

**UNIVERSIDADE DO GRANDE RIO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**ANÁLISE DA QUALIDADE E DA DENSIDADE NA INTERFACE
ÓSSEA GERADA POR 3 SISTEMAS OSSEODENSIFICADORES –
ESTUDO *EX-VIVO***

PROJETO DE PESQUISA

RODRIGO DEFILIPPO LINHARES

2024

UNIVERSIDADE DO GRANDE RIO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

ANÁLISE DA QUALIDADE E DA DENSIDADE NA INTERFACE ÓSSEA
GERADA POR 3 SISTEMAS OSSEODENSIFICADORES – ESTUDO
EX-VIVO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade do Grande Rio (UNIGRANRIO), como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Mestre em Odontologia (Área de Concentração: implantodontia).

Orientador:
Prof. Dr. Fabiano Luiz Heggedorn

Co-orientador
Prof. Dr. Jose Claudio Provenzano
Universidade do Grande Rio

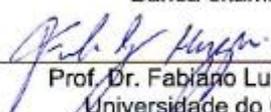
2024

**ANÁLISE DA QUALIDADE E DA DENSIDADE NA INTERFACE ÓSSEA
GERADA POR 3 SISTEMAS OSSEODENSIFICADORES – ESTUDO
EX-VIVO**

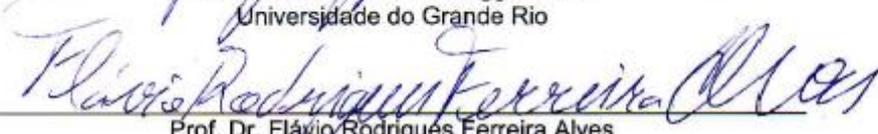
Dissertação de pesquisa apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade do Grande Rio (UNIGRANRIO), como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Mestre em Odontologia (Área de Concentração: Implantodontia).

Aprovada em 09 de dezembro de 2024

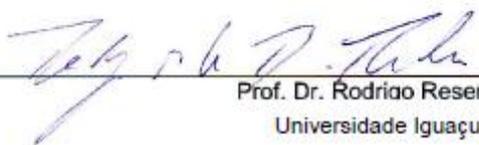
Banca examinadora



Prof. Dr. Fabiano Luiz Heggendorf
Universidade do Grande Rio



Prof. Dr. Flávio Rodrigues Ferreira Alves
Universidade do Grande Rio



Prof. Dr. Rodrigo Resende
Universidade Iguazu

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais e irmãs, por sempre me apoiarem e compreenderem minhas ausências.

A todos os profissionais que de uma forma direta ou indireta contribuíram para minha jornada profissional, em especial ao colega Mário Augusto Rosa Peçanha.

A meu grande amigo e sócio Antônio Armond Boechat Filho, por me incentivar a realizar mais esta etapa em minha carreira profissional.

Aproveito para agradecer a todos os professores do programa de mestrado que incentivam os novos alunos a melhorarem a Ciência, difundindo o conhecimento.

Um especial agradecimento a meu orientador Prof. Dr. Fabiano Luiz Heggendorn por toda atenção e direcionamento na elaboração dessa dissertação.

Um especial agradecimento também a meu co-orientador Prof. Dr. José Cláudio Provenzano por toda paciência e atenção dispensada a mim, compartilhando todo seu conhecimento e experiência em microtomografia e software de imagens, sem os quais, esta dissertação não teria sido possível.

ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA	01
2. JUSTIFICATIVA	18
3. OBJETIVO(S)	19
4. MATERIAIS E MÉTODOS	20
5. RESULTADOS	29
6. DISCUÇÃO.....	34
7. CONCLUSÃO.....	38
8. REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA.....	39
9. ANEXO(S).....	50

RESUMO

As brocas empregadas na técnica de osseodensificação (OD) possuem curto histórico clínico e científico, com escassas informações na literatura quanto a real ósseo compactação alcançada, em relação aos diferentes designers e metodologias de cada sistema. A indústria nacional vem apresentando no mercado brocas OD com diferentes tamanhos, números de arestas e metodologias de instrumentação, sendo necessária a realização de estudos que busquem identificar os melhores resultados em relação a OD nos leitos preparados em relação as marcas. **Objetivo(s).** Este estudo objetivou caracterizar as alterações do padrão trabecular ósseo marginal em leitos ósseos osseodensificados *ex vivo*, comparando a técnica da fresagem óssea com a técnica de osseodensificação utilizando três marcas comerciais. **Materiais e Métodos.** Foram utilizados trinta e dois corpos de prova *ex vivo*, de íliaco suíno, sendo 4 grupos: 1 – G, Control -Controle negativo, instrumentação convencional; 2 -G. Supremo - OD com fresas S-Volum; 3 – G. WF - OD com fresas Bone Reamer Drills e 4 – G. Maximus - OD com fresas Bone Expander. Foram analisados os seguintes tempos cirúrgicos: corpo de prova inicial (T.1), sem fresagem e após a osseodensificação (T.2). As microtomografias foram realizadas após o T.1 e T.2, sendo as imagens resultantes comparadas entre si, nos diferentes momentos cirúrgicos, e entre grupos. **Resultados.** Determinou-se o sistema osseodensificador Bone Reamer Drills (G. WF) com maior eficiência no osso medular, caracterizando as diferenças na densificação óssea resultante de cada sistema utilizado. **Conclusão:** A técnicas de osseodensificação possui ação de deposição óssea ao longo do leito ósseo, paredes e região apical do leito osteotomizado, acarretando em paredes ósseas com maior regularidade, quando comparada a osteotomia convencional. Em relação as marcas estudadas, a G.WF,

fabricante WF Cirúrgico, possui uma osseodensificação superior, qualitativamente e quantitativamente, seguido pelo G. Supremo, fabricante Supremo instrumentais. O G. Maximus, fabricante Maximus, apresentou uma osseodensificação não justificável, pois as análises quantitativas indicaram ser inferior quando comparada a fresagem convencional.

Palavras-chave: contato osso implante; implante dentário endo-ósseo; osteotomia óssea por osseodensificação; estabilidade primária.

ABSTRACT

The drills used in the osseodensification (OD) technique have a short clinical and scientific history, with little information in the literature regarding the actual bone compaction achieved, in relation to the different designers and methodologies of each system. The national industry has been presenting OD drills with different sizes, numbers of edges and instrumentation methodologies on the market, requiring studies to identify the best results in relation to OD in the prepared beds in relation to the brands. Objective(s). This study aimed to characterize the changes in the marginal bone trabecular pattern in ex vivo osseodensified bone beds, comparing the bone milling technique with the osseodensification technique using three commercial brands. Materials and Methods. Thirty-two ex vivo swine iliac specimens were used, being 4 groups: 1 - G. Control - negative control, conventional instrumentation; 2 - G. Supremo - OD with S-Volum drills; 3 – G. WF - OD with Bone Reamer Drills and 4 – G. Maximus - OD with Bone Expander drills. The following surgical times were analyzed: initial test specimen (T.1), without milling and after osseodensification (T.2). Microtomography was performed after T.1 and T.2, and the resulting images were compared with each other, at different surgical times, and between groups. Results. The most efficient osseodensification system Bone Reamer Drills (G. WF) in medullary bone was determined, characterizing the differences in bone densification resulting from each system used. Conclusion: The osseodensification technique has a bone deposition action along the bone bed, walls and apical region of the osteotomized bed, resulting in more regular bone walls, when compared to conventional osteotomy. Regarding the brands studied, G.WF, manufacturer of WF Surgical, has superior osseodensification, qualitatively and quantitatively, followed by G. Supremo, manufacturer of Supremo instruments. G. Maximus, manufacturer of

Maximus, presented an unjustifiable osseodensification, as the quantitative analyses indicated that it was inferior when compared to conventional milling.

Keywords: bone implant contact; endosseous dental implant; bone osteotomy by osseodensification; primary stability.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Abraçadeira para adaptação dos corpos de prova.....	21
Figura 2.	Sistema de fresas S-Volum.....	23
Figura 3.	Sistema de fresas Bone Reammer Drills.....	24
Figura 4.	Sistema de fresas Bone Expander.....	24
Figura 5.	Contra ângulo cirúrgico adaptado e fixado em uma máquina de ensaio universal (A) e momento de fresagem no corpo de prova (B).....	25
Figura 6.	Análise de área de partículas e volume.....	27
Figura 7.	Área total após instrumentação	29
Figura 8.	Volume cúbico de partículas resultante da instrumentação.....	30
Figura 9.	Número de partículas resultante da instrumentação.....	30
Figura 10.	Reconstruções no software dataviewer.....	33

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Sequência transoperatória e análise inicial dos CPs.....	22
-----------	--	----

LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E SIGLAS

μ A – Microampere

μ CT – Microtomógrafo

μ m – Micrômetro

3D – Três dimensões

Al – Alumínio

BAFO – Ocupação da área óssea

BIC - Bone Implant Contact

BMD% - Densidade mineral óssea

CC – Sentido horário

CCW – Sentido anti horário

CP – Corpos de prova

FE – Fresa cilíndrica escalonada

FL – Fresa lança

ISQ – Quociente de estabilidade do implante

Kvp – Quilovoltagem

mm - Milímetros

ms – Millessegundo

N – Newton

N/Cm² - Newton centímetro cúbico

OD - Ósseodensificação

PEAD – Polietileno de alta densidade

Po(tot)% - Porosidade total

RPM – Rotações por minuto

TFI – Torque final de inserção

UV – Ultra-violeta

VOI – Volume de interesse

1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

Brånemark nos anos 60 definiu a osseointegração como um processo histológico, no qual ocorre uma conexão estrutural e funcional direta entre osso vivo, organizado, e a superfície de um implante, submetido a uma carga funcional, devendo permanecer de três a seis meses sem receber cargas oclusais (BRANEMARK *et al.*, 1983). Posteriormente, LEKHOLM & ZARB (1985) relataram que o carregamento imediato poderia ser realizado com a obtenção da estabilidade primária em ossos dos tipos I, II e III, sendo o osso tipo I composto, em sua maior parte, por uma cortical espessa, enquanto o tipo II apresenta uma significativa quantidade de osso cortical circundando um osso esponjoso e no tipo III, há uma reduzida camada de osso cortical circundando um volumoso osso esponjoso. Já o osso tipo IV, contraindicado para uma carga imediata, é caracterizado pela presença de uma camada muito fina ou quase inexistente de osso cortical envolvendo um osso de baixa densidade. Em 1986 a Academia de Odontologia de Implantes (American Academy of Implant Dentistry) definiu a osseointegração como *“contato estabelecido sem a interposição de tecido não ósseo entre osso remodelado normal e um implante, acarretando uma transferência sustentada e distribuição de carga do implante para e dentro do tecido ósseo”* (SILVA *et al.*, 2023).

Nesse aspecto, o osso cortical apresenta maior capacidade de resistência à carga, decorrente da maior capacidade de absorção de forças, enquanto o osso medular possui menor resistência e maior dissipação de forças devido a sua forma estrutural. Logo, como resultado dessas características biomecânicas, diferentes estudos indicaram a necessidade uma maior ancoragem do implante junto à região

óssea cortical (HANSSONA & WERKEB, 2003; THOMÉ *et al.*, 2008; LEE *et al.*, 2010; ELIAS & SOARES, 2021).

1.1 ATROFIAS ALVEOLARES

A morfologia da falha óssea é uma consideração importante na seleção da técnica de reconstrução de rebordo alveolar, para uma adequada terapia com implantes ósseo integráveis, podendo ser empregada técnicas para alcançar o aumento de rebordo (MANSO, 2002; DOLANMA *et al.*, 2015). Nesse contexto, a perda traumática de osso alveolar, causada acidental ou iatrogenicamente, pode resultar em reabsorções com similares extensões (BAYS, 1986), acarretando um reduzido volume ósseo remanescente nos rebordos alveolares, após a perda dos dentes, dependendo da extensão da lesão traumática e/ou da técnica de alveoloplastia empregada (KEITH Jr & SALAMA, 2007; AIMETTI *et al.*, 2009; ALHEZAIMI, 2010; MOYA-VILLAESCUSA & SÁNCHEZ-PÉREZ, 2010).

SEIBERT (1983a, b) descreveu e classificou os defeitos de rebordo alveolar, dividindo as deformidades em três categorias. Na Classe I, o rebordo alveolar apresenta perda óssea vestibulo-lingual com altura ápico-coronal normal, já na Classe II, o rebordo apresenta perda óssea ápico coronal com espessura vestibulo-lingual normal, e na Classe III, o rebordo alveolar apresenta uma perda combinada tanto no sentido vestibulo-lingual quanto ápico-coronal, resultando na redução de espessura e altura.

Posteriormente, LEKHOLM & ZARB (1985) propuseram uma classificação que visava uma quantificação dos defeitos ósseos presentes no rebordo alveolar, assim como sua qualidade. Em relação a este último fator, os autores descreveram quatro tipos de rebordos alveolares, variando desde aqueles totalmente

corticalizados até aqueles onde existia o predomínio de osso medular, como sendo: Tipo A, rebordo alveolar virtualmente intacto; Tipo B, mínima reabsorção do rebordo residual; Tipo C, avançada reabsorção do rebordo residual para o osso basal; Tipo D, reabsorção inicial no osso basal e Tipo E, extrema reabsorção no osso basal.

Especificamente em relação as maxilas atroficas, FALLSCHÜSSEL (1986) classificou estes defeitos em: Classe 0, rebordo dentado; Classe I, processo alveolar alto e com grande espessura; Classe II, processo alveolar alto e com pouca espessura; Classe III, processo alveolar alto e em lâmina, Classe IV, processo alveolar largo e com altura reduzida e Classe V, processo alveolar totalmente reabsorvido. Posteriormente, MISCH & JUDY (1987) apresentam classificações de maxilas e mandíbulas de pacientes parcialmente edêntulos, estabelecendo quatro divisões básicas em relação a quantidade óssea disponível, em maxila e mandíbula, para a implantodontia, incluindo: Divisão A, rebordo desdentado com altura e largura adequadas; Divisão B, altura óssea adequada, mas com espessura diminuída; Divisão C, rebordo desdentado com moderada reabsorção e Divisão D, atrofia severa do rebordo com perda de osso basal.

CAWOOD & HOWELL (1988) realizaram uma classificação baseada em cortes aleatórios de 300 crânios secos. Esta classificação objetivou simplificar a descrição dos rebordos alveolares edêntulos, direcionando para o melhor método cirúrgico-protético a ser empregado, sendo o rebordo alveolar dentado, Classe I; o imediatamente após exodontia, Classe II; o rebordo alveolar arredondado, com altura e espessura adequadas, Classe III; o rebordo alveolar em fio de faca, com altura adequada, mas espessura inadequada, Classe IV; o rebordo alveolar plano, com inadequada largura e espessura, Classe V e o rebordo alveolar deprimido, com alguma perda de osso basal evidente, Classe VI.

1.2 ESTABILIDADE

O conceito de estabilidade do implante dentário foi subdividido em estabilidade primária e secundária (SENNERBY & MEREDITH, 1998), sendo a estabilidade primária definida como a fixação primária ocorrida na imediata inserção do implante no seu alvéolo, dependente do procedimento cirúrgico e da qualidade e quantidade óssea, assim como o a macrogeometria e a superfície do implante (SENNERBY & MEREDITH, 1998; NEDIR *et al.*, 2004; NOGUEROL *et al.*, 2006; DILEK *et al.*, 2008; CHO *et al.*, 2009; SEONG *et al.*, 2009; GEHRKE *et al.*, 2019; DI STEFANO *et al.*, 2019; ATIEH *et al.*, 2021; ELIAS & SOARES 2021; GEHRKE *et al.*, 2023). Já em relação aos implantes, a estabilidade primária depende de diferentes características macrogeométricas, na composição e no tratamento de sua superfície, e uma ou mais dessas características aumentam a resposta biológica do tecido na superfície do implante, levando ao aumento no índice de sucesso ou de sobrevivência (MEREDITH, 1998; SANTOS *et al.*, 2013; PONZONI *et al.*, 2018; DI STEFANO *et al.*, 2021; ELIAS & SOARES, 2021; GEHRKE *et al.*, 2023).

O objetivo de alcançar a estabilidade primária corresponde ao fato de ser considerada a condição adequada para resultar em uma carga imediata, levando ao êxito de um sistema de implantes (ROMANOS *et al.*, 2002). Os valores ideais para uma carga imediata são estabelecidos entre 25, 32 e 45 Ncm de torque (ROMANOS *et al.*, 2002; LORENZONI *et al.*, 2003; LAGES *et al.*, 2018; MAKARY *et al.*, 2019; LEMOS *et al.*, 2020). Já MISCH (2006) afirmou que o êxito na estabilidade primária consiste no preparo do leito ósseo ligeiramente menor que as dimensões estruturais do implante a ser instalado, com torques de inserção acima de 40 Ncm. Assim o contato das paredes do implante maior, com o leito cirúrgico menor, favoreceria a

estabilidade necessária para o processo de osseointegração. Devendo ser considerada a densidade óssea como o fator mais importante para a fixação de um implante a fim de alcançar a estabilidade inicial e a ausência de movimentos durante o estágio precoce da cicatrização cirúrgica (HUWAIS & MEYER, 2017; ALMUTAIRI *et al.*, 2018; RAUBER, 2019; BERGAMO *et al.*, 2021).

LIAJE *et al.* (2012) afirmaram que um dos pré-requisitos para a osseointegração é a estabilidade primária, determinada pelo grau de fixação mecânica do implante no osso, sendo depende da macroengenharia e da área de contato osso/implante (*bone implant contact* - BIC), de fatores como a proporção entre osso cortical e esponjoso e a técnica cirúrgica. Como resultado da remodelação óssea e da fixação biológica na BIC tem-se o processo de osseointegração, estabelecendo a estabilidade secundária. Logo, os fatores relacionados com a estabilidade dos implantes são qualidade e quantidade de osso, técnica cirúrgica e bioengenharia (macro e micro características da superfície dos implantes bem como sua composição), os quais podem influenciar o tempo de ativação do implante para cada situação individual (LIAJE *et al.*, 2012; BALDI *et al.*, 2018; DI STEFANO *et al.*, 2021; MELLO-MACHADO, 2021; ELIAS & SOARES 2021; GEHRKE *et al.*, 2023).

1.2.1 Técnicas para obtenção da estabilidade primária

Alguns métodos são empregados para o aumento da estabilidade do implante, visando atingir ao máximo a previsibilidade e a segurança no sucesso implantar, como a sub-preparação do leito do implante, Ósteo expansão, técnica de osteótomo de Summers e Técnica de expansão óssea controlada de Meisinger (AL GHAMDI, 2009; KANATHILA & PANGI, 2018).

1.2.1.1 Sub-preparação do leito do implante

Um método amplamente utilizado para aumentar a estabilidade primária consiste na sub-preparação do leito do implante, este é alcançado usando brocas de menores diâmetros que o diâmetro do implante. Na presença de uma má qualidade óssea, a redução em 10% do diâmetro do leito do implante é suficiente para melhorar a estabilidade primária, enquanto diminuições adicionais não melhoram os valores da estabilidade primária (KANATHILA & PANGI, 2018). Já BRILAN *et al.* (2010), concluíram que o subdimensionamento do leito implantar otimiza a estabilidade primária, especialmente quando os implantes eram colocados em osso trabecular. O princípio lógico subjacente a esta técnica corresponde à ideia de que o próprio implante compactará parcialmente o osso à medida que ele é inserido e, portanto, melhoraria a estabilidade primária, acarretando na melhoria do BIC inicial, devido à compressão das trabéculas finas. A utilização desta abordagem depende da densidade óssea inicial, uma vez que quanto mais macio o osso, menos brocas são necessárias, e quanto maior o diâmetro do implante utilizado maior o aumento da compressão, favorecendo a estabilidade primária. Neste conceito, uma compressão elevada da osteotomia pode resultar em osteólise (TELLES *et al.*, 2014).

1.2.1.1.1 Ósteo expansão

A atrofia alveolar representa um desafio para a instalação dos implantes dentais, sendo correlacionada com perda dentária, iatrogenias, acidentes, traumas após extração dentária ou infecção, originando uma crista alveolar com altura e/ou

largura deficientes para a instalação de implantes dentários (NISHIOKA & SOUZA, 2009).

A solução técnica para esse obstáculo estrutural é a expansão óssea, utilizando expansores ósseos ou osteótomos ou uma abordagem conhecida “*split-crest*” (SCIPIONI *et al.*, 1994, JENSEN & TERHEYDEN, 2009). Sendo esta última, o alargamento das cristas atroficas com cinzéis provocando uma fraturas em galho verde e compactação óssea lateral, acarretando no aumento da largura óssea do rebordo atrófico. TATUM (1986) foi o primeiro dentista a desenvolver uma técnica específica de expansão óssea, entretanto foi SUMMERS em 1994 que desenvolveu não apenas a técnica, mas também produziu os instrumentais necessários para a confecções da mesma, conhecidos como osteótomos de Summers e osteótomos modificados, para cristas muito estreitas (SUMMERS, 1994a; SUMMERS, 1994b; SUMMERS, 1994c).

Esta técnica possibilita a instalação dos implantes no mesmo ato operatório, reduzindo número de procedimentos cirúrgicos, além de não necessitar de uma área doadora para remoção de enxertos, o que diminui a morbidade e o índice de complicações para os pacientes (WAECHTER *et al.*, 2017; GONZÁLES-GARCIA *et al.*, 2011; TENG *et al.*, 2014). Logo, esta técnica é menos invasiva que os enxertos ósseos, conferindo uma redução no trauma para instalação simultânea do implante (NISHIOKA & SOUZA, 2009), que deve possuir um diâmetro ligeiramente maior que o sítio criado pelo expansor (SCIPIONI *et al.*, 1994). A cada expansor inserido, o osso é compactado lateralmente e o alcance de sua dilatação horizontal é controlada e padronizada (NISHIOKA & KOJIMA, 2011). Logo, após a compressão da parede medular óssea contra as paredes corticais, há a criação de uma expansão óssea da parede vestibular, acarretando uma melhora notável na

densidade óssea e na estabilidade primária do implante instalado (NISHIOKA & KOJIMA, 2011).

1.2.1.1.2 Técnica de osteótomo de Summers

A técnica dos osteótomos de Summers (1994), composta pelos instrumentos de mesmo nome, seriam geralmente utilizados para inserção imediata de implantes. A técnica propunha que a inserção do osteótomo comprimiria o osso lateralmente deslocando as partículas em direção ao assoalho do seio (SUMMERS, 1994a; SUMMERS, 1994b). A expansão com a utilização dos osteótomos provou ser uma técnica confiável e não invasiva para corrigir rebordos desdentados estreitos, promovendo a compressão óssea ápico lateral e resultando em um aumento na densidade óssea local (AL GHAMDI, 2009).

Os osteótomos de Summers possuem as seguintes características: o osteótomo de nº 1 com 1.6 mm de diâmetro na ponta, de modo a penetrar o osso facilmente. O nº 2, com 2.4 mm na ponta, para ser inserido no local da osteotomia já criada pelo nº 1. E os osteótomos restantes seriam proporcionais, de maneira semelhante, até o nº 5, usado para implantes de 5.0 mm de diâmetro (MORTON, 1996).

Posteriormente, a fim de melhorar o acesso à desafiadora área da tuberosidade maxilar, projetaram osteótomos com anatomia modificada. Compostos de duas partes, um eixo de dobras duplas, e a ponta. O eixo apresenta uma dobra de 30 graus em relação ao eixo longitudinal, seguido de segunda dobra oposta, com 10 graus, a partir do novo eixo. Graças a essas duas dobras, as pontas são deslocadas cerca de 1.0 centímetro de distância do eixo principal, apresentando

uma inclinação final de 20 graus. Seriam de duas formas diferentes, os de 1.8, 2.0, 2.9, 3.2 e 3.8 mm de diâmetro, com forma cônica e extremidade cortante, e aqueles de 3.4, 4.2 e 5.0 mm, com ponta cilíndrica e extremidade em bisel (NOCINI *et al.*, 2000).

Em função de dificuldades na inserção e no correto posicionamento, devido ao longo comprimento dos osteótomos de Summers, PASSADORE *et al.* (2003) apresentaram uma variação do conceito original com osteótomos que mantêm a mesma ponta ativa, porém de corpo curto e adaptado para o uso de catraca padrão Branemark, facilitando sua utilização em área posterior de maxila (PASSADORE *et al.*, 2003).

1.2.1.1.3 Técnica de expansão óssea controlada de Meisinger

A utilização de expansores espiralados ou Técnica de expansão óssea controlada de Meisinger é indicada por facilitar a manutenção do posicionamento adequado, fiel ao eixo de inserção do implante no leito cirúrgico, reduzindo a incidência de deiscências ou fenestrações, permitindo maior controle durante a cirurgia e diminuindo o desconforto gerado pelo martetele usado para golpear o expansor osteótomo (ITINOCHE *et al.*, 2006).

A Técnica de expansão óssea controlada de Meisinger utiliza um "parafuso" de expansão e brocas de condensação com diâmetros crescentes para condensar e expandir horizontalmente, de forma gradual o osso, possibilitando a subsequente instalação do implante (SIDDIQUI & SOSOVICKA, 2006). Logo, com a inserção de um expansor de maior diâmetro, o osso é empurrado lateralmente (SCIPIONI *et al.*, 1994), alcançando uma dilatação óssea horizontal controlada e padronizada

(NISHIOKA & KOJIMA, 2011). Os expansores são inseridos e com uma pressão digital são apertados, aguardando-se aproximadamente de 20 a 30 segundos, após cada meia volta (SIDDIQUI & SOSOVICKA, 2006), variando de acordo com cada tipo de osso. Essa técnica expansora demonstrou ser um procedimento menos invasivo que os enxertos ósseos, reduzindo o trauma e permitindo a colocação simultânea do implante (NISHIOKA & SOUZA, 2009), que deve ser ligeiramente maior em diâmetro que orifício criado pelo expansor (SCIPIONI *et al.*, 1994).

1.2.1.1.4 OSSEODENSIFICAÇÃO

A osseodensificação é uma técnica, que foi introduzida pelo Dr. Salah Huwais, periodontista de Michigan, EUA, em 2013, com o objetivo de realizar a preparação biomecânica do local do implante. O procedimento é caracterizado pela baixa deformação plástica do osso que é criado pela rotação e o contato deslizante usando uma broca densificadora, desenhada de forma a densificar o osso com elevação mínima de calor (HUWAIS, 2013).

O tecido ósseo, em vez de retirado, é compactado e auto enxertado formando uma camada densa de tecido ao longo da parede do canal que irá suportar o implante. A osseodensificação óssea é baseada na condensação do osso através da utilização de brocas com características especiais que, operando em sentido anti-horário (CCW), compactam os detritos ósseos nas paredes do canal. Este método permite preservar a massa óssea, que de outra forma seria retirada na perfuração. Uma das grandes vantagens desta técnica é a preservação da densidade óssea, que por sua vez permite um aumento da superfície de contato entre o implante e o osso, obtendo-se desta forma uma maior estabilidade mecânica primária e uma cura acelerada (LAHENS *et al.*, 2016).

Até então, quase todos os outros procedimentos realizados envolviam a remoção óssea para preparação do local de instalação do implante. Este conceito preserva o osso triturado pela broca, objetivando deformar plasticamente o osso. A técnica de densificação óssea, garante a preservação do volume ósseo através da compactação de osso esponjoso por deformação viscoelástica e plástica e através do autoenxerto ósseo nas paredes da osteotomia. O osso é assim compactado e auto enxertado ao redor do local de preparação e ao longo da profundidade do buraco. Desta forma, o trajeto da broca cria um ambiente que aumenta a estabilidade primária por meio de perfuração não subtrativa. É ainda de realçar, que nesta técnica, ao contrário da perfuração óssea convencional, o osso deslocado do orifício da osteotomia mante-se saudável, impactado nas paredes laterais, especialmente em regiões onde a densidade é menor (HUWAIS, 2013; TRISI *et al.*, 2016; HUWAIS & MEYER, 2017).

A osseodensificação através da Tecnologia de Bur Huwais S. (HUWAIS & MEYER, 2015), procurou criar um novo processo através de um instrumental apropriado que permitisse manter um osso saudável durante as osteotomias, preservando o osso em vez de remover (HUWAIS & MEYER, 2015). Isto levou ao conceito de Osseodensificação (OD) e à criação das brocas Densah Bur. As lâminas são especialmente projetadas para cortar com precisão o osso no sentido horário e densifica-lo no sentido anti-horário (CCW). Estas brocas têm múltiplos canais de geometria cônica, sendo capazes de produzir uma taxa de evacuação mais rápida com menor produção de calor. As brocas, ao girarem em sentido anti-horário, com o ângulo negativo das lâminas, comprimem o osso cortado contra a parede do alvéolo, criando a osseodensificação. Desta forma o osso é preservado preparando o canal para a colocação do implante. Estas brocas aumentam progressivamente o diâmetro do canal durante todo o procedimento cirúrgico, operando de 800 à 1500 rpm,

cortam e removem o osso quando funcionam no sentido horário (CW), enquanto preservam e condensam o osso em sentido anti-horário (CCW). As brocas Densha Bur possuem segmentos com ângulo de inclinação negativo, que têm uma ação não cortante. São constituídas por vertentes cortantes e uma haste cônica, deste modo vão expandindo a osteotomia, penetrando profundamente no osso e compactando o osso na área periférica. Logo, em vez de remover os fragmentos de ossos e detritos, encaminham os fragmentos de ossos e detritos para o leito do implante. A pressão exercida nas paredes do alvéolo, combinada com a irrigação no ponto de contato cria um efeito hidrodinâmico, formando-se uma onda de compressão, de modo que o osso é comprimido lateralmente e simultaneamente forçando o avanço da broca. O efeito de lubrificação da superfície da fresa e a compressão hidrodinâmica são determinantes para o processo de densificação. Logo, o desenho da ponta, juntamente com o das lâminas, facilita a compactação efetuando um autoenxerto (HUWAIS & MEYER, 2015).

1.2.1.2 Vantagens e contraindicações da subpreparação do leito

1.2.1.2.1 Vantagens da ósteoexpansão

Sobre as vantagens da ósteoexpansão, a expansão alveolar melhora substancialmente as dimensões da crista alveolar e o posicionamento horizontal dos implantes. Este procedimento ainda pode melhorar a qualidade óssea em ossos dos tipos III e IV na maxila. A condensação lateral do osso aumenta a densidade e melhora a estabilidade primária, considerada uma das principais razões para o sucesso da osseointegração (LOPEZ *et al.*, 1996 e LOPEZ *et al.*, 1997).

1.2.1.2.2 **Contra-indicação da ósseoexpansão**

Apesar dos resultados promissores, a técnica de expansão alveolar possui limitações. Para o sucesso há necessidade de paredes corticais e medulares definidas, caso contrário a técnica não permitirá o afastamento das paredes corticais (PARK, 2011).

1.2.1.2.3 **Vantagens da osseodensificação**

A OD ajuda a expansão da crista enquanto mantém a integridade do rebordo alveolar, permitindo assim instalação de implante em osso autógeno, também alcançando estabilidade primária adequada. A técnica possibilita preservar o osso, encurtando o período de espera do reparo ósseo (HUWAIS & MEYER, 2015).

A OD conduz um aumento de estabilidade primária, devido a diferentes fatores. Durante a perfuração no leito ósseo, a extração do tecido ósseo é praticamente inexistente, facilitando a compactação das trabéculas do osso medular e a compactação das partículas ósseas, por auto enxertia, ao longo das paredes laterais e do ápice do leito osteotomizado. A plasticidade óssea e os movimentos ápice/crista alveolar, com a broca, assim como uma presença salina na irrigação da broca durante a perfuração, possibilitam a formação de uma espécie de bomba de pressão que impõe a compactação, especialmente do osso medular. Na colocação do implante, imediatamente após a OD, a percentagem de osso na superfície do implante foi indicada como sendo de aproximadamente três vezes maior do que com a perfuração standard (PEREIRA *et al.*, 2018).

Fatores, como o aumento da área de osso necrótico (PEREIRA *et al.*, 2018), foram indicados como possíveis condicionantes da estabilidade secundária do

implante, alcançada após a OD. LAHENS *et al.* (2016) analisaram a densidade do osso peri-implantar e do desempenho biomecânico dos implantes em modelos animais de ovelhas. Dois meses após a intervenção cirúrgica, já alcançada a estabilidade secundária, apresentaram um aumento no BIC de 30% a 40% quando comparadas com o grupo sem OD (LAHENS *et al.*, 2016). Embora as temperaturas atingidas pela técnica de OD, na parede do alvéolo cirúrgico, sejam superiores às alcançadas pela técnica tradicional, o aumento não é superior a 6 °C, sendo insuficiente para causar danos ao osso ou mesmo para condicionar a estabilidade do implante (PEREIRA *et al.*, 2018). Em adição, o aumento da estabilidade primária em valores superiores a 50 Ncm, não prejudica alcançar a estabilidade secundária. Esta situação deve-se ao fato de a alta estabilidade primária não condicionar o reparo ósseo nem a capacidade regenerativa do tecido (GREENSTEIN & CAVALLARO, 2017).

1.2.1.2.4 Desvantagens e contraindicações sobre a ósseodensificação

Deve ser totalmente descartada a hipótese de se aliar a essa técnica na presença de xenoinxertos prévios, por possuir apenas conteúdos inorgânicos, sua característica estrutural possui um funcionamento diferente do tecido ósseo nativo, quanto a viscoelasticidade, tornando-se nula. Outra contra indicação baseia-se no fato de cristas ósseas com tecido predominantemente corticais possuírem um índice de vascularização que não permitem a densificação do tecido e o efeito pode ser de remodelação, necrose e consequente perda da superfície desejada (PIATTELLI *et al.*, 1998; LOPEZ *et al.*, 2017).

1.2.2 Estado da técnica da metodologia da osseodensificação

Durante o procedimento cirúrgico, devem ser feitas medições com um paquímetro ósseo para confirmar a largura da crista alveolar no local onde será colocado o implante. Estas medições serão feitas a cerca de 0,5 a 1 mm abaixo da margem da crista. As medidas da largura do rebordo alveolar serão repetidas no segundo estágio da cirurgia. Segue-se a fase cirúrgica, onde começa-se então por fazer uma incisão horizontal, estendendo-se a toda a área desdentada, acrescida de um dente mesial e distal, a reabilitar, terminando com uma incisão de descarga perpendicular ao eixo da crista. Na etapa seguinte o retalho mucoperiosteal de espessura total é levantado com exposição completa do osso alveolar, e a largura óssea é reconfirmada. Exposta a crista óssea, inicia-se a perfuração com a broca piloto para atingir a profundidade desejada, a uma velocidade de broca 800-1500 rpm, em sentido horário, com irrigação abundante. Terminada a perfuração inicia-se a fase de osseodensificação, começando-se com a broca Densah Bur, de menor diâmetro, a uma velocidade de perfuração anti-horário de 800-1500 rpm, sob irrigação abundante. A progressão da broca efetua-se com um movimento apical intercalado, em pulsos sucessivos, até que a profundidade estipulada seja atingida incrementando-se sequencialmente as brocas Densah Burs até ao diâmetro estabelecido. No final da preparação da osteotomia o diâmetro obtido deve ser 0,5 e 0,8 mm em medulares menos densas, enquanto em medulares mais densas, sendo obtido um diâmetro de 0,2 a 0,5, inferior ao diâmetro do implante a ser instalado (EL MAGHRABI, 2018). Cabe ressaltar que a técnica não esclarece a classificação do tipo ósseo empregado neste diâmetro obtido.

Na instalação de implantes no maxilar superior quando o operador sente o feedback táctil da broca é porque se atingiu o pavimento denso do seio maxilar,

neste ponto deve parar e confirmar a primeira posição vertical da broca com uma radiografia. Segue-se a instalação do implante usando o mesmo motor finalizando no ajuste em profundidade utilizando uma chave com medição de torque. Se a espessura da cortical óssea, resultante da OD for menor de 1 mm complementa-se com biomaterial (EL MAGHRABI, 2018).

1.2.2.1 Vantagens características

Logo, a técnica de OD apresenta diferentes vantagens, como: (A) Compactação: a OD mantém a maior parte do osso, por condensação do osso, decorrente de um autoenxerto, resultando no aumento do BIC; (B) Densidade óssea acrescida: decorrente do aumento da densidade óssea através da OD, permitindo a preservação do osso, possibilitando uma enxertia autógena pela compactação nas paredes do canal durante a preparação da osteotomia, aumentando a densidade óssea peri-implantar e a estabilidade mecânica do implante; (C) Preservação de osso medular: acelera o reparo, devido à manutenção do osso matricial, das células e de outras substâncias ao longo da superfície osteotomizada; (D) Aceleração do reparo: preservando a massa óssea, o processo de cicatrização torna-se mais rápido, devido à presença da matriz óssea, das células e de outras substâncias que permanecem e são autoenxertadas ao longo do leito osteotomizado; (E) Expansão das cristas ósseas: a OD promove esta expansão permitindo a colocação de implantes de diâmetro maior, evitando fenestrações e deiscências; (F) Tensão residual: os movimentos da broca na técnica de OD (*in and out*) permitem que a pressurização da irrigação se exerça nas paredes, facilitando a plasticidade e expansão óssea; (G) Expansão do rebordo ósseo: mantendo a integridade alveolar, permite a colocação do implante junto ao osso autógeno, reduzindo o período

regenerativo (HUWAIS & MEYER, 2015; HUWAIS & MEYER, 2017; HUWAIS *et al.*, 2017; PEREIRA *et al.*, 2018).

2. JUSTIFICATIVA

As brocas empregadas na técnica de OD possuem um curto histórico clínico e científico, possuindo escassas informações na literatura quanto a real ósseo compactação alcançada, em relação aos diferentes designers e metodologias de cada sistema.

Atualmente a indústria nacional vem apresentando no mercado diferentes brocas OD, com diferentes tamanhos, números de arestas e metodologias de instrumentação, sendo necessária a realização de estudos que busquem identificar os melhores resultados em relação a osseodensificação nos leitos preparados em relação as marcas.

3. OBJETIVO(S)

Este estudo objetivou caracterizar as alterações do padrão trabecular ósseo marginal em leitões ósseos osseodensificados *ex vivo*, comparando a técnica da fresagem óssea com a técnica de osseodensificação utilizando três marcas comerciais.

3.1 OBJETIVOS ESPECIFICOS

Como objetivos específicos a serem avaliados neste trabalho são:

- Determinar o número de partículas ósseas periféricas (área total, número de partículas e volume cúbico), dos leitões cirúrgicos osseodensificados ou não;
- Comparar o número de partículas ósseas resultantes da diferença entre o momento pós instrumentação, osseodensificados ou não, e antes da instrumentação, comparando estes resultados entre os diferentes grupos osseodensificados ou não e
- Determinar o sistema osseodensificador com melhor eficiência cirúrgica.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

O Projeto foi submetido ao comitê de ética e pesquisa animal da Universidade do Grande Rio (anexo 1).

4.2 CORPOS DE PROVA

Inicialmente foram obtidos 8 ilíacos suínos obtidos em açougue comercial (Açougue Guarita Ltda, Cnpj 01.280.343-0001-10, Itaperuna, RJ). Os corpos de prova (CP) foram congelados em biobanco, localizado no laboratório de biomateriais na Universidade do Grande Rio, UNIGRANRIO, até o momento de seu preparo.

Os modelos animais *ex vivo* foram dissecados mantendo somente a estrutura óssea. Em seguida foram seccionados transversalmente, obtendo-se CPs de 6 x 6 x 14 mm com auxílio de disco de aço serrilhado (Schelble, 25mm), sob constante refrigeração de solução fisiológica. Em um lado de cada CP ósseo foi realizada uma marcação, em forma de canaleta, a fim de possibilitar o registro das imagens antes e após os ensaios no software Slicer 5.1.0-2022-08-04, a ser utilizado na etapa de processamento de imagem.

Uma vez obtidos os CPs, estes foram adaptados em um dispositivo auxiliar, abraçadeira em polietileno de alta densidade (PEAD), Anti-UV, para canos de cobre de 16 mm, para estabilização durante as osteotomias (Fig. 1).



Figura 1 – Abraçadeira para adaptação dos corpos de prova.

4.2.1 Cálculo amostral

Para a definição de tamanho do número de amostras empregadas, foi utilizado o Power Analysis ou Power Test, diferença entre 2 Médias com Grupos Independentes (Teste t). Esta análise permitiu estimar o tamanho de amostra ideal para detectar, com confiança, um dado efeito que seja considerado relevante para o estudo. Os parâmetros de estabilidade primária instalados com osseodensificadores de 6.31 ± 1.11 (ALMUTAIRI *et al.*, 2018) foram empregados no cálculo amostral, revelando na análise um mínimo amostral de $n = 1$, para cada condição (http://calculoamostral.bauru.usp.br/calculoamostral/ta_diferenca_media_independente.php). Foi tomada uma decisão amostral de 8 amostras para cada condição de estudo.

4.3 ANÁLISES PRÉVIAS

4.3.1 MICROTOMOGRAFIA PRÉVIA

Inicialmente, todos os CPs ósseos seguiram para uma análise prévia em microtomógrafo (μ Ct) SkyScan 1172 (Bruker- μ CT, Kontich, Bélgica), a fim de analisar o arcabouço ósseo. Foram usados os seguintes parâmetros na aquisição das imagens no μ CT: voltagem 50 Kvp; Source Current 800 μ A, flat-field correction,

filtro AL 1,0, Image Pixel size 28.77 μm ; Exposure 8900 ms; Rotation Step 0.9 e Frame Averaging 2.

As imagens obtidas do μCT foram reconstruídas e processadas no programa NRecon (SkyScan, Kontich, Bélgica) e segmentadas no programa CTan (SkyScan, Kontich, Bélgica) delimitando os volumes de interesse (VOI) das amostras.

4.4 CONDIÇÕES EXPERIMENTAIS

Para este estudo foram utilizadas 3 marcas comerciais empregadas na técnica de OD e uma marca comercial de instrumentação convencional, distribuindo nos seguintes grupos abaixo:

Para este estudo foram analisadas 4 condições (Tab.1):

1 - Controle negativo (**G. Control – Fresagem**) - instrumentação convencional com fresa lança (FL) 2.0 mm e fresa cilíndrica escalonada (FE) 2.8 mm (Implacil de Bortoli, São Paulo) (n=8) a 950 RPM em CW, com limitação de torque de 35 N (n=8);

2 - Osseodensificador S-Volum (Supremo instrumentais, São Paulo) (**G. Supremo**): 1.6 CW, 2.0 CCW, 2.3 CCW, 2.5 CCW e 3.0 mm CCW a 950 RPM, com limitação de torque de 35 N (n=8) (Fig. 2);

3 - Osseodensificador Bone Reamer Drills (WF cirúrgicos, São Paulo) (**G. WF**): 1.6 CW, 2.2 CCW, 2.6 CCW, 3.0 mm CCW a 950 RPM, com limitação de torque de 35 N (n=8) (Fig. 3) e

4 - Osseodensificador Bone expander (Maximus®, Belo Horizonte) (**G. Maximus**): 1.3, 1.6, 1.8, 2.0, 2.3, 2.5, 2.8 até 3.0 mm todos a 950 RPM em CW, com limitação de torque de 35 N (n=8) (Fig. 4).

Todas as técnicas cirúrgicas seguiram as recomendações dos fabricantes, não sendo realizada a irrigação constante com solução fisiológica a 0.3%, devido a

característica do sistema de fresagem ser utilizado na máquina de ensaios universal, descrita abaixo.

	Análise inicial dos CPs em microtomógrafo 3D	Sequência transoperatória (mm)							Análise em microtomógrafo 3D
Controle negativo - instrumentação convencional (G. Control - Fresagem)		CW 2.0	CW 2.8						
S-Volum (G. Supremo)		CW 1.6	CCW 2.0	CCW 2.3	CCW 2.5	CCW 3.0			
Bone Reamer Drills (G. WF)		CW 1,6	CCW 2.2	CCW 2.6	CCW 3.0				
Osseodensificador Bone expander (G. Maximus)		CW 1.3	CW 1.6	CW 1.8	CW 2.0	CW 2.3	CW 2.5	CW 2.8	CW 3,0

CCW: Sentido Anti-horário e CW: Sentido Horário.

Tabela 1 – Sequência transoperatória e análise inicial dos CPs.



Figura 2- Sistema de fresas S-Volum.



Figura 3- Sistema de fresa Bone Reammer Drills.

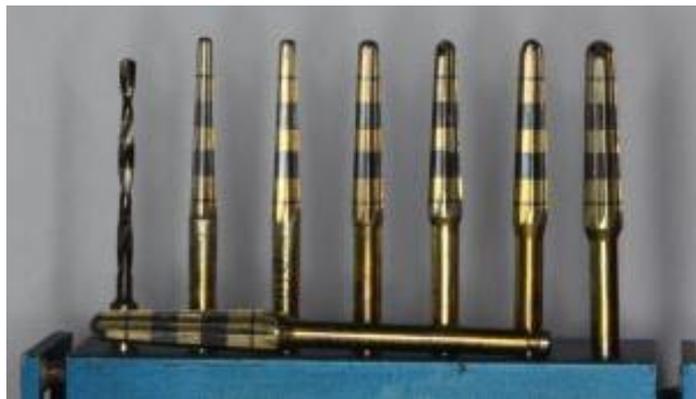


Figura 4- Sistema de fresas Bone Expander.

4.5 OSTEOTOMIA

4.5.1 Preparo das amostras

Para a realização das osteotomias, foi utilizado um motor de implante (Smart Torque Control, DRILLER, São Paulo, BR) com contra ângulo cirúrgico 20:1 (DRILLER, São Paulo, BR), adaptado e fixado em uma máquina de ensaio universal

(EMIC DL 200MF, Emic-Instron, São José dos Pinhais, BR), através de uma célula de carga de 2N. O ensaio foi conduzido com movimentos de avanços de 4 mm e retrocessos de 2 mm, com velocidade de avanço de 15 mm/min até alcançar a profundidade determinada em cada CP de 10 mm (Fig. 5).

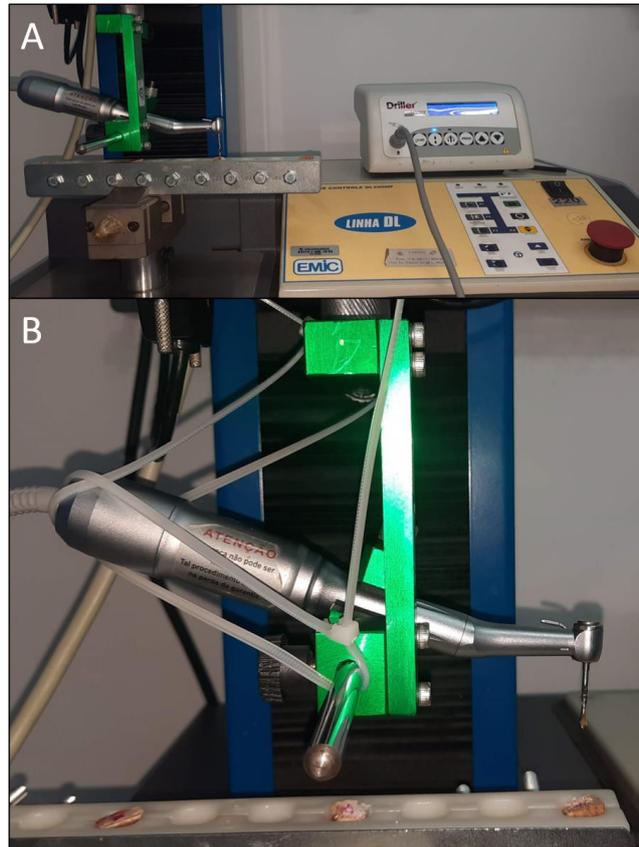


Figura 5 – Contra ângulo cirúrgico adaptado e fixado em uma máquina de ensaio universal (A) e momento de fresagem no corpo de prova (B).

As osteotomias foram realizadas a uma velocidade rotacional de 950 RPM a 35 N/Cm², seguindo a sequência de fresagem de cada fabricante (Tab. 1).

4.5.2 Microtomografia das osteotomias

Após as osteotomias, todos os grupos seguiram para uma nova análise no microtomógrafo (μ Ct) SkyScan 1172 (Bruker- μ CT, Kontich, Bélgica), a fim de

determinar as alterações decorretes de cada grupo. As análises seguiram o mesmo padrão de escaneamento descrito acima.

4.5.3 **Processamento de imagens**

Assumindo como T.1 os CPs íntegros e como T.2 os CPs dos grupos G. Control – Fresagem, G. Supremo, G. WF e G. Maximus, seguiram-se as reconstruções e sobreposições dos volumes de interesse (VOI) da mesma amostra a fim de obter o padrão trabecular final, de cada grupo. Para isso foi obtida, através da diferença entre as reconstruções finais (T.2, osteotomizados ou osseodensificados) e as iniciais (T.1, sem fresagem), o número de partículas resultantes final, comparando estes resultados entre os diferentes grupos.

4.5.3.1 **Registro e análise dos vois antes e após o preparo**

Após os escaneamentos antes e após a fresagem dos CP de cada grupo, os datasets reconstruídos no *software* NRecon (v.1.6.10.4; Bruker-microCT, Bélgica) foram convertidos no formato .nrrd no FIJI (ImageJ software); National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, EUA) e depois carregados no software 3D Slicer 4.4.0 (<http://www.slicer.org>), foi utilizado para a o registro dos modelos 3D das imagens antes e após a fresagem, com uma combinação personalizada do módulo de registro rígido, baseada em similaridades de intensidade de imagem, apresentando uma precisão superior a 1 voxel ($1 \times 10^{-6} \text{ mm}^3$).

Os datasets no formato .nrrd foram abertos no ImageJ software (FIJI); National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, EUA) e convertidos para criar 2 pastas, BMP inicial e BMP Reg fresado (arquivo registrado). Após a conversão em

BITMAP, o VOI foi determinado no CTAn v.1.14.4 software (Bruker-microCT) 120mm X 50mm, sendo VOI Registrado (FX inicial) e VOI final. O VOI foi então aberto no FIJI para cálculo da diferença entre VOI Registrado e VOI inicial. Sobre o resultado obtido foi feito cálculo utilizando o *plug in* Image Calculator subtraindo o resultado da operação anterior com o VOI inicial, no resultado desta operação final foi obtido o número de partículas resultantes final, volume (mm³) e área (mm²) dos objetos das áreas densificadas, obtendo o resultado x VOI inicial, quantificando o número de partículas, volume e área.

No FIJI foi realizada a conversão para mm, obtendo-se os resultados quantitativos de contagem da área total, soma da área de cada objeto e contagem de objetos, sendo estes dados equivalente a áreas densificadas ou modificadas após as osteotomias (fig. 6).

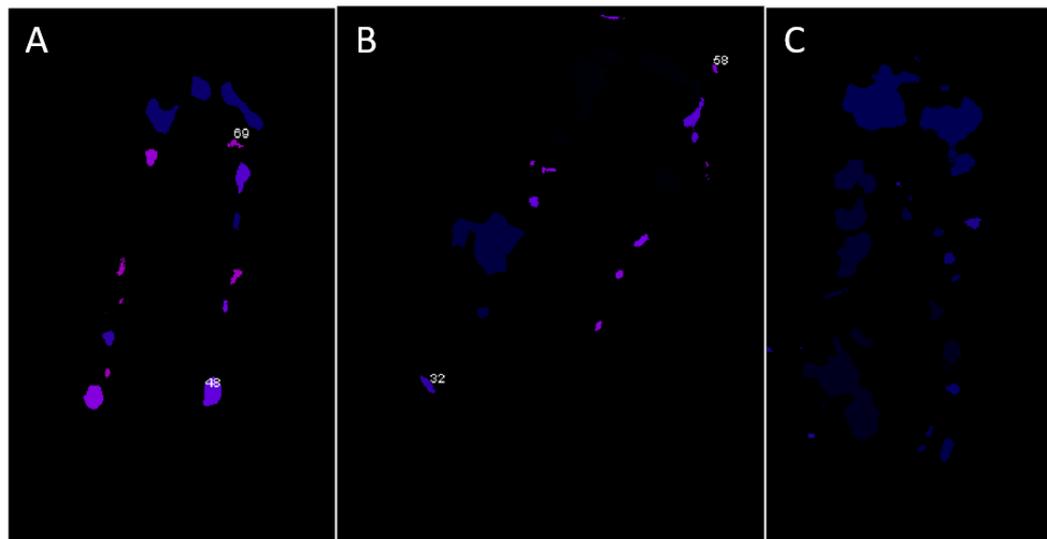


Figura 6 – Análise de área de partículas e volume – Grupo WF (em três corpos de prova distintos: A, B e C). Demonstrando partículas distribuídas ao longo do leito de fresagem.

4.5.3.2 Análise qualitativa das osteotomias

Paralelamente foi realizada uma análise qualitativa das reconstruções 3D, no software DataViewer, dos grupos G. Control, G. Maximus, G. Supremo e G. WF,

após as osteotomias. As análises descritivas incluíram a qualidade das paredes ósseas dos leitos ostetomizados, característica da osseodensificação, e ausência e presença de partículas.

4.6. ANÁLISE DE DADOS

Os dados de contagem da área total, soma da área de cada objeto e contagem de objetos das amostras foram analisados pelo método da análise de variância One-Way e post-Test Tukey, comparação em pares entre os grupos, com critério de significância estatística adotado de $p < 0,05$ através do software graphPad Prisma 5.

5. RESULTADOS

As análises de partículas resultantes das etapas do processamento das imagens 3D revelaram uma área total (AT) maior no G. WF (At 324.571,875 mm² ± 381.494,7521 mm²), seguido pelo G. Supremo (AT 262.866,87 mm² ± 178.002,89 mm²), G. Control – Fresagem (AT 328.787,12 mm² ± 256976,05 mm²) e G. Maximus (AT 169.848,5 mm² ± 89.767,03 mm²). No entanto a análise estatística não revelou diferença significativa da área total de partículas resultantes entre os grupos (p = 0.0065) (fig. 7).

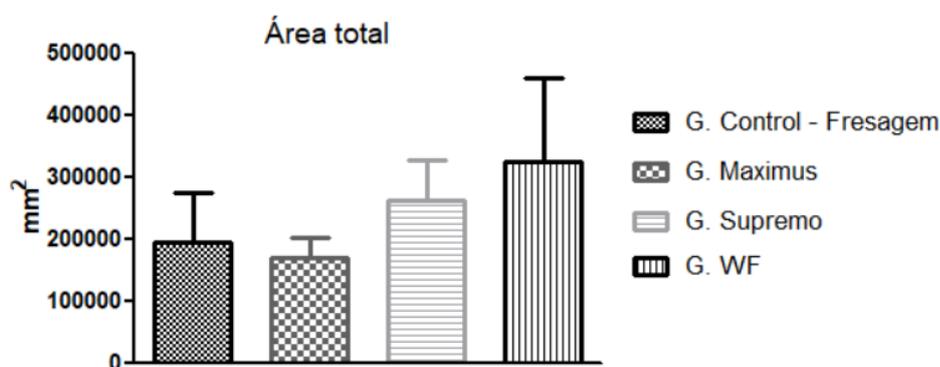


Figura 7- Área total após instrumentação

Já a análise de partículas resultantes em volume cúbico (VC) revelou o maior VC no G. WF (VC 13.682,87 mm³ ± 19.345,75 mm³), seguido pelo G. Supremo (VC 9.707,62 mm³ ± 6.283,94 mm³), G. Control – Fresagem (VC 7.741,37 mm³ ± 10067,48 mm²) e G. Maximus (VC 3.860,62 mm³ ± 4.722,09 mm³), também não revelando diferença significativa quando analisadas as partículas resultantes em volume cúbico (p = 0.0018) (fig. 8).

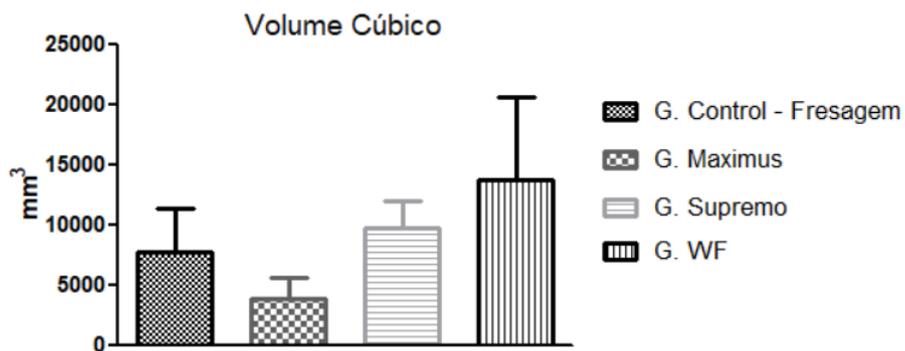


Figura 8- Volume cúbico de partículas resultante da instrumentação.

As análises do número de partículas resultantes das etapas do processamento das imagens 3D revelaram um número de partículas (NP) no G. Control - Fresagem (NP 509,25 ± 304,56), seguido pelo G. Supremo (NP 314,37 ± 186,73), G. Maximus (NP 276,75 ± 163,34) e G.WF (NP 160,37 ± 81,93). A análise estatística não revelou diferença significativa do volume cúbico de partículas resultantes ($p = 0.0187$). Já a análise entre os grupos revelou diferença estatística entre o G. Control - Fresagem e G. WF (fig. 9).

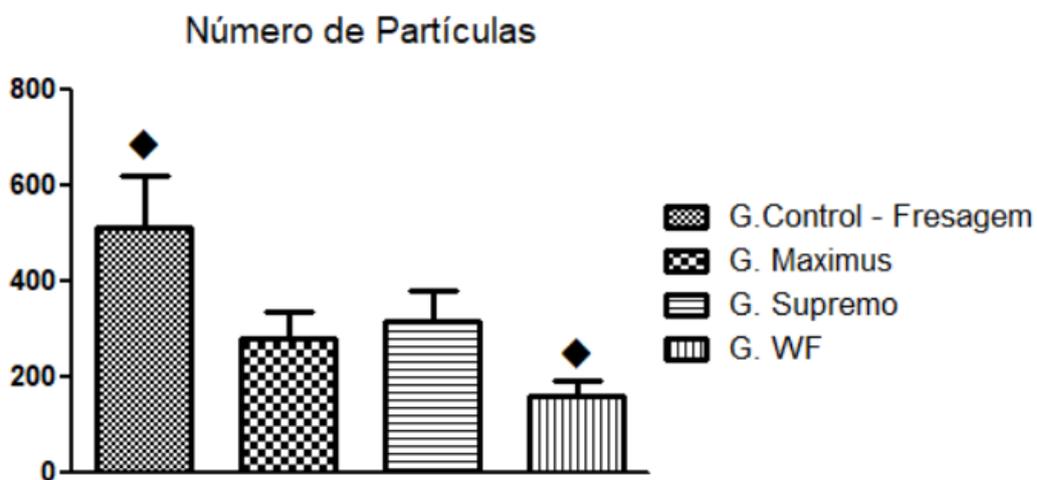


Figura 9- Número de partículas resultante da instrumentação.

Analisando os resultados em conjunto, o grupo G.WF apresentou partículas resultantes das etapas do processamento das imagens 3D com maior área total e volume cúbico, seguido pelos grupos G. Supremo, G. Control – Fresagem e G. Maximus. Ao avaliar o número de partículas, o grupo G. Control – Fresagem se mostrou superior às demais técnicas osseodensificadoras. Esses dados sugerem que o número de partículas pode estar correlacionado à presença de partículas fragmentadas de diferentes tamanhos, geradas pelo corte da broca de fresagem no leito ósseo (G. Control – Fresagem).

Por outro lado, a osseodensificação realizada pelos grupos G.WF e G. Supremo possibilitou a geração de partículas com maior área total e volume cúbico, em comparação com os grupos G. Control – Fresagem e G. Maximus, sendo esta a única marca que opera em sentido horário em todas as etapas osseodensificadoras. Os resultados ainda sugerem que a osseodensificação promovida pelo grupo G.WF foi a mais eficiente em compactar as partículas finais, baseando-se no menor número de partículas, gerando partículas com maior área total e volume cúbico.

5.1 Análise qualitativa das osteotomias

As análises descritivas quanto a qualidade das paredes ósseas dos leitões osteotomizados, característica da osseodensificação, e ausência e presença de partículas revelaram (Fig. 10):

- G. Control: As instrumentações com brocas apresentaram uma osteotomia irregular no contorno, visto nos cortes coronais, apresentando também um padrão irregular nas paredes da osteotomia compatíveis com arrancamento de substrato e

não com deposição e/ou compactação, apresentando também em todos CPs a presença de partículas dispersas no interior do alvéolo cirúrgico;

- G. Maximus: As instrumentações por osseodensificadores apresentaram uma osteotomia de padrão regular, compatível com deposição de substância ao redor de toda a parede, visto nos cortes coronais. Os cortes sagitais de todos CPs apresentam um padrão regular de deposição nas paredes de todo alvéolo e em 4 deles as reconstruções sugeriram uma maior deposição apical, enquanto em 2 houve a presença de partículas ósseas no interior do alvéolo.

- G. Supremo: As instrumentações por osseodensificadores apresentaram uma osteotomia de padrão regular, compatível com deposição de substância ao redor de toda a parede, visto nos cortes coronais. Os cortes sagitais de todos CPs apresentam um padrão regular de deposição nas paredes de todo alvéolo, e todos apresentam uma maior deposição apical, enquanto em 2 deles houve a presença de partículas ósseas no interior do alvéolo;

- G. WF: As instrumentações por osseodensificadores apresentaram uma osteotomia de padrão regular, compatível com deposição de substância ao redor de toda a parede, visto nos cortes coronais. Os cortes sagitais de todos CPs apresentam um padrão regular de deposição nas paredes de todo alvéolo, e também todos eles apresentam uma maior deposição apical, enquanto em 5 CPs houve a presença de partículas ósseas no interior do alvéolo.

Todos os grupos de osseodensificadores apresentaram a presença significativa de deposição nas paredes dos alvéolos instrumentados. Os grupos G. Supremo e G. WF apresentaram deposição apical em todos os CPs (8) enquanto o G. Maximus apresentou deposição apical em apenas metade do CPs (4) e o G. WF apresentou a presença de partículas ósseas no interior do alvéolo em 5 dos CPs.

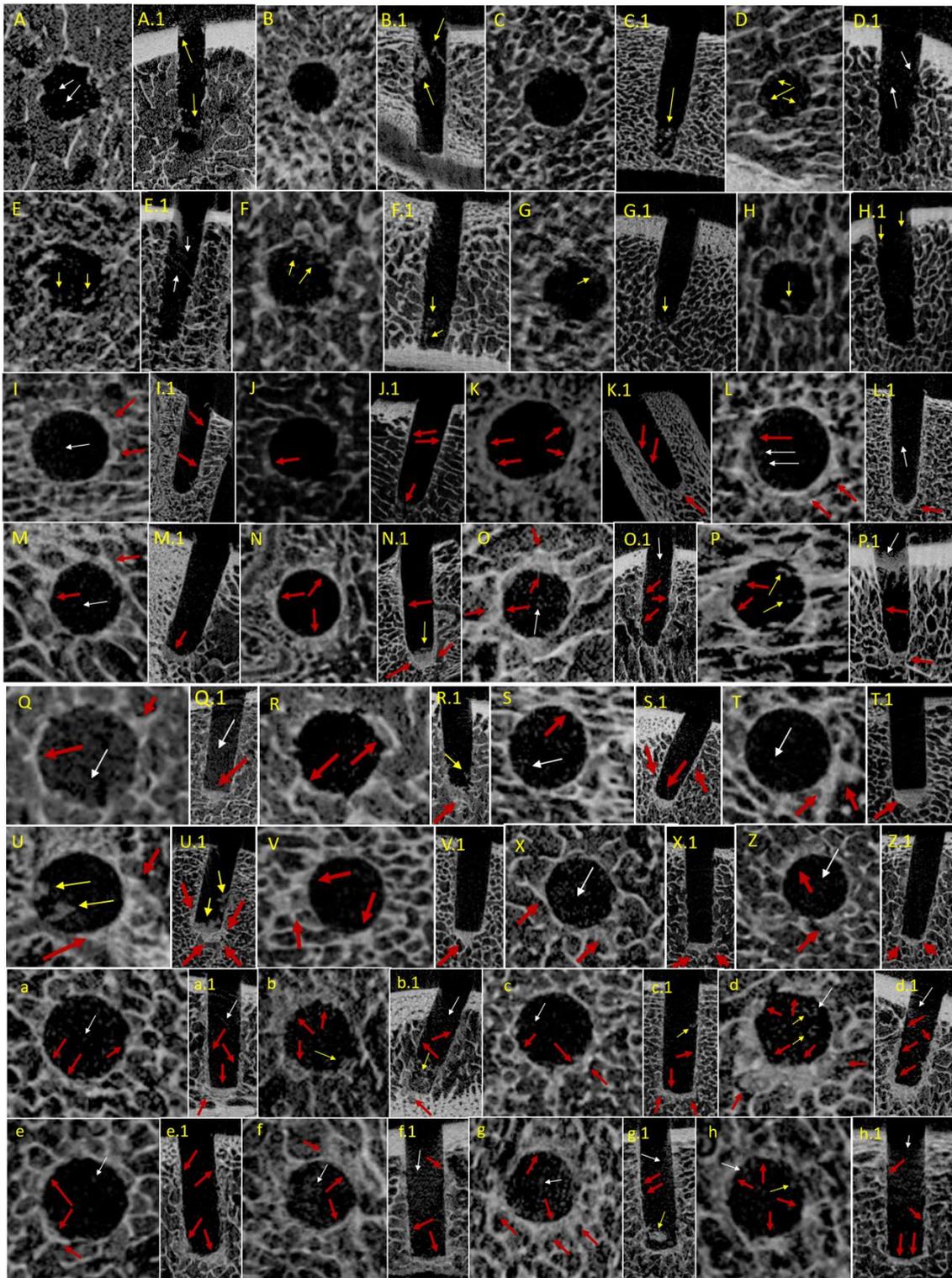


Figura 10: reconstruções no software dataviewer. Grupo G. CONTROL (A – H.1), G Maximus (I – P.1), G Supremo (Q – Z.1) e G WF (a – h.1), setas vermelhas indicam áreas sugestivas de ossedensificação, setas amarelas indicam a presença de partículas ósseas e setas brancas indicam artefatos das reconstruções.

6. DISCUSSÃO

Em 2013, Dr. Salah Huwais, periodontista de Michigan introduz a técnica de osseodensificação com o objetivo de realizar a preparação biomecânica do local do implante. O procedimento é caracterizado pela baixa deformação plástica do osso que é criado pela rotação e o contato deslizante usando uma broca de densificação que é desenhada de forma a densificar o osso com elevação mínima de calor (HUWAIS, 2013).

A OD é uma técnica que envolve preservação e condensação óssea. Nessa técnica, brocas universais com desenho cônico especial operam no sentido horário ou anti-horário. No sentido horário estas brocas realizam o corte ósseo, enquanto no sentido anti-horário a expansão e densificação óssea é promovida (DELGADO-RUIZ *et al.*, 2020).

Delgado-Ruiz *et al.* (2020) relataram que as alterações da microarquitetura óssea, osseodensificada, possuiria duas características: o espessamento das paredes do leito de implantação e a redução do espaçamento trabecular ao redor das paredes do leito de implantação. As análises microtomográficas 3D qualitativas e das partículas resultantes revelaram o mesmo padrão de localização das partículas, nas paredes dos leitos osseodensificados. Já o espessamento das paredes do leito de implantação promovido pelas brocas osseodensificadoras, relatado por Delgado-Ruiz *et al.* (2020), pode ser correlacionado ao maior volume cúbico e área total das partículas revelados nos resultados apresentados aqui.

Contrariamente aos resultados apresentados aqui, com presença das partículas finais, resultantes da osseodensificação, ao longo do leito ósseo, DELGADO-RUIZ *et al.* (2020) relataram que essas mudanças verificadas em leitos osteotomizados, apresentaram maior densidade na região apical osseodensificada

(DELGADO-RUIZ *et al.*, 2020). As análises qualitativas e quantitativas das partículas finais revelaram um padrão de distribuição irregular ao longo de todo o leito osseodensificado, ao longo das paredes e na região apical osseodensificada.

Logo, a microarquitetura do osso denso, *in natura*, e do osso resultante da técnica de osseodensificação se diferenciariam. Embora suas densidades sejam similares, a rede trabecular é compactada, resultante de um osso esponjoso comprimido através da técnica da osseodensificação (COYAC *et al.*, 2019).

O padrão de densidade óssea característico da osseodensificação foi explicado por DELGADO-RUIZ *et al.* (2020) como sendo o deslocamento da broca na direção apical, produzindo uma compactação e condensação adicional dos fragmentos ósseos fraturados pela ponta da broca, corroborando com os resultados apresentados qualitativamente e através da análise quantitativa dos fragmentos resultantes finais da osseodensificação. Simultaneamente, as paredes laterais da broca comprimem e compactam a estrutura óssea lateralmente, resultante do efeito realizado pelas paredes da broca, e ao final, um implante com corpo mais largo produz compactação suplementar devido às suas maiores dimensões, denominado como um efeito da inserção do implante (DELGADO-RUIZ *et al.*, 2020).

Huwais & Meyer (2017) e Bhargava *et al.* (2023) demonstraram em seus estudos utilizando microtomografia das áreas osseodensificadas que as paredes dos alvéolos instrumentados pelos osseodensificadores apresentavam deposição uniforme em todas as amostras, corroborando com os resultados das microtomografias de nossos estudos. Tais estudos também demonstram que a instrumentação convencional, por fresas, demonstraram um padrão irregular das trabéculas circundantes dos alvéolos fresados também indo de acordo com nossos resultados (HUWAIS & MEYER, 2017; BHARGAVA *et al.*, 2023).

Comparativamente, as análises qualitativas e quantitativas indicaram uma osseodensificação superior no G.WF, seguido do G. Supremo, enquanto a osseodensificação do G. maximus apresentou uma osseodensificação inferior aos demais grupos osseodensificadores, quando analisado qualitativamente e quantitativamente.

Já em relação ao número de partículas, as análises qualitativas e quantitativas apresentaram convergência em seus resultados. Apresentando um menor número de partículas no G. WF e um maior número de partículas dispersas no G. Control. Já o G. Maximus e G. Supremo apresentaram em seus resultados um número de partículas dispersas próximas assim como nas imagens apresentadas.

A fim de validar e comprovar a eficácia da técnica de osseodensificação, diversos autores tem conduzido, ensaios laboratoriais e experimentações animais de forma comparativa às técnicas tradicionais de fresagem e de aumento da estabilidade primária, contudo ensaios clínicos ainda são raros (GOMES,2019; MALAVOLTA 2021; PUNNOOSE *et al*, 2022; PEREIRA *et al*, 2024).

A análise biomecânica, através do torque final de inserção (TFI), e o valor do quociente de estabilidade do implante (ISQ), obtido através da análise de frequência de ressonância, e a histomorfometria, através do percentual do contato osso-implante (BIC) e a frequência de ocupação da área óssea (BAFO) tem se mostrado os principais métodos de comprovação de eficácia da técnica de osseodensificação (GAIKWAD *et al*,2020; MALAVOLTA, 2021).

A microtomografia computadorizada (μ CT) tem sido utilizada para avaliação das características morfométricas ósseas, sendo uma alternativa à análise histológica convencional, permitindo uma análise mais representativa em toda a extensão da amostra, e não apenas nas poucas seções fornecidas nos métodos

histológicos, sendo também uma abordagem não destrutiva da amostra (IRIE *et al.*, 2018; BITTAR *et al.*, 2024).

De forma inédita, nunca apresentada antes, a técnica empregada de análise quantitativa associando processamento de imagens com análises aritméticas se mostrou um instrumento útil para analisar as alterações estruturais ósseas após sua manipulação, possibilitando a identificação das regiões alteradas, assim como a quantificação.

O presente estudo, comparou 3 sistemas de ossedensificação com o sistema convencional de fresagem, para avaliação quanto a capacidade de densificar o osso trabecular através do deslocamento de partículas ósseas para a periferia do alvéolo cirúrgico. A microtomografia dos CPs, permitiu a visualização do deslocamento de partículas do trabeculado ósseo formando uma camada mais densa nas paredes do alvéolo cirúrgico, corroborando com os estudos Slete *et al.* (2018) e Punnoose *et al.* (2022). A reconstrução da imagem e posterior análise através do software FIJI (Image J) nos permitiu a contagem da área total, a soma da área de cada objeto e a contagem de objetos (equivalente a áreas densificadas).

Anteriormente, um novo modelo para o estudo da osseodensificação, através do deslocamento de partículas foi apresentado, onde partículas com diversos tamanhos de osso bovino foram associadas a uma solução de Carragena, permitindo avaliar o deslocamento das partículas promovido pela instrumentação com diferentes fresas osseodensificadoras (SANTOS *et al.*, 2024). Sendo relatada a presença de uma linha osseodensificadora semelhante nos dois sistemas utilizados, osseodensificador kit Bone Reamer Drills (GBRD) e osseodensificador kit S-Volum (GSV). Tais dados convergem com as análises apresentadas neste trabalho, onde identificamos uma ossedensificação superior, quantitativamente e qualitativamente nos seguintes grupos, Grupo WF, seguido pelo G. Supremo e G. Maximus.

7. CONCLUSÃO

A técnica de osseodensificação possui ação de deposição óssea ao longo de todo o leito ósseo, nas paredes e na região apical do leito osteotomizado, acarretando em paredes ósseas com maior regularidade, quando comparada a técnica de osteotomia convencional. Em relação as marcas estudadas, a G.WF, da fabricante WF Cirúrgico, possui uma osseodensificação superior, qualitativamente e quantitativamente, seguido pelo G. Supremo, da fabricante Supremo instrumentais. Já o G. Maximus, do fabricante Maximus, apresentou uma osseodensificação não justificável, uma vez que as análises quantitativas indicaram ser inferior quando comparada a fresagem convencional.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Aimetti M, Romano F, Griga FB, Godio L (2009). Clinical and histologic healing of human extraction sockets filled with calcium sulfate. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 24:901-9.

Al Ghamdi AST (2009). Management of combined ridge defect and osteotome sinus floor elevation with simultaneous implant placement – a 36 month follow up case report. *Journal of Oral Implantology* 35(5):225-31.

Alhezaimi K (2010). Remaining root extraction technique. *J Implant Adv Clin Dent*; 2:67-72.

Almutairi AS, Walid MA, Alkhodary MA (2018). The effect of osseodensification and different thread designs on the dental implant primary stability. *F1000 Res*; 7:1898. doi:10.12688/f1000research.17292.1.

Atieh MA, Baqain ZH, Tawse-Smith A, Ma S, Almoselli M, *et al.* (2021). The influence of insertion torque values on the failure and complication rates of dental implants: A systematic review and meta-analysis. *Clin. Implant Dent. Relat. Res*; 23:341–360.

Baldi D, Lombardi T, Colombo J, Cervino G, Perinetti G, *et al.* (2018). Correlation between Insertion Torque and Implant Stability Quotient in Tapered Implants with Knife-Edge Thread Design. *Biomed. Res. Int*; 2018:7201093. doi: 10.1155/2018/7201093.

Bhargava, N; Perrotti, V; Caponio, VCA ; Matsubara, VH; Patalwala, D; Quaranta, A. (2023). Comparison of heat production and bone architecture changes in the implant site preparation with compressive osteotomes, osseodensification technique,

piezoelectric devices, and standard drills: an ex vivo study on porcine ribs. *Odontology* **111**(1), 142–153.

Bays, RA. (1986) The pathophysiology and anatomy of edentulous bone loss. In: Fonseca, R. & Davis, W.H., eds. *Reconstructive Preprosthetic Oral and Maxillofacial Surgery*, pp.1-17.

Bergamo ETP, Zahoui A, Barrera RB, Huwais S, Coelho PG, Karateew ED, *et al.* (2021). Osseodensification effect on implants primary and secondary stability: Multicenter controlled clinical trial. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*; **23**(3):317–328. doi:10.1111/cid.13007.

Bittar, B. F., Sotto-Maior, B. S., Devito, K. L., Rabelo, G. D., Machado, A. S., Lopes, R. T. *et al.* (2024). Assessing peri-implant bone microarchitecture: conventional vs. osseodensification drilling - ex vivo analysis. *Brazilian dental journal*, **35**, e245599.

Brilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bozdog E, Sünbülüoğlu E, Kutay O (2010). Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *J Oral Rehabil* **37**(12):900-7. DOI: 10.1111/j.1365-2842.2010.02117.x.

Brånemark PI (1983). Osseointegration and its experimental background. *J. Prosthet. Dent* **50**(3):399-410.

Cawood JI, Howell RA (1988). A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg* **17**(4):232-6.

Cho IH, Lee YI, Kim YM (2009). A comparative study on the accuracy of the devices for measuring the implant stability. *J Adv Prosthodont* **1**(3):124-8. DOI: 10.4047/jap.2009.1.3.124.

Coyac BR., Leahy B, Salvi G, Hoffmann W, Brunski JB, Helms JA. (2019). A preclinical model links osseodensification due to misfit and osseodestruction due to

stress/strain. *Clinical Oral Implants Research*, 30(12), 1238–1249.
<https://doi.org/10.1111/clr.13537>

Delgado-Ruiz R, Gold J, Marquez TS, Romanos G. (2020). Under-drilling versus hybrid osseodensification technique: Differences in implant primary stability and bone density of the implant bed walls. *Materials*, 13(2).
<https://doi.org/10.3390/ma13020390>

Di Stefano DA, Arosio P, Capparè P, Barbon S, Gherlone EF (2021). Stability of Dental Implants and Thickness of Cortical Bone: Clinical Research and Future Perspectives. A Systematic Review. *Materials (Basel)*;14(23):7183. doi: 10.3390/ma14237183.

Di Stefano DA, Arosio P, Pagnutti S, Vinci R, Gherlone EF (2019). Distribution of trabecular bone density in the maxilla and mandible. *Implant Dent*; 28:340–348.

Dilek O, Tezulas E, Dincel M (2008). Required minimum primary stability and torque values for immediate loading of mini dental implants: an experimental study in nonviable bovine femoral bone. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 105(2):e20-7. DOI: 10.1016/j.tripleo.2007.10.003.

Dolanma D, Esen A, Yıldırım G, İnan Ö (2015). The use of autogeneous mandibular bone block grafts for reconstruction of alveolar defects. *Ann Maxillofac Surg*.;5(1):71-76. doi:10.4103/2231-0746.161070

El Maghrabi RA (2018). Ridge Expansion by Osseodensification Drilling Compared to Ridge Splitting Technique Simultaneously With Implant Placement in Narrow Alveolar Ridges: A Randomized Controlled Trial Ridge Expansion by Osseodensification Simultaneously
NCT03592381
<https://classic.clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT03592381>.

Elias CN, Soares FM (2021). Influências dos perfis das roscas dos implantes osseointegráveis. *Full Dent. Sci*; 12(47):67-74. DOI: 10.24077/2021;12476774.

Fallschüssel GKH (1986). Untersuchungen zur anatomie des zahnlosen oberkiefers. Z Zahnärztl Implantol 2:64-72.

Gaikwad AM, Joshi AA, Nadgere JB (2022). Biomechanical and histomorphometric analysis of endosteal implants placed by using the osseodensification technique in animal models: A systematic review and meta-analysis. J Prosthet Dent. Jan;127(1):61-70

Gehrke SA, Cortellari GC, de Oliveira Fernandes GV, Scarano A, Martins RG, *et al.* (2023). Randomized Clinical Trial Comparing Insertion Torque and Implant Stability of Two Different Implant Macrogeometries in the Initial Periods of Osseointegration. Medicina (Kaunas); 59(1):168. doi: 10.3390/medicina59010168.

Gehrke SA, Pérez-Díaz L, De Aza PMPN (2019). Biomechanical effects of a new macrogeometry design of dental implants: an in vitro experimental analysis. Funct. Biomater; 10(47). DOI:10.3390/jfb10040047.

Gomes AFSCA. Osseodensificação. Dissertação (Mestrado integrado em Medicina Dentária) – Instituto Universitário Egas Moniz. Almada, Portugal. p. 89. 2019.

González-García R, Monje F, Moreno C (2011). Alveolar split osteotomy for the treatment of the severe narrow ridge maxillary atrophy: a modified technique. International journal of oral and maxillofacial surgery, 40(1):57–64. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2010.03.030>

Greenstein G, Cavallaro J (2017). Implant Insertion Torque: Its Role in Achieving Primary Stability of Restorable Dental Implants. Compend Contin Educ Dent 38(2):88-95.

Hansson S, Werkeb M (2003). The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. Journal of Biomechanics; 36(9):1247-1258.

Huwais S, inventor; Fluted osteotome and surgical method for use. US Patent Application US2013/0004918. Depósito: 23 de Março de 2011. Concessão: 3 de Janeiro de 2013.

Huwais S, Meyer EG (2017). A novel osseous densification approach in implant osteotomy preparation to increase biomechanical primary stability, bone mineral density, and bone-to-implant contact. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 32(1):27-36.

Huwais S, Meyer EG (2015). Osseodensification. A novel approach in implant o preparation to increase primary stability, bone mineral density and bone to implant contact. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 32(1):27-36.

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.

Itinoche MK, Bottino MA, Vasconcelos DK, Castilho AA, Guimarães MVM (2006). Expansão óssea com dispositivos manuais rosqueáveis com instalação simultânea de implante – relato de caso clínico. *Implant News* 3(3):236-41.

Jensen SS, Terheyden H (2009). Bone augmentation procedures in localized defects in the alveolar ridge: clinical results with different bone grafts and bone-substitute materials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 24:218-36.

Kanathila H, Pangji A (2018). An Insight into the Concept of Osseodensification-Enhancing the Implant Stability and Success. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*12(7):ZE01-ZE03. DOI:10.7860/JCDR/2018/35626.11749.

Keith Jr JD, Salama MA (2007). Ridge preservation and augmentation using regenerative materials to enhance implant predictability and esthetics. *Compend Contin Educ Dent*;28(11):614-23.

Lages FS, Oliveira DWD, Costa FO (2018). Relationship between implant stability measurements obtained by insertion torque and resonance frequency analysis: A systematic review. *Clin. Implant Dent. Relat. Res* 20:26–33. doi: 10.1111/cid.12565.

Lahens B, Neiva R, Tovar N, Alifarag AM, Jimbo R, Bonfante EA, Bowers MM, Cuppini M, Freitas H, Witek L *et al* (2016). Biomechanical and histologic basis of osseodensification drilling for endosteal implant placement in low density bone. An experimental study in sheep. *J Mech Behav Biomed Mater* 63:56-65. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2016.06.007.

Lee CC, Lin SC, Kang MJ, Wu SW, Fu PY (2010). Effects of implant threads on the contact area and stress distribution of marginal bone. *J Dent Sci* 5(3):156-165.

Lekholm U, Zarb GA (1985). Patient selection and preparation. In: Bränemark PI, Zarb GA, Albrektsson T editors. *Tissue Integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence:199-201.

Lemos CAA, Verri FR, de Oliveira Neto OB, Cruz RS, Luna Gomes, *et al.* (2020). Clinical effect of the high insertion torque on dental implants: A systematic review and meta-analysis. *J. Prosthet. Dent* 8:490–496.

Liaje A, Ozkan YK, Ozkan Y, Vanlioğlu B (2012). Stability and marginal bone loss with three types of early loaded implants during the first year after loading. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 27(1):162-72.

López J, Carrera C, Giménez MJ (1996). Expansión ósea de los maxilares con tornillos de osteosíntesis. *Rev Esp Odontostomatol Implant* 4:211-4.

López J, Giménez J, Carrera C, Carneado M (1997). Colocación de implantes con tornillos de osteosíntesis. *Rev Esp Odontostom de Implantes* 3:127-132.

Lopez CD, Alifarag AM, Torroni A, Tovar N, Diaz-Siso JR, Witek L, Rodriguez ED, Coelho PG (2017). Osseodensification for enhancement of spinal surgical hardware fixation. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 69: 275–281.

Lorenzoni M, Pertl C, Zhang K, Wimmer G, Wegscheider WA (2003). Immediate loading of single-tooth implants in the anterior maxilla. Preliminary results after one year. *Clin Oral Implants Res* 14(2):180-7. doi: 10.1034/j.1600-0501.2003.140207.x.

Malavolta CIJ. Osseodensificação, revisão sistemática dos avanços atuais. Dissertação (Mestrado integrado em Medicina Dentária) – CESPU Instituto Universitário de Ciências da Saúde. Gandra, Portugal. p. 65. 2021

Makary C, Menhall A, Zammarie C, Lombardi T, Lee SY, *et al.* (2019). Primary Stability Optimization by Using Fixtures with Different Thread Depth According to Bone Density: A Clinical Prospective Study on Early Loaded Implants. *Materials (Basel)* 12(15):2398. doi: 10.3390/ma12152398.

Manso MC (2002). Reconstrução Óssea em Implantodontia: Apresentação de um Protocolo de Conduas. *Revista Brasileira de Implantodontia* 8:7-12.

Mello-Machado RC, Sartoretto SC, Granjeiro JM, Calasans-Maia JA, de Uzeda MJPG., Mourão CFAB, *et al.* (2021). Osseodensification enables bone healing chambers with improved low-density bone site primary stability: an in vivo study. *Scientific reports* 11(1):15436. DOI:10.1038/s41598-021-94886-y

Meredith N (1998). Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *International Journal of Prosthodontics* 11:491–501.

Misch CE, Judy KWM (1987). Classification of partially edentulous arches for implant dentistry. *Int J Oral Implantol* 4:7.

Misch CE (2006). Wide-diameter implants: surgical, loading, and prosthetic considerations. *Dentistry today* 25(8), 66–71.

Morton PL (1996). Conservative osteotomy technique with simultaneous implant insertion. *Dental Implantology Update* 7(7):49-53.

Moya–Villaescusa MJ, Sánchez–Pérez A (2010). Measurement of ridge alterations following tooth removal: a radiographic study in humans. *Clin Oral Implants Res* 21:237- 42.

Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J (2004). Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clin Oral Implants Res* 15(5):520-8. doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01059.x.

Nishioka RS, Kojima AN (2011). Screw spreading: technical considerations and case report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 31(2):141-7.

Nishioka RS, Souza FA (2009). Bone spreading and standardized dilation of horizontally resorbed bone: technical considerations. *Implant Dent* 18(2):119-25. DOI: 10.1097/ID.0b013e318198e517.

Nocini PF, Albanese M, Fior A, De Santis D (2000). Implant placement in the maxillary tuberosity: The Summers technique performed with modified osteotomes. *Clin. Oral Impl. Res* 11:273-278.

Noguerol B, Munòz R, Mesa F, de Dios Luna J, O'Valle F (2006). Early implant failure. Prognostic capacity of periotests: retrospective study of a large sample. *Clin. Oral Impl. Res* 17:459–464. DOI: 10.1111/j.1600-0501.2006.01250.x

Park JB (2011). Implant installation with simultaneous ridge augmentation. Report of three cases. *J Oral Implantol* 37(5):595-603.

Passadore R, Bortoli Júnior N, Chagas S, Oliveira S, Venticinque R, Carvalho A, *et al* (2003). Expansor ósseo para maxila posterior: técnica Passadore. *RBP Rev. Bras. Implantodont. Protese Implant* 10(40):337-9

Pereira JF, Costa R, Vasques MN, Relvas M, Braga AC, Salazar F, Câmara MI. (2024). The Effectiveness of Osseodensification Drilling versus the Conventional

Surgical Technique on Implant Stability: A Clinical Trial. *Journal of clinical medicine*, 13(10), 2912. Pereira LAV, Costa CFP, Rosa JCM (2018). Biologia da osseodensificação. *ImplantNewsPerio - International Journal* 3:1033-35.

Piattelli A, Scarano A, Balleri P, Favero GA (1998). Clinical and histologic evaluation of an active "implant periapical lesion": a case report. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 13(5):713-6.

Ponzoni D, Faverani LP, Silva LF, Reis ENRC, Elias CN, *et al.* (2018). Influência do número de roscas e da densidade dos blocos de poliuretano na estabilidade primária dos sistema intraoss. *INPerio* 3(2):255-61.

Punnoose, K., Kumar G, A., B, M., Govindarajulu, R., V, A., A, E., Babu J, S., C, S., & Nayyar, A. S. (2022). Osseodensification implant site preparation technique and subsequent implant stability: A pilot study. *Journal of orthodontic science*, 11, 50.

Rauber S (2019). Osseodensificação em implantes dentários: Uma revisão de literatura. *Brazilian Journal of Implantology and Health Sciences*; 1(4):55–68.

Romanos GE, Toh CG, Siar CH, Swaminathan D (2002). Histologic and histomorphometric evaluation of peri-implant bone subjected to immediate loading: an experimental study with *Macaca fascicularis*. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17(1):44-51

Santos MV, Elias CN, Lima JHC (2013). The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 13(3):215-223.

Santos JAF, Barrios EG, Linhares RD, Heggendorf FL. (2024). Análise in vitro/ex vivo da osseodensificação realizada por duas marcas comerciais de brocas osseodensificadoras. *Revista Caribeña De Ciencias Sociales*, 13(6), e4050.

Scipioni A, Bruschi GB, Calesini G (1994). The edentulous ridge expansion technique: a five-year study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 14(5):451-9.

Seibert J (1983a). Reconstruction of deformed, partially edentulous ridges, using full thickness onlay grafts, part I: technique and wound healing. *Compend Contin Educ Dent* 4:437-53.

Seibert J (1983b). Reconstruction of deformed, partially edentulous ridges, using full thickness onlay grafts, part II: prothetic/periodontal interrelationships. *Compend Contin Educ Dent* 4:549-92.

Sennerby L, Meredith N (1998). Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration. *Compend Contin Educ Dent* 19:493-8, 500, 502; quiz 504.

Seong WJ, Conrad HJ, Hinrichs JE (2009). Potential damage to bone-implant interface when measuring initial implant stability. *J Periodontol* 80(11):1868-74. DOI: 10.1902/jop.2009.090169. Siddiqui AA, Sosovicka M (2006). Lateral bone condensing and expansion for placement of endosseous dental implants: a new technique. *J Oral Implantol* 32(2):87-94. DOI: 10.1563/786.1.

Silva PG, Carvalho TA, Marangon Júnior H (2023). Principles of osseointegration in implant dentistry: A narrative review. **Research, Society and Development**, [S. l.], 12(13): e41121344216. DOI: 10.33448/rsd-v12i13.44216

Slete FB, Olin P, Prasad H (2018). Histomorphometric Comparison of 3 Osteotomy Techniques. *Implant Dent*;27(4):424-428.

Summers RB (1994a). A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium* 15(2):152, 154-6, 158 passim; quiz 162.

Summers RB (1994b). A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compend Contin Educ Dent* 15(2):150-62.

- Summers RB (1994c). The osteotome technique: Part 2--The ridge expansion osteotomy (REO) procedure. *Compendium* 15(4):422, 424, 426, passim; quiz 436.
- Tatum H Jr (1986). Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dent Clin North Am* 30(2):207-29.
- Telles D, Coelho AB, Lourenço EV (2014). *Próteses Fixas Sobre Implantes. Livro: Quintessence Editora, 249 p.*
- Teng F, Zhang Q, Wu M, Rachana S, Ou G (2014). Clinical use of ridge-splitting combined with ridge expansion osteotomy, sandwich bone augmentation, and simultaneous implantation. *The British journal of oral & maxillofacial surgery* 52(8):703–708. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2014.03.028>.
- Thomé G, Sartori IAM, Padovan LEM (2008). *Carga imediata e implantes osseointegrados - possibilidades e técnicas. São Paulo: Livraria Editora Santos.*
- Trisi P, Berardini M, Falco A, Podaliri Vulpiani M (2016). New Osseodensification Implant Site Preparation Method to Increase Bone Density in Low-Density Bone: In Vivo Evaluation in Sheep. *Implant Dent* 25(1):24-31. DOI: 10.1097/ID.0000000000000358.
- Waechter J, Leite FR, Nascimento GG, Carmo Filho LC, Faot F. (2017). The split crest technique and dental implants: a systematic review and meta-analysis. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 46(1), 116–128. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2016.08.017>.

9. ANEXO(S)

ANEXO 1 – Aprovação do CEUA.



CEUA
COMISSÃO DE ÉTICA NO
USO DE ANIMAIS

Rio de Janeiro, 01 de março de 2024

DECLARAÇÃO DE APROVAÇÃO

Declaramos para os devidos fins que foi APROVADO o protocolo de número 055/2024 intitulado “**CORRELAÇÃO ENTRE DIFERENTES SISTEMAS OSSEODENSIFICADORES, QUALIDADE E DENSIDADE NA INTERFACE ÓSSEA - ESTUDO EX-VIVO**”, encaminhado pelo pesquisador **Dr. Fabiano Luiz Heggendorn** do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade do Grande Rio (UNIGRANRIO). Informamos que este parecer foi emitido em reunião ordinária da CEUA | UNIGRANRIO realizada no dia 22 de fevereiro de 2024, após avaliação do plenário da referida Comissão.

Vigência:	dezembro/2023 a junho/2024
Atividade:	Utilização de modelos ósseo suíno para ensaios de biomateriais
Número SISBIO:	Não se aplica
Grupo animal:	Porco (suíno)

DECLARATION OF APPROVAL

We hereby declare that protocol number 055/2024 entitled “**CORRELAÇÃO ENTRE DIFERENTES SISTEMAS OSSEODENSIFICADORES, QUALIDADE E DENSIDADE NA INTERFACE ÓSSEA - ESTUDO EX-VIVO**” has been APPROVED. This protocol was sent by **Dr. Fabiano Luiz Heggendorn**, Postgraduate Program in Dentistry, University of Grande Rio (UNIGRANRIO). Please be informed that this opinion was delivered at the regular meeting of CEUA | UNIGRANRIO held on February 22, 2024, after evaluation by the plenary of that Committee.

Prof. Sergian V. Cardozo
Coordenador
Comissão de Ética no Uso de Animais
UNIGRANRIO

Sergian Vianna Cardozo
Coordenador CEUA | UNIGRANRIO



ANEXO 2 – Resultados das amostras.

grupo 00 controle	número de partículas	VOLUME(MM3)	àrea (MM2)
1	62	3055	53.022
2	465	29675	786.888
3	688	130	164.150
4	194	2590	125.419
5	699	6715	372411
6	387	66	131746
7	557	15003	567923
8	1022	4697	428758
Média	509,25	7741,375	328787,1
grupo 02 maximus			
21	557	3285	271901
22	234	1212	174189
23	458	81	126631
24	360	14274	332904
25	189	1279	97957
26	165	20	64188
27	107	5545	146246
28	144	5189	144772
Média	276,75	3860,625	169848,5
grupo 03 supremo			
31	536	7558	282666
32	398	14361	281813
33	511	11740	300122
34	85	2357	58027
35	265	5671	182378
36	77	2033	50857
37	184	19346	610480
38	459	14595	336592
Média	314,375	9707,625	262866,9
grupo 04 WF			
41	89	2136	74953
42	125	2416	158455
43	180	60167	1245332
44	98	5871	167008
45	311	16385	375148
46	81	9749	200062
47	153	8368	206770
48	246	4371	170847
Média	160,375	13682,875	324571,9