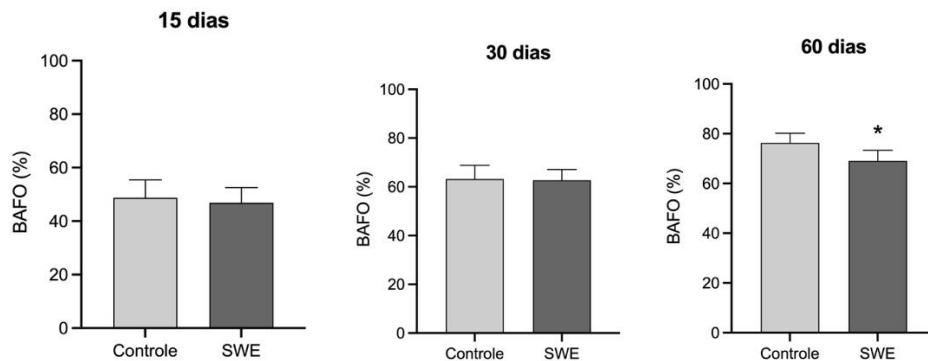
3.2 Porcentagem de área óssea ocupada (BAFO)

A região de interesse 1, apresentou diferença estatisticamente significativa na fração de área óssea ocupada entre o grupo SWE e grupo controle no período de 60 dias ($P < 0,05$), favorável ao grupo controle. Na região de interesse 2, houve diferença estatística entre a grupo teste e controle, no período de 15 e 30 dias, indicando maior área óssea ocupada na região medular dos implantes SWE.

A última comparação, indicou maior área ocupada por osso na região das roscas quando comparada com a porção da câmara oca, nos dias 30 e 60 ($P < 0,05$).

Gráfico 3. Comparação por meio do teste t – student a fração de área óssea ocupada (BAFO) na Região 1 entre os grupos Controle e SWE 15, 30 e 60 dias

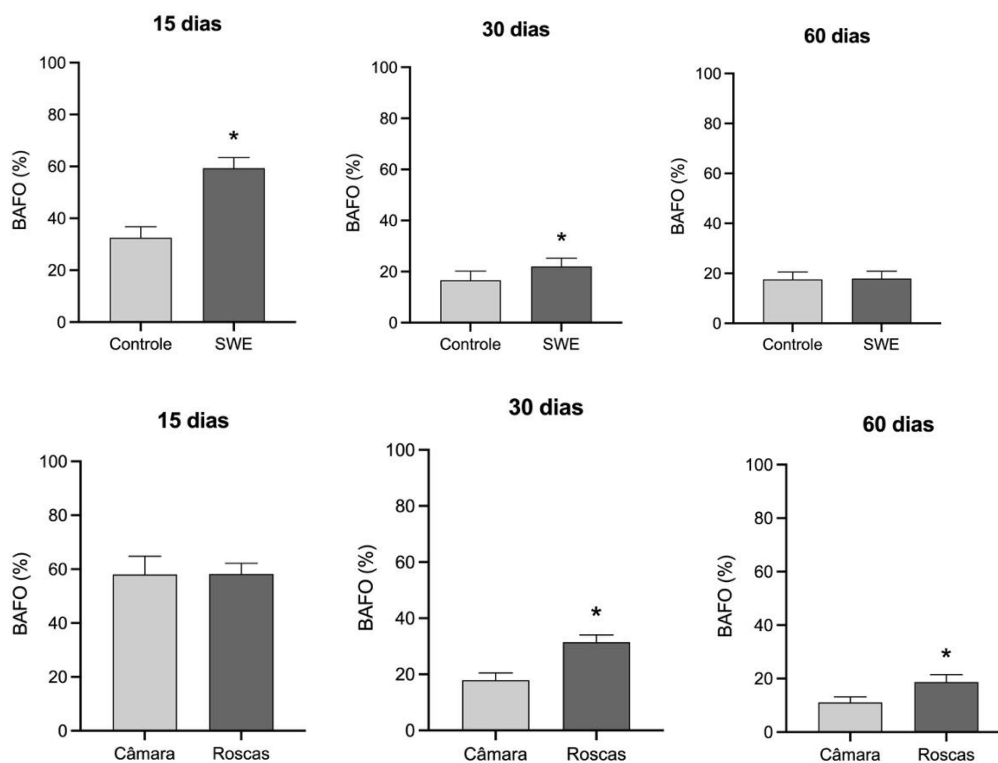
Região 1 (Cervical)



* Diferença significativa entre os grupos Controle e SWE. Teste t-student. ($p \leq 0,05$).

Gráfico 4. Comparação por meio do teste t – student a fração de área óssea ocupada (BAFO) na Região 2 entre os grupos Controle e SWE, e, Câmara x Roscas comparados nos tempos 15, 30 e 60 dias

Região 2 (Apical)



* Diferença significativa entre os grupos Controle e SWE. Teste t-student. ($p \leq 0,05$).

Tabela 2. Médias e desvio-padrão (DP) da ocupação da fração da área óssea (BAFO), em porcentagem, nas regiões cervical e apical dos implantes nos períodos de 15, 30 e 60 dias

BAFO (%)	Cervical			Apical					
	Controle (média±DP)	SWE (média±DP)	Valor de p	Controle (média±DP)	SWE (média±DP)	Valor de p	Câmara (média±DP)	Roscas (média±DP)	Valor de p
15 dias	48,76±6,637	46,87±5,667	0,6440	32,51±4,265	59,31±4,165	0,0007*	0,8040±6,835	58,19±3,973	0,9328
30 dias	63,22±5,623	62,74±4,324	0,8120	16,59±3,595	22,01±3,218	0,0394*	17,91±2,571	31,45±2,626	0,0031*
60 dias	76,27±3,930	69,04±4,265	0,0090*	17,62±2,900	17,95±2,917	0,8040	11,10±2,104	18,70±2,824	0,0233*

* Diferença significativa entre os grupos. Teste t-pareado.

5. Discussão

A osseointegração é fundamental para a estabilidade funcional de carregamento do implante.(Adell et al., 1970). Esta interação entre a liga de titânio e tecido ósseo vital ocorre por uma série de acontecimentos que se iniciam desde a fresagem, até a formação do coágulo sanguíneo em contato com a superfície implantar.(Marin et al., 2010). Visando focar na capacidade de reparo ósseo ao redor da amostra, e a fim de evitar complicações como fratura da tíbia (Gehrke et al., 2022) e possíveis compressões ao osso adjacente (Chowdhary et al., 2014), a instalação foi realizada com torque que fornecessem apenas o suporte necessário para a cascata de eventos que geram a estabilidade secundária, podendo avaliar a velocidade de reparo ósseo.(Gehrke et al., 2020)

No presente estudo foi analisado e comparado dois tipos diferentes de modelos macrogeométricos de implantes dentários e seus efeitos no processo de osseointegração precoce, aos 15, 30 e 60 dias, em tíbias de coelhos. Os resultados demonstraram não haver diferença estatisticamente considerável no contato osso-implante entre o grupo controle e SWE na região de interesse 1. Assim como demonstrado por diversos estudos preliminares, nos quais, o reparo aconteceu de

forma fácil e rápida, podendo este fato ser justificado pelo implante estar circundado de osso cortical, que tem uma maior organização tecidual quando comparado com o osso medular. (Beutel et al., 2016; Gehrke et al., 2019; Gehrke et al., 2020; Gehrke et al., 2022)

Quando comparada a porção medular entre os diferentes *desenhos* geométricos, é constatada diferença estatisticamente significativa nos períodos iniciais, nos quais há uma superioridade do implante teste, mas, aos 60 dias se estabilizando e igualando ao grupo controle. Devido ao metabolismo precoce do coelho, a literatura relata que ocorrem poucas mudanças no BIC após passada a janela de osseointegração, cerca de 30 dias. Com isso, os resultados sugerem que a alteração geométrica desempenha um papel fundamental na interação inicial entre implante e hospedeiro em osso de baixa densidade como proposto na literatura. (Meirelles et al., 2015; Soto-Peñaloza et al., 2018). Contudo, quando é realizada comparação do BIC na porção apical do grupo teste, nota-se que não ocorreu alteração estatisticamente significativa entre a porção externa das roscas com a porção interna da câmara nos primeiros intervalos de tempo. (Gehrke et al., 2019; Gehrke et al., 2020)

Meirelles et al., em 2015, avaliaram o comportamento biológico de reparo em uma câmara apical em coelhos, mostrando formação óssea precoce de osso lamelar e maior contato ósseo em relação ao implante convencional, no período de 4 semanas, sendo, boa parte desse osso neoformado localizado na porção oca apical. Outro estudo avaliando reentrâncias no corpo do implante, notou grande quantidade de matriz osteogênica na porção medular aderidas a essa modificação macrogeométrica, no período de 30 dias, gerando maior contato osso-implante (Gehrke et al., 2020).

A análise de ocupação de fração da área óssea (BAFO) é realizada para averiguar a condição estrutural óssea da área ao redor do implante, podendo indicar maior resistência e distribuição das cargas oclusais. (Coelho et al., 2012). A determinação de BAFO indicou diferença entre o grupo controle e teste, na região cortical, apenas no período de 60 dias, o que pode estar ligado as diferenças geométricas entre as roscas cervicais, como relatado em outros estudos prévios. (Buser et al., 2004; Gehrke et al., 2019). Na região de interesse 2, houve superioridade estatística nos períodos de 15 e 30 dias do grupo SWE, reação celular

diferente entre as configurações de macrogeométrica dos implantes. Entretanto, essa condição não se encontra majoritariamente concentrada dentro da câmara, e sim na porção das roscas. Tal efeito pode estar ligado à interação das roscas com a porção oca, por meio das perfurações laterais, tendo em vista que é um osso medular e menos organizado, dificultando a formação óssea à distância da superfície do implante. (Beutel et al., 2016; Soto-Peñaloza et al., 2018)

5. Conclusão

Dentro das limitações do estudo, é possível afirmar que a câmara de reparo apical, proporciona uma maior interface de osseointegração nos períodos iniciais do reparo, que pode ser fundamental em casos de baixa qualidade óssea.

6. Referências

- Adell, R., Hansson, B. O., Brånemark, P. I., & Breine, U. (1970). Intra-osseous anchorage of dental prostheses. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery*, 4(1), 19–34.
<https://doi.org/10.3109/02844317009038440>
- Albrektsson, T. O., Johansson, C. B., & Sennerby, L. (1994). Biological aspects of implant dentistry: osseointegration. *Periodontology 2000*, 4, 58–73.
- Beutel, B. G., Danna, N. R., Granato, R., Bonfante, E. A., Marin, C., Tovar, N., Suzuki, M., & Coelho, P. G. (2016). Implant design and its effects on osseointegration over time within cortical and trabecular bone. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 104(6), 1091–1097. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.33463>
- Buser, D., Broggini, N., Wieland, M., Schenk, R. K., Denzer, A. J., Cochran, D. L., Hoffmann, B., Lussi, A., & Steinemann, S. G. (2004). Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *Journal of Dental Research*, 83(7), 529–533. <https://doi.org/10.1177/154405910408300704>
- Chowdhary, R., Jimbo, R., Thomsen, C. S., Carlsson, L., & Wennerberg, A. (2014). The osseointegration stimulatory effect of macrogeometry-modified implants: A study in the rabbit. *Clinical Oral Implants Research*, 25(9), 1051–1055.
<https://doi.org/10.1111/clr.12212>
- Chrcanovic, B. R., Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2017). Bone Quality and Quantity and Dental Implant Failure: A Systematic Review and Meta-analysis. *The International Journal of Prosthodontics*, 30(3), 219–237.

<https://doi.org/10.11607/ijp.5142>

Coelho, P. G., Jimbo, R., Tovar, N., & Bonfante, E. A. (2015). Osseointegration: Hierarchical designing encompassing the macrometer, micrometer, and nanometer length scales. *Dental Materials*, 31(1), 37–52.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.10.007>

Coelho, P. G., Marin, C., Granato, R., Giro, G., Suzuki, M., & Bonfante, E. A. (2012). Biomechanical and histologic evaluation of non-washed resorbable blasting media and alumina-blasted/acid-etched surfaces. *Clinical Oral Implants Research*, 23(1), 132–135. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02147.x>

Gehrke, Sergio A, Scarano, A., de Lima, J. H. C., Bianchini, M. A., Dedavid, B. A., & De Aza, P. N. (2021). Effects of the Healing Chambers in Implant Macrogeometry Design in a Low-Density Bone Using Conventional and Undersized Drilling. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, 11(4), 437–447. https://doi.org/10.4103/jispcd.JISPCD_96_21

Gehrke, Sergio Alexandre, Eilers Treichel, T. L., Pérez-Díaz, L., Calvo-Guirado, J. L., Aramburú Júnior, J., Mazón, P., & De Aza, P. N. (2019). Impact of different titanium implant thread designs on bone healing: A biomechanical and histometric study with an animal model. *Journal of Clinical Medicine*, 8(6). <https://doi.org/10.3390/jcm8060777>

Gehrke, Sergio Alexandre, Júnior, J. A., Eirles Treichel, T. L., & Dedavid, B. A. (2022). Biomechanical and histological evaluation of four different implant macrogeometries in the early osseointegration process: An in vivo animal study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 125(July 2021), 104935. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104935>

- Gehrke, Sergio Alexandre, Júnior, J. A., Pérez-Díaz, L., do Prado, T. D., Dedavid, B. A., Mazon, P., & de Aza, P. N. (2020). Can changes in implant macrogeometry accelerate the osseointegration process?: An in vivo experimental biomechanical and histological evaluations. *PLoS ONE*, 15(5), 1–19.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0233304>
- Gehrke, Sergio Alexandre, & Marin, G. W. (2015). Biomechanical evaluation of dental implants with three different designs: Removal torque and resonance frequency analysis in rabbits. *Annals of Anatomy*, 199, 30–35.
<https://doi.org/10.1016/j.aanat.2014.07.009>
- Gehrke, Sergio Alexandre, Tumedei, M., Júnior, J. A., Treichel, T. L. E., Kolerman, R., Lepore, S., Piattelli, A., & Iezzi, G. (2020). Histological and histomorphometrical evaluation of a new implant macrogeometry. A sheep study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(10).
<https://doi.org/10.3390/ijerph17103477>
- Karoussis, I. K., Brägger, U., Salvi, G. E., Bürgin, W., & Lang, N. P. (2004). Effect of implant design on survival and success rates of titanium oral implants: A 10-year prospective cohort study of the ITI® Dental Implant System. *Clinical Oral Implants Research*, 15(1), 8–17. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.00983.x>
- Kilkenny, C., Browne, W. J., Cuthill, I. C., Emerson, M., & Altman, D. G. (2010). Improving bioscience research reporting: The arrive guidelines for reporting animal research. *PLoS Biology*, 8(6), 1–2.
<https://doi.org/10.1371/journal.pbio.1000412>
- Marin, C., Granato, R., Suzuki, M., Gil, J. N., Janal, M. N., & Coelho, P. G. (2010).

Histomorphologic and histomorphometric evaluation of various endosseous implant healing chamber configurations at early implantation times: A study in dogs. *Clinical Oral Implants Research*, 21(6), 577–583.

<https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01853.x>

Meirelles, L., Brånemark, P. I., Albrektsson, T., Feng, C., & Johansson, C. (2015).

Histological Evaluation of Bone Formation Adjacent to Dental Implants with a Novel Apical Chamber Design: Preliminary Data in the Rabbit Model. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17(3), 453–460.

<https://doi.org/10.1111/cid.12139>

Nobles, K. P., Janorkar, A. V., & Williamson, R. S. (2021). Surface modifications to

enhance osseointegration—Resulting material properties and biological responses. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 109(11), 1909–1923.

<https://doi.org/10.1002/jbm.b.34835>

Ogle, O. E. (2015). Implant surface material, design, and osseointegration. *Dental Clinics of North America*, 59(2), 505–520.

<https://doi.org/10.1016/j.cden.2014.12.003>

Schwarz, M. S. (2000). Mechanical complications of dental implants. *Clinical Oral Implants Research*, 11 Suppl 1, 156–158.

<https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2000.011S1156.x>

Soto-Peñaloza, D., Caneva, M., Viña-Almunia, J., Martín-de-Llano, J. J., Peñarrocha-Oltra, D., & Peñarrocha-Diago, M. (2018). Bone-Healing Pattern on the Surface

of Titanium Implants at Cortical and Marrow Compartments in Two Topographic Sites: an Experimental Study in Rabbits. *Materials (Basel, Switzerland)*, 12(1).

<https://doi.org/10.3390/ma12010085>

- US, N. A. P. (2011). *National Research Council (US) Committee for the Update of the Guide for the Care and Use of Laboratory Animals. Guide for the Care and Use of Laboratory Animals. 8th Editio*. <https://doi.org/10.17226/12910>
- Wennerberg, A., & Albrektsson, T. (2009). Effects of titanium surface topography on bone integration: A systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, 20(SUPPL. 4), 172–184. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01775.x>
- Zhao, J., Hwang, K. H., Choi, W. S., Shin, S. J., & Lee, J. K. (2016). Biological Behavior of Osteoblast Cell and Apatite Forming Ability of the Surface Modified Ti Alloys. *Journal of Nanoscience and Nanotechnology*, 16(2), 1541–1544.

4 CONCLUSÃO

Por meio da metodologia empregada neste estudo, foi possível concluir que:

- O implante SWE é capaz de promover boa estabilidade primária e secundária. Não diferindo dos implantes sem ápice oco. Sendo uma opção viável em áreas de menor quantidade ou qualidade óssea.
- Dentro das limitações do estudo e dos períodos avaliados ficou evidente que a alteração macrogeométrica do implante melhora a estabilidade secundária. Entretanto, a qualidade de formação óssea na porção medular, em especial dentro da câmara de reparo apical, ocorre de forma lenta.
- A adição da câmara apical, proporciona uma maior interface de osseointegração nos períodos iniciais do reparo, que pode ser fundamental em casos de baixa qualidade óssea.

REFERÊNCIAS*

1. Albrektsson TO, Johansson CB, Sennerby L. Biological aspects of implant dentistry: osseointegration. *Periodontol* 2000. 1994 Feb; 4: 58–73.
2. Ogle OE. Implant surface material, design, and osseointegration. *Dent Clin North Am*. 2015; 59(2): 505–20.
3. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Bone Quality and Quantity and dental implant failure: a systematic review and meta-analysis. *Int J Prosthodont*. 2017; 30(3): 219–37.
4. Chiapasco M, Casentini P, Zaniboni M. Bone augmentation procedures in implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009; 24 Suppl: 237-59.
5. Triplett RG, Froberg U, Sykaras N, Woody RD. Implant materials, design, and surface topographies: their influence on osseointegration of dental implants. *J Long Term Eff Med Implants*. 2003; 13(6): 485–501.
6. Dos Santos MV, Elias CN, Cavalcanti Lima JH. The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2011; 13(3): 215–23.
7. Le Guehennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater*. 2007; 23(7): 844–54.
8. Pachauri P, Bathala LR, Sangur R. Techniques for dental implant nanosurface modifications. *J Adv Prosthodont*. 2014; 6(6): 498–504.
9. Zhao J, Hwang KH, Choi WS, Shin SJ, Lee JK. Biological behavior of osteoblast cell and apatite forming ability of the surface modified ti alloys. *J Nanosci Nanotechnol*. 2016; 16(2): 1541–4.
10. Gil FJ, Manzanares N, Badet A, Aparicio C, Ginebra M-P. Biomimetic treatment on dental implants for short-term bone regeneration. *Clin Oral Investig*. 2014;18(1): 59–66.
11. Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Implants Res*. 2006; 17 Suppl 2: 124–35.
12. Tete S, Mastrangelo F, Traini T, Vinci R, Sammartino G, Marenzi G et al. A macro- and nanostructure evaluation of a novel dental implant. *Implant Dent*. 2008; 17(3): 309–20.

* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/guia-de-normalizacao-atualizado.pdf>

13. Steigenga JT, al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang H-L. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent.* 2003; 12(4): 306–17.
14. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000; 11 Suppl 1: 156–8.
15. Meirelles L, Brånemark PI, Albrektsson T, Feng C, Johansson C. Histological evaluation of bone formation adjacent to dental implants with a novel apical chamber design: preliminary data in the rabbit model. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(3): 453–60.
16. Bencharit S, Byrd WC, Altarawneh S, Hosseini B, Leong A, Reside G et al. Development and applications of porous tantalum trabecular metal-enhanced titanium dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014; 16(6): 817–26.
17. Goiato MC, dos Santos DM, Santiago JFJ, Moreno A, Pellizzer EP. Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2014; 43(9): 1108–16.

APÊNDICE A - MATERIAIS E MÉTODOS

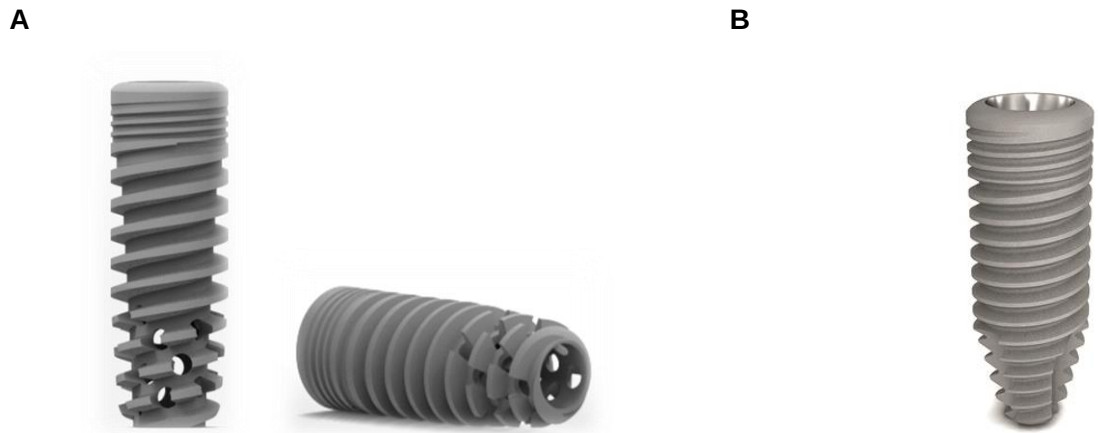
Após apreciação e aprovação pelo Comitê de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Odontologia de Araçatuba-Unesp (Processo FOA nº00527-2019). O protocolo de manuseio dos animais baseou-se nas normas preconizadas pelo “Guide to the care and use of experimental animal”¹, além das diretrizes da Arrive Guidelines². Foram utilizados 30 coelhos, sendo a amostra baseada no número de tíbias (n=60 tíbias), da espécie *Oryctolagus cuniculus* (New Zealand), com peso corporal médio entre 3 a 4kg, e aproximadamente 5 meses de idade. Os animais foram mantidos e assistidos no biotério do Campus da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, em gaiolas individuais com dieta sólida padrão (Procoelho, Primor) e água *ad libitum*.

Implante testado

Foi testado um implante de titânio comercialmente puro, grau 4, cônico de 3,5mm de diâmetro por 8mm de comprimento, com ápice aberto, superfície perfurada, com plataforma do tipo cônica - interna (BioMORSE SWE, Bionnovation Produtos Biomédicos Ltda, Bauru, São Paulo).

O grupo controle foi composto por implante de titânio comercialmente puro, grau 4, cônico de 3,5mm de diâmetro por 8mm de comprimento, maciço, plataforma cônica - interna (BioMORSE, Bionnovation Produtos Biomédicos Ltda, Bauru, São Paulo). Ambos com tratamento de superfície SUPEX (Duplo Ataque Ácido), utilizado em todos os implantes da empresa. (Figura 1)

Figura 1 - Implantes utilizados na pesquisa



(A) Nova geometria de implante com ápice aberto e superfície perfurada (BioMORSE SWE, Bionnovation Produtos Biomédicos Ltda, Bauru, São Paulo). (B) Modelo de implante convencional do mesmo fabricante (controle) (BioMORSE, Bionnovation Produtos Biomédicos Ltda, Bauru, São Paulo).

Fonte: Catálogo Online Bionnovation³.

Delineamento experimental

O modelo in vivo foi realizado em tíbias, divididas em dois grupos de acordo com o tipo de implante utilizado, sendo a aleatorização feita por sorteio binário pelo software Randomizer (Rajkot, Gujarat, Índia). As avaliações foram realizadas em três momentos de eutanásia: 15, 30 e 60 dias pós-operatórios (Fluxograma 1).

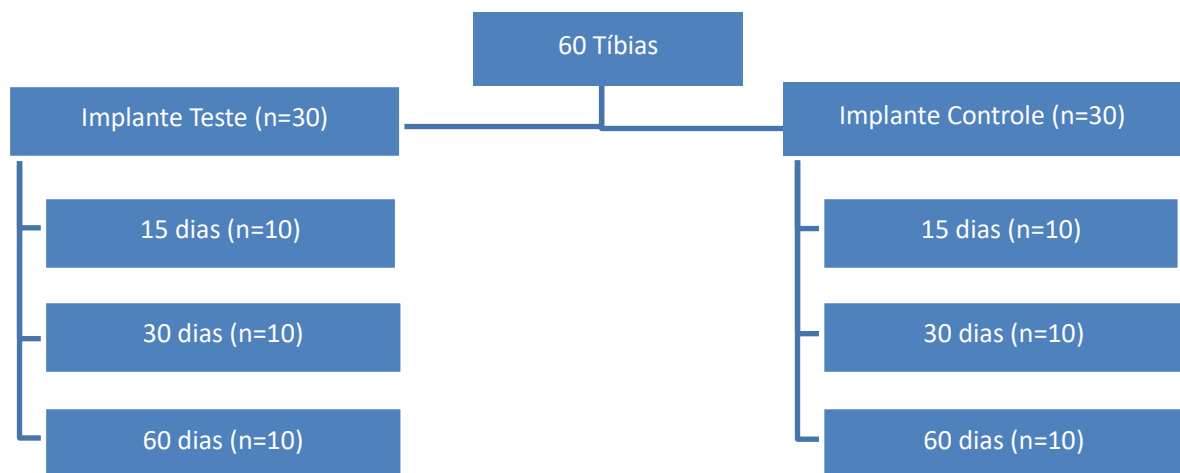
No momento de instalação dos implantes, foi mensurada a estabilidade inicial (primária), por meio do coeficiente de estabilidade do implante (ISQ) para posterior análise de frequência de ressonância (RFA), utilizando o sistema Penguin RFA (Integration Diagnostics Ltd., Goteborgsvagen, Sweden). A ISQ também foi mensurada no momento da eutanásia (estabilidade secundária) e comparada com a medida inicial (baseline).

Logo após o sacrifício, todas as peças dos três grupos foram fixadas em paraformaldeído 10%, por 48h, e em seguida submetidas a análise microtomográfica. Após tal, as peças foram desidratadas em álcool, infiltradas e incluídas em resina para a confecção das lâminas.

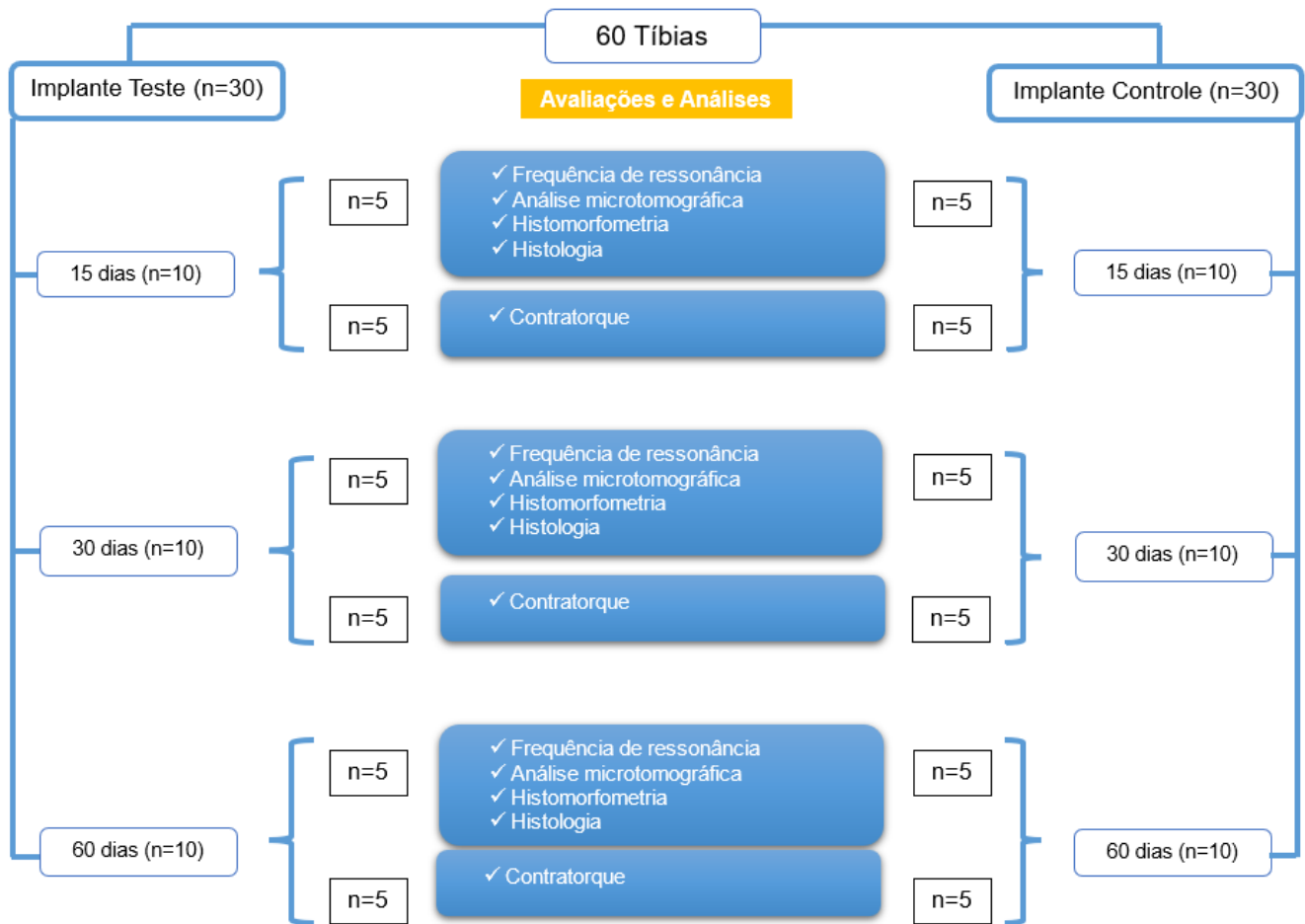
Dentro de cada grupo, 5 amostras foram selecionadas para análise histomorfométrica (n=5), com o objetivo de avaliar a interface osso-implante. As outras 5 amostras restantes foram submetidas a contra torque (n=5).

A distribuição das análises por período do estudo está exemplificada no Fluxograma 2.

Fluxograma 1 - Distribuição das amostras



Fonte: Elaboração própria.

Fluxograma 2 - Distribuição da amostra e análises comparativas de cada grupo

Fonte: Elaboração própria.

Procedimentos cirúrgicos

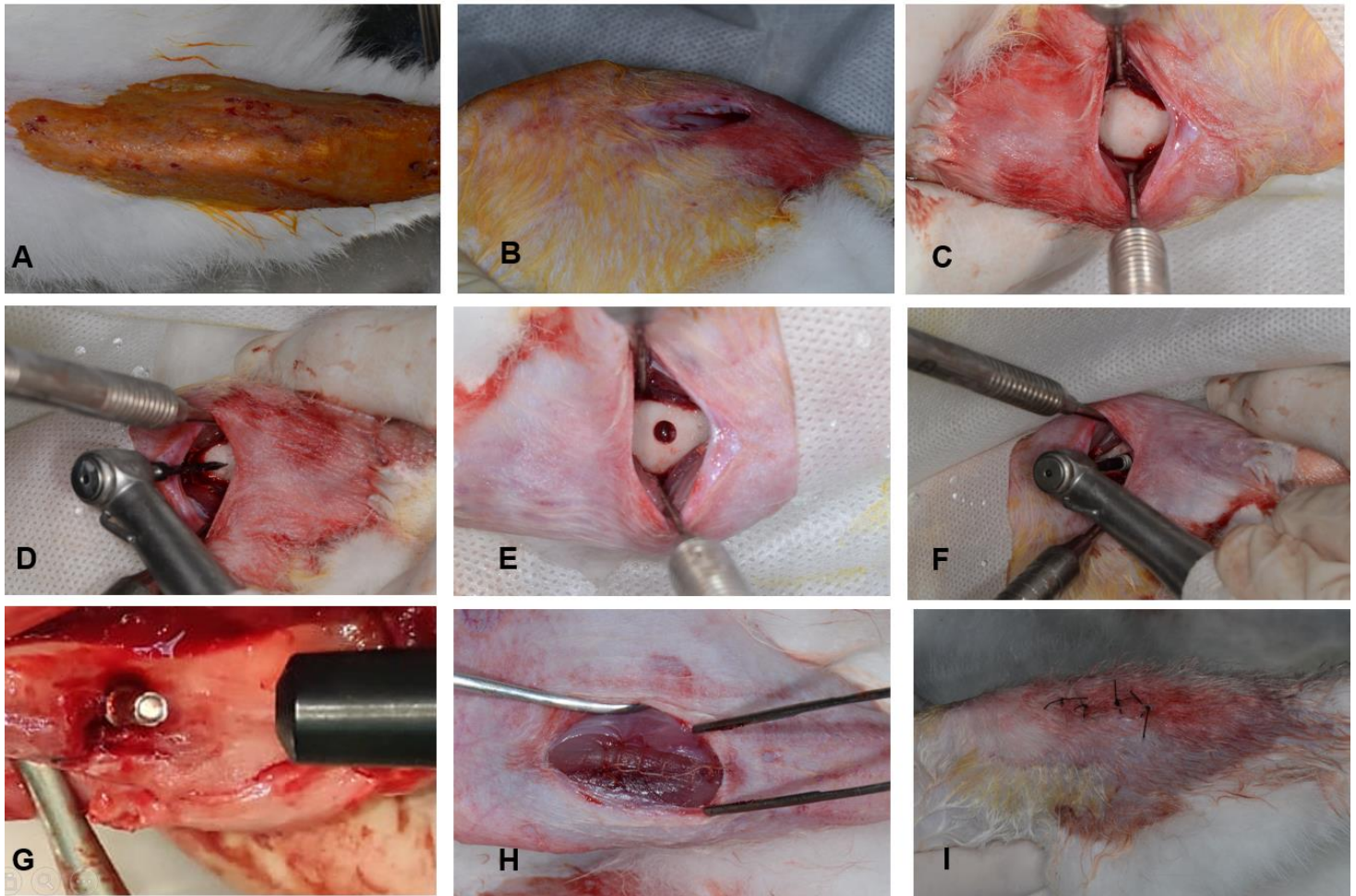
Após jejum de oito horas, os animais foram sedados por via intramuscular pela combinação de 50mg/kg de Ketamina (Fracontar – Vibrac do Brasil Ltda., São Paulo, São Paulo) e 5 mg/ml de cloridrato de Xilazina (Rompum - Bayer AS – Saúde Animal, São Paulo, São Paulo). Em seguida, foi realizada tricotomia e antissepsia do sítio cirúrgico com Polivinil Pirrolidona Iodo Degermante (PVPI 10%, Riodeine Degermante, Rioquímica, São José do Rio Preto, São Paulo) associado ao Polivinil Pirrolidona Iodo Tópico (PVPI 10%, Riodeine Tópico, Rioquímica, São José do Rio Preto, São Paulo). Foi realizada infiltração anestésica local utilizando-se 0,3ml/kg de cloridrato de mepivacaína 2% com epinefrina 1:100.000 (Mepiadre – Nova DFL, Rio de Janeiro, Rio de Janeiro), para analgesia e hemostasia do campo operatório.

O acesso cirúrgico foi realizado por meio de uma incisão em pele, fáscia e periósteo com lâmina de bisturi nº15 (Lamedid – Osasco, São Paulo), medindo aproximadamente 3 cm de comprimento. Os tecidos foram divulsionados para exposição do tecido ósseo na área de interesse. A instrumentação para o implante foi realizada, de acordo com as recomendações do fabricante, na tíbia de cada coelho sob irrigação constante de cloreto de sódio a 0,9% (IsoFarma – Eusébio, Ceará), preservando a cortical inferior. Foram utilizadas, sequencialmente e na velocidade máxima de perfuração de 800RPM, as fresas “lança”, “2.0mm”, “2.8mm” e “3.2mm” (Bionnovation Produtos Biomédicos Ltda, Bauru, São Paulo) instaladas em contra-ângulo 20:1 (SG20 - Neodent – Curitiba, Paraná) montado em motor elétrico (Neorsurg XT Plus – Neodent – Curitiba, Paraná)

Em seguida, foi instalado um implante controle (BioMORSE) e um teste (BioMORSE SWE) em cada tíbia, que escolheremos por sorteio aleatório, com contra-ângulo a 30RPM e torque de 40N, em cada alvéolo cirúrgico. No total, foram utilizados 60 implantes, sendo 30 de cada grupo.

Após instalação, previamente ao fechamento do sítio cirúrgico foi aferido o coeficiente de estabilidade do implante (ISQ) pelo Penguin RFA (Integration Diagnostics Ltd., Goteborgsvagen, Sweden).

Os tecidos reposicionados e suturados em planos. O plano muscular foi suturado com fio reabsorvível (Poligalactina 910 – Vycril 4.0, Ethicon, Johnson Prod., São José dos Campos, São Paulo), por meio de sutura contínua, e na derme realizada sutura interrompida simples com fio monofilamentar não reabsorvível (Nylon 4.0, Ethicon, Johnson Prod., São José dos Campos, São Paulo), a fim de obter o fechamento primário da ferida. No período pós-operatório, os animais receberam Pentabiótico (0,1ml/kg, Fort Dodge Saúde Animal Ltda., Campinas, São Paulo), uma dose pós-operatória imediata e outra no quinto dia pós-operatório, e Dipirona Sódica (1mg/kg/dia, Ariston Indústrias Químicas e Farmacêuticas Ltda., São Paulo, São Paulo) por três dias. Nenhuma restrição alimentar ou de mobilidade foi imposta. (Figura 2).

Figura 2 - A-I Cirurgia experimental

Fonte: Arquivo pessoal do autor.

A eutanásia foi realizada após sedação via intramuscular pela combinação de 50mg/kg de Ketamina (Fracontar – Vibrac do Brasil Ltda., São Paulo, São Paulo) e 5mg/kg de cloridrato de Xilazina (Rompum – Bayer AS – Saúde Animal, São Paulo, São Paulo) e perfusão de 1,8ml de formaldeído 4% no ventrículo esquerdo durante 40 minutos, usando a bomba de perfusão.

Novo acesso cirúrgico foi realizado, semelhante ao anterior, aferido o ISQ final dos implantes pelo sistema Penguin RFA.

Obtenções das peças cirúrgicas e armazenamento

As amostras foram removidas pela ressecção da área da tíbia contendo o implante, e então fixadas em paraformaldeído por 48 horas, lavadas em água corrente por 24 horas e armazenadas em álcool 70% (Figura 3). Primeiramente, as amostras foram submetidas a microtomografia computadorizada (uCT). Após a análise por uCT, as peças foram destinadas ao processamento laboratorial dos tecidos calcificados para avaliação da interface osso implante por microscopia confocal e pelo sistema Exakt (Exakt Cutting and Grinding system, Apparatebau GmbH, Hamburgo, Alemanha). No preparo das peças para o Exakt, as mesmas foram desidratadas em álcool etílico (Tupi Ltda, Ibaté, São Paulo, Brasil) e preservadas em resina pura (LR White Hard Grade, London, UK) para inclusão com posterior polimerização das amostras.

Apenas 5 das 10 amostras de cada grupo foram submetidas ao processo de remoção do implante (contra torque), e remoção do tecido ósseo periimplantar para o experimento de análise molecular.

Figura 3 - Limpeza das tíbias e remoção da porção de interesse



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Frequência de ressonância

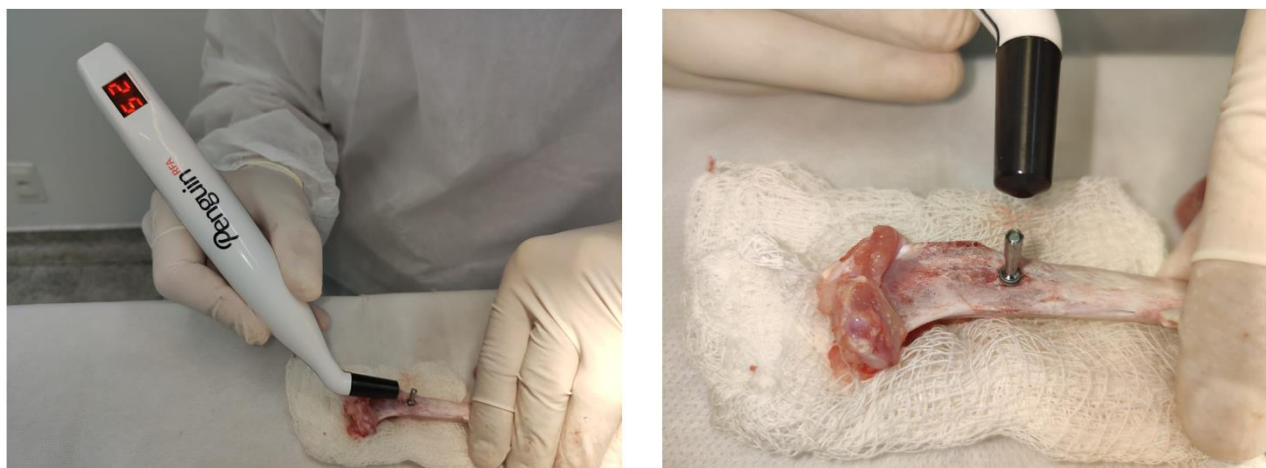
A análise por frequência de ressonância foi realizada com o Penguin RFA (Integration Diagnostics Ltd., Goteborgsvagen, Sweden), um dispositivo sem fio que mensura o coeficiente de estabilidade do implante (ISQ), por meio de pulsos eletromagnéticos que desencadeiam microvibrações no transdutor magnético (Multipeg – 55023 14) acoplado ao implante^{4,5}. Os valores foram registrados no

aparelho, com escala numérica variando entre 1 e 100^{4,6}. Valores maiores do que 49 indicam adequada estabilidade^{6,7}.

Para realizar esta análise, o MultiPeg específico para a conexão dos implantes foi instalado, e por meio da sonda do aparelho foram realizadas três medições no sentido méso-lateral e crânio-caudal. (Figura 4)

Então foi calculada a média de todas as aferições por animal. Os dados iniciais na instalação dos implantes foram comparados com os obtidos após a eutanásia, buscando avaliar a melhora do ISQ ao longo do período experimental.

Figura 4 - Coleta do Coeficiente de estabilidade após a eutanásia



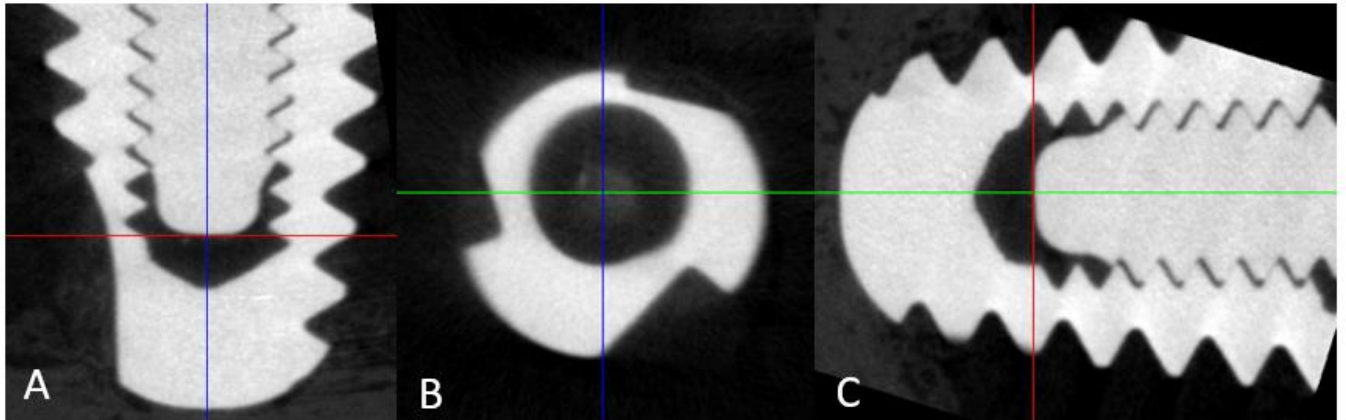
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Escaneamento Microtomográfico Computadorizado (uCT)

As amostras ósseas armazenadas em álcool 70%, foram submetidas à análise por varredura de feixe de raios-X em um sistema de microtomografia digital computadorizada. As amostras foram escaneadas pelo microtomógrafo SkyScan (SkyScan 1176 Bruker MicroCT, Aatselaar, Bélgica, 2003) utilizando câmera de pixel 8,5µm; tubo de Raio – X com pico de 90 kVp; 278µA de intensidade de raios X; 1320 ms de tempo de integração; passo de rotação 0,400 e filtro de cobre e alumínio de 0,1 mm; Reconstrução: Suavização=2, Núcleo de suavização = 0; Correção de artefato de anel = 8 e correção de endurecimento do feixe = 80%; Voxel de 9 µm³. As imagens obtidas pela projeção dos raios-x nas amostras foram armazenadas e reconstituídas determinando a área de interesse pelo software NRecon (SkyScan, 2011; Versão 1.6.6.0). No software Data Viewer (SkyScan, Versão 1.4.4 64-bit) as imagens foram

reconstruídas e adequadas no posicionamento padrão para todas as amostras, nos três planos (transversal, longitudinal e sagital). (Figura 5)

Figura 5 - Amostras reconstruídas e padronizadas na posição vertical



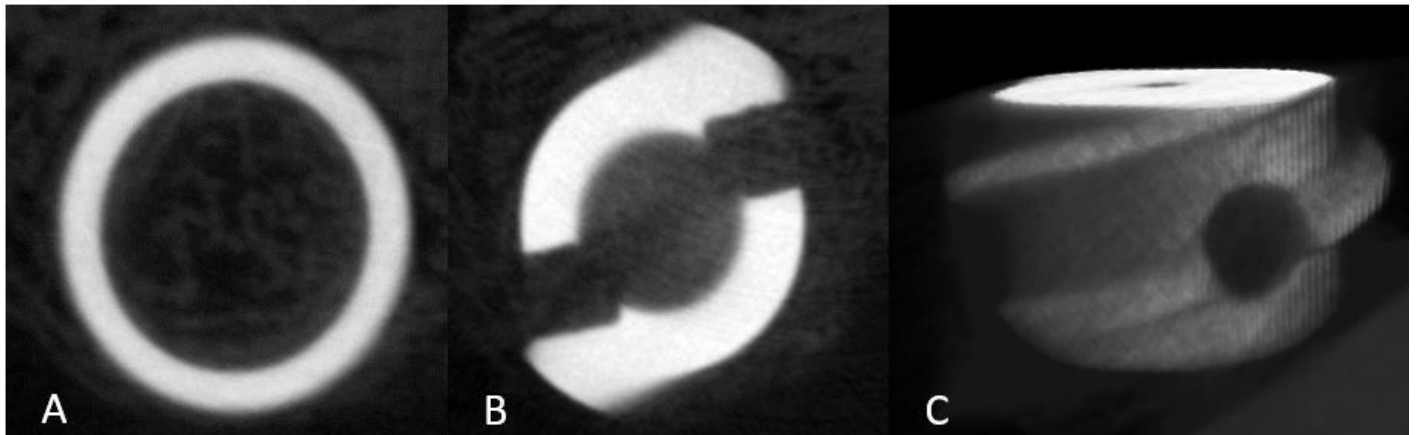
A. Plano Transversal; B. Plano Longitudinal; C. Plano Sagital.

Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Então, foi utilizado o software CTAnalyser – CTAn (2003-11SkyScan, 2012 Bruker MicroCT Versão 1.12.4.0), no qual foi determinada a região de interesse (ROI) em cada corte e do volume de interesse (VOI). No software CTAn foi realizada a análise e mensurações da imagem de acordo com a escalas de cinza (threshold). O threshold utilizado na análise foi de 25-90 tons de cinza, possibilitando a obtenção do volume de osso formado ao redor e dentro do implante.

O VOI foi delimitado por 90 cortes microtomográficos, os quais iniciaram a partir da câmara interna no seu diâmetro maior, até pouco antes do ápice do implante, buscando evitar qualquer ancoragem em uma porção cortical. (Figura 6)

Figura 6 – Amostras da reconstrução

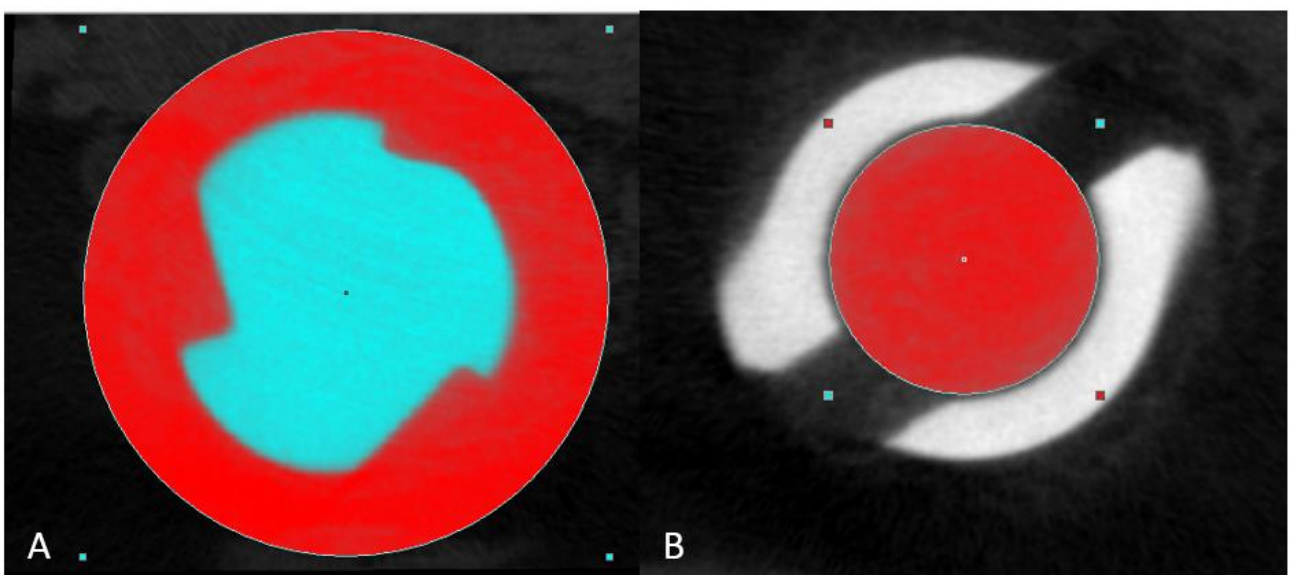


A. Corte final do VOI; B. Corte Inicial do VOI; C. Reconstrução 3-D do VOI

Fonte: Arquivo pessoal do autor.

A delimitação do ROI se deu de duas formas: grupo teste avaliação interna e externa, e para o grupo controle apenas externa (Figura 7). A região externa foi delimitada com cerca de 0,5 mm ao redor implante, e, na região interna quase todo o diâmetro da cavidade, deixando uma pequena margem, a fim de evitar distorções^{8,9}. O tecido mineralizado ao redor e dentro dos implantes foi analisado.

Figura 7 – Mensuração do ROI



A. Delimitação do ROI Externo; B. Delimitação do ROI Interno.

Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Histomorfometria - Análise da interface osso implante (EXAKT)

Ao final da realização das imagens, o preparo das peças continuou com desidratação gradual em álcool etílico sob constante agitação. Após completado o para o sistema Exakt e a face do bloco polida por microdesgaste com uma sequência de lixas: P320, P800, P2500, P4000 (Hermes Scheleifmittel GmbH & Co. Hamburgo, Alemanha) até ficar totalmente polida sem nenhum risco¹⁰. Então, foram coradas com vermelho de alizarina e azul de Stevenel's.

Foi avaliada a formação óssea de contato direto (BIC) e fração da área ocupada por osso (BAFO), em duas regiões: cervical, as três primeiras roscas, a iniciar pela primeira região de contato ósseo, e, apical, do ápice até o término da região oca do implante. Análise ocorreu em microscópios de luz (LeicaR DMLB, Heerbrugg, Switzerland) acoplado a uma câmera de captação de imagem (LeicaR DC 300F microsystems ltd, Heerbrugg, Switzerland) para realização da captura de imagens e contagem percentual dos dados.

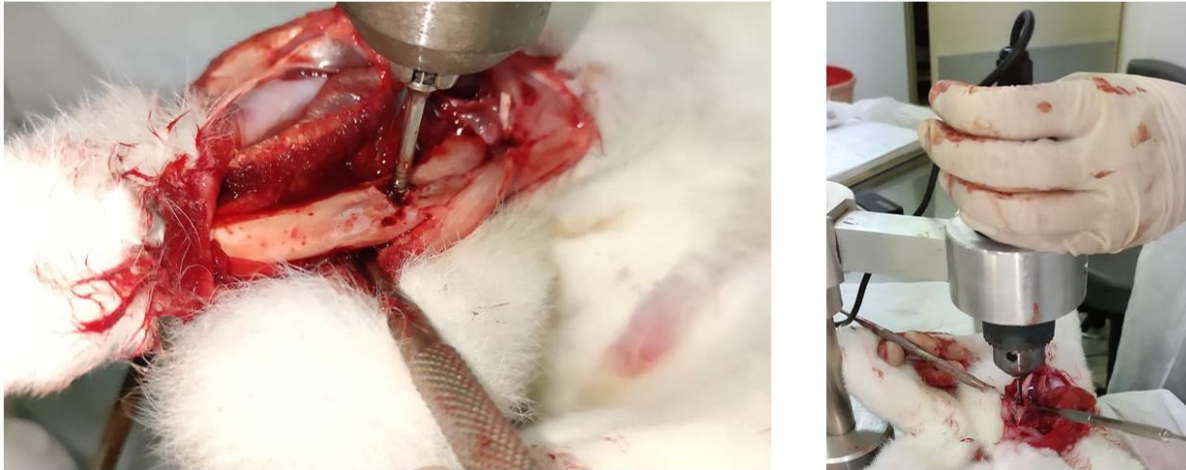
Contra Torque

Os mesmos animais destinados à análise molecular foram submetidos ao teste de contra-torque, os quais tiveram os implantes explantados de suas tíbias os implantes.

Para a remoção, os coelhos foram sedados a princípio sem sobredose, a tíbia limpa e estabilizada em prensa manual. Em seguida foi adaptada uma chave de conexão cone Morse ao implante e nesta um torquímetro digital (Lutron torquimeter TQ- 8800, Taipei, Taiwan) preso à um anteparo que deixasse o mecanismo fixo, a fim de evitar dissipação de forças e vetores errados, o que poderia distorcer a quantificação do torque de remoção do implante¹¹. (Figura 8)

Os dados sobre a força máxima do torque de remoção foram anotados para cada implante removido.

Figura 8 – Execução do contra torque



A. Adaptação da chave ao implante; B. Torquímetro preso ao anteparo e adaptada ao implante, pronto para o teste de contra torque.

Fonte: Arquivo pessoal do autor.

REFERÊNCIAS

1. (US) NAP. National Research Council (US). Committee for the Update of the Guide for the Care and Use of Laboratory Animals. Guide for the care and use of laboratory animals. 8th ed. 2011. doi:10.17226/12910.
2. Kilkenney C, Browne WJ, Cuthill IC, Emerson M, Altman DG. Improving bioscience research reporting: the arrive guidelines for reporting animal research. PLoS Biol. 2010; 8(6): 1-2.
3. Catálogo Online Bionnovation [acesso 10 jan 2023]. Disponível em: <https://portal.bionnovation.com.br/linha-implantes/>.
4. Becker W, Hujoel P, Becker BE. Resonance frequency analysis: comparing two clinical instruments. Clin Implant Dent Relat Res. 2018; 20(3): 308-12.
5. Feher B, Frommlet F, Gruber R, Hirtler L, Ulm C, Kuchler U. Resonance frequency analysis of implants placed in condensed bone. Clin Oral Implants Res. 2021; 32(10): 1200-8.
6. Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo: a cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. Clin Oral Implants Res. 1997; 8(3): 226-33.
7. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. Int J Oral Maxillofac Surg. 1999; 28(4): 297-303.

8. Lyu HZ, Lee JH. Correlation between two-dimensional micro-CT and histomorphometry for assessment of the implant osseointegration in rabbit tibia model. *Biomater Res*. 2021; 25(1): 1-7.
9. Vandeweghe S, Coelho PG, Vanhove C, Wennerberg A, Jimbo R. Utilizing micro-computed tomography to evaluate bone structure surrounding dental implants: a comparison with histomorphometry. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater*. 2013; 101(7): 1259-66.
10. Maniatopoulos C, Pilliar RM, Smith DC. Threaded versus porous-surfaced designs for implant stabilization in bone-endodontic implant model. *J Biomed Mater Res*. 1986; 20(9): 1309-33.
11. Steigenga J, Misch C, Nociti FH, Wang H-L, Al-Shammari K. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol*. 2005; 75(9): 1233-41.

ANEXO A – CERTIFICADO DE APROVAÇÃO PELA COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA) DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARAÇATUBA



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"



CAMPUS ARAÇATUBA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA

CEUA - Comissão de Ética no Uso de Animais
CEUA - Ethics Committee on the Use of Animals

CERTIFICADO

Certificamos que o Projeto de Pesquisa intitulado **"Reparo ósseo peri-implantar com a utilização de um novo desenho de implante dentário: análise biomecânica, microtomográfica, por microscopia confocal e molecular"**, Processo FOA nº 00527-2019, sob responsabilidade de Ana Paula Farnezi Bassi apresenta um protocolo experimental de acordo com os Princípios Éticos da Experimentação Animal e sua execução foi aprovada pela CEUA em 27 de Agosto de 2019.

VALIDADE DESTE CERTIFICADO: 04 de Outubro de 2021.

DATA DA SUBMISSÃO DO RELATÓRIO FINAL: até 04 de Novembro de 2021.

CERTIFICATE

We certify that the study entitled **"Peri-implant bone repair using a new dental implant design: biomechanical, microtomographic analysis, by confocal and molecular microscopy"**, Protocol FOA nº 00527-2019, under the supervision of Ana Paula Farnezi Bassi presents an experimental protocol in accordance with the Ethical Principles of Animal Experimentation and its implementation was approved by CEUA on August 27, 2019.

VALIDITY OF THIS CERTIFICATE: October 04, 2021.

DATE OF SUBMISSION OF THE FINAL REPORT: November 04, 2021.

Prof. Ass. Dr. Leonardo Perez Faverani
Coordenador da CEUA
CEUA Coordinator

NÃO autorizo a publicação deste trabalho pelo prazo de até 02 anos após a data de defesa

Direitos de publicação reservado ao autor

Araraquara, 08 de março de 2023.

Renato Torres Augusto Neto