



**ESCOLA BAHIANA DE MEDICINA E SAÚDE PÚBLICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

CRISTIANO GÓES DE ANDRADE

ALTERAÇÃO FÍSICA DAS FRESAS APÓS OSTEOTOMIAS E ESTERILIZAÇÃO

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**SALVADOR
2015**

CRISTIANO GÓES DE ANDRADE

ALTERAÇÃO FÍSICA DAS FRESAS APÓS OSTEOTOMIAS E ESTERILIZAÇÃO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Implantodontia.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Livia Prates Soares Zerbinatti

**Salvador
2015**

Ficha Catalográfica elaborada pela
Biblioteca Cabula da EBMSP

A554 Andrade, Cristiano Góes de
Alteração física das fresas após osteotomias e esterilizações. / Cristiano
Góes de Andrade – Salvador: Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública,
2015.

44 f.

Dissertação (Mestrado) – Escola Bahiana de Medicina e Saúde
Pública. Requisito para obtenção de título de Mestre em Implantodontia,
2015.

Orientação: Prof^ª. Dr^ª. Livia Prates Soares Zerbinatti

1. Implantes dentários. 2. Osteotomia. I. Zerbinatti, Livia Prates
Soares. II. Universidade Federal da Bahia. III. Título.

CDU: 616.314-089.843

Nome: ANDRADE, Cristiano Góes de

Título: Alteração física das fresas após osteotomias e esterilização.

Dissertação apresentada à Escola Bahiana de
Medicina e Saúde Pública para obtenção do título de
Mestre em Odontologia.

Aprovado em: 18 de Junho de 2015

Banca Examinadora

Prof. Dr. :Mauricio Andrade Barreto

Titulação:Doutor em Implantodontia USC

Instituição:Professor Adjunto da Escola Bahiana de Medicina e Saúde
Pública

Prof. Dr. :Antônio Márcio Teixeira Marchionni

Titulação:Doutor em Laser UFBA

Instituição:Professor Adjunto da Escola Bahiana de Medicina e Saúde
Pública

Prof. Dr. :Paulo Vicente Barbosa da Rocha

Titulação:Doutor em Reabilitação Oral USP

Instituição: Professor Adjunto da FOF/UFBA

“Nunca tenha certeza de nada, porque a
sabedoria começa com a dúvida”.
Sigmund Freud

A Jesus Cristo. Meu Salvador
que se entregou por amor a
todos nós.

Dedico este trabalho às pessoas que representam parte de minha vida... Minha família... Que demonstrou compreensão, carinho e paciência em todos momentos que perpassaram a construção desse trabalho.

Às minhas amadas Cátia, Mariana e Maria Luisa.

AGRADECIMENTOS

Reconheço que esta dissertação não seria uma realidade sem a valiosa contribuição de algumas instituições aqui relacionadas e inúmeras pessoas. Agradeço especialmente a todas elas.

À minha orientadora Prof.^a Dr.^a Livia Prates Zerbinatti, que com sua paciência, senso de humor, disponibilidade e conhecimento direcionou os meus passos no contínuo caminhar para a construção desta dissertação;

Aos Professores e amigos Viviane Maia, Rosa Amoedo e Márcio Marchionni pelo incentivo em trilhar esse caminho ao ensino;

Aos Professores Dr. Paulo Vicente da Rocha pelo apoio sempre presente e pela oportunidade de proporcionar o meu primeiro espaço de ensino;

Ao Professor Marcio Plácido pela generosidade de compartilhar comigo das suas experiências e dos seus artigos;

Aos Professores Dr. Maurício Barreto e Ms. Morbeck Leal, pelo carinho, confiança, paciência e receptividade ao longo do curso;

Ao Professor Dr. Fernando Bastos Pereira Junior por cordialmente fazer parte da qualificação deste Estudo;

A todos os professores que fazem parte do grupo de Docentes do Programa de Mestrado da EBMSP pela contribuição de cada um na construção deste sonho;

Aos meus queridos colegas de Mestrado: Ordener Miranda Souza, Clariana Goes, Kamila Figueiredo Alves e Agda Rios Oliva que trilharam, lado a lado, os caminhos do conhecimento;

Aos Dr.^a Adriana Rangel, Dr.^a Maria Moreno, Dr. Claudio Figueira Marcio pelo auxílio e disponibilidade no serviço de Microscopia da Fiocruz;

Aos meus amados: Osvaldo Naziazeno, Marilene Góes, Emerita Góes, Osvaldo Junior, Manuela Góes e sobrinhos que são meu refúgio;

À TitaniumFix, na pessoa do Sr. Sidival Dias, Dr.^a Ana Paula Semensato e Sr.^a Rita Oliveira pelo apoio e confiança;

E finalmente, à Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública e todos que dela fazem parte, pela sua contribuição social.

INSTITUIÇÕES ENVOLVIDAS

ESCOLA BAHIANA DE MEDICINA E SAÚDE PÚBLICA - EBMSP

TITANIUMFIX IMPLANTES DENTÁRIOS- TITANIUMFIX

FUNDAÇÃO OSWALDO CRUZ - FIOCRUZ

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AA- Ausência de Alteração

AI - Alteração Inicial

AM - Alteração Média

AM_x - Alteração Máxima

ANVISA – Agencia Nacional de Vigilância Sanitária

°C – Grau Celsius

CD - Cirurgião-Dentista

DLC – Diamond like carbon (Carbono-diamante revestimento)

EBMSP – Escola Bahiana de Medicina e Saúde Publica

G0, G1, G2, G3 - Grupos

GC - Grupo Controle

GG - Grupo Cirurgia Guiada

HA - Helicoidal de Aço

HC - Helicoidal de Carbono

LA - Lança de Aço

LC - Lança de Carbono

Kv - Kilo volts

MEV – Microscopia eletrônica de varredura

MPa - Megapascal

Mm- Micrometros

mm – Milímetros

NaCl - Cloreto de Sódio

p - p valor

post - Invólucro utilizado para acondicionamento e esterilização

r.p.m. – Rotações por minuto

SEM - Microscopia eletrônica de varredura

TiN – Nitreto de Titânio

WC/C – Revestimento de Diamante (Carboneto de Tungstênio em Matriz de Carbono)

20X, 45X - Magnificações de 20 vezes e de 45 vezes ao MEV

LISTA DE FIGURAS

- FIGURA 1:** A - Costela 20mm; B - Cortical 1mm; C - Lagura da costela; D - Espessura da costela..... 37
- FIGURA 2:** A- Contra-ângulo acoplado ao verticalizador; B- Fresas de aço e DLC; C- Comprimento de perfuração 7mm..... 39
- FIGURA 3:** A- Osteotomias finalizadas; B- *Posts* identificados por cores /grupos..... 41
- FIGURA 4:** A- Programa de processamento; B- MEV; C- Magnificação de 20X, GOSE; D- Magnificação de 45X, G1SE..... 42
- FIGURA 5:** A- Fresa helicoidal carbono com desgaste tipo cratera; B- Fresa lança aço com ausencia de desgaste; C-LA, G3 sem esterilização e com a deformação AMx; D- Fresa helicoidal carbono G3 (135 perfurações)..... 46

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1: CORES REFERENTES AOS GRUPOS TRABALHADOS.....	40
QUADRO 2: PARÂMETROS QUALITATIVOS DE DANOS.....	43

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - CORRELAÇÃO ENTRE O DESGASTE DA FRESA E O NÚMERO DE UTILIZAÇÕES.....	44
TABELA 2 - CORRELAÇÃO ENTRE O DESGASTE DA FRESA, NÚMERO DE UTILIZAÇÕES E INFLUÊNCIA DA ESTERILIZAÇÃO.....	44
TABELA 3 - CORRELAÇÃO ENTRE AS FRESAS HELICOIDAIS E O NÚMERO DE UTILIZAÇÕES.....	46
TABELA 4 - CORRELAÇÃO ENTRE AS FRESAS HELICOIDAIS, NÚMERO DE UTILIZAÇÕES SEM ESTERILIZAÇÃO.....	47
TABELA 5 - CORRELAÇÃO ENTRE AS FRESAS HELICOIDAIS, NÚMERO DE UTILIZAÇÕES E ESTERILIZAÇÃO.....	47
TABELA 6 - CORRELAÇÃO ENTRE AS FRESAS LANÇAS E O NÚMERO DE UTILIZAÇÕES.....	47
TABELA 7 - CORRELAÇÃO ENTRE REVESTIMENTO DAS FRESAS LANÇA, NÚMERO DE UTILIZAÇÕES E ESTERILIZAÇÃO.....	48
TABELA 8 - CORELAÇÃO ENTRE REVESTIMENTO DAS FRESAS LANÇA, NÚMERO DE UTILIZAÇÕES SEM ESTERILIZAÇÃO.....	48

SUMÁRIO

APRESENTAÇÃO MANUSCRITO.....	14
INTRODUÇÃO GERAL.....	15
MANUSCRITO I.....	17
RESUMO.....	18
ABSTRACT.....	19
1.INTRODUÇÃO.....	20
2.REVISÃO DISCUTIDA.....	22
2.1. Implantes osseointegrados.....	22
2.2. Características ósseas.....	23
2.3. Traumas cirúrgicos.....	24
2.4. Manutenção de fresas.....	27
3. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	28
REFERÊNCIAS.....	29
MANUSCRITO II.....	32
RESUMO.....	33
ABSTRACT.....	34
1.INTRODUÇÃO.....	35
2. MATERIAIS E MÉTODOS.....	37
2.1 Desenho de estudo.....	37
2.2. Procedimentos laboratoriais.....	40
2.3. Procedimentos de esterilização.....	41
2.4. Procedimentos de microscopia.....	42
2.5. Coleta de dados.....	43
2.6. Métodos estatísticos utilizados.....	43
3. RESULTADOS.....	43
4.DISSCUSSÃO.....	48
5.CONCLUSÕES.....	51
REFERÊNCIAS.....	52
ANEXOS.....	55

APRESENTAÇÃO

Este trabalho é uma dissertação de mestrado, com área de concentração em implantodontia, apresentado ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública. Consiste em duas partes: *Manuscrito I* - Perda da eficiência das fresas na confecção de alvéolos cirúrgicos na implantodontia - através de uma revisão de literatura, fundamentando a discussão dos resultados da pesquisa realizada; e a segunda parte, um ensaio clínico laboratorial denominado *Manuscrito II* - Avaliação da alteração física das fresas após osteotomias e esterilização, que consiste na pesquisa científica, apresentada em todas as suas etapas preconizadas.

INTRODUÇÃO GERAL

As reabilitações protéticas implanto suportadas na odontologia visam cada vez mais atender uma demanda estética e funcional, e com isso favorecer o grau de satisfação dos pacientes. Contudo, para que isto ocorra de forma efetiva e com a maior margem de segurança, eficácia fisiológica e estética, é de suma importância o desenvolvimento e aprimoramento de instrumentais e materiais destinados a esse fim, como as fresas odontológicas para cirurgias de implantes.

Essas fresas, também denominadas de brocas, têm sido amplamente utilizadas como instrumentais necessários para a técnica cirúrgica de fresagem óssea, com a finalidade precípua de confeccionar o local adequado para instalação dos implantes e posterior confecção dos elementos protéticos^{1A, 7A,8A,34P}.

Embora elas possuam ampla utilização no âmbito da odontologia, ainda não foi desenvolvido e firmado um protocolo com informações objetivas e concisas que norteiem as práticas dos cirurgiões dentistas, quanto ao momento oportuno para substituição das mesmas^{22A,24A}, ou mesmo, o período de troca de componentes específicos deste grupo de instrumentais cirúrgicos, denominado de Kit cirúrgico, tais como as fresas tipo lança, fresas helicoidais e ainda, fresa piloto.

O protocolo original do sistema Branemark propunha o descarte após o primeiro uso, entretanto esse procedimento de uso único encarece o tratamento e conseqüentemente foi deixado de lado, passando-se então a reutilização corriqueira das fresas.

No que tange aos instrumentais cirúrgicos rotatórios, como é o caso das fresas, quando demasiadamente reutilizados, observa-se que tendem a um processo de deterioração progressiva e irreversível da sua superfície, seja por delaminação, corrosão, desgaste ou deformação que, por sua vez, produzirá conseqüências indesejadas no tratamento^{22P,33P,34P,35P}.

O aumento excessivo do aquecimento ósseo é considerado como uma das consequências indesejadas em um processo cirúrgico, e pode ser atribuído à reutilização de fresas desgastadas. Esse fenômeno, já se encontra amplamente documentado na literatura científica, como sendo intensificador do trauma operatório local^{3P,4P,5P,6P}.

Em face a essas considerações iniciais, o objetivo do *manuscrito I* foi fazer uma revisão da literatura sobre a perda da eficiência das fresas na confecção de alvéolos cirúrgicos na implantodontia. O *manuscrito II* consiste fundamentalmente, no desenvolvimento de uma pesquisa, em todas as suas etapas científicas, objetivando averiguar a existência de um número máximo de vezes em que uma fresa pode ser utilizada, evitando assim, a perda de sua eficiência e complicações intra e pós-cirúrgicas.

P: Autor citado referente ao manuscrito 1

A: Autor citado referente ao manuscrito 2

MANUSCRITO I

**PERDA DA EFICIÊNCIA DAS FRESAS NA CONFECÇÃO DE ALVÉOLOS
CIRÚRGICOS NA IMPLANTODONTIA: REVISÃO DE LITERATURA**

RESUMO

O desgaste dos instrumentos utilizados para osteotomias causado pelo constante uso nas cirurgias de inserção de implantes, tende a produzir um significativo e contínuo aumento da temperatura, que, por sua vez, potencializa a desvitalização óssea na preparação do leito cirúrgico. Para tanto, entende-se que o bom estado das fresas ou brocas para osteotomias na área da implantodontia é de fundamental importância para uma técnica cirúrgica minimamente traumática. Essa relevância temática e de como estes dispositivos rotatórios têm conquistado grande atenção, principalmente nas especialidades de cirurgia bucomaxilofacial, periodontia e implantodontia, desenvolveu-se o presente estudo com o objetivo de analisar a literatura científica sobre a perda de eficiência das fresas na confecção de alvéolos cirúrgicos em implantodontia, e a partir daí elaborar uma revisão de literatura contemplando todos os elementos que podem influenciar a alteração dessas estruturas.

PALAVRAS CHAVE: Implantes Dentários, Aço Inoxidável, Osteotomia, Esterilização.

ABSTRACT

The wear on the tools used for osteotomies caused by the constant use in inserting implant surgeries tends to produce a significant and continuous rise in temperature, which in turn enhances the devitalized bone from the surgical site preparation. Therefore, it is understood that the good condition of the cutters or drills for osteotomies in the field of implant dentistry is of fundamental importance for a minimally traumatic surgical technique. Understanding the relevance, and how these rotary devices have gained great attention, especially in the specialties of oral and maxillofacial surgery, periodontics and implantology, developed the present study aimed to analyze the scientific literature about the loss of efficiency of milling in making surgical alveoli in implant dentistry, and from there develop a literature review covering all elements that can influence the change of these structures.

KEY WORDS: Dental Implants, Stainless Steel , Osteotomy, Sterilization.

1. INTRODUÇÃO

Entende-se que a integridade das fresas destinadas a realização de osteotomias na área da Implantodontia é de fundamental importância para implementação de uma técnica cirúrgica com minimização de traumas^{1,2}. Observa-se que pesquisas nesta área revelam que os desgastes destes instrumentos tendem à produzir um significativo e contínuo aumento da temperatura, que por sua vez potencializa a necrose óssea na preparação do leito cirúrgico³.

Constata-se que o sucesso na reabilitação com implantes dentários depende diretamente da confecção minimamente traumática do alvéolo cirúrgico. E, nesse âmbito, minimizar a geração de calor proveniente deste momento cirúrgico significa reduzir a necrose térmica que fragiliza a estabilidade primária dos implantes^{3,4,5,6}.

No âmbito da Implantodontia, o presente trabalho concentra esforços no estudo do fresamento, entendido como movimento de corte efetivado por intermédio de um instrumento denominado fresa. Para isso, faz-se importante elucidar que a fresa é constituída de arestas cortantes que são posicionadas simetricamente em torno de um eixo⁷.

Utiliza-se o processo de fresamento para produzir cavidades e formas curvadas, por meio da adoção de planos de trabalho vertical ou horizontal. O corte, secundário ao fresamento, é consequência do movimento intenso de rotação da fresa em torno de eixo associado, também ao movimento de avanço realizado pela fresa⁷.

Durante o processo de fresamento observa-se que, apesar das fresas serem fabricadas em aço inoxidável martensíticos, estas podem ser alteradas com algum tipo de prejuízo, que pode atingir a sua forma, durabilidade e aparência. E, cuidados periódicos de manutenção, como a limpeza eficiente e adequada conduzem indubitavelmente ao aumento da vida útil e eficaz⁸.

Outro fator observado no fenômeno de aumento da longevidade das fresas para osteotomias de implante, é adição de diferentes revestimentos, como os que possuem em sua constituição química, o carbono, que reduzem sensivelmente o

desgaste direto, diminuindo o atrito entre a fresa e o osso. Geralmente, esse processo ocorre pela minimização do calor oriundo do atrito entre a fresa e a parede óssea, que viabiliza elevação na velocidade de corte e na diminuição da força impingida pelo instrumento no acetábulo ósseo⁹.

Nesse sentido, alguns autores afirmaram que, por causa da pouca condutância térmica do osso cortical a distribuição de calor faz-se de forma lenta, e a temperatura permanece elevada, ainda que seja utilizada a irrigação externa^{2, 3,10 e 11}. Por sua vez, o período de tempo que uma broca permanece afiada depende de características inerentes a ela, a citar: o tipo de material, as propriedades mecânicas e o material de revestimento².

Além destas variáveis, as fresas utilizadas na cirurgia para instalação de implante para desgastes de estruturas da cavidade oral e preparo de cavidades cirúrgicas, estão expostas à corrosão, definida como a deterioração de um material, geralmente metálico, que é acometido por ação química ou eletroquímica do meio². Assim, a seleção do método de lavagem, desinfecção e esterilização das fresas são de fundamental importância para a longevidade da sua vida útil, sendo, a limpeza com escova de aço, um método prejudicial à eficiência de corte¹².

Entende-se o desgaste de uma ferramenta como uma perda contínua e microscópica de partículas, o que culmina com a redução de vida útil, que é definida como sendo o tempo em que a mesma trabalha efetivamente, sem perder o corte ou até que se atinja o critério de fim de vida¹³.

Nesse contexto, a vida de uma ferramenta cirúrgica é uma das mais importantes considerações econômicas na Implantodontia, já que as perdas das condições de corte, desgaste excessivo e avarias fazem com que a ferramenta de corte não produza de forma adequada o seu propósito, elevando assim o custo associado às necessidades de repetições cirúrgicas e aumento do risco de iatrogênias.

Especificamente, no âmbito da Odontologia, tanto a utilização quanto o reprocessamento para uso, afetam a integridade física dos referidos instrumentais, que, por sua vez, podem impactar de forma negativa na osseointegração dos

implantes dentários. Sendo assim, o cirurgião-dentista precisa ter uma boa compreensão destes fatores a fim de estabelecer parâmetros bem concisos, quanto ao momento oportuno para o descarte dos utensílios cirúrgicos inapropriados.

Ainda, está distante o consenso científico entre fabricantes de sistemas de implantes e Implantodontistas, no que diz respeito ao poder de corte destes instrumentais, seja em relação à vida, geometria ou materiais usados. A substituição dos kits cirúrgicos para implantes é considerada uma decisão empírica, uma vez que não existe uma normatização clara para tal tomada de decisão¹⁵.

Tendo em vista a importância dos instrumentais cirúrgicos dentro do processo de osseointegração, estabeleceu-se como objetivo da presente revisão de literatura a avaliação da perda da eficiência das fresas na confecção de alvéolos cirúrgicos em Implantodontia e, desta forma, poder contribuir para a definição de métodos de avaliação da viabilidade de utilização das fresas após seu uso ou ainda determinar a vida útil das mesmas.

2. REVISÃO DISCUTIDA DA LITERATURA

2.1. Implantes osseointegrados

A implantodontia oral é atualmente um desafio no âmbito da odontologia moderna, oferecendo paulatinamente resultados exitosos, com grande nível de aceitação estética e funcional. Entretanto não é a solução perfeita, configura-se como alternativa terapêutica valiosa, quando se trata de reabilitação por implante^{17 e 18}.

Observa-se um crescimento, ao longo do tempo, na utilização dos implantes dentários. Sua aplicação tem surtido enorme eficácia em diversas situações, como por exemplo na reposição de perdas de unidades dentárias por cárie, doença periodontal ou trauma¹⁹.

Não há dúvidas de que os implantes oferecem um elevado nível de precisão, de funcionalidade, conforto, estética, durabilidade, quando fundamentados nos

princípios da osseointegração²⁰. Entendida essa como uma reação bioquímica entre o osso e o óxido de titânio, que cria uma ligação de difícil destruição.

Percebe-se que os princípios basilares da osseointegração trouxeram as ferramentas científicas à prática clínica da odontologia e desde então a Implantodontia, como ciência, foi incorporada de forma definitiva às inúmeras técnicas terapêuticas de reabilitação oral^{19 e 20}.

Os implantes dentários osseointegrados, composto por substâncias inertes e estranhas ao corpo humano, ficam na sua totalidade por baixo do osso periósteo e sua principal vantagem é a concretização de reabilitação com critérios estéticos elevados, ocupando espaços pequenos, muito semelhantes ao outrora ocupado pelo dente natural, sem a necessidade de envolver os dentes retentores naturais^{18 e 20}.

O sucesso da técnica de implante dentário está intrinsecamente ligado à interface obtida entre o biomaterial utilizado na composição do implante e a estrutura óssea receptora do implante. Essa interface criada deve tolerar de forma eficaz a transmissão das forças oclusais. Especificamente, nos implantes osseointegrados, observa-se que as cargas oriundas da função são transmitidas e absorvidas pelo tecido ósseo, fazendo com que estes implantes sejam uma alternativa terapêutica de alta eficácia e com resultados de longa duração previsíveis em grandes populações²¹.

O sucesso dos implantes depende do conjunto de múltiplos fatores, principalmente no que tange este processo de osseointegração, que, por sua vez, também, depende de condições que estão intrinsecamente associadas às especificidades biomecânicas de procedimentos atrelados à preparação da cavidade óssea que receberá o implante²².

2.2. Características ósseas

As características ósseas são de extrema importância para a definição da adoção do implante como técnica terapêutica de reabilitação oral e, por isso, merece uma abordagem dentro dessa temática.

Sabe-se que o tecido ósseo é classificado como um tecido conjuntivo, ricamente vascularizado, possuindo inervação. É composto por células e matriz orgânica mineralizada e passa por processos de regeneração e remodelação. Também está em intensa síntese e reabsorção, permitindo que ocorra a renovação de aproximadamente 5 a 15% da massa óssea total/anual em condições de normalidade²³.

Salienta-se que esses processos que envolvem o tecido ósseo são orientados por fatores de ordem genética, mecânica, vascular, hormonal, nutricional e local²³. Uma avaliação prévia da estrutura óssea, deve estar contemplada no plano cirúrgico e deve ser realizada de forma criteriosa pelo cirurgião-dentista.

Na região maxilar são encontradas quatro tipos de densidades de estruturas ósseas: *(i)* a qualidade um, que inclui estrutura óssea compacta e homogênea; *(ii)* a qualidade dois, que possui uma camada espessa de osso compacto que envolve um núcleo de estrutura óssea trabecular densa; *(iii)* a qualidade três formada por uma fina camada de osso cortical que circunda o osso trabecular denso, mas de resistência favorável; *(iv)* e a qualidade quatro que é uma fina camada de osso cortical que circunda um núcleo de osso trabecular de menor densidade²⁴.

Diante das diferentes qualidades ósseas, faz-se necessário considerar que tipo de osso pretende-se trabalhar, pois quanto maior a densidade do mesmo, mais este será susceptível ao aumento de temperatura decorrente da resistência de sua perfuração pelos instrumentais cirúrgicos, o que poderá ocasionar traumas cirúrgicos que poderão inviabilizar o implante²².

2.3. Traumas cirúrgicos

Uma cirurgia de implante traumática pode conduzir à formação de tecido conjuntivo de características fibrosas na área peri-implante, o que desencadeará, como consequência, a redução da ancoragem do implante à estrutura óssea remanescente²².

Nas cirurgias de implantes, a qualidade da remodelação óssea cicatricial, pode ser influenciada por inúmeros fatores que podem prejudicar ou melhorar o processo de reparo da ferida, e o instrumental cirúrgico é um dos principais fatores, no que diz respeito ao seu estado de conservação²⁵.

Inicialmente, as cirurgias orais menores e maiores eram feitas com trauma físico acentuado, principalmente, pelo uso de cinzéis associados aos martelos. Todavia com a introdução de motores para cirurgias de osteotomias e, conjuntamente com estes, os instrumentos rotatórios, os procedimentos se tornaram menos demorados e mais confortáveis².

Também, corroboram para a redução dos traumas cirúrgicos os aparelhos elétricos, dentre eles o piezoelétrico, que promove osteotomias uniformes, com superfícies de corte mais apropriadas quando comparados com equipamentos pneumáticos^{15, 25}.

Nesse âmbito, emerge a fresa como importante instrumento, para realização de osteotomias com baixo impacto para o tecido ósseo e, por sua vez, favorecendo o processo de osseointegração. Estas fresas devem ser escolhidas, reutilizadas, reprocessadas para utilização, e descartadas de forma criteriosa pelo cirurgião-dentista. Do contrário, isso pode trazer inúmeras complicações para o paciente, e conduzir ao insucesso do implante.

Sartori *et al.*¹⁴ realizaram um estudo que objetivou demonstrar o desgaste das brocas após as osteotomias e perceberam que houve uma perda de massa em todos os grupos de brocas analisadas, sendo a perda proporcional ao número de perfurações realizadas, o mesmo foi observado com relação ao aumento de rugosidade.

Em um estudo realizado por Paterno Junior *et al.*²², objetivando avaliar o aquecimento ósseo no ato da perfuração e o desgaste das fresas, observou-se que ocorria geração de calor e consequente aquecimento ósseo além do esperado, quando se utilizava para perfuração fresas desgastadas ou se tinha uma insuficiente irrigação durante o procedimento cirúrgico.

Os autores Paterno Junior *et al.*²² chamam a atenção, ainda, para o fato de que independente de quão cuidadosa seja a técnica de preparo, uma zona necrótica inevitavelmente vai se formar. Entretanto, a amplitude dessa zona vai variar com a intensidade do calor friccional gerado pelas fresas durante o procedimento cirúrgico.

Observa-se, então, que a influencia da condição de corte, das fresas utilizadas em osteotomias para implantes, possui uma relação direta com o aumento de temperatura durante os procedimentos dentais e tem sido motivo de outros estudos e experimentos na Odontologia^{15 e 26}.

Uma conduta indicada para o controle do aumento prejudicial da temperatura, durante as osteotomias é o uso de irrigação com solução salina objetivando resfriar a cavidade de perfuração, de modo a evitar a necrose óssea excessiva²⁷.

Outro ponto importante a ser destacado, são as rotações por minuto - RPM, que são características dos contra-ângulos de implantes. Sharawy *et al.*²⁸ e Iyer *et al.*²⁹ desenvolveram estudos enfocando essa problemática, sendo que o primeiro constatou o valor de 2500 rpm como ideal para reduzir o risco de danos ósseos correlacionados à elevação lesiva da temperatura, na confecção de alvéolos cirúrgicos; e o segundo estudo após avaliação histológica, asseverou que a taxa de cura e melhor qualidade de formação óssea existem quando perfurações ósseas surgem de alta velocidade, uma vez que neste trabalho avaliando velocidades de perfuração de 2.000 rpm, 30.000 rpm e 400.000 rpm a produção de calor foi inversamente proporcional a velocidade utilizada.

Enfatiza-se que se deve observar o desgaste das fresas, mais também se deve atentar para o fato de que fresas com baixo coeficiente de atrito, tem maior facilidade de deslizar nos leitos para inserção de implantes, permitindo uma técnica cirúrgica com minimização de calor sobre as paredes ósseas adjacentes ao leito cirúrgico²².

Nesse sentido, questiona-se: quantas vezes pode ser reutilizada uma fresa cirúrgica a fim de evitar o trauma cirúrgico?

2.4. Manutenção de fresas

As fresas odontológicas são instrumentais cirúrgicos que possuem a função primordial de preparar o alvéolo ósseo para posterior inserção dos implantes. A grande maioria das fresas odontológicas são constituídas de aço inoxidável, e isso se deve à combinação de propriedades mecânicas apropriadas e alta resistência à corrosão. Entretanto, apesar de apresentar uma resistência à corrosão superior à maioria dos metais conhecidos, observa-se que em meios muito agressivos os aços inoxidáveis podem sofrer corrosão, conseqüentemente, podendo prejudicar de alguma maneira a sua durabilidade ou aparência⁸.

Em sua grande maioria, os instrumentos cirúrgicos e odontológicos são constituídos de aço inoxidável martensítico, que são ferromagnéticos e podem ser facilmente trabalhados a quente ou a frio e apresentam boa resistência à corrosão devido à presença de cromo, sendo empregados quando exigido alta dureza e resistência ao desgaste⁶.

A fresa, depois de utilizada, deve ser lavada com água corrente e sabão neutro, com fricção manual para remoção de sujidades. Posteriormente, deve ser seca com tecido que não deixe resíduos e, por fim, acondicionada em invólucro apropriado para esterilização. Entretanto, a repetição desse procedimento de esterilização pode levar ao desgaste da fresa e modificá-las estruturalmente^{6 e 30}.

Fais *et al.*³¹ e Whitworth *et al.*³² avaliaram os métodos de limpeza sobre a eficiência de corte e características morfológicas das fresas de aço e concluíram que a limpeza com escovas de nylon ou pelo uso do ultrassom com água destilada ou desincrustante também desgastam esses instrumentos. Entretanto, ainda assim constituíam-se em um passo seguro no sentido de prevenir a perda da eficiência desses instrumentos.

O uso da fresa repetidas vezes, para perfuração óssea, pode levar ao desgaste, consoante confirmado em estudo realizado por Queiroz *et al.*³³, cujo propósito foi avaliar o efeito da osteotomia para implantes sobre a viabilidade celular óssea imediata e verificar o desgaste das fresas por microscopia eletrônica de varredura

(MEV), que confirmou o desgaste e a deformação plástica das fresas a partir do 30º (trigésimo) uso.

A reutilização de fresas durante o preparo do leito receptor do implante pode aumentar o desgaste das mesmas, o que ocasiona redução da sua eficiência de corte, e, conseqüentemente aumento do calor friccional^{34 e 35}. Santos *et al.*³⁶ observaram o mesmo evento supracitado, qual seja uma relação proporcional entre a temperatura, a rugosidade e deformação das fresas *versus* sua reutilização.

Entretanto, Ercoli *et al.*³⁴, ao realizarem um estudo semelhante, verificaram que não houve significativas variações na temperatura. Os autores chamaram à atenção para o tipo de material constitutivo da fresa, pois isso interferiu significativamente no resultado da preparação do alvéolo cirúrgico.

3. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os artigos utilizados nesta revisão sugerem que o uso de irrigação abundante, fresas novas, métodos adequados de reprocessamento, e pressão adequada promovem um trauma cirúrgico mínimo, sem comprometer os alvéolos cirúrgicos.

Aqueles que simularam as intervenções cirúrgicas em protótipos afirmaram que, de alguma maneira, a sequência de osteotomias aumenta a temperatura intraóssea durante a cirurgia de implantes, bem como o desgaste destes instrumentos.

Os métodos de limpeza das fresas alteram a eficiência de corte e características morfológicas destas, mas a limpeza com escovas de nylon ou uso do ultrassom com água destilada têm sido citados como os menos danosos.

Não está claro na literatura científica o momento adequado para o descarte das fresas utilizadas no preparo de alvéolos cirúrgicos. Isso culmina com a necessidade da realização de novos estudos, que possam estabelecer um parâmetro objetivo de descarte, a fim de orientar o cirurgião dentista a não reutilizar fresas que já estejam deterioradas.

REFERÊNCIAS

1. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:35.
2. Yacker MJ, Klein M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:634-638.
3. Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:44-47.
4. Barbosa PA. Furação de ferro fundido austemperado e nodular perlítico. [dissertação]. Uberlândia(MG): Universidade Federal de Uberlândia, Escola de Engenharia Mecânica, Minas Gerais; 2009.
5. Iyer S, Weiss CM. Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies: Part I - Relationship between drill speed and healing. *Int. J. Prosthodont.* 1997;10:411.
6. Vasconcelos VSL. Avaliação do desempenho de fresas cirúrgicas para implantes osseointegráveis. [dissertação]. Rio de Janeiro: Ministério da Defesa, Exército Brasileiro, Instituto Militar de Engenharia, Departamento de Ciência e Tecnologia; 2012.
7. Diniz AE, Micaroni R. Influence of the direction and flow rate of the cutting fluid on tool life in turning process of AISI 1045 steel. *Int. Journal of Machine Tools & Manufacture.* 2007;47:247-254.
8. Ciuccio RL, Luiz NE, Jacomini FA. Determinação das resistências à esterilização em autoclave, à corrosão térmica de instrumental cirúrgico: estudo de caso. *J. Innov. Implant.* 2010;5:40-44.
9. Bertolete MC, Viana BS, Evangelista NL. Revestimento de ferramentas e implantodontia. *J. Innov. Implants.* 2010;5:41.
10. Cordioli G, Majzoub Z. Heat generation during implant site preparation: An in vitro study. *Int J. Oral Maxillofac Implants.* 1997;12:186-193.
11. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J. Bone Joint Surg.* 1972;54:297-308.
12. Fais LMG, Scardueli CR, Bordignon DC. Influência de diferentes métodos de limpeza sobre a eficiência de corte e as características morfológicas de fresas Carbide. *Rev. de Odontologia da UNESP.* 2011;40(4):166-173.
13. Diniz AE, Marcondes FC, Coppini NL. Tecnologia da usinagem dos materiais. São Paulo: Artliber; 2000.

14.Sartori EM, Shinohara EH, Ponzoni D. Evaluation of deformation, mass loss, and roughness of different metal burs after osteotomy for osseointegrated implants. *J. Oral Maxillofac Surg.* 2012;70:608e-621e.

15.Bertolete MC. Determinação da vida de brocas utilizadas em implantodontia e influência das condições de corte. [dissertação]. Minas Gerais: Universidade Federal de Uberlândia, Escola de Engenharia Mecânica; 2009.

16.*Conselho Federal de Odontologia. Resolução do Conselho Federal de Odontologia N.º 185 / 2013. Disponível em: <http://www.cfo.org.br>. Acesso em: 30 jul. 2013.*

17.Lemus C, Leticia M, Almagro U, Zoraya E, Sáez CR, Justo DM, Sánchez SC. Fallas mecánicas y biológicas en las prótesis sobre implantes. *Rev. Haban. Cienc. Méd.* 2012;11(4):563-577.

18.Morell RAS, Pantoja AA, Prats MI, Fonseca ALR, Zamora YMR. Puente complejo de porcelana sobre implantes Mis - Seven. *Rev. Dent. Press. Ortodon. Ortop. Facial.* 2013;17(1):86-91.

19.Silva LCF, Vasconcelos BCE, Vasconcelos RJH, Anjos ED. Reposição cirúrgico-ortopédica de implante mal posicionado: Relato de caso. *Rev. Dent. Press. Ortodon. Ortop. Facial.* 2005;10(3):118-124.

20.Lemus C, Leticia M, Almagro UZ, Claudia LCA. Origen y evolucion de los implantes dentales. *Rev. Haban Cienc. Méd.* 2009;8(4):1.

21.Magini RS, Schiochett C. Historicos dos implantes: do sonho à realidade. *Rev. Bras. de Odontologia.* 1999;56(950):245-251.

22.Paterno, J, Joly JC, Abrão CV. Evaluation of bone heating and drill wear of different dental implant systems: in vitro study Dario. *Revista Implantnews.* 2011;8(5):601-608.

23.Tfaile SC, Spin-Neto R, Junior ME, Marcantonio CRA. Caracterização radiográfica ex vivo de biomateriais utilizados para regeneração óssea em mandíbulas de porco. *Rev. Odont. UNESP.* 2012;41(3):169-176.

24.Lekholm U, Zarb GA. Patient Selection and preparation. In: Branemark P-I. *Tissue Integrated Protheses: Osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence, 1985.

25.Domingos P, Ribeiro JR, Christiane V, Barleto DA, Ribeiro MA, Matsumoto B. Evaluation of Different Rotary Devices on Bone Repair in Rabbits. *Dent. J.* 2007;18(3):215-219.

26.Comar KA. Relação entre o desgaste das brocas e o aumento de temperatura e carga durante a perfuração óssea em implantodontia. [dissertação]. São Paulo: Universidade de Santo Amaro, Faculdade de Odontologia, 2006.

- 27.Sener BC, Dergin G, Gursoy B. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clin. Oral Implants Rev.* 2009;20:294.
- 28.Sharawy M, Misch CE, Weller N. Heat generation during implant drilling: The significance of motor speed. *J. Oral Maxillofac Surg.* 2002;60:1160-1169.
- 29.Iyer S, Weiss C, Mehta A. Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies: Part I - Relationship between drill speed and healing. *Int. J. Prosthodont.* 1997;10:411.
- 30.Simamoto PC, Soares CJ, Rodrigues RB. Comparison of different wear burs after cavity preparation and sterilization methods. *Rev. Odontol. Bras. Central* 2012;21(59) 547-551.
- 31.Fais LMG, Scardueli CR, Bordignon DC. Influência de diferentes métodos de limpeza sobre a eficiência de corte e as características morfológicas de fresas Carbide. *Rev. Odontol. UNESP.* 2011;40(4):166-173.
- 32.Whitworth CL, Martin MV, Gallagher MA. Comparison of decontamination methods used for dental burs. *Br. Dent. J.* 2004;197:635-640.
- 33.Queiroz TP, Souza FA, Okamoto R, Pereira-Filho VA, Margonar R, Gulinelli JL. Análise da viabilidade celular imediata e do desgaste das fresas após osteotomia para implantes. *Revista de Odontologia da UNESP.* 2007;36:1.
- 34.Ercoli C, Funkenbuch PD, Lee HJ. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: A study of drill durability. *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:335-349.
- 35.Queiroz TP, Souza FA, Okamoto R. Evaluation of immediate bone-cell viability and of drill wear after implant osteotomies: Immunohistochemistry and scanning electron microscopy analysis. *J. Oral Maxillofac Surg.* 2008;66:1233-1240.
- 36.Santos PL, Queiroz TP, Margonar RBW, Rezende RR. Evaluation of bone heating, drill deformation, and drill roughness after implant osteotomy: Guided surgery and classic drilling procedure. *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(1):51-58.

MANUSCRITO II

ALTERAÇÃO FÍSICA DAS FRESAS APÓS OSTEOTOMIAS E ESTERILIZAÇÃO

RESUMO

O bom estado das fresas utilizadas em osteotomias na área da implantodontia, é de fundamental importância para uma técnica cirúrgica minimamente invasiva, já que pesquisas nesta área revelam que os desgastes destes instrumentos tendem à produzir um significativo aumento da temperatura, potencializando a desvitalização óssea na preparação do leito cirúrgico. O objetivo deste estudo foi analisar o desgaste das fresas utilizadas em osteotomias para implantes dentários; bem como comparar as alterações físicas dos grupos e dos tipos de revestimentos após suas utilizações; e avaliar a diferença de alterações com e sem esterilização. Foram utilizadas 96 fresas, sendo 48 tipo lança (24 de aço e 24 de Diamond like carbon- (DLC)) e, 48 tipo helicoidal (24 de aço e 24 de DLC) divididas em 04 grupos:(G0), (G1), (G2) e G3, respectivamente com 0, 45, 90 e 135 osteotomias, com e sem processo de esterilização, avaliadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Para as osteotomias, foram utilizadas costelas bovinas, com dimensões de 20cm de comprimento. Os resultados encontrados: evidenciaram desgaste das fresas após 90 osteotomias, p valor < 0,001; ausência de evidências de desgaste relacionado ao processo de esterilização; e melhor desempenho das brocas helicoidais de aço do grupo G2 em relação às helicoidais DLC do mesmo grupo, analisados pelos testes estatísticos de Mann-Whitney e de Friedman além do teste *post hoc* de Dunn. A análise comparativa com os parâmetros do grupo controle, conduziu a conclusão que a segurança quanto ao desgaste das fresas se dá até o número de 90 osteotomias.

PALAVRAS CHAVES: Implantes Dentários, Aço Inoxidável, Osteotomia, Esterilização.

ABSTRACT

The good condition of the cutters used in osteotomy in the field of implant dentistry, are of fundamental importance for a minimally invasive surgical technique, since research in this area shows that the wear of these instruments tend to produce a significant rise in temperature, increasing bone devitalized preparation the surgical bed. The objective of this study was to analyze the wear of cutters used in osteotomy for dental implants; compare well with the physical alterations of the groups and types of coatings after their use; and evaluating the difference changes with and without sterilization. 96 cutters were used, 48 type throws (24 of 24 Diamond steel and carbon- like (DLC)) and 48 helical (24 steel and 24 DLC) divided into 04 groups: (G0), (G1) (G2) and G3 respectively with 0, 45, 90 and 135 osteotomies, with and without sterilization process, evaluated by scanning electron microscopy (SEM). For osteotomies, beef ribs were used, with dimensions of 20cm long. The results: showed wear of cutters after 90 osteotomies, p value <0.001; lack of evidence relating wear to the sterilization process; and better performance of the twist drill steel G2 in relation to the helical DLC same group analyzed by the statistical Mann-Whitney and Friedman beyond Dunn post hoc test. A comparative analysis with the parameters of the control group, led to the conclusion that security for wear of the cutter is given to the number of 90 osteotomies.

KEY WORDS: Dental Implants, Stainless Steel, Osteotomy, Sterilization.

1. INTRODUÇÃO

A implantodontia já está lastreada sobre fortes pilares, completando em 2015, seus primeiros 50 anos de consolidação, servindo como ferramenta precípua à reabilitação oral. Os estudos realizados sobre os instrumentais odontológicos utilizados nas osteotomias do leito para implantes descrevem a relação direta entre as avarias ocorridas neles e o aumento do trauma cirúrgico, consequentes do aumento de calor local acima de 47°C, dificilmente dissipado por conta das características fisiológicas do osso da cavidade oral, osso curto com uma considerável camada cortical, o que culmina no aumento da área de necrose tecidual por apresentar baixa condutividade térmica, gerando uma maior fibrose local e redução da estabilidade inicial dos implantes¹⁻⁸.

Em face das especificidades ósseas apresentadas na cavidade oral, faz-se imprescindível irrigar abundantemente todo o processo cirúrgico de realização de osteotomias, vez que já foi observado e está comprovado que a irrigação profusa tende a reduzir a produção de calor, que é maléfica para o processo de cicatrização tecidual.⁹

Entretanto, pesquisas realizadas por Santos *et al.*⁸ e Migliorati *et al.*¹⁰ constataram que mesmo com a utilização da irrigação de forma adequada, nas cirurgias guiadas há uma elevação de temperatura durante as osteotomias mais elevada que a observada nas cirurgias convencionais. Contudo, os pesquisadores relacionam esse fenômeno de elevação térmica, mesmo com irrigação suficiente, ao obstáculo proporcionado pelo guia cirúrgico, bem como aos artefatos ou instrumentais, utilizados durante o procedimento.

Strbac *et al.*¹¹ e Strbac *et al.*¹² salientam que a irrigação deve ser proveniente da ponta da fresa, justificando que essa é a melhor escolha para osteotomias de comprimentos de trabalho superiores a 10mm.

A pesquisa realizada por Scarano, Piattelli e Assenza¹³ revelou que outro fator influencia o aumento da temperatura durante as osteotomias, aumentando a

possibilidade de necrose tecidual. Sinaliza o formato das fresas, como sendo este fator e afirma que as fresas de geometria cônica promovem menor temperatura de fresagem, quando relacionadas comparativamente com as fresas de geometria cilíndrica.

É concílio, que a necrose tecidual aumentada gera um maior tempo de reparo tecidual do leito cirúrgico, e, minimizar esses efeitos negativos perpassa, também, pela manutenção correta dos instrumentais. Percebe-se que a importância da qualidade dos instrumentos odontológicos é de extrema relevância, quando se objetiva maior sucesso dos tratamentos implantodônticos¹⁴⁻¹⁹. Nesse âmbito, o achado que emerge com maior frequência nos estudos realizados é que a deformação das brocas é diretamente proporcional ao uso^{1, 7 e 8}.

No entanto, os revestimentos das fresas odontológicas, utilizadas nas cirurgias de implantes dentários, também interferem nesse processo de modificação das mesmas, pois dependendo do material utilizado na sua constituição, o mesmo vai oferecer uma maior resistência à corrosão e a deformação pelo uso²⁰.

Observa-se que a maior parte das fresas utilizadas na Odontologia são formadas de aço inoxidável, e isso confere a elas alta resistência²⁰.

A busca pela alta resistência das fresas objetiva reduzir o desgaste das mesmas, minimizando o atrito destas com os tecidos adjacentes. Nesse universo de materiais constituintes das fresas, desponta o Diamante Like de Carbono, muito conhecido pelas siglas DLC. Este tem sido muito utilizado nas áreas da medicina e da odontologia devido a sua biocompatibilidade, hemocompatibilidade e inexistência de citotoxicidade^{21,23}.

Chama-se atenção às assertivas de suma importância, que são discutidas de forma aprofundada nos estudos que abordam a temática em questão: aquecimento do osso consequente do processo de osteostomias pode conduzir a necrose na área cortical e ou afetar toda região tissular; a extensão da necrose varia de acordo com fatores como irrigação e o controle da temperatura; e a repetição do uso de brocas

durante a preparação do leito receptor poder aumentar o desgaste, reduzindo a eficácia da perfuração^{1,7 e 8}.

Outro ponto importante que merece considerações, já que comumente é encarado de forma empírica, são as orientações que subsidiam a decisão do Cirurgião de substituir as fresas ou o kit cirúrgico²², principalmente no que tange um número de utilizações superior a 100 vezes. Faz-se necessário entender o processo de desgaste das fresas, para que se possa estabelecer parâmetros de descarte que minimizem os efeitos deletérios de uma reutilização maléfica²⁴ ou o descarte equivocado de instrumental ainda viável, que poderá elevar os custos do tratamento.

Assim indo além das pesquisas sobre as alterações físicas das brocas pelo uso, procurou-se pesquisar, também, as alterações físicas das fresas quando submetidas ao processo de limpeza e de esterilização. Entendendo, que esses procedimentos de reprocessamento das brocas cirúrgicas são necessários para salvaguardar o ambiente de contaminação biológica.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

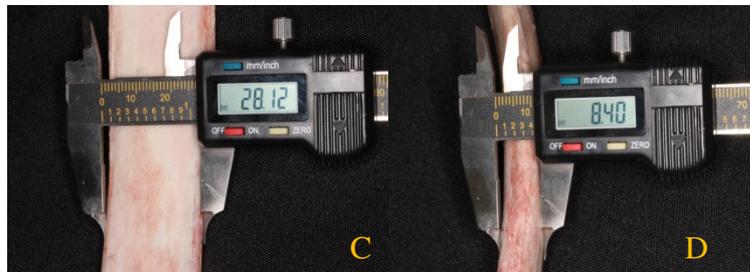
2.1. Desenho de estudo

Este estudo experimental descritivo utilizou de um modelo animal, a costela bovina, oriundas de açougue, de animal previamente abatido^{1,7,25,27} onde foram selecionadas 65 unidades, com os seguintes critérios de inclusão: comprimento de 20 centímetros, no mínimo 1 milímetro de dimensão cortical envolvendo o espécime, largura acima de 27 milímetros e espessura superior a 8 milímetros (Fig.1).

Figura 1: A - Costela bovina com 20,0mm; B- Cortical 1,0mm; C- Largura da costela; D- Espessura da costela.



Figura 1: A - Costela bovina com 20,0mm; B- Cortical 1,0mm; C- Largura da costela; D- Espessura da costela.



As mensurações foram realizadas por meio de um paquímetro digital com precisão de 0,01mm (Modelo 500-144B – Mitutoyo – Brasil) e as costelas que não se enquadraram nos aspectos de inclusão da pesquisa foram descartadas.

Este modelo animal foi escolhido devido à sua boa densidade óssea e equilíbrio entre a porção cortical e medular similar ao osso mandibular humano^{1,7}. As costelas tiveram o tecido mole e o perióstio removidos, descartadas as epífises e foram conservadas refrigeradas à temperatura de 5°C.

Pontua-se que o projeto proposto está de acordo com a Resolução nº 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Ética em Pesquisa e que, antes de ser efetivado foi submetido ao Comitê de Ética e Pesquisa Animal da Escola Baiana de Medicina e Saúde Pública, sob o n.º 0001/2014 e que obteve parecer unânime favorável a sua realização irrestrita em 22 de maio de 2014 (Anexo 1).

Antes da realização das osteotomias, as costelas foram descongeladas por meio da imersão em solução salina (soro fisiológico 0,9% - NaCl) e aquecidas, até que a temperatura das mesmas estivesse semelhante à corpórea humana de 37°C

Como aparelho para irrigação e fresagem foi selecionado um motor elétrico (Surgic XT, Neodent, Curitiba, PR, Brasil), composto por bomba peristáltica acoplada, proporcionando a utilização de irrigação e com velocidade de 1200rpm. e torque de 35N para confecção dos alvéolos cirúrgicos⁹, e um contra-ângulo redutor de 20:1 (NSK, Suzano, São Paulo, Brasil). Foi realizada irrigação externa profusa por meio

de solução de cloreto de sódio a 0,9% (Segmenta, Ribeirão Preto, São Paulo), durante toda a preparação. As osteotomias foram executadas por um único operador calibrado. O contra-ângulo foi acoplado a um braço mecânico adaptado, com movimentação vertical (Fig.2), o que proporcionou pressão constante guiada^{1,7}

Utilizaram-se 96 fresas TitaniumFix (São José dos Campos, São Paulo, Brasil), sendo 24 tipo lança de aço, 24 tipo lança , de aço Diamond like carbon (DLC), 24 tipo helicoidal de aço e 24 tipo helicoidal, de DLC (Fig.10). As fresas em aço são caracterizadas por terem estrutura em aço e revestimento de Nitreto de Titânio (TiN) e as DLC possuem estrutura em aço inox e cobertura de carbono tipo diamante, utilizadas para osteotomias sequencialmente, ambos os tipos de fresas possuem diâmetro de 2,0mm, e foram utilizadas para perfuração óssea, numa profundidade constante de 7,0mm (Fig.11).

Figura 2: A- Contra ângulo acoplado ao verticalizador.; B- Fresas de Aço e DLC ;C- Comprimento de perfuração 7,0mm.



Como metodologia avaliativa, dividiu-se o conjunto de brocas em quatro grupos:

-grupo G0 (controle), composto por 24 fresas com diâmetro de 2,0mm (06 do tipo lança de aço com revestimento de Nitreto de Titanium (NiT), 06 tipo lança de aço com revestimento de carbono tipo diamante DLC, 06 fresas helicoidais de aço com revestimento de Nitreto de Titanium e 06 do tipo helicoidal aço com revestimento de carbono tipo diamante DLC, que nunca foram utilizadas em osteotomias,

subdivididas em sub grupo G0A e G0B respectivamente sem esterilização, apenas limpas com gaze, e com esterilização.

-grupo G1, similar ao grupo anterior representado por 45 osteotomias subdivididas em subgrupos (G1A e G1B), onde às fresas do subgrupo (G1A) foram submetidas a 90 perfurações sem serem esterilizadas e o segundo subgrupo (G1B) esterilizado.

-grupo G2 composto pelo mesmo grupo de brocas dos anteriores, que foram utilizadas 90 vezes em osteotomias, também subdivididas em subgrupos (G2A e G2B), onde às fresas do subgrupo (G2A) foram submetidas a 90 perfurações sem serem esterilizadas e o segundo subgrupo (G2B) esterilizado.

-grupo G3 similar aos anteriores, foram utilizadas 135 vezes em osteotomias, também subdivididas em subgrupos (G3A e G3B), onde às fresas do subgrupo (G3A) foram submetidas a 135 perfurações sem serem esterilizadas e o segundo subgrupo (G3B) esterilizado.

Atribui-se cores aos grupos de acordo com o quadro 1.

Quadro 1: Cores referentes aos grupos trabalhados.

G1	
G2	
G3	

Chama-se atenção que as características comuns entre os grupos foram avaliadas, inicialmente, tendo como referência o grupo controle (G0), sem nenhuma solicitação mecânica, e ao final das utilizações de todas as amostras dos três grupos estas foram comparadas.

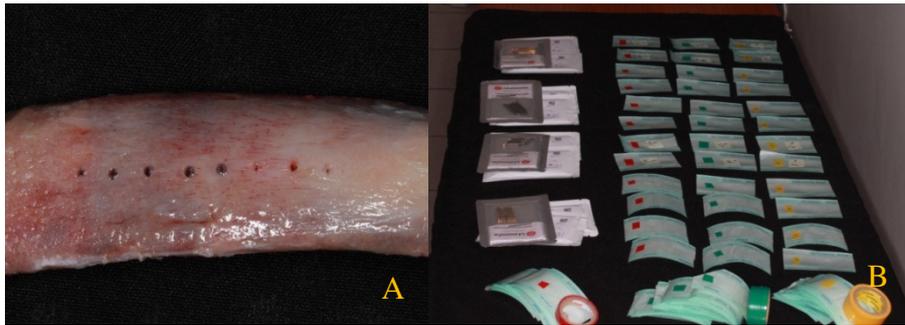
2.2. Procedimentos laboratoriais

Como procedimento laboratorial, foi seguida uma sequência de fresagem de grupos com aleatorização simples, obedecendo a sequência de: primeiramente, uma fresa tipo lança antecedendo toda fresagem e em seguida a utilização de uma broca tipo

helicoidal. A broca tipo lança teve como finalidade ultrapassar a cortical óssea externa até a profundidade pré-estabelecida de 7.0mm de comprimento de fresagem em seguida era utilizada uma broca helicoidal de 2.0mm numa profundidade, também, de 7,0mm, finalizando a osteotomia (Fig.3). Todas as fresas foram submetidas a microfotografia.

Após a fresagem cada broca utilizada foi acondicionada em um "post", e após todas as fresagens, estas foram redistribuídas em seus grupos específicos; quanto aos grupos correspondentes a serem esterilizados, estes passaram pelo processamento químico e etapa específica de esterilização, perfazendo a sequência pré-estabelecida para cada um dos grupos. (Fig.3)

Figura 3: A- Osteotomias finalizadas; B- Posts identificados por cores, correspondente ao grupo.



2.3. Procedimentos de esterilização

No que tange o processo de desinfecção e esterilização, de acordo com as orientações adotadas pela Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública (EBMSP), o instrumental passa, primeiramente, por um processo de pré-lavagem, descontaminação e enxágue. A pré-lavagem é realizada, inicialmente, através da limpeza manual que consiste na imersão do material em um cesto vazado dentro de um recipiente contendo o detergente enzimático Liquizime-Ruhof (Mineola, Nova Iorque, EUA) por um período de 3 minutos. Posteriormente, procede-se a lavagem com detergente líquido neutro Atol (Amparo, São Paulo, Brasil) utilizando-se, para isso, escovas. Posteriormente procedeu-se ao enxágue e secagem com panos limpos. Ao fim dessas etapas, o material é posto para ser esterilizado em pacotes

individualizados, envelopes de papel grau cirúrgico associado a filmes laminados de polipropileno (*post*).

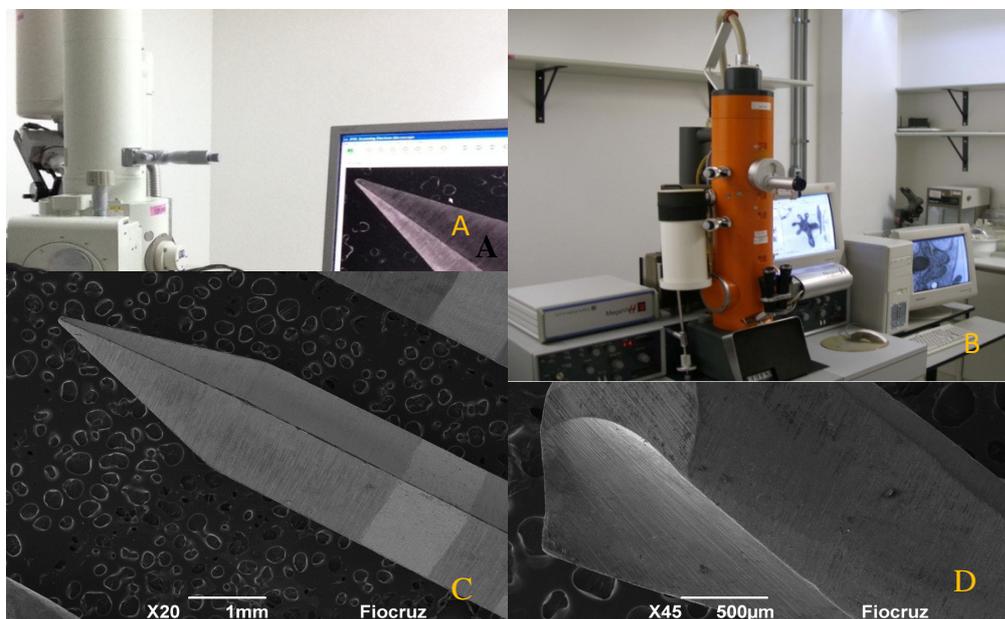
Para o processo de esterilização utilizou-se uma autoclave de calor úmido (Cristófoli, Campos Mourão, Brasil) com temperatura de 127°C, ciclos de 40 minutos de esterilização e 15 minutos de secagem.

2.4. Procedimentos de microscopia

Esclarece-se que, as fresas do grupo controle, G0A e G0B foram submetidas à microscopia e os demais grupos após atingir o limite pré fixado de osteotomias de cada grupo e esterilização, foram encaminhadas para o Serviço de Microscopia Eletrônica da Fundação Osvaldo Cruz (FIOCRUZ), Centro de Pesquisa Gonçalo Moniz. As fresas foram estabilizadas através de fita dupla face de carbono, sobre a mesa de avaliação da amostra, para análise por microscopia eletrônica de varredura (MEV), JOEL JSM-6390LV resolução de 3 nm em 30 Kv (modo alto vácuo) e 4nm em 30Kv (modo baixo vácuo), com sistema de microanálise (Fig.4)

Foram utilizadas como referências as medidas: Word Distance (WD)= 38, Spot Size (saída da ponta da coluna até a amostra)= 40 e Aceleração de voltagem= 8, e através do programa *Sem Main Menu*, foram feitas as ampliações de 45x e 20x e fotomicrografias das respectivas imagens.(Fig.4).

Figura 4: A- Programa de processamento; B- MEV; C- Magnificação de 20X, G0SE; D- Magnificação de 45X, G1SE.



2.5. Coleta de dados

Efetivou-se a análise das fresas, comparando-as com os parâmetros extraídos do grupo controle (G0). Como parâmetros qualitativos de danos foram estabelecidos de acordo com o quadro abaixo:

Quadro 2: Parâmetros qualitativos de dano.

ESCORE	TIPO DE ALTERAÇÃO	CÓDIGO
0	Ausência de Alteração	AA (Ausência de Alteração)
1	Presença de Sulcos Fissuras e Delaminação	AI (Alteração Inicial)
2	Presença de Cratera	AM (Alteração Média)
3	Deformação da Forma	AM _x (Alteração Máxima)

2.6. Métodos estatísticos utilizados

A análise estatística dos resultados obtidos, foi elaborada pelos denominados “testes estatísticos não paramétricos”, Mann-Whitney e de Friedman para pareados, que consistem em testes para definir o nível de semelhança ou diferença entre dois momentos de uma mesma amostra ou população, e utilizado o teste de Dunn, para diferenças significativas entre os pares. Este último teste estuda as diferenças entre duas situações de uma mesma população para avaliação da significância.

O banco de dados foi criado no Excel 2003 e analisado no Software R (versão 3.1.2). Foi feita uma análise descritiva (mediana e quartis) com a finalidade de identificar as características gerais e específicas da amostra estudada.

3. RESULTADOS

Avaliando-se o nível de desgaste geral das fresas após suas utilizações, a análise estatística de Friedman e avaliação das diferenças significativas entre os pares pelo teste a posterior de Dunn observaram a existência de alteração física das fresas no grupo G3. Obteve-se p -valor $< 0,001$ para a associação entre o Grupo G3

comparando-se com os demais grupos, determinando que significativamente as fresas deste grupo sofreram desgaste. (Tabela 1)

Tabela 1 - Correlação entre o desgaste das fresas e o número de utilizações.

Variáveis	Mediana	Q1-Q3
Controle	0 ^a	0-0
Osteotomia 45	0 ^a	0-0
Osteotomia 90	0 ^a	0-1,0
Osteotomia 135	2,5 ^b	1-3
p-valor	<0,001	

^{a,b} Letras diferentes indicam diferenças significativas entre os pares pelo teste de Dunn.

Na tabela abaixo, evidencia-se a existência de significância estatística nas alterações físicas sofridas, tanto para as brocas do grupo G3A utilizadas até 135 vezes sem serem esterilizadas, como também nas que passaram pelo processo de esterilização (G3B), $p < 0,001$ comparando-as com os demais grupos. Porém entre os grupos G0, G1 e G2 não se observaram alterações significativas. (Tabela 2).

Tabela 2- Correlação entre o desgaste das fresas, n.º de utilizações e influência da esterilização

Variáveis	Esterilização				p-valor
	Não		Sim		
	Mediana ¹	Q1-Q3	Mediana ²	Q1-Q3	
Controle	0 ^a	0 - 0	0 ^a	0 - 0	1,000
Osteotomia 45	0 ^a	0 - 0	0 ^a	0 - 0,75	0,514
Osteotomia 90	0 ^a	0 - 0,75	0,5 ^a	0 - 2,5	0,242
Osteotomia135	2 ^b	1 - 3	2,5 ^b	2,0 - 3,0	0,514
p-valor	<0,001		<0,001		

^{1,2}Letras diferentes nas colunas indicam diferenças significativas entre os pares pelo teste de Dunn.

^{a,b} Letras diferentes indicam diferenças significativas entre os pares pelo teste de Dunn.

As letras a e b sobre-escritas nas tabelas 1 e 2 informam que entre os grupos com letras similares não ocorreu diferença com significância estatística, porém entre os grupos com letras diferentes houve diferença caracterizada por p-valor $<0,001$.

Observou-se, por análise de imagens obtidas por meio do MEV, que depois de 45 osteotomias houve pouco desgaste das fresas, entretanto nas fresas LC, houve sinais de deformação geométrica na ponta ativa, porém sem significância estatística. As análises das microfotografias das brocas de aço, apresentam uma imagem de superfície mais regular que comparada às fresas de carbono. Todavia, sem diferença estatisticamente significativas.

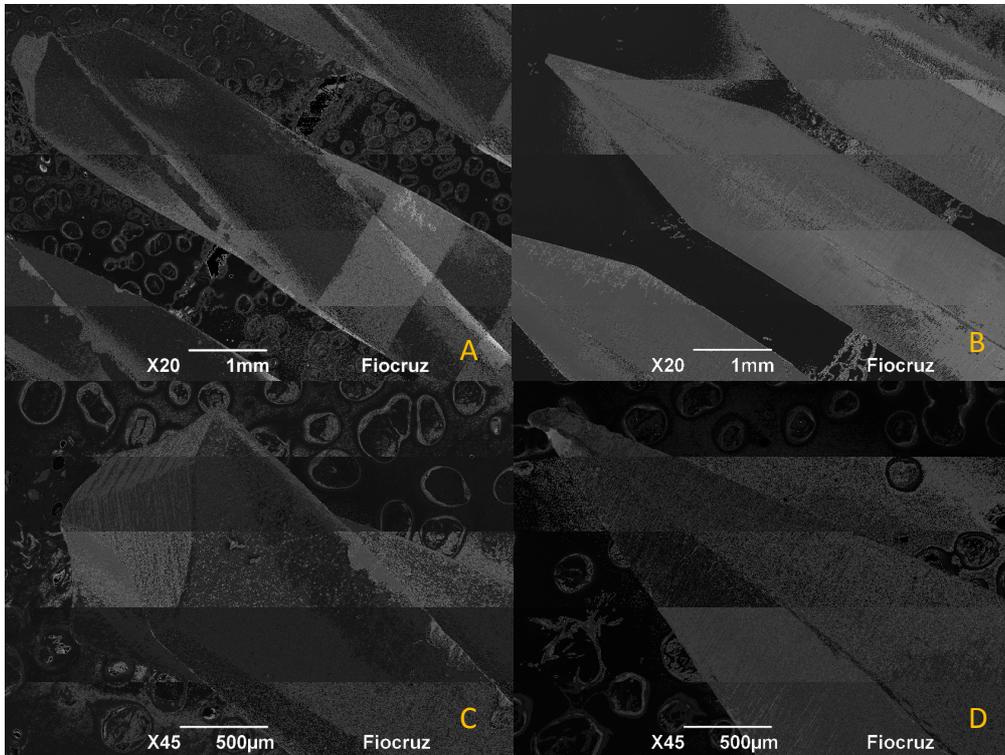
A existência de alteração física nos grupos foi constatada após análise no MEV. Esta perda ocorreu gradualmente após 45 osteotomias e de forma diretamente proporcional ao número de perfurações realizadas.

No grupo G1 não foi evidenciado desgastes, enquanto aqueles percebidos no G2 foram na maioria registrados como fissuras e ranhuras. Também, não se observou alterações significativas entre os subgrupos de esterilização comparando com os subgrupos sem esterilização. As fissuras e ranhuras foram constatadas na microscopia eletrônica de varredura, por meio da verificação de presença de zonas de deformação nas amostras. A perda de substrato ou delaminação- ficou confirmada de forma mais contundente, nas fresas helicoidais DLC do Grupo G3.

Continuando a análise da tabela 2, permite a observação comparativa entre fresas do mesmo grupo, avaliando os subgrupos destas com a representação do p-valor desta comparação nas linhas da tabela, e nas colunas, comparativo entre os tempos também com o p-valor registrado.

Algumas deformações foram evidentes ao MEV, a citar a deformação sofrida por uma fresa LA do G3, que revelou uma ponta ativa com alteração máxima de forma; e uma broca helicoidal de carbono evidenciando crateras, sugerindo contraindicação de reutilização.(Fig.5)

Figura 5: A- Fresa Helicoidal Carbono com desgaste tipo cratera; B- Fresa Lança Aço com ausência de desgaste; C- LA, G3 sem esterilização e com deformação AMx ; D- Fresa Helicoidal Carbono G3 (135 perfurações).



Entre as fresas helicoidais de aço e de carbono após fresagens, independente de esterilização, existiu diferença significativa após as osteotomias aplicadas. A existência de alteração ocorre no grupo G2, onde a HC apresentou evidência de desgaste, e este obteve um $p = 0,015$ sendo $p < 0,05$. (Tabelas 3 e 4).

Tabela 3 - Correlação entre as fresas Helicoidais e o número de utilizações.

Variáveis	Tipo de fresa				p-valor
	HA		HC		
	Mediana	Q1-Q3	Mediana	Q1-Q3	
Controle	0	0 - 0	0	0 - 0	1,000
Osteotomia 45	0	0 - 0	0	0 - 0	1,000
Osteotomia 90	0	0 - 0	1	0,75 - 1	0,015
Osteotomia 135	1,5	1 - 2,25	1,5	1 - 2,25	1,000

Nas imagens do grupo G2 (90 osteotomias), embora não houvesse diferença significativa ($p > 0,05$) na maioria das avaliações, foram observadas áreas onde houve um processo de delaminação, que é a separação física de parte do metal de um instrumento²⁶, do revestimento na superfície da broca HC, além de serem

observados sinais de alterações na aresta de corte das brocas HC quando comparadas com a HA, $p < 0,05$.

Tabela 4 -Correlação entre as fresas Helicoidais e o número de utilizações sem esterilização.

Variáveis	Tipo de fresa				p-valor
	HA		HC		
	Mediana	Q1-Q3	Mediana	Q1-Q3	
Controle	0	0-0	0	0 - 0	1,000
Osteotomia 45	0	0-0	0	0 - 0	1,000
Osteotomia 90	0	0-0	1	0 - 1	0,200
Osteotomia 135	1	1 - 3	1	1 - 3	1,000

Avaliando-se os grupos de fresas helicoidais após fresagens sem esterilização, na tabela acima, percebeu-se que entre as fresas helicoidais não ocorreu diferença significativa. Entretanto, foi observada alteração pontual do grupo das HC após 90 osteotomias e esterilização, conforme se constata na Tabela 5.

Tabela 5 - Correlação entre revestimentos das fresas Helicoidais, número de utilizações e esterilização.

Variáveis	Tipo de fresa				p-valor
	HA		HC		
	Mediana	Q1-Q3	Mediana	Q1-Q3	
Controle	0	0 - 0	0	0 - 0	1,000
Osteotomia 45	0	0 - 0	0	0 - 0	1,000
Osteotomia 90	0	0 - 0	1	1 - 1	0,100
Osteotomia 135	2	1 - 2	2	1 - 2	1,000

Comparando-se os revestimentos das fresas lança dos grupos propostos, não foi evidenciado diferença entre estes tipos de fresas, mesmo após avaliação do experimento com esterilização e análise estatística. (Tabela 6)

Tabela 6 - Correlação entre as fresas Lanças e o número de utilizações.

Variáveis	Tipo de fresa				p-valor
	LA		LC		
	Mediana	Q1-Q3	Mediana	Q1-Q3	
Controle	0	0 - 0	0	0 - 0	1,000
Osteotomia 45	0	0 - 0	2	0 - 3	0,065
Osteotomia 90	0	0 - 0	2,5	0 - 3	0,065
Osteotomia 135	3	3 - 3	3	1 - 3	0,394

Quanto ao processo de esterilização provocar desgaste, foi constatado nas fresas lanças de DLC do G2, principalmente, quando comparadas com o desgaste das fresas de aço, revelando deformação da região de corte e pequenas áreas com sinais de perda do revestimento na ponta ativa, contudo sem significância estatisticamente comprovada ($p > .05$). (Tabela 7 e 8).

Tabela 7- Correlação entre revestimentos das fresas Lanças, N.º de utilizações e esterilização.

Variáveis	Tipo de fresa				p-valor
	LA		LC		
	Mediana	Q1-Q3	Mediana	Q1-Q3	
Controle	0	0 - 0	0	0 - 0	1,000
Osteotomia 45	0	0 - 0	3	1 - 3	0,100
Osteotomia 90	0	0 - 0	3	3 - 3	0,100
Osteotomia 135	3	3 - 3	3	3 - 3	1,000

Tabela 8- Correlação entre revestimentos das fresas Lanças, número de utilizações sem esterilização.

Variáveis	Tipo de fresa				p-valor
	LA		LC		
	Mediana	Q1-Q3	Mediana	Q1-Q3	
Controle	0	0 - 0	0	0 - 0	1,000
Osteotomia 45	0	0 - 0	0	0 - 3	0,700
Osteotomia 90	0	0 - 0	0	0 - 2	0,700
Osteotomia 135	3	3 - 3	1	1 - 3	0,200

4. DISCUSSÃO

Em estudo semelhante a esta pesquisa, realizado por Sartori *et al.*¹, que objetivou avaliar comparativamente a deformação, a rugosidade e a perda de massa de três tipos de brocas odontológicas constituídas por materiais diferentes, mas todas utilizadas em osteotomias com a finalidade de instalar implantes osseointegrados a perda estrutural ocorreu desde o grupo inicial, o que difere deste por ser visualizada a partir do G2.

Os estudos de Sartori *et al.*¹, Mendes *et al.*⁷ e Santos *et al.*⁸, tornam conciliatória a afirmação que existe um coeficiente de correlação entre a reutilização de fresas e sua deformação.

Em relação ao estudo de Sartori *et al.*¹, estes realizaram testes de verificação visual através do MEV, que revelou zonas de deformação em todas as amostras de 2,0mm e de forma não uniforme nas de 3,0mm.

Sartori *et al.*¹, concluíram que em todos os grupos existiu uma perda de poder de corte após a 40^a perfuração para as brocas de 2,0mm, houveram desgastes em todos os grupos de brocas de 2,0mm quando comparados com as de 3,0mm, similar ao presente estudo que observou desgaste iniciais a partir da 45^a perfuração, nas fresas com cobertura de carbono, porém sem significância.

Observa-se que esse limite máximo de perfurações varia muito entre os estudos, a citar Oliveira *et al.*²⁸, Carvalho *et al.*²⁹ e Allsobrook *et al.*³⁰ nos quais, o limite é elevado a mais de 50 perfurações, pois estes afirmam que antes disso, não ocorre produção de temperaturas prejudiciais ao tecido ósseo ou mesmo sinais graves de desgaste e deformação das brocas.

Mendes *et al.*⁷, avaliaram as influências para o implante decorrentes do desgaste, deformação e rugosidade das brocas, após repetidas perfurações e processo de esterilização. Para tanto, utilizou-se brocas constituídas por três materiais distintos que foram agrupadas da seguinte forma: G1 – aço inoxidável; G2 – DLCoated (carbono-diamante revestido); e G3 – zircônia. Estes grupos, por sua vez, foram subdivididos em cinco subgrupos 1, 2, 3, 4 e 5 que correspondiam, respectivamente, ao mínimo de utilização das brocas 0 (não utilizadas), 10, 20, 30 e 40 vezes.

Em sequência, no estudo de Mendes *et al.*⁷ as mesmas foram lavadas com água e secadas com jatos de ar comprimido, e esterilizadas por meio de autoclave a 127°C por lapso temporal de 40min. Ressalta-se que as medições de massa, SEM e rugosidade foram realizadas antes e após o procedimento de perfuração e os ciclos de esterilização em cada um dos grupos e subgrupos. Os resultados do estudo revelaram que as brocas dos três grupos, com seus respectivos subgrupos, não

demonstraram diferenças significativas de massa, porém neste estudo, o processo de esterilização ocorria após série de cinco osteotomias.

A despeito de serem constatados processos de desgastes maiores em fresas helicoidais de carbono do que com o mesmo tipo de fresa de aço, este resultado contradiz o encontrado em estudo realizado por Allsobrook *et al.*³⁰, onde as fresas constituídas de carboneto de tungstênio revestido obtiveram o seguinte desempenho: menores temperaturas de perfuração, menor deformação plástica e corrosão superficial.

Entretanto, Mendes *et al.*⁷, na análise SEM observou que todas as brocas apresentaram sinais de desgaste caracterizados por danos à superfície de corte. E ao final do experimento o autor concluiu que em conjunto não se detectou diferenças significativas em relação à massa e a rugosidade das brocas; todavia o uso repetido das mesmas aumenta o desgaste reduzindo o corte e eficiência e aumentando conseqüentemente o calor de fricção, uma similaridade com o presente experimento.

Em se tratando de análise comparativa entre as fresas utilizadas em confecção de alvéolos cirúrgicos o método de esterilização proposto neste estudo está de acordo com os trabalhos de Ciuccio²⁰ e Fais³¹, que afirmam respectivamente: que o tratamento térmico empregado nas fresas odontológicas tem proporcionado a estas resistência à esterilização em autoclave e à corrosão, e que o método proposto para limpeza e desinfecção dos instrumentais, aqui estudado e empregado, geram pouco prejuízo à eficiência de corte em detrimento de outros métodos.

Restou também evidente neste estudo que existe uma maior alteração nas brocas do tipo lança em detrimento da helicoidal. O mesmo, também, pode ser comprovado no estudo de Carvalho²⁹, em que a maior alteração térmica percebida foi no preparo de leito cirúrgico com a fresa do tipo lança por relação desta com o desgaste sofrido.

A pesquisa de Santos *et al.*⁸ que objetivou avaliar e comparar o aquecimento ósseo, a deformação das brocas além da alteração de rugosidade após osteotomias para implantes odontológicos, utilizou-se de 20 tíbias de coelhos, e foram divididos em dois grupos GC – grupo controle e GG – cirurgia guiada. Este grupo GG foi

subdividido em cinco subgrupos nomeados como G0, G1, G2, G3 e G4 correspondendo respectivamente ao número de vezes em que a broca foi utilizada 0, 10, 20, 30 e 40. No estudo em questão, após as perfurações, foram avaliadas as alterações térmicas e observou-se que houve significativa alteração de temperatura no GG, e que a deformação das brocas foi progressiva, ou seja, proporcional ao uso.

Ainda, ao final do estudo, Santos *et al.*⁸ teceram as seguintes considerações que são de extrema relevância: afirmou que o aquecimento do osso gerado durante o processo de osteotomias pode ocasionar necrose na área cortical e ou afetar toda região tissular; asseverou que a extensão da necrose varia de acordo com fatores como a osteotomia, que a irrigação atua diretamente no controle da temperatura; que o uso repetido de brocas durante a preparação do leito receptor pode aumentar o desgaste reduzindo a eficácia da perfuração e ocasionando mais atrito; que ainda é muito empírico as orientações que subsidiam a decisão do dentista de substituir a broca; e por fim concluiu, que a cirurgia guiada pode limitar a irrigação dentro do ponto ativo da broca.

5. CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo e com base na metodologia seguida, pode-se concluir que:

As alterações físicas das fresas foram significante a partir de 90 osteotomias.

As fresas helicoidais de aço com revestimento de TiN do G2 tiveram menor níveis de desgaste que as fresas com revestimento DLC do mesmo grupo.

O processo de esterilização não gerou alterações estatisticamente significativas nos grupos estudados.

REFERÊNCIAS

- 1.Sartori EM, Shinohara EH, Ponzoni D. Evaluation of deformation, mass loss, and roughness of different metal burs after osteotomy for osseointegrated implants. *J. Oral Maxillofac Surg.* 2012;70:608e-621e.
- 2.Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:44-47.
- 3.Barbosa PA. Furação de ferro fundido austemperado e nodular perlítico [tese]. Uberlândia(MG): Universidade Federal de Engenharia Mecânica Uberlândia; 2009.
- 4.Iyer S, Weiss CM. Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies: Part I - Relationship between drill speed and healing. *Int. J. Prosthodont.* 1997;10:411.
- 5.Vasconcelos VSL. Avaliação do desempenho de fresas cirúrgicas para implantes osseointegráveis. [dissertação]. Rio de Janeiro(RJ): Ministério da Defesa, Exército Brasileiro, Instituto Militar de Engenharia, Departamento de Ciência e Tecnologia; 2012.
- 6.Carvalho AC, Queiroz TP, Okamoto R, Margonar R, Garcia Junior IR, Magro Filho O. Evaluation of bone heating, immediate bone cell viability, and wear of high-resistance drills after the creation of implant osteotomies in rabbit tibias. *Int. Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(6):1193-1202.
- 7.Mendes GCB, Padovan LEM, Ribeiro-Junior PD, Sartori EM, Valgas L, Claudina M. Influence of Implant Drill Materials on Wear, Deformation and Roughness After Repeated Drilling and Sterilization. *J. Implant Dentistry.* 2014;23(2);188-194.
- 8.Santos PL, Queiroz TP, Morgano R, Carvalho ACGS, Betoni Junior W, Rezende RRR, Santos PH, Garcia Junior IR. Evaluation of bone heating drill deformation and drill roughness after implant osteotomy: guided surgery and classic drilling procedure. *Internat. J. of Oral & Maxillofacial Implants.* 2014;29(2):51-59.
- 9.Gehrke SA, Neto HL, Mardegan FE. Investigation of the effect of movement and irrigation systems on temperature in the conventional drilling of cortical bone. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2013;51(8):953-957.
- 10.Migliorati M, Amorfini L, Signori A, Barberis F, Biavati AS, Benedicenti S. Internal Bone Temperature Change During Guided Surgery Preparations for Dental Implants: an in vitro study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2013;28(6):1464-1469.
- 11.Strbac GD, Giannis K, Unger E, Mittlblock M, Watzek G, Zechner W A novel standardized bone model for thermal evaluation of bone osteotomies with various irrigation methods. *Clin. Oral Impl. Res.* 2014;25(6):622-631.

12. Strbac GD, Unger E, Donner R, Bijak M, Watzek G, Zechner W. Thermal effects of a combined irrigation method during implant site drilling. A standardized in vitro study using a bovine rib model. *Clin. Oral Impl. Res.* 2014;25(6):665-674.
13. Scarano A, Piattelli A, Assenza B. Infrared thermographic evaluation of temperature modifications induced during implant site preparation with cylindrical versus conical drills. *Clinical Implant Dentistry and Related Research.* 2011;13(4):319-323.
14. Cordioli G, Majzoub Z. Heat generation during implant site preparation: An in vitro study. *Int J. Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(2):186-193.
15. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J. Bone Joint Surg.* 1972;54(2):297-308.
16. Bertolete MC. Determinação da vida de brocas utilizadas em implantodontia e influência das condições de corte. [dissertação]. Uberlândia (MG): Universidade Federal de Uberlândia, Escola de Engenharia Mecânica, 2009.
17. Paterno, J, Joly JC, Abrão CV. Evaluation of bone heating and drill wear of different dental implant systems: in vitro study. *Revista Implantnews.* 2011;8(5):601-608.
18. Domingos P, Ribeiro JR, Christiane V, Barleto DA, Ribeiro MA, Matsumoto B. Evaluation of Different Rotary Devices on Bone Repair in Rabbits. *Dent. J.* 2007;18(3):215-219.
19. Comar KA. Relação entre o desgaste das brocas e o aumento de temperatura e carga durante a perfuração óssea em implantodontia. [dissertação]. São Paulo: Universidade de Santo Amaro, Faculdade de Odontologia, 2006.
20. Ciuccio RL, Luiz NE, Jacomini FA. Determinação das resistências à esterilização em autoclave, à corrosão e à exposição térmica de instrumental cirúrgico: estudo de caso. *Innov. Implant. J.* 2010;5:40-44.
21. Dearnaley G, Arps JH. Biomedical applications of diamond-like carbon (DLC) coatings: a review. *Surface & Coatings Technology.* 2005;200:2518–2524.
22. Sharma S, Shankar R, Srinivas K. Epidemiological Study on the Selection, Usage and Disposal of Dental Burs among the Dental Practitioner's. *Journal of Clinical and Diagnostic Research.* 2014;8(1):250-254.
23. Roy RK, Lee KR. Biomedical applications of diamond-Like carbon coatings: a review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007;83(1):72-84.
24. Mishra SK, Chowdhary R. Heat generated by dental implant drills during osteotomy: a review. *J Indian Prosthodont Soc.* 2014;12(2):131-143.

25. Queiroz TP, Souza FA, Okamoto R, Pereira-Filho VA, Margonar R, Gulinelli JL. Análise da viabilidade celular imediata e do desgaste das fresas após osteotomia para implantes. *Revista de Odontologia da UNESP*. 2007;36:1.
26. Sastry KV, Rao VS, Palanikumar K, Dhanalakshmi R, Kuravi A. Assessment of Process Parameters Influencing Delamination Factor on the Drilling of CFRC Composite Material with TiN Coated Carbide Tool. *Indian Journal of Science and Technology*. 2014;7(2):142–150.
27. Ercoli C, Funkenbuch PD, Lee HJ. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: A study of drill durability. *Int. J. Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(3):335-349.
28. Oliveira N, Alaejos-Algarra F, Mareque-J. Thermal changes and drill wear in bovine bone during implant site preparation. A comparative in vitro study: twisted stainless steel and ceramic drills. *Clin Oral Implants Rev*. 2012;23(8):963-969.
29. Carvalho AC, Queiroz TP, Okamoto R. Evaluation of bone heating, immediate bone cell viability, end wear of high-resistance drills after the creation of implant osteotomies in rabbit tibias. *Int. Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(6):1193-1201.
30. Allsobrook OF, Leichter J, Holborrow D. Descriptive study of the longevity of dental implant surgery drills. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2011;13(3):244-254.
31. Fais LMG, Scardueli CR, Bordignon DC. Influência de diferentes métodos de limpeza sobre a eficiência de corte e as características morfológicas de fresas Carbide. *Rev. Odontol. UNESP*. 2011;40(4):166-173.

ANEXO

ANEXO 1

Aprovação Comissão de Ética



Ofício 03/2014.
Salvador, 22 de maio de 2014.

A **Comissão de Ética no Uso de Animais – CEUA** da Escola Bahiana de Medicina Saúde Pública, após recebimento do protocolo de pesquisa 001/2014, intitulado **“Avaliação da alteração física das fresas após osteotomias e esterilização”**, sob a responsabilidade da Prof^ª. Dr^ª. Livia Prates Soares Zerbinatti, defere pela abstenção do julgamento fundamentado nas orientações fornecidas pelo CONCEA (*vide em anexo*), visto que, até o momento, inexistente uma normativa que regulamente a utilização de peças oriundas de animais criados para fins alimentícios, com finalidade secundária de pesquisa.

PARECER FINAL:

Legitimamos o registro das informações fornecidas e deferimos positivamente quanto a realização do presente projeto.


Prof. Dr. Diego Menezes
Presidente da Comissão de Ética no Uso de
animais Escola Bahiana de Medicina e Saúde
Pública (CEUA-EBMSP)