

UNIVERSIDADE SANTO AMARO

Programa de Pós-Graduação em Odontologia
(Curso de Mestrado)

Thiago Felipe Viegas

Comparação *in vitro* do desgaste das brocas utilizadas nas técnicas de osteotomia convencional e simplificada

São Paulo
2022

Thiago Felipe Viegas

Comparação *in vitro* do desgaste das brocas utilizadas nas técnicas de osteotomia convencional e simplificada

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Santo Amaro UNISA, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Orientador. Prof. Dr. Wilson R. Sendyk

São Paulo

2022

Thiago Felipe Viegas

**COMPARAÇÃO *IN VITRO* DO DESGASTE DAS BROCAS
UTILIZADAS NAS TÉCNICAS DE OSTEOTOMIA
CONVENCIONAL E SIMPLIFICADA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da
Universidade Santo Amaro – UNISA, como requisito parcial para obtenção do título
de Mestre em Odontologia. Orientador: Prof. Dr. Wilson R. Sendyk

São Paulo, de de 20.....

Banca Examinadora

Prof.

Prof.

Prof.

Conceito Final: _____

DEDICATÓRIA

A minha esposa e companheira Ane, com amor e gratidão por sua compreensão, carinho e presença incansável no apoio ao longo desta jornada...

Aos meus lindos filhos Beatriz e Artur, que sempre quando cansado me reanimavam com sorrisos e beijos, me fazendo lembrar o real motivo da busca por algo melhor...

Ao meu amigo e companheiro BOB, meu cachorro que passou diversas noites ao meu lado enquanto estudava...

Ao meu tão amado pai, Sergio Ferreira Viegas, por me ensinar a sempre ter fé e acreditar que vamos superar as dificuldades encontradas ao longo da vida...

A minha amada mãe, Araci Borges Viegas, que me ensinou com alegria e espontaneidade tudo fica mais leve...

Ao meu saudoso irmão, Fabio Ferreira Viegas (*in memoriam*), que com certeza me protege até hoje, como fazia em vida...

Ao meu querido tio, Arani Borges (*in memoriam*), a quem devo muito e nunca esquecerei, sempre solicitei a me acolher e ajudar como um segundo pai...

A todos meus familiares e amigos que sempre me apoiaram nos momentos difíceis da minha vida...

A todos professores que já passaram ao longo da minha vida e de alguma forma despertaram minha paixão ou curiosidade, que de alguma forma alimentaram meu sonho de um dia poder fazer o mesmo por alguém...

A DEUS, que tudo foi, é e sempre será fundamental em minha vida....

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao professor e orientador Prof. Dr. Wilson Roberto Sendyk, responsável pelo curso de mestrado em implantodontia, pela confiança depositada, constantes incentivos, conselhos e cobranças que possibilitaram que este curso fosse concluído da melhor forma possível.

Ao corpo docente do Programa de Pós-Graduação da Universidade Santo Amaro, que com suas brilhantes explanações não só elucidaram dúvidas como aguçaram a vontade de aprender mais, me deixando mais crítico em relação a ciência, pesquisa e odontologia.

Ao colega e professor Caio Vinicius Roman Torres, que um dia disse que era possível, o que eu achava impossível.

Ao amigo, parceiro e exemplo professor Dr Rui Manuel Freire Sampaio que sempre me apoia e incentiva a buscar o conhecimento para o crescimento profissional.

Aos colegas deste curso que tornaram este período cansativo em momentos únicos e agradáveis que jamais serão esquecidos.

A todos funcionários da universidade, pela forma que me receberam e pela colaboração, contribuindo para que tudo fosse tranquilo

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) por meio do Programa de Suporte à Pós-Graduação de Instituições de Ensino Particular (PROSUP).

***“Independentemente do que aconteça tenha paciência,
seja gentil e confie em Deus”***

Sergio Viegas (Meu pai)

RESUMO

O implante dentário é um material aloplástico instalado no OSSO VIVO para proporcionar suporte e retenção para próteses que irão repor dentes que tenham sido perdidos. Esta conexão estrutural, direta e funcional depende do processo de osseointegração, que pode sofrer alterações consideráveis dependendo do trauma gerado durante a osteotomia. Dentre as diversas variáveis que afetam a viabilidade celular devido a geração de calor, temos a qualidade do corte das brocas, que ao longo do tempo perdem seu fio, comprometendo sua efetividade e gerando mais energia térmica no sítio cirúrgico. Sendo assim o objetivo foi avaliar e comparar o desgaste das brocas assim como a perda do revestimento durante o preparo dos leitos cirúrgicos para instalação de implante entre duas técnicas de preparo: convencional (OC) e simplificada (OS) em um modelo de pesquisa *in vitro* em costela bovina por meio de análise em microscópio eletrônico de varredura (MVE – EDS) e análise de perda de massa com balança de alta precisão. Oito segmentos de costela bovinas foram preparadas para receber osteotomia pela técnica convencional e simplificada. Os grupos foram divididos em: grupo (I) osteotomia convencional (OC), com brocas utilizadas para perfuração seguindo a sequência gradual para instalação de um implante de 4,0mm, (broca lança de Ø2,0 mm, helicoidais de Ø2,15 mm, Ø2,85 mm, Ø3,35 mm, Ø3,85 mm) e grupo (II) osteotomia simplificada (OS) contendo broca helicoidal de 2,15mm e Ø3,85 mm. Após cada 5 preparos completos de osteotomia, simulado um procedimento como protocolo de Branemark inferior, as brocas foram submetidas ao processo de esterilização por autoclave. Em ambos os grupos as brocas foram analisadas antes das perfurações, após serem utilizadas 20 vezes (recomendação do fabricante), 30 e 40 através de análise de perda de massa e microscopia por varredura eletrônica. Notamos um desgaste gradual e constantes em todas as brocas, sendo mais evidente na do grupo Simplificada (OS), principalmente na região de maior exigência mecânica. Fica claro a perda da camada de revestimento nas brocas Ø2,15 mm após 30 utilizações, constatadas no exame T3, porém a broca do grupo II (OS) a descamação deste material foi observada já no T1 o que equivale a 20 utilizações. O significado da perda de revestimento das brocas para eficiência de corte e geração de calor não foi estabelecido neste trabalho. Novas pesquisas são necessárias para se determinar se a perda deste DLC acarreta algum significado clínico.

Palavras chaves: Implantes dentários, osteotomia, microscopia

ABSTRACT

A dental implant is an alloplastic material installed in live bone to provide support and retention for dentures that will replace missing teeth. This structural connection, direct and functional depends on the osseointegration process, which can suffer considerable changes depending on the trauma generated during this osteotomy. Among the several variables that affect cell viability due to heat generation, we have the quality of the drills cut, which over time lose their edge, compromising their effectiveness and generating more thermal energy in the surgical site. Therefore the objective was to evaluate and compare the wear of drills as well as the loss of the coating during the preparation of surgical beds for implant placement between two preparation techniques: conventional (OC) and simplified (OS) in an in vitro research model in bovine rib by means of scanning electron microscope analysis (MVE – EDS) and mass loss analysis with a high precision balance. Eight bovine rib segments were prepared to receive osteotomy by the conventional and simplified technique. The groups were divided into: group (I) conventional osteotomy (OC), with drills used for drilling following the gradual sequence for the installation of a 4.0mm implant, (drill spear of Ø2.0 mm, twist drills of Ø2.15 mm, Ø2.85 mm, Ø3.35 mm, Ø3.85 mm) and group (II) simplified osteotomy (OS) containing 2.15 mm and Ø3.85 mm twist drills. After each 5 completed osteotomy preparations, simulating a procedure like the lower Branemark protocol, the drills were submitted to the autoclave sterilization process. In both groups the drills were analyzed before drilling, after being used 20 times (manufacturer's recommendation), 30 and 40 times through mass loss analysis and scanning electron microscopy. We noticed a gradual and constant wear, being more evident in the Simplified group (OS), mainly in the region of greater mechanical demand. It is clear the loss of the coating layer in the Ø2.15 mm drills after 30 uses, verified in the T3 exam, however the group II drill (OS) the peeling of the material was observed already in the T1 which is equivalent to 20 uses. The significance of the loss of bit coating for cutting efficiency and heat generation was not planned in this work. Further research is expected to determine whether the loss of this DLC could be significant.

Keywords: Dental Implants, osteotomy, microscopy

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Fatores que influenciam a geração de calor na implantodontia	17
Figura 2 – Nomenclatura da segmentação das brocas	18
Figura 3 – Nomenclatura da broca helicoidal (ABTN 6163, 1980)	19
Figura 4 – Diferença entre fresagem e furação	19
Figura 5 – Esquema demonstrado região de desgaste da fresa	21
Figura 6 – Segmentos das costelas bovinas separadas para pesquisa	25
Figura 7 – Anatomia da Costela Bovina	26
Figura 8 – Exemplos dos segmentos de costela bovinas	26
Figura 9 – Brocas novas Plenum utilizadas no experimento	28
Figura 10 – Sequências das brocas da osteotomia convencional	29
Figura 11 – Sequências das brocas da osteotomia simplificada	29
Figura 12 – Suporte desenvolvido por Jacomo 2021.....	30
Figura 13 – Adaptação para permitir movimentação lateral	31
Figura 14 – Adaptação para melhorar estabilidade	31
Figura 15 – Osteotomias sendo realizadas	32
Figura 16 – Estojo utilizado para esterilização	33
Figura 17 – Microscópio eletrônico de varredura Quanta 650 FEG	34
Figura 18 – Local selecionado para análise das brocas	35
Figura 19 – Brocas posicionadas para análise	36
Figura 20 – Balança de Precisão do laboratório URC – UNISA	37
Figura 21 – Balança sendo utilizada durante as aferições	38
Figura 22 – Brocas Ø 2,15 (grupo I) após utilizações, em 75 x	39

Figura 23 – Brocas Ø 2,15 (grupo II) após utilizações, em 75 x	40
Figura 24 – Brocas Ø 3,85 (grupo I) após utilizações, em 75 x	41
Figura 25 – Brocas Ø 3,85 (grupo II) após utilizações, em 75 x	41
Figura 26 – Brocas Ø 2,15 (grupo I) após utilizações, em 500 x de aumento	42
Figura 27 – Brocas Ø 2,15 (grupo II) após utilizações, em 500 x de aumento	43
Figura 28 – Brocas Ø 3,85 (grupo I) após utilizações, em 500 x de aumento	44
Figura 29 – Brocas Ø 3,85 (grupo II) após utilizações, em 500 x de aumento	45
Figura 30 – Análise da ponta das brocas Ø 2,15 e 3,85 de ambos os grupos após utilizações, em 500 x de aumento	46
Figura 31 – Imagem gerada por elétrons retroespalhados nas brocas Ø 2,15 em 75 e 250x de aumento do grupo I	47
Figura 32 – Imagem gerada por elétrons retroespalhados nas brocas Ø 2,15 em 75 e 250x de aumento do grupo II	48
Figura 33 – Imagem gerada por elétrons retroespalhados nas brocas Ø 3,85 em 75x de aumento do grupo I	49
Figura 34 – Imagem gerada por elétrons retroespalhados nas brocas Ø 3,85 em 75x de aumento do grupo II	49
Figura 35 – Imagem gerada por elétrons retroespalhados na broca Ø 3,85 do grupo I em aumento de 500X	49
Figura 36 – Regiões seleccionadas para análise EDS das brocas Ø 2,15 dos grupos I e II, no T0 (Brocas novas) e no T3 (ao final das 40 perfurações)	50
Figura 37 – Regiões seleccionadas para análise EDS das brocas Ø 3,85 dos grupos I e II, no T0 (Brocas novas) e no T3 (ao final das 40 perfurações)	51
Figura 38 – Gráfico representativo da análise EDS da broca Ø 2,15 no T0	52
Figura 39 – Gráfico representativo da análise EDS das brocas Ø 2,15 dos grupos I e II no T3	53

Figura 40 – Gráfico representativo da análise EDS da broca Ø 3,85 no T0	53
Figura 41 – Gráfico representativo da análise EDS das brocas Ø 3,85 dos grupos I e II no T3	54
Figura 42 – Representação do gráfico EDS em imagens com filtros específicos para cada elemento químico da broca Ø 2,15 do grupo I	55
Figura 43 – Representação do gráfico EDS em imagens com filtros específicos para cada elemento químico da broca Ø 2,15 do grupo II	56
Figura 44 – Representação do gráfico EDS em imagens com filtros específicos para cada elemento químico da broca Ø 3,85 do grupo I	57
Figura 45 – Representação do gráfico EDS em imagens com filtros específicos para cada elemento químico da broca Ø 3,85 do grupo II	58

LISTA DE ABREVIATURAS E SIMBOLOS

OC	Técnica de Osteotomia Convencional
OS	Técnica de osteotomia simplificada
DLC	Carbono tipo Diamante
TiN	Nitreto de titânio
CVD	Chemical Vapour Deposition
PVD	Physical Vapor Deposition
BIC	Bone Implant Contact
BAFO	Bone Area Fraction Occupancy
ISQ	Implant Stability Quotient
MVE	Microscópio eletrônico de varredura
EDS	Energy dispersive x-ray detector
Ø	Diâmetro
mm	Milímetros
Min	Minutos
ml	Mililitros
Pol	Polegadas
Kg	Quilogramas
N	Newtons
RPM	Rotações Por Minuto
°C	Graus Celsius
Kgf/cm ²	Quilogramas força por centímetro quadrado
Ncm	Newtons por centímetro

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Medidas e média de comprimento, largura e espessura da entrada dos modelos ósseos utilizados aferidos pelo software ImageJ 1.53K.....	27
Tabela 2 – Massa das brocas do T0 a T3 do grupo I.....	59
Tabela 3 – Diferença das massas entre T0 a T3 do grupo I	59
Tabela 4 – Massa das brocas do T0 a T3 do grupo II.	59
Tabela 5 – Diferença das massas entre T0 e T3 do grupo II	60
Tabela 6 – Tabela comparativa da perda da massa das amostras Ø 2,15 e Ø 3,85 do T0 a T3 de ambos os grupos	60

Sumário

1. INTRODUÇÃO	14
2. REVISÃO DE LITERATURA	16
2.1. Osseointegração versus trauma gerado.....	16
2.2. As brocas.....	18
2.3. Desgaste das brocas na osteotomia	20
2.4. Preparo simplificado versus preparo convencional (aumento gradual)	22
3. OBJETIVO	24
4. MATERIAL E MÉTODO	25
4.1. Modelos ósseos, Grupos e Brocas.....	25
4.2. Confecção dos preparos cirúrgicos	30
4.3. Coleta de dados.....	34
4.3.1. Aferição da massa dos grupos	36
4.3.2. Análise por microscopia eletrônica de varredura (MVE)	34
5. RESULTADOS.....	39
5.1. Análise por microscopia eletrônica de varredura	39
5.1.1. Imagem gerada por elétrons secundários	39
5.1.3. Imagem gerada pela por sonda de energia dispersiva (EDS).....	50
5.2. Medição da perda de massa	59
6. DISCUSSÃO	61
6.1. Discussão do objetivo e metodologia aplicada	61
6.2. Discussão dos resultados obtidos	63
7. CONCLUSÃO	66
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	67

1. INTRODUÇÃO

O fenômeno da osseointegração descrito por Per-Ingvar Brånemark, como uma conexão direta estrutural e funcional entre o osso vivo e a superfície de um implante submetido a carga funcional sem interposição de tecido mole, pode ser comprometido devido a diversas variáveis que afetam a viabilidade celular, sendo alguns destes dependentes do paciente – implicações sistêmicas e locais, do operador e do procedimento cirúrgico – experiência e técnica de instalação do implante – material e qualidade (1,2).

A estabilidade mecânica inicial para o prognóstico favorável dos implantes dentais é uma condição importante para alcançar a osseointegração, porém fatores biológicos devem ser observados e levados em consideração durante o processo de confecção do leito do implante e também após sua instalação (3,4).

Durante o processo cirúrgico um fator importante a ser considerado para o prognóstico de sucesso na reparação, é a intensidade dos traumas que contribuem para a formação de tecido necrótico e afetam a maturação do tecido na interface osso-implante (5).

Sabe-se que existe um considerável trauma mecânico e hemorrágico local, porém a maior parte da energia gerada durante uma osteotomia é transformada em calor (6), e que a geração de calor excessivo durante o preparo do leito cirúrgico para instalação de implantes pode causar danos ao osso que inviabilizam o reparo e conseqüentemente a osseointegração (7,8).

Ao longo dos anos diversas variáveis têm sido descritas como importantes neste processo de geração de calor, como: velocidade da perfuração; tempo de perfuração, carga aplicada na perfuração, estrutura do osso perfurado, irrigação, material e desenho das brocas, habilidade do operador juntamente com sua técnica operatória e qualidade do corte das brocas (9).

O preparo do sítio cirúrgico desejado, por meio do aumento gradual do diâmetro das brocas até atingir o necessário para instalação do implante é conhecido por Técnica de Osteotomia Convencional (OC) e vem sendo amplamente utilizada durante

as últimas décadas. A fim de minimizar os possíveis danos ao osso e reduzir o tempo cirúrgico, a técnica de osteotomia simplificada (OS) surgiu como opção entre os implantodontias, onde são utilizadas apenas duas brocas: um inicial, chamada piloto, e outra final, já de diâmetro aproximado ao implante selecionado para o leito confeccionado (10,11).

Um quesito importante que influencia diretamente a geração de calor da osteotomia é a qualidade da ferramenta do corte. Sabe-se que o seu repetido uso aumenta progressivamente seu desgaste o que diminui sua eficiência de corte, produzindo assim mais calor de fricção, podendo elevar riscos para falha da osseointegração.(12 - 14).

O procedimento de esterilização vem sendo descrita com fator que pode comprometer a durabilidade da broca, uma vez que o vapor d'água aumenta o processo de degradação da broca contribuindo para o aumento da rugosidade, que está relacionada ao aumento da suscetibilidade à microfratura (15,16).

Não há um consenso entre fabricantes e profissionais em relação a durabilidade das brocas, determinando qual número de osteotomias e ciclos de esterilização que a broca possa ser submetida, sem comprometer sua eficiência frente aos danos que possa causar, restando ao cirurgião avaliar o desempenho e eficiência de maneira empírica ou ficando refém das recomendações do fabricante (17 – 20).

Também não há registros na literatura se a simplificação das osteotomias em implantodontia pode gerar maior desgaste nas brocas devido ao aumento mais direto do diâmetro do preparo. Desta forma, a principal justificativa para realização deste trabalho é avaliar e comparar os possíveis desgastes das brocas que possam comprometer sua efetividade em ambas as técnicas em diferentes quantidades de utilização.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Osseointegração versus trauma gerado

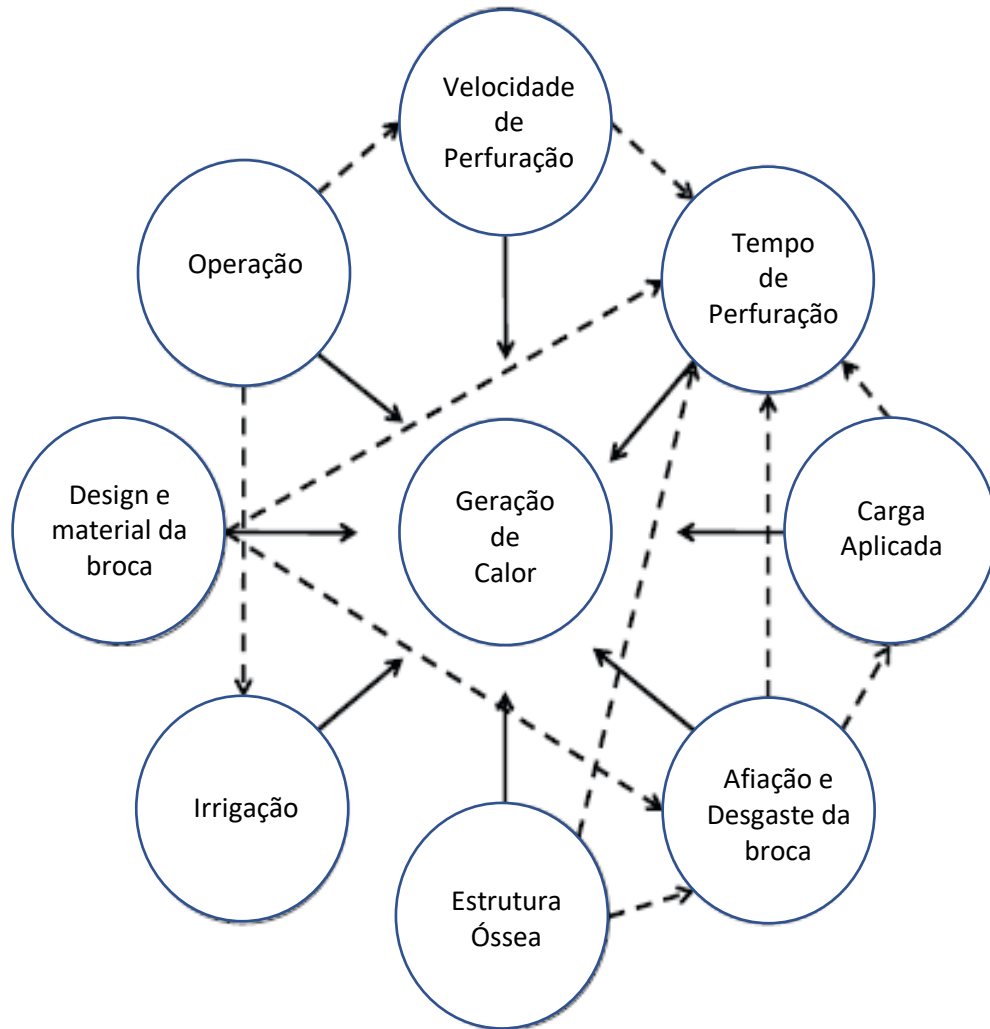
O tratamento de pacientes edêntulos com implantes dentais, tornou-se seguro e longo após descobertas anunciadas pelo professor Branemark, onde definiu-se a osseointegração como uma conexão estrutural, direta e funcional entre o osso vivo e a superfície de um implante suportando carga, sem interposição de tecido mole (21,22).

Apesar do excelente prognóstico, com taxas de sucesso com valores médios de 94,6% a 97,6 (19,23,24), o profissional deve estar atento as diversas variáveis que podem mudar o resultado desta equação, desde as condições do LEITO RECEPTOR – condições gerais e locais do paciente, IMPLANTE – macro e microestrutura e OPERAÇÃO – técnica cirúrgica e trauma gerado durante o preparo e a instalação do implante.(25 - 33)

O simples ato da perfuração para confecção do leito cirúrgico, já provoca consideráveis traumas vasculares, mecânicos e térmicos que contribuem para a formação do tecido necrótico e afetam a maturação do tecido na interface osso-implante. Sabe-se que maior parte desta energia gerada durante a osteotomia é transformada em calor e o nível do dano ao osso depende do período de exposição e a temperatura máxima atingida (5,6), porém ainda não se definiu na literatura um valor limiar exato de temperatura quanto ao risco de necrose do tecido ósseo. Os estudos variam entre 47° C e 55° C (7,34), mas o limite mais defendido e citado como referência para um dano térmico é a exposição do tecido a uma temperatura de 47° C durante 1 minuto (8).

Há diversos fatores que podem influenciar diretamente a produção de calor no leito cirúrgico durante a perfuração (Figura 1), como a profundidade, velocidade e tempo da perfuração, a carga aplicada na broca, o desenho e afiação dos instrumentos, a irrigação do leito cirúrgico, densidade óssea, e técnicas utilizadas como o uso de instrumentos graduados ao invés de um único instrumento para abrir o leito cirúrgico ou uso do movimento intermitente *versus* o movimento único e contínuo (9).

Figura 1 – Diagrama dos fatores que influenciam a geração de calor na implantodontia.



Fonte: Adaptado de Möhlhenrich et al. (9)

Estudos revelam que o osso mais denso acarreta maior energia térmica do que o menos denso (35), fazendo com que ossos corticais atinjam temperaturas mais elevadas independente da técnica empregada (36).

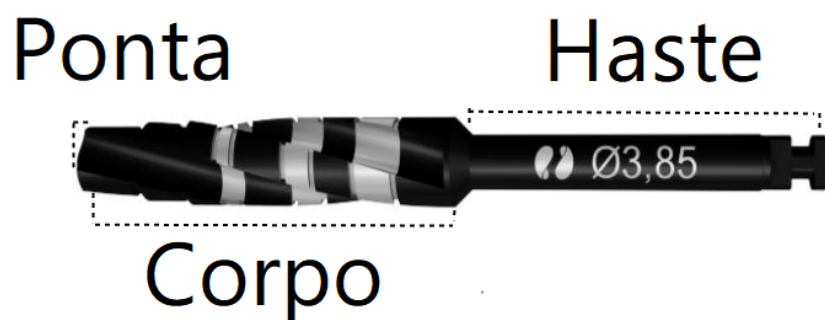
Devemos estar cientes que o aumento da temperatura é diretamente proporcional a duração da perfuração (37 - 39).

Alguns autores também recomendam que o cirurgião deva preferencialmente realizar carga intermitente pois a perfuração continua pode impedir o correto resfriamento e criar um efeito entupimento com os restos de osso na ponta da broca. Isto pode causar uma diminuição da eficiência de corte e conseqüentemente aumentar o tempo necessário para confecção do leito e da temperatura gerada (40). Este tema é controverso, pois outros discordam relatando que a preparação do leito tanto na técnica intermitente como na continua não provocam superaquecimento do osso (41), desde que irrigados abundantemente preferencialmente com solução salina resfriada tornando este fator mais relevante do que a velocidade e carga aplicada (42 - 44).

2.2. As brocas

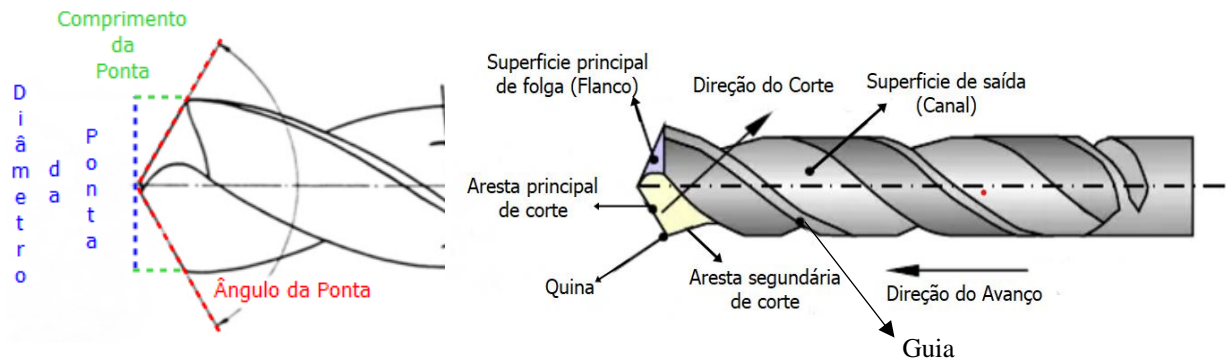
Podemos segmentar as brocas em haste, que é a responsável pela fixação da ferramenta na máquina, corpo que representa o comprimento real da ferramenta, sendo responsável por guiar toda a operação de furação e contém os canais helicoidais, responsáveis pela expulsão do material perfurado e a entrada do fluido refrigerante e a ponta que é responsável pela perfuração sendo ela que recebe a afiação para formar o ângulo de ataque e possuem a aresta principal e transversal de corte (aresta secundária) (45)(Figura 2 e 3).

Figura 2 – Nomenclatura da segmentação das brocas



Fonte: Plenum modificada pelo Autor

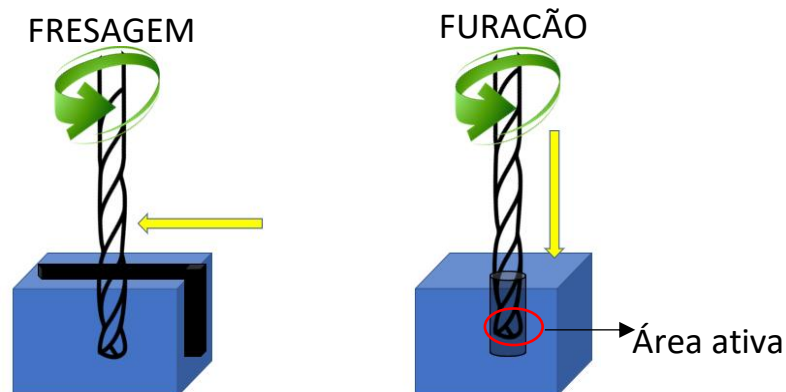
Figura 3 – Nomenclatura da broca helicoidal



Fonte: ABNT NBR ISO 3002-1, 2013 modificada pelo Autor

Portanto a área ativa de corte se encontra próximo da ponta da ferramenta, diferentemente de uma fresa, onde as lâminas de corte são projetadas para agir lateralmente. (Figura 4)

Figura 4 – Diferença entre fresagem e furacão



Na implantodontia a maioria das brocas são feitas de aço inoxidável, que é definido como uma liga de ferro com adição de cromo, níquel entre outros metais. A adição de uma quantidade de cromo permite que em contato com oxigênio exista uma formação na superfície de uma camada finíssima de óxido de cromo, que é impermeável, insolúvel vários corrosivos. O níquel nesta liga confere a resistência aos

meios líquido e vapores agressivos, além de melhorar as características de ductilidade, resistência mecânica e altas temperaturas. O titânio, nióbio, carbono, manganês entre outros, podem estar presentes nesta liga, conferindo características particulares como dureza e resistência (46).

Com intuito de aumentar a longevidade e efetividade das brocas utilizadas na implantodontia, vários revestimentos duros vêm sendo utilizados para aumentar a sua dureza, resistência ao desgaste e diminuir o atrito da broca com o elemento a ser perfurado. Outros fatores positivos podem ser adicionados à esta lista de vantagens, como consequência do processo, como uma menor tendência a adesão de resíduos provenientes do local da perfuração e uma menor geração de calor. Dentre os materiais mais utilizados para implantodontia estão os carbonetos e os nitretos, como o nitreto de titânio (TiN), o carbono tipo diamante (DLC) (46,47).

Estes revestimentos podem ser produzidos por dois processos de deposição: o processo de deposição química de vapor (Chemical Vapour Deposition – CVD), com temperaturas entre 900 a 1100° C e o processo de deposição física de vapor (Physical Vapor Deposition – PVD), utilizada no revestimento DLC, onde a broca é colocada em um ambiente de vácuo e os gases do material são vaporizados sobre ela em uma temperatura média de 500° C (48).

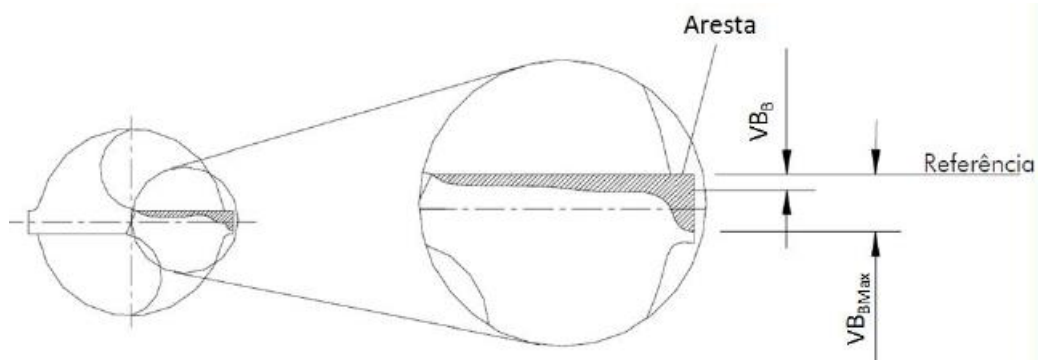
O revestimento DLC é comumente utilizado para melhorar as propriedades superficiais conferindo a estrutura revestida um baixo coeficiente de fricção, uma alta resistente ao desgaste abrasivo, uma menor condutividade térmica, além de uma alta dureza mecânica e resistência a corrosão (49 - 51)

2.3. Desgaste das brocas na osteotomia

Como toda ferramenta de corte, as brocas utilizadas influenciam diretamente para eficiência deste processo, desde seu desenho (30) até a sua qualidade de corte (52), por esta razão o profissional deve sempre estar atento em relação ao seu desgaste, pois pode ocasionar uma diminuição na eficiência do corte, produzindo mais atrito e conseqüentemente maior geração de calor, elevando os riscos para a falha da osseointegração.(13,14,53)

As zonas das arestas de cortes são consideradas as zonas mais críticas, pois são onde existem as grandes solicitações mecânicas, podendo ter um desgaste progressivo do material (54,55). (Figura 5)

Figura 5 – Esquema demonstrado região de desgaste da fresa



Fonte: De Souza 2011 (55)

Não há um consenso entre fabricantes e profissionais em relação a durabilidade das brocas, determinando qual número de osteotomias e ciclos de esterilização a broca possa ser submetida, sem comprometer sua eficiência frente aos danos que possa causar, restando ao cirurgião avaliar a performance e eficiência de maneira empírica ou ficando refém das recomendações do fabricante (17,18,56).

Existe, todavia, uma coerência entre os trabalhos publicados relatando que a temperatura se eleva proporcionalmente a quantidade de utilizações das brocas, indicando uma perda de eficiência e conseqüente maior atrito, gerando mais dano térmico (57 - 59) independentemente do material da broca (13,16,60).

Clinicamente existem variáveis que podem afetar este desgaste, como a pressão aplicada, velocidade da broca e densidade óssea, tornando-se difícil determinar e monitorar a expectativa de vida útil das brocas com precisão, mas o profissional deve estar ciente da necessidade de efetuar a troca, sabendo do valor aproximado de perfurações (61,62).

Além do uso repetitivo das brocas, uma das variáveis que não conseguimos eliminar é a necessidade de desinfecção e esterilização das brocas a fim de eliminar o risco de infecção cruzada (20,63,64), pois ambos processos podem contribuir para acelerar o processo de perda de nitidez do corte (65,66), uma vez que a ação química

e do vapor d'água pode influenciar no processo de degradação, contribuindo para o aumento da rugosidade, que está relacionada ao aumento da suscetibilidade à microfratura da ferramenta de corte (17,67,68).

2.4. Preparo simplificado versus preparo convencional (aumento gradual)

Há décadas a forma mais popular e utilizada pelos implantodontistas para confecção do leito cirúrgico é a utilização de várias brocas e seguir um aumento gradual em seu diâmetro de acordo com a sequência do preparo. A osteotomia simplificada surgiu com intuito de reduzir riscos de trauma e infecção, através de um tempo menor de exposição do tecido ósseo, onde a confecção de sítios cirúrgicos é caracterizada pela utilização de apenas duas brocas: uma inicial e outra final, já de diâmetro e comprimento mais próximos ao implante escolhido. Esta técnica se mostrou eficiente e permite também uma melhor precisão de perfuração, evitando possíveis erros de angulação que possam existir na sequência de todas as brocas (69,70). Em contrapartida não há chance de corrigir possíveis equívocos de localização e angulação durante o processo da perfuração é limitada, o que pode prejudicar os resultados funcionais e estéticos. (71), que pode ser facilmente evitada com as cirurgias guiadas digitalmente (72 - 76).

Poucas diferenças significativas foram encontradas em diversos estudos que compararam a técnica mais utilizada que chamaremos de CONVENCIONAL com a SIMPLIFICADA. Estes trabalhos geralmente analisaram histomorfométricamente BIC (Bone Implant Contact) e BAFO (Bone Area Fraction Occupancy), através de estudos em animais, tanto *in vivo* como *in vitro* realizados em costelas porcinas e bovinas, em mandíbulas e tíbias caninas.(71,77 - 80)

Trabalhos que compararam as técnicas em relação ao aumento de temperatura e possíveis diferenças histológicas, não encontraram diferenças para inviabilização da técnica (30,81 - 83).

Kim et al. (2019) em sua pesquisa, encontraram uma pequena diferença na estabilidade secundária, no coeficiente de estabilidade do implante (ISQ – Implant

Stability Quotient) após 5 meses nos implantes instalados com as referidas técnicas, mas os valores desta estabilidade ainda eram altos o suficiente para dar continuidade a fase protética dos implantes (10).

Os estudos clínicos conduzidos não revelaram diferenças relevantes entre os métodos simplificado e convencional em relação a reabsorção óssea marginal, estabilidade e taxa de sobrevivência de implantes, mas relatam que os tempos cirúrgicos dos grupos da osteotomia simplificada são significativamente menores quando comparadas ao grupo controle, de osteotomia convencional (84).

3. OBJETIVO

O objetivo foi avaliar e comparar o desgaste das brocas durante o preparo dos leitões cirúrgicos para instalação de implante entre duas técnicas de preparo: convencional (OC) e simplificada (OS) em um modelo de pesquisa *in vitro* em costela bovina através de análise em microscópio eletrônico de varredura (MVE) e análise de perda de massa com balança de alta precisão.

Como objetivo secundário objetivamos verificar o que acontece com o revestimento das brocas, observando as possíveis alterações de sua composição química por espectroscopia por energia dispersiva.

4. MATERIAL E MÉTODO

4.1. Modelos ósseos, Grupos e Brocas

Vários segmentos ósseos de costelas bovinas frescas foram adquiridas em um açougue e preparados com a remoção dos tecidos moles incluindo o perióstio. (Figura 6) Realizamos uma triagem com uma criteriosa seleção da porção do corpo, para que os modelos ósseos tivessem macroscopicamente similaridade na região onde ocorreriam as perfurações (Figura7). Oito destes segmentos foram selecionados pois se assemelharem ao osso tipo 2 de acordo com a classificação de Lekholm & Zarb (21) já que apresentam uma camada espessa de osso compacto revestindo o osso medular de trabeculado denso (Figura 8).

Figura 6 – Segmentos inteiros das costelas bovinas frescas separadas para pesquisa antes da segmentação da porção do corpo(A). Corpo da costela das cortadas e aguardando seleção. (B)

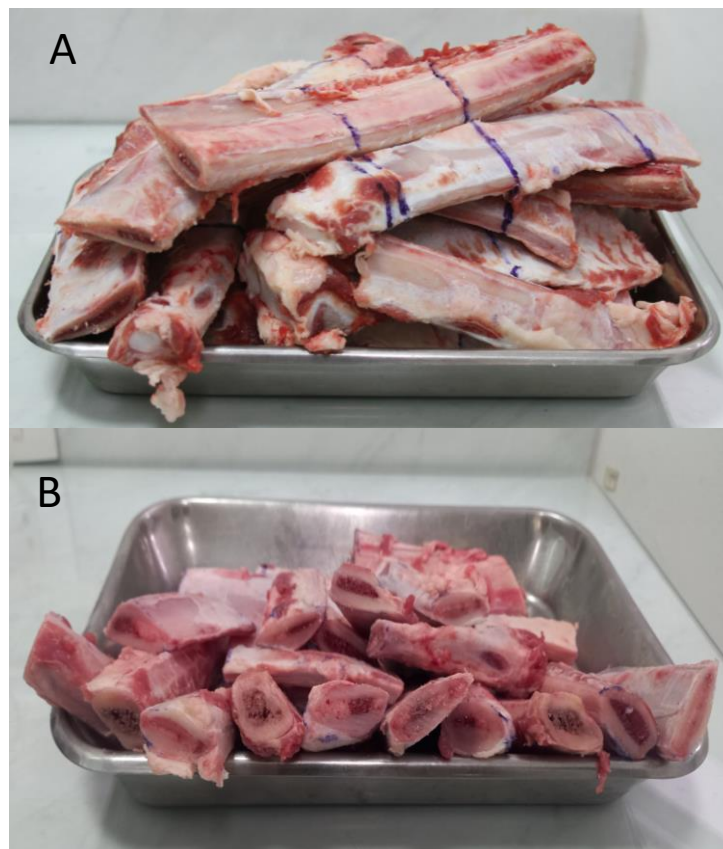
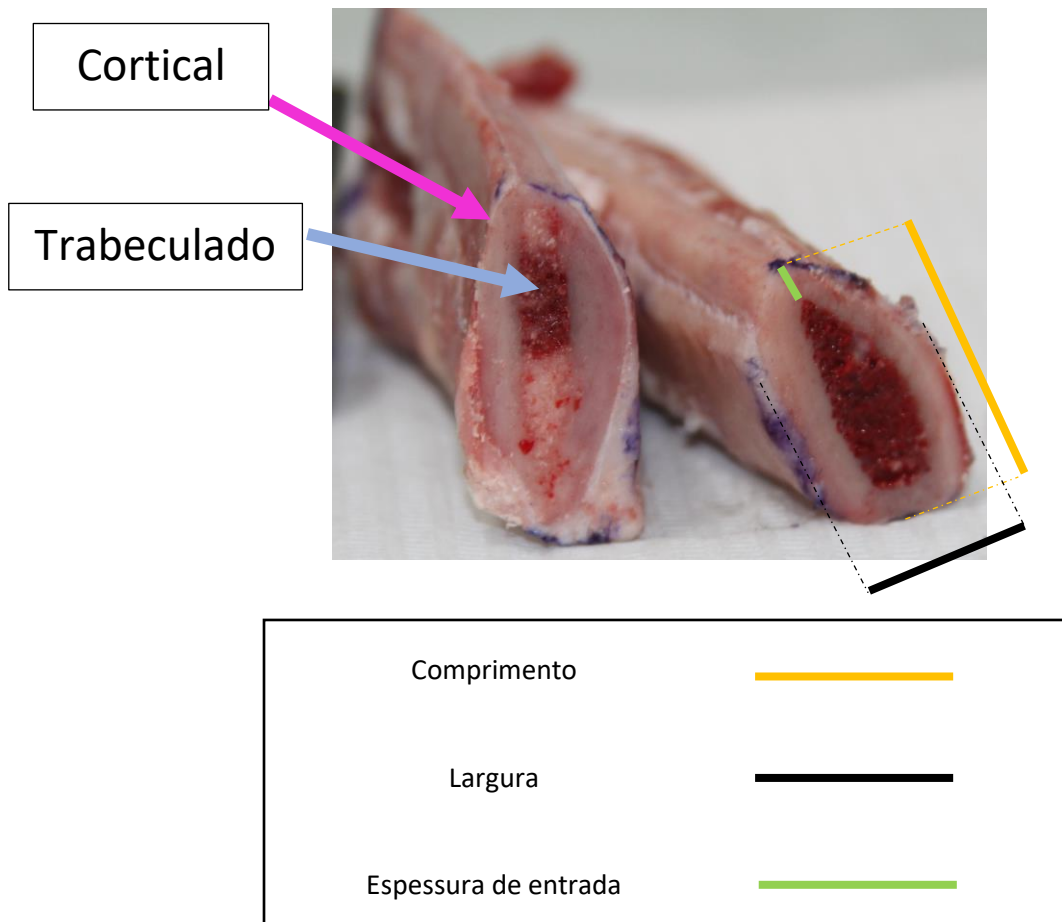


Figura 7 – Anatomia da Costela Bovina demonstrando área do corpo



Fonte: Instituto de Ciências Biológicas,
Departamento de Medicina Veterinária, Disciplina
de Anatomia dos Animais Domésticos. Universidade
Federal de Minas Gerais.

Figura 8 – Exemplos dos segmentos de costela bovinas (Vista lateral), demonstrando a similaridade com osso mandibular, com cortical espesso e trabeculado denso



Todos os blocos utilizados foram mensurados através do software ImageJ 1.53K – Image Processing and Analysis in Java, Wayne Rasband and contributors, National Institutes of Health, USA, onde foram aferidas as medidas de comprimento, largura e espessura da cortical de entrada (tabela), tendo como média 54,227 mm de comprimento, 24,336 mm de largura e 4,684 mm espessura da cortical de entrada

Tabela 1 – Medidas e média de comprimento, largura e espessura de entrada dos modelos ósseos utilizados aferidos pelo software ImageJ 1.53K

MODELO OSSEO	COMPRIMENTO	LARGURA	ESPESSURA DE ENTRADA
Bloco 1	46,664	25,265	4,714
Bloco 2	63,427	30,133	4,807
Bloco 3	46,155	26,309	5,068
Bloco 4	46,739	25,918	5,297
Bloco 5	56,786	24,038	6,151
Bloco 6	63,427	21,432	3,475
Bloco 7	60,292	21,253	3,048
Bloco 8	50,327	20,340	4,915
MÉDIA	54,227	24,336	4,684

Todos os modelos ósseos ao final da seleção tinham espessura suficiente para instalação de implante de 4.0mm e altura superior a 13 mm de medular para este ficasse completamente no alvéolo cirúrgico.

Foram utilizados inicialmente 4 blocos ósseos onde foram executadas 10 perfurações em cada, sendo 5 da osteotomia convencional e 5 da osteotomia simplificada, completando ao final do primeiro ciclo as 20 perfurações de cada grupo como pré-determinado. Após as análises, solicitamos ao açougue mais 2 blocos para efetuar mais 10 osteotomias completas seguindo a padronização de 5 perfurações de cada grupo no modelo, conseguindo ao final deste processo que as brocas de ambos os grupos passassem por 30 utilizações. O mesmo ocorreu após novas análises, onde utilizamos mais 2 modelos ósseos fresco para que as brocas chagassem a 40 utilizações como pre-estabelecido.

Para análise e comparação utilizamos brocas novas de aço inoxidável cirúrgico revestido por uma camada de Diamond Like Carbono (DLC) da marca Plenum (Jundiaí, São Paulo, Brasil) (Figura 9), que foram separadas em 2 grupos, sendo o grupo I, o grupo da osteotomia gradual convencional, com brocas para confecção de um sitio para instalação de implante de $\varnothing 4,0\text{mm}$, com devidas evoluções graduais do diâmetro conforme as recomendações do fabricante: lança de $\varnothing 2,0\text{mm}$, helicoidais de $\varnothing 2,15\text{mm}$, $\varnothing 2,85\text{mm}$, $\varnothing 3,35\text{mm}$, $\varnothing 3,85\text{mm}$ (Figura 10); e grupo II, o grupo da osteotomia simplificada, com apenas duas brocas, iniciando com broca $\varnothing 2,15\text{ mm}$ seguida da broca helicoidal de $\varnothing 3,85\text{mm}$, conforme recomendação do fabricante. (Figura 11)

Figura 9 – Brocas novas Plenum utilizadas no experimento. (A) brocas novas do grupo I da técnica de aumento gradual (B) brocas ainda lacradas sem uso (C) brocas novas do grupo II da técnica simplificada

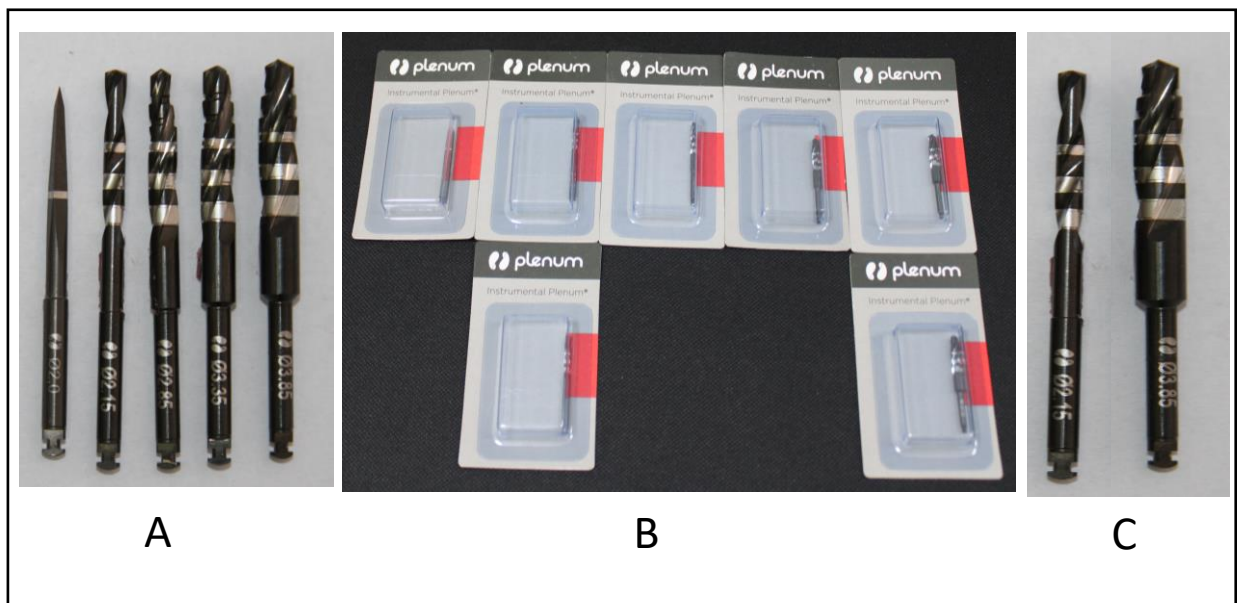


Figura 10 – Sequências das brocas da osteotomia CONVENCIONAL

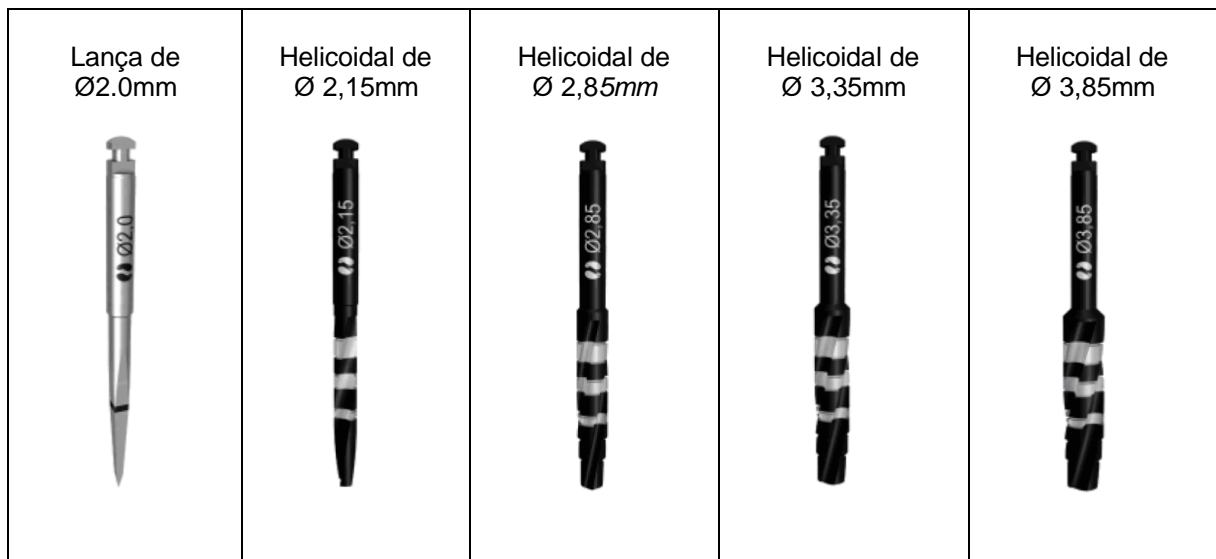
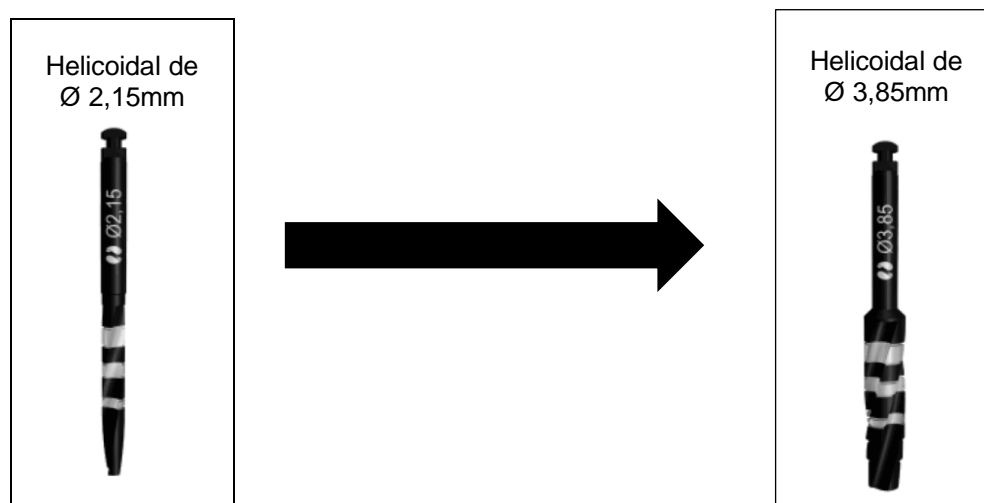


Figura 11 – Sequências das brocas da osteotomia SIMPLIFICADA



Cada conjunto de brocas do grupo I e II foi submetido a 20 perfurações (considerando o limite de uso de acordo com as recomendações do fabricante), 30 e 40 perfurações para analisar possíveis alterações.

Todas as brocas foram manipuladas individualmente pela haste evitando contato com área analisada e atrito entre elas, o que poderiam causar desgastes, durante as perfurações, esterilização, armazenamento, transporte e análise

4.2. Confeção dos preparos cirúrgicos

Com a finalidade de padronizar as perfurações, impedir movimentos e oscilações dos segmentos ósseos e do contra ângulo durante as perfurações, e consequentemente aplicar uma carga axial constante no sentido da perfuração, foi utilizado um suporte desenvolvido por JACOMO 2021 (85) com algumas alterações. Este dispositivo consiste em uma haste central presa em uma base estável de madeira, onde na porção central de alumínio foi adaptado um trilho lateral que permite a fixação do contra ângulo (20:1) da marca NSK (*Surgic Pro, Japão*) e movimentação vertical do sistema quando adicionada uma anilha de 2 KG modelo Olímpica acima dele. Na mesma base de madeira foi fixada uma Morsa Torno de Bancada 3 Pol. 75mm – (*SPARTA-185115*) para fixação das costelas a serem perfuradas.

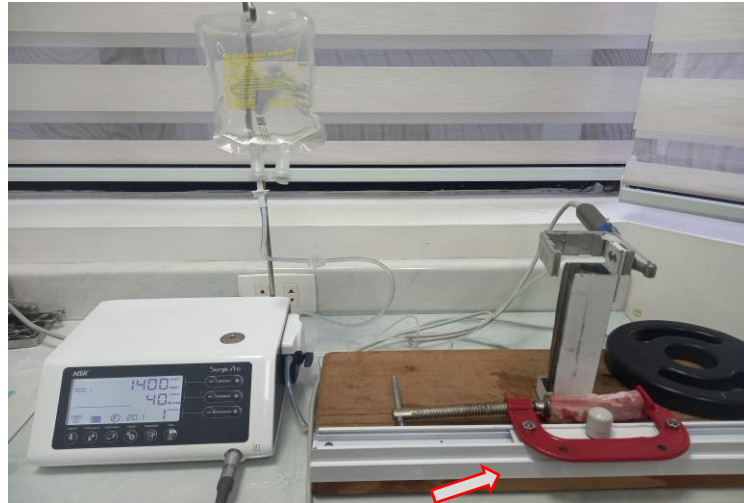
Figura 12 – Suporte desenvolvido por JACOMO 2021



Fonte: Jacomo (85)

Pequenas adaptações foram necessárias neste aparato, como a fixação da morsa em um trilho, permitindo movimentações laterais, fazendo que as brocas de ambos os grupos executassem as perfurações no mesmo modelo ósseo, evitando que brocas de grupos diferentes executem perfurações em ossos com densidades diferentes gerando algum tipo de viés. (Figura 13).

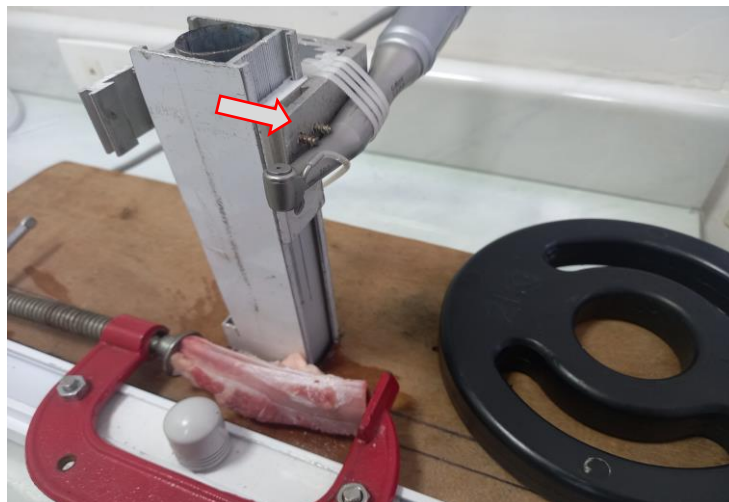
Figura 13 – Adaptação para permitir movimentação lateral. Instalação de trilho para o deslocamento horizontal da morsa com bloco ósseo, permitindo que as osteotomias ocorram lado a lado.



Fonte: O Autor

Outra adaptação executada foi a adição de 2 parafusos na lateral do trilho com intuito de uma melhorar a estabilidade horizontal do contra ângulo no sistema, pois este se não estava totalmente estável e se inclinava para cima e para trás durante os testes iniciais, mesmo com a utilização de várias presilhas para fixação do contra ângulo como preconizada pelo autor. (Figura 14).

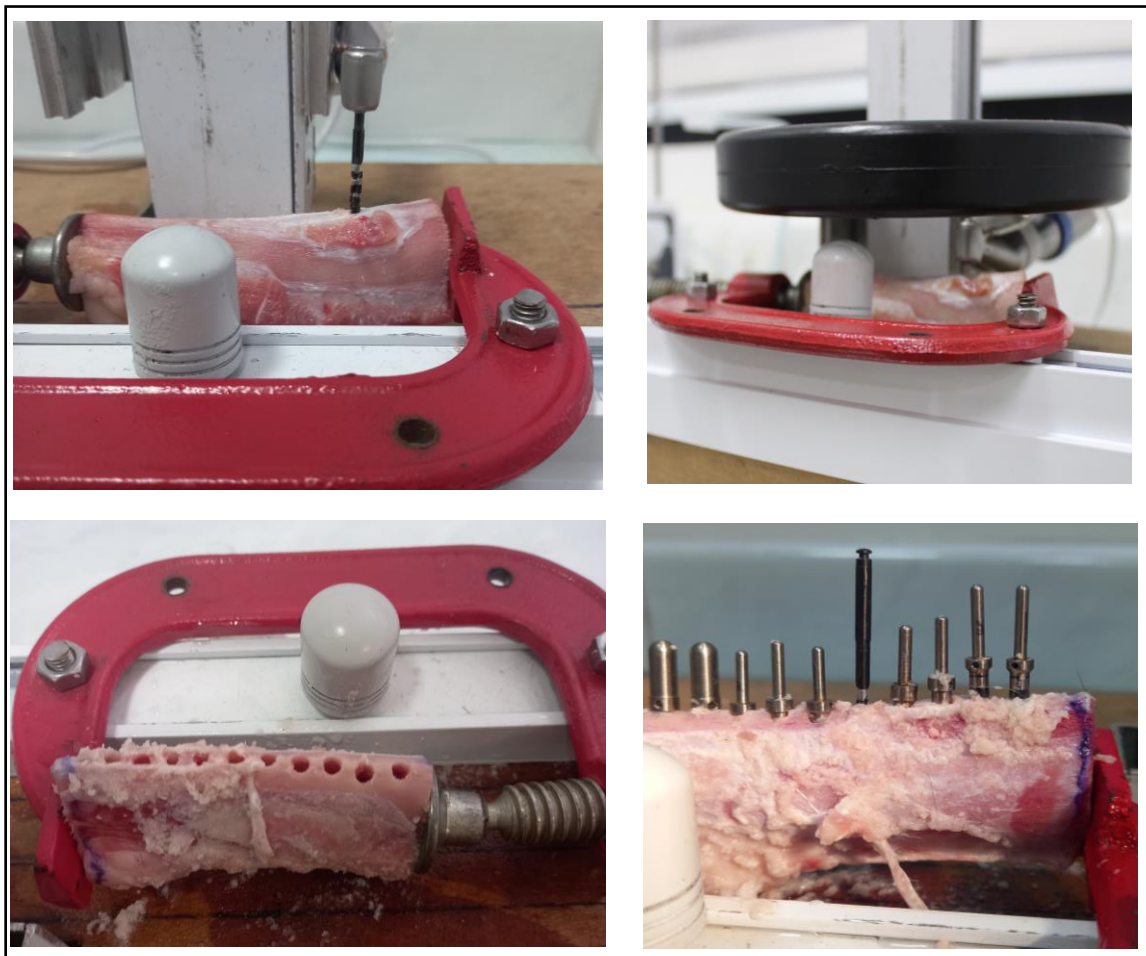
Figura 14 – Adaptação para melhorar estabilidade horizontal do contra ângulo. Instalação de 2 parafusos para promover o travamento do sistema.



Fonte: O Autor

Em cada segmento de osso, realizamos 10 osteotomias completas para instalação de um implante (Figura 15), sendo 5 seguindo a sequência de aumento gradual das brocas (OC - Osteotomia Convencional) e 5 pela técnica simplificada (OS), utilizando somente as brocas 2.15 e 3.85. As perfurações foram feitas até uma profundidade de 13,0mm com constante irrigação com solução salina (vazão 75ml/min) a uma velocidade de 1400RPM e torque de 40Ncm.

Figura 15 – Osteotomias sendo realizadas. A – início da osteotomia. B - Osteotomia finalizada após colocação da anilha de 2KG. B –Visão do bloco ao final das 10 perfurações. C – Imagem mostrando o paralelismo entre as osteotomias de ambos os grupos no mesmo bloco ósseo.

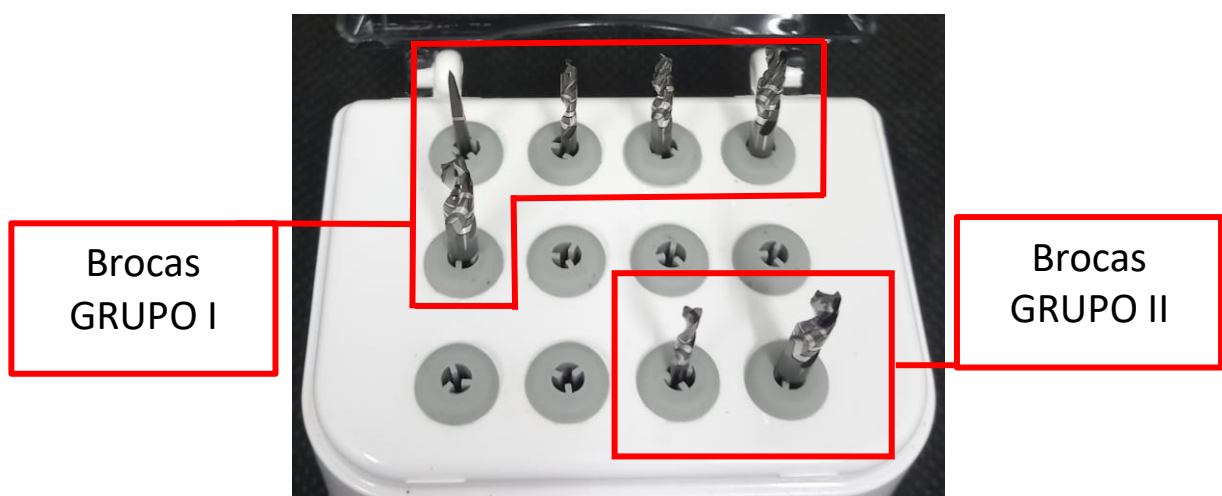


Fonte: O Autor

4.3 Ciclos de Limpeza e esterilização

Sempre após cada perfuração, a broca era limpa com gaze umedecida em soro fisiológico para remover qualquer partícula óssea que interferisse na próxima perfuração, e após o término de 5 preparos completos de osteotomia para confecção do leito para o implante, simulando um procedimento protocolo Branemark inferior, as brocas sejam utilizadas na técnica convencional como na simplificada foram submetidas aos processos de limpeza, desinfecção e aos ciclos de esterilização conforme as recomendações do fabricante: seguindo com a remoção do material orgânico com cerdas macias e água corrente, colocação das brocas em cuba ultrassônica (Cristófoli, Campo Mourão, Paraná, Brasil) com detergente enzimático (Riozyme Eco, Rioquímica S/A. São Jose do Rio Preto, São Paulo, Brasil) por 5 minutos, logo após foi realizada uma nova limpeza de possíveis resíduos em água corrente abundante e escova de cerdas macias e a realização de inspeção visual e possíveis correções se houvesse resquícios de sujidades. Após esta limpeza, as brocas foram secas, armazenadas em um estojo utilizado para esterilização de brocas de implante e embaladas em papéis de esterilização (Hospflex, Sorocaba, São Paulo, Brasil) (Figura 16) e submetidos a esterilização a vapor a $128 \pm 5^\circ \text{C}$ (123 a 133°C) a $1,7 \pm 0,4 \text{ Kgf/cm}^2$ ($1,3$ a $2,1 \text{ Kgf/cm}^2$) por 16 minutos em uma autoclave (Autoclave Bioclave 12L, Gnatus, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil).

Figura 16 – Estojo utilizado para esterilização



Fonte: O Autor

Após completarmos 20 perfurações em ambos os grupos, as brocas foram levadas para análises, sendo que este mesmo processo de perfurações, ciclos de limpeza e esterilização foram repetidos até as análises de 30 e 40 perfurações.

4.3. Coleta de dados

4.3.1. Análise por microscopia eletrônica de varredura (MVE)

Para efetuarmos uma comparação, as brocas 2.15 e 3.85 de ambos os grupos, foram analisadas através de um microscópio eletrônico de varredura Quanta 650 FEG (Thermo Fisher Scientific, Waltham, Massachusetts, EUA) (Figura 19) com detector de EDS Quantax com tecnologia SDD, Modelo XFlash 6-60 e software analisador Esprit (Bruker, Billerica, Massachusetts, EUA) (Figura 17), com magnificações de 75X a 500X, do Laboratório de Caracterização Tecnológica, sediado no Departamento de Engenharia de Minas e de Petróleo da Escola Politécnica Universidade de São Paulo, Brasil.

Realizaram-se estas análises em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) das brocas \varnothing 2,15 e \varnothing 3,85 de ambos os grupos em tempos predeterminados, sendo T0 sem nenhuma solicitação mecânica e sequencialmente a T1 com 20 utilizações, T2 com 30 utilizações e T3 com 40 utilizações

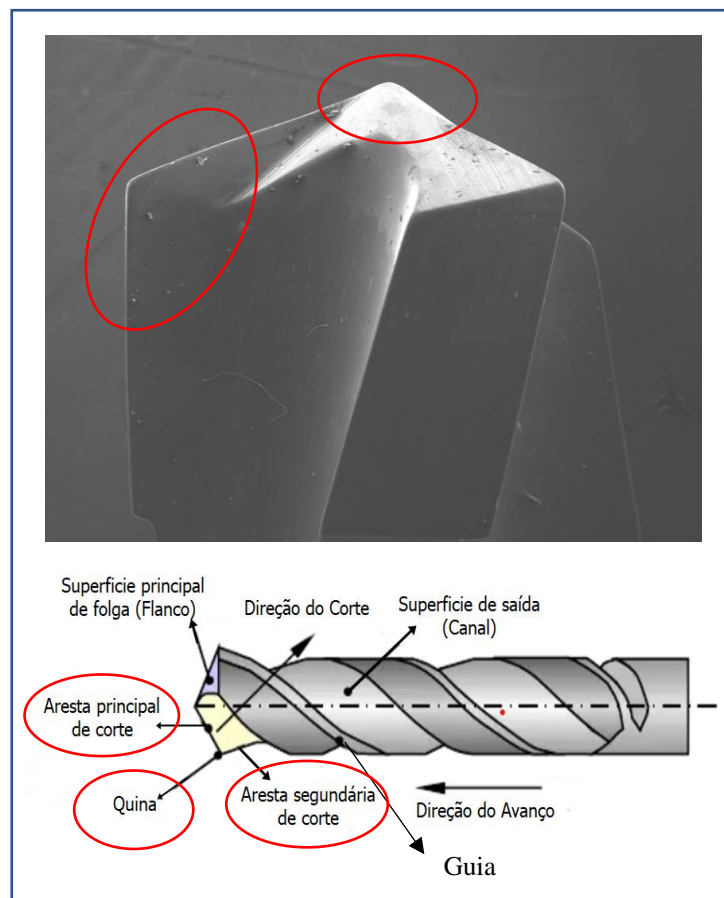
Figura 17 – Microscópio eletrônico de varredura Quanta 650 FEG



Fonte: Laboratório de Caracterização Tecnológica

A forma mais usual para analisar os desgastes das brocas helicoidais na metalurgia é mensurar o desgaste das arestas de corte (86), por esta razão determinamos esta área como local específico para comparação entre as amostras, assim ponta da broca. (Figura 18)

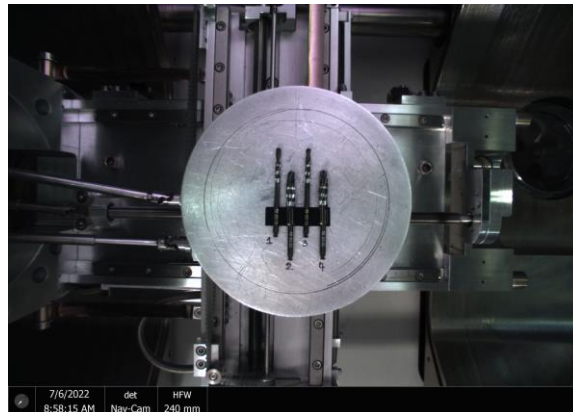
Figura 18 – Local selecionado para análise das brocas



Fonte: O Autor

Para conseguir sempre o mesmo ângulo de observação nas análises comparativas, como protocolo fotografamos a brocas sempre com o chanfro do engate do contra ângulo voltado para cima. Para isso foi desenvolvido um suporte utilizado em todas as medições. (Figura 19)

Figura 19 – Brocas posicionadas para análise



Fonte: O Autor

Sempre antes de qualquer captação de imagem, as amostras eram limpas e já presas no suporte, sofriam borrifadas de ar com intuito de eliminar impurezas.

Dentre os sinais obtidos pela microscopia eletrônica de varredura, registramos imagens proveniente dos elétrons secundários que fornecem imagens da topografia da superfície da amostra em alta resolução e dos elétrons retroespalhado, sendo responsáveis pela formação do contraste em função do número atômico dos elementos químicos presentes nas amostras, fornecendo imagens características de variação de composição

Realizamos também uma microanálise por sonda de energia dispersiva com intuito de determinar os elementos químicos presentes na superfície das amostras 2,15 e 3,85 dos grupos I e II antes e ao final das 40 perfurações, fornecendo de modo qualitativo e quantitativo os elementos químicos presentes.

4.3.2. Aferição da massa dos grupos

Com intuito de fazer uma avaliação quantitativa em relação a perda de massa, todas as brocas foram pesadas antes das perfurações em uma balança analítica M2544i 0,0001g (BEL Engineering®, Monza - Milano, ITÁLIA) (Figura 20) do Unisa Research Center (URC) localizado na Universidade de Santo Amaro – Campus I, São Paulo, Brasil.

Esta balança dispõe de um compartimento isolado de vidro onde amostras foram acomodadas e permaneceram isentas de interferência de deslocamento de ar e nos fornece uma medição precisa de até quatro casas decimais após a vírgula.

Figura 20 – Balança de Precisão do laboratório URC – UNISA



Fonte: O Autor

Antes de o realizar qualquer mensuração, foram efetuadas limpezas com álcool 70% com papel macio nas brocas dos grupos e na bandeja que serve de apoio, a fim de eliminar qualquer sujeira que possam alterar valores na mensuração.

Sempre antes de qualquer aferição, a balança foi zerada e todas as brocas foram aferidas pelo menos 3 vezes com intuito de termos um valor real. O operador da balança sempre se posicionava a 1 metro distante da bancada e aguardava por 10 a 20 segundos até estabilização do indicador digital do peso. Após isso a balança foi fotografada com número correspondente a pesagem e dados inseridos em uma tabela.

Todas as brocas foram novamente pesadas após 20, 30 e 40 perfurações seguindo os mesmos protocolos. (Figura 21)

Figura 21 – Balança sendo utilizada durante as aferições



Fonte: O Autor

5. RESULTADOS

5.1. Análise por microscopia eletrônica de varredura

Analizamos as amostras pelo microscópio eletrônico de varredura, conseguindo imagens geradas por elétrons secundários, elétrons retorsepalhados e espectroscopia por energia dispersiva

5.1.1. Imagem gerada por elétrons secundários

A primeira análise feita por imagens provenientes dos elétrons secundários, observamos uma alteração gradativa na topografia da superfície das amostras.

No aumento de 75x podemos notar áreas de desgaste do metal com perda de substrato e deformação da região de corte, em ambos os grupos nas brocas \varnothing 2,15, com uma maior evidencia no grupo II (Osteotomia simplificada) (Figura 22 e 23)

Figura 22 – Brocas \varnothing 2,15 (grupo I) após utilizações, em magnificação original de 75 x de aumento. A – Broca em T0 (sem uso), B – Broca em T1 (20 x de uso) C – Broca em T2 (30 x de uso), D – Broca em T3 (40x de uso)

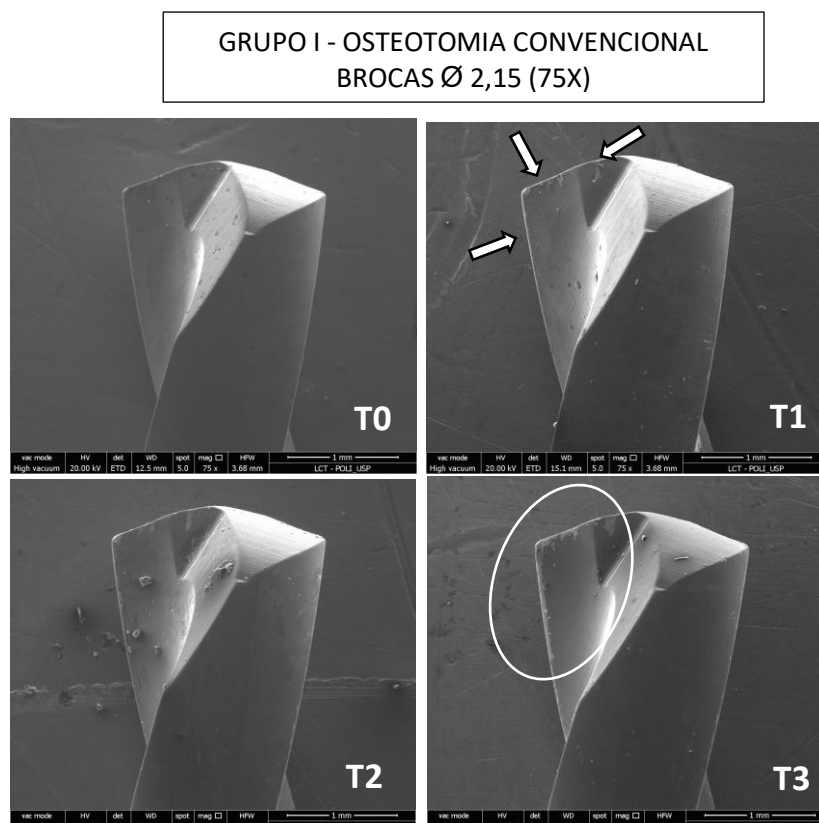
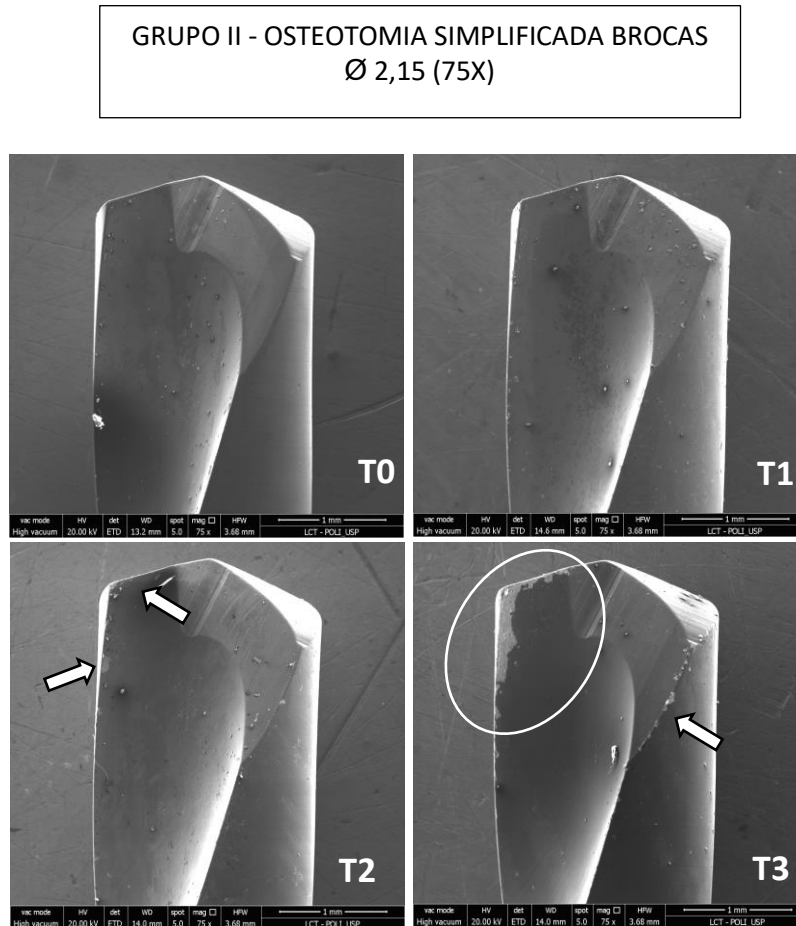


Figura 23 – Brocas Ø 2,15 (grupo II) após utilizações, em magnificação original de 75 x de aumento. A – Broca em T0 (sem uso), B – Broca em T1 (20 x de uso) C – Broca em T2 (30 x de uso), D – Broca em T3 (40x de uso)



Do mesmo modo, nas figuras (Figura 24 e 25), das amostras Ø 3,85 dos grupos I e II em ampliação de 75x apresentem esta degradação gradativa na topografia diretamente proporcional as utilizações. Notamos que uma alteração evidente ocorre na broca Ø 3,85 do grupo II (Osteotomia Simplificada) já no exame T1, equivalente a 20 x de utilização. (Figura 25), enquanto a broca do grupo I o desgaste é mais discreto, mesmo após 40 utilizações (Figura 24).

Figura 24 – Brocas Ø 3,85 (grupo I) após utilizações, em magnificação original de 75 x de aumento. A – Broca em T0 (sem uso), B – Broca em T1 (20 x de uso) C – Broca em T2 (30 x de uso), D – Broca em T3 (40x de uso)

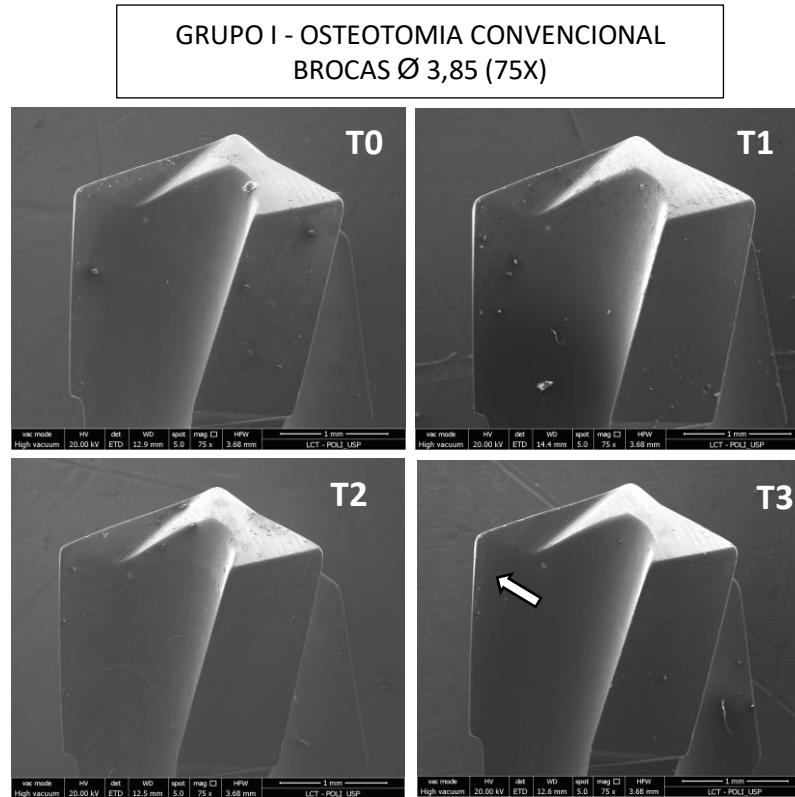
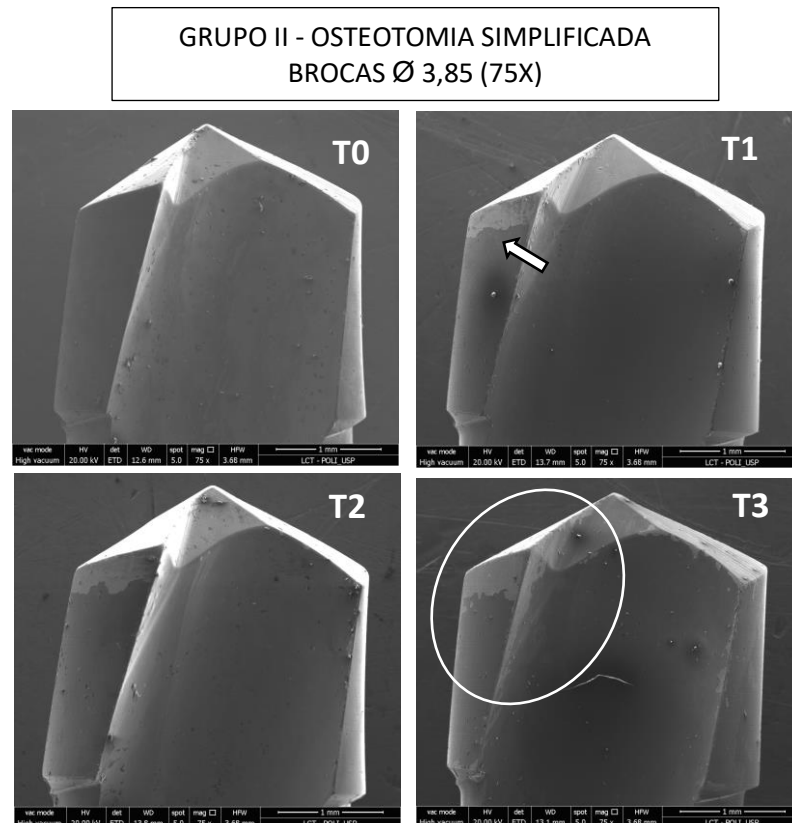


Figura 25 – Brocas Ø 3,85 (grupo II) após utilizações, em magnificação original de 75 x de aumento. A – Broca em T0 (sem uso), B – Broca em T1 (20 x de uso) C – Broca em T2 (30 x de uso), D – Broca em T3 (40x de uso)



Nas ampliações de 500x as ranhuras de desgaste ficam mais evidentes principalmente nas regiões de arestas e quina, nas brocas Ø 2,15 e Ø 3,85. (Figuras 26 a 29). Podemos notar uma perda de material gradativa e um discreto porém visível arredondamento, mais uma vez em maior evidência na broca do grupo II

Figura 26 – Brocas Ø 2,15 (grupo I) após utilizações, em magnificação original de 500 x de aumento. A – Broca em T0 (sem uso), B – Broca em T1 (20 x de uso) C – Broca em T2 (30 x de uso), D – Broca em T3 (40x de uso)

GRUPO I - OSTEOTOMIA CONVENCIONAL
BROCAS Ø 2,15 (500X) - REGIÃO DE ARESTAS E QUINA

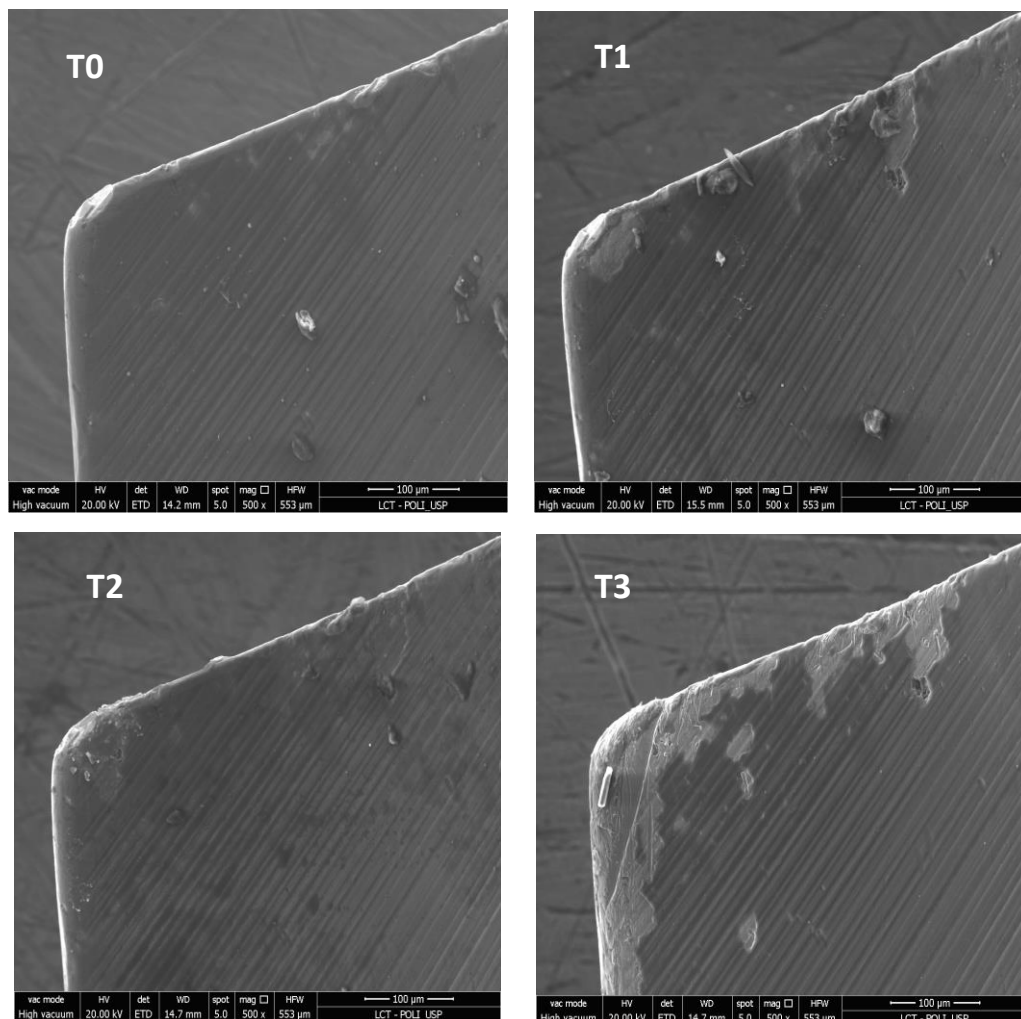
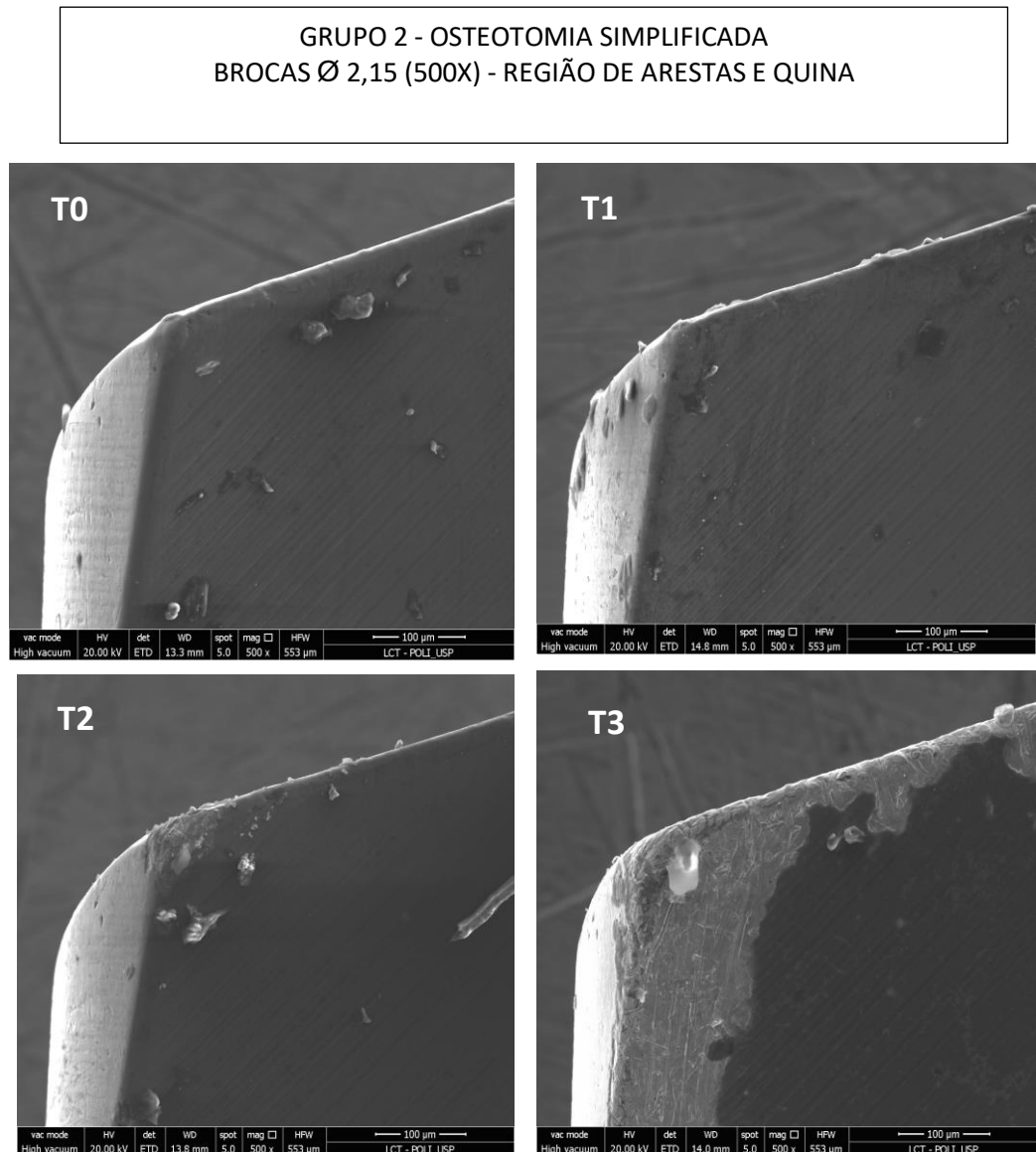


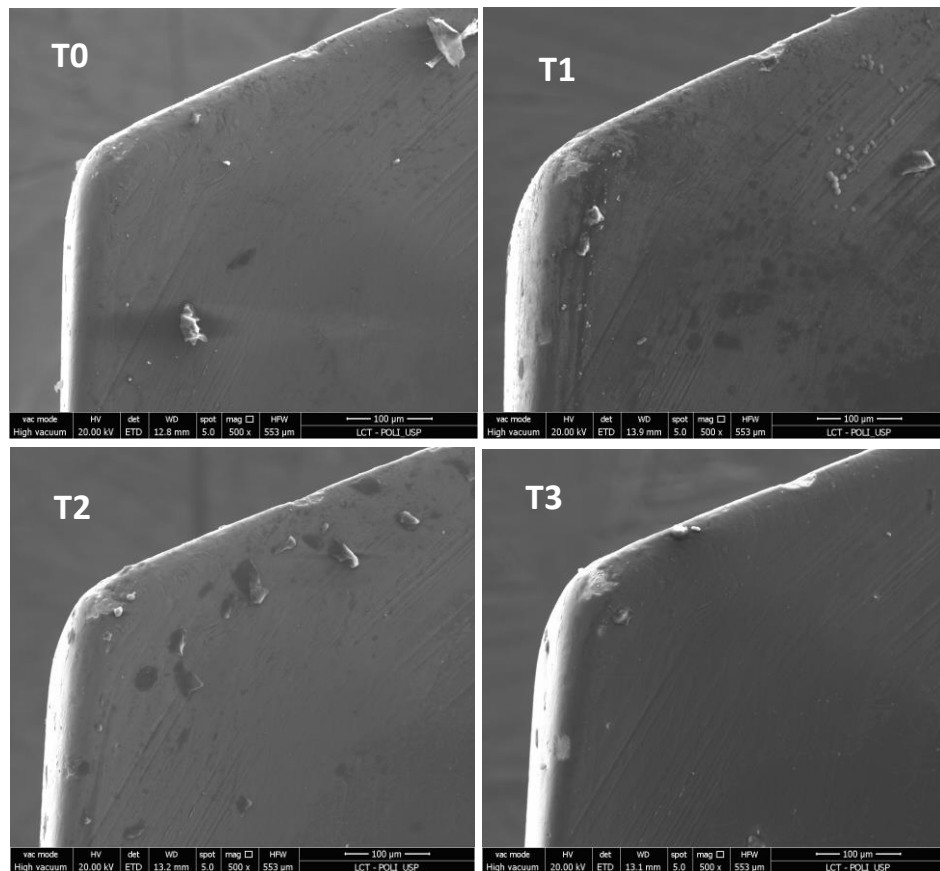
Figura 27 – Brocas Ø 2,15 (grupo II) após utilizações, em magnificação original de 500 x de aumento. A – Broca em T0 (sem uso), B – Broca em T1 (20 x de uso) C – Broca em T2 (30 x de uso), D – Broca em T3 (40x de uso)



Podemos notar também neste aumento de 500x, a presença de material orgânico, mesmo após todos cuidados para manter as brocas limpas antes das análises, através de borrifadas de ar e lenços umedecidos

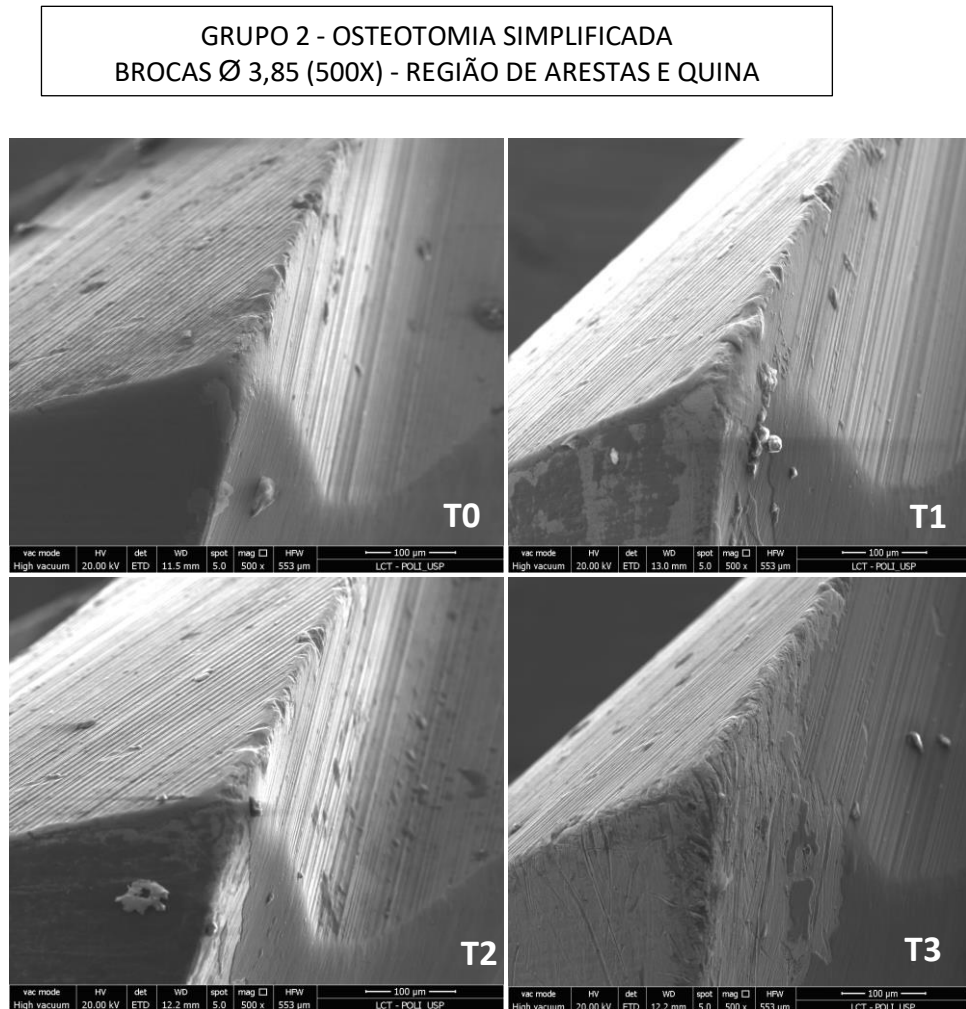
Figura 28 – Brocas Ø 3,85 (grupo I) após utilizações, em magnificação original de 500 x de aumento. A – Broca em T0 (sem uso), B – Broca em T1 (20 x de uso) C – Broca em T2 (30 x de uso), D – Broca em T3 (40x de uso)

GRUPO I - OSTEOTOMIA CONVENCIONAL
BROCAS Ø 3,85 (500X) - REGIÃO DE ARESTAS E QUINA



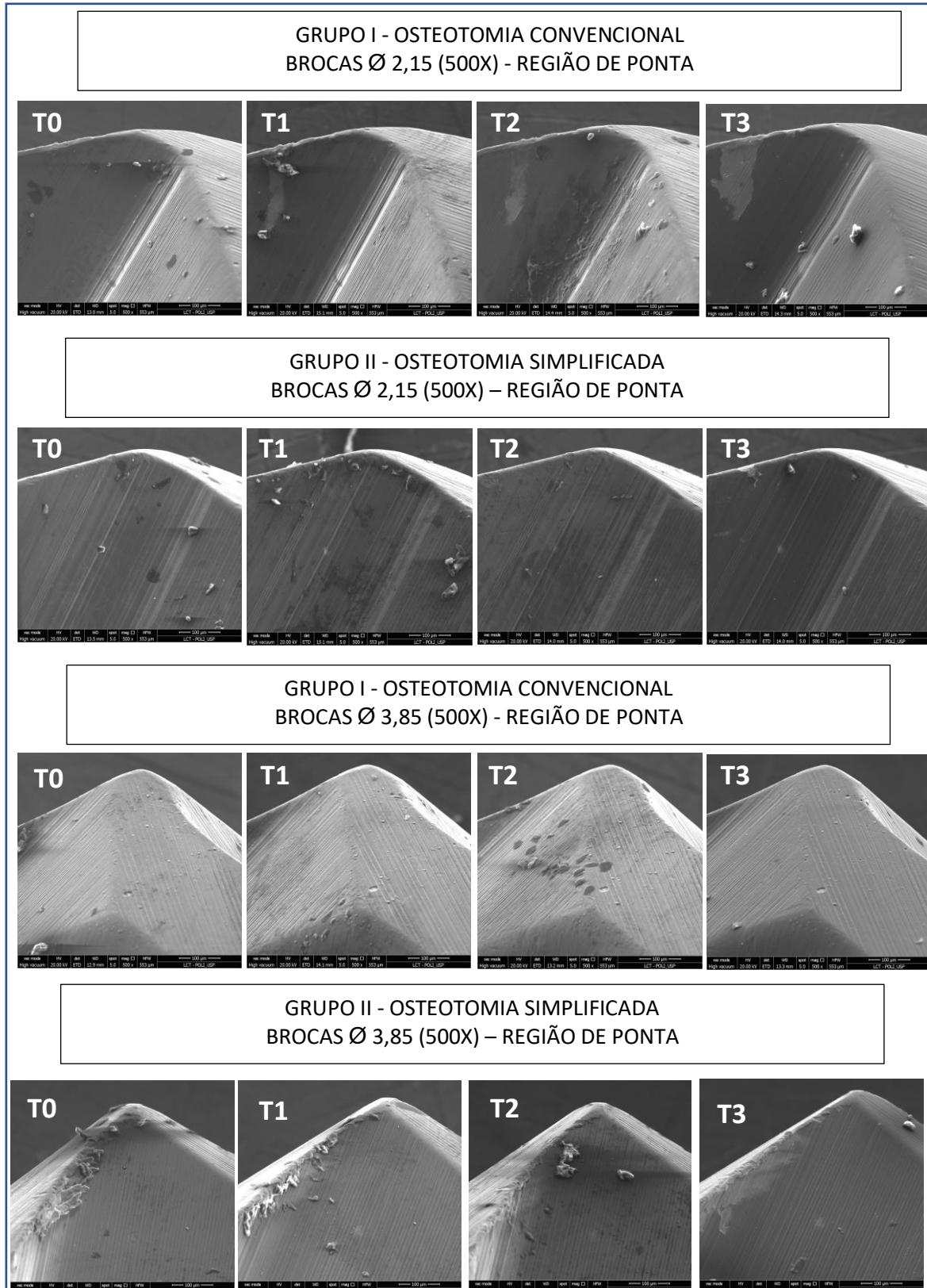
Notamos que mesmo mantendo todas as brocas com engate para o mesmo lado (para cima) presas em um suporte adaptado para que as análises fossem padronizadas, observamos um pequeno desvio no eixo da broca 3,85 do grupo 2 ficando evidente na ampliação de 500x, onde notamos os desgastes, mas não podemos fazer comparação direta com as brocas do grupo I (Figura 29).

Figura 29 – Brocas Ø 3,85 (grupo II) após utilizações, em magnificação original de 500 x de aumento. A – Broca em T0 (sem uso), B – Broca em T1 (20 x de uso) C – Broca em T2 (30 x de uso), D – Broca em T3 (40x de uso)



Após as análises das pontas de todas as brocas Ø 2,15 e Ø 3,85, do grupo da osteotomia Convencional (OC) e do grupo da osteotomia simplificada, não foram constadas grandes alterações nas topografias das brocas (Figura 30).

Figura 30 – Análise da ponta das brocas Ø 2,15 e 3,85 de ambos os grupos após utilizações, em magnificação original de 500 x de aumento. A – Broca em T0 (sem uso), B – Broca em T1 (20 x de uso) C – Broca em T2 (30 x de uso), D – Broca em T3 (40x de uso)



5.1.2. Imagem gerada por elétrons retroespalhados

Neste exame conseguimos capturar uma imagem onde demonstra o contraste em função do número atômico dos elementos químicos presentes, fornecendo imagens características da variação da composição da amostra.

Nota-se que mesmo antes de qualquer utilização, a camada de recobrimento de DLC não preenche por completo toda superfície das amostras.

Podemos observar uma perda considerável e gradual deste material de recobrimento ao longo das perfurações pré-determinadas, principalmente na região de maior exigência mecânica, próxima a aresta principal de corte, quina e aresta secundária, tanto nas brocas \varnothing 2,15 e \varnothing 3.85 de ambos os grupos. (Figuras 31 a 34).

Figura 31 – Imagem gerada por elétrons retroespalhados nas brocas \varnothing 2,15 em 75 e 250x de aumento do grupo I

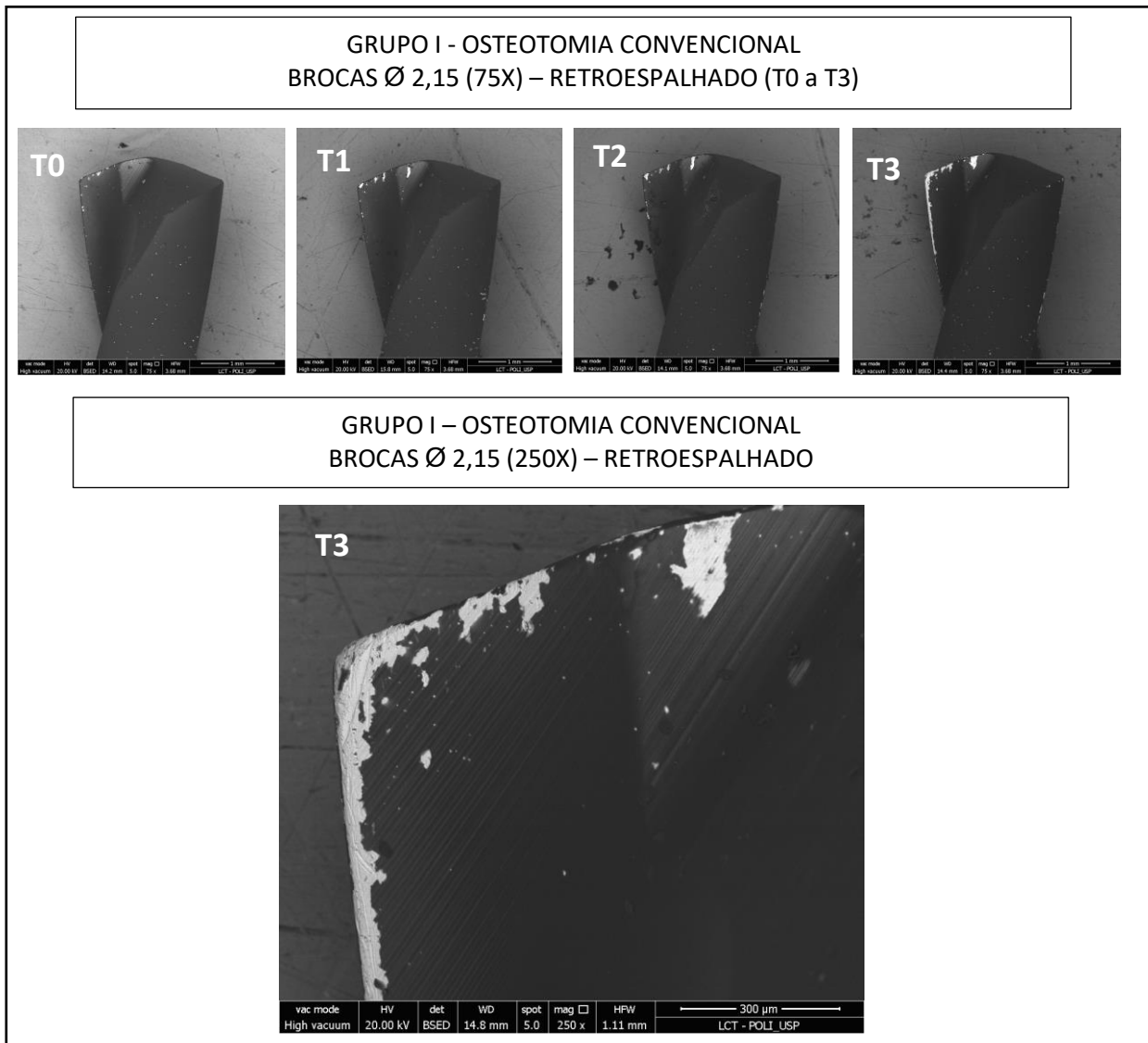
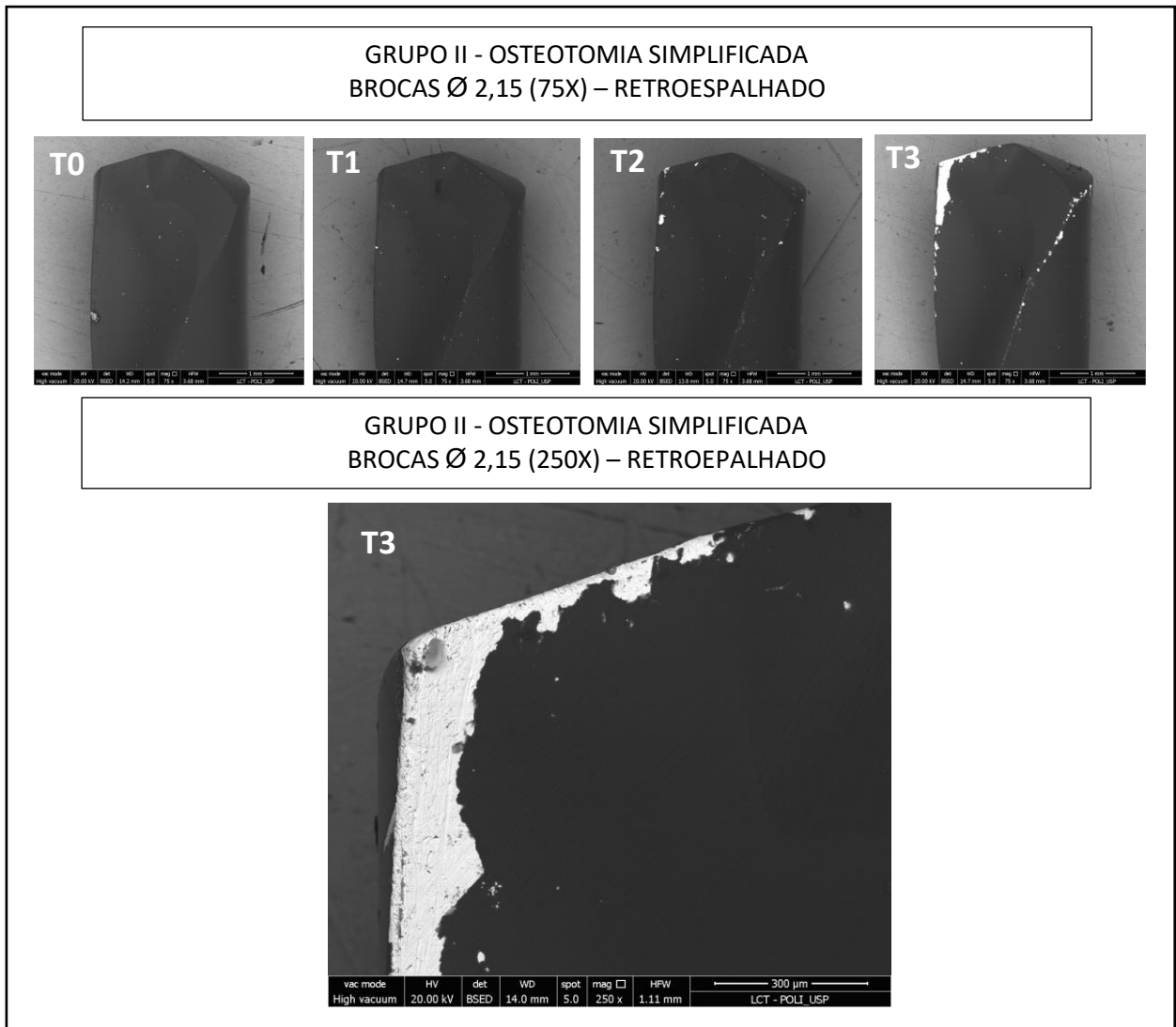


Figura 32 – Imagem gerada por elétrons retroespalhados nas brocas Ø 2,15 em 75 e 250x de aumento do grupo II



Através destas imagens fica evidente a maior perda do material de recobrimento nas brocas da osteotomia simplificada, ao fim dos ciclos de perfurações. Nota-se que nas brocas Ø 2,15 a perda do material de recobrimento acontece principalmente quando esta atinge as 40 utilizações (T3), em ambos os grupos. (Figuras 31 e 32).

As brocas Ø 3,85 apresentaram resultados diferentes, pois a broca do grupo I (OC), não apresentou grande alterações após completada as 40 perfurações, em contrapartida a broca utilizada no grupo II (OS) apresentou perda do material de recobrimento já a partir de 20 utilizações (T2) (Figura 33 e 34).

Figura 33 – Imagem gerada por elétrons retroespalhados nas brocas Ø 3,85 em 75x de aumento do grupo I

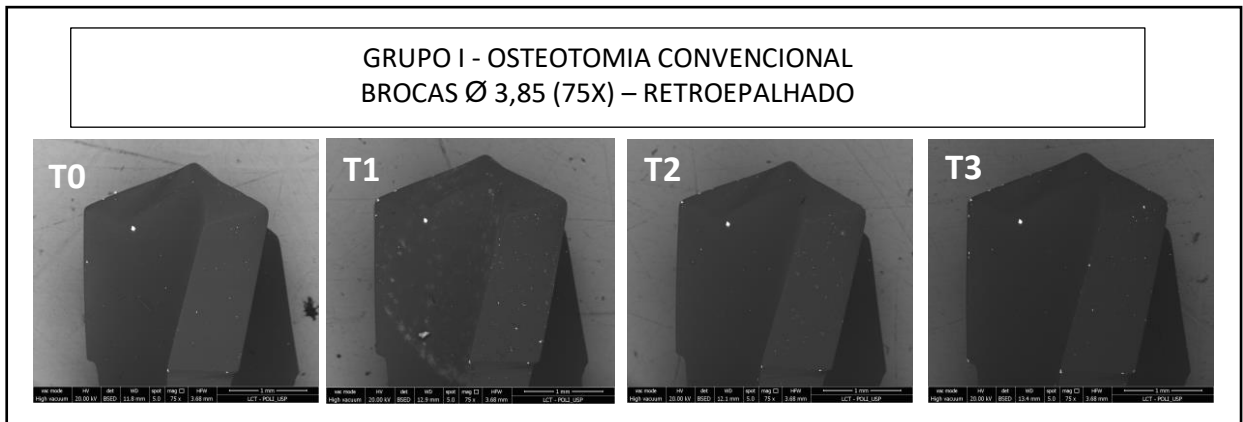
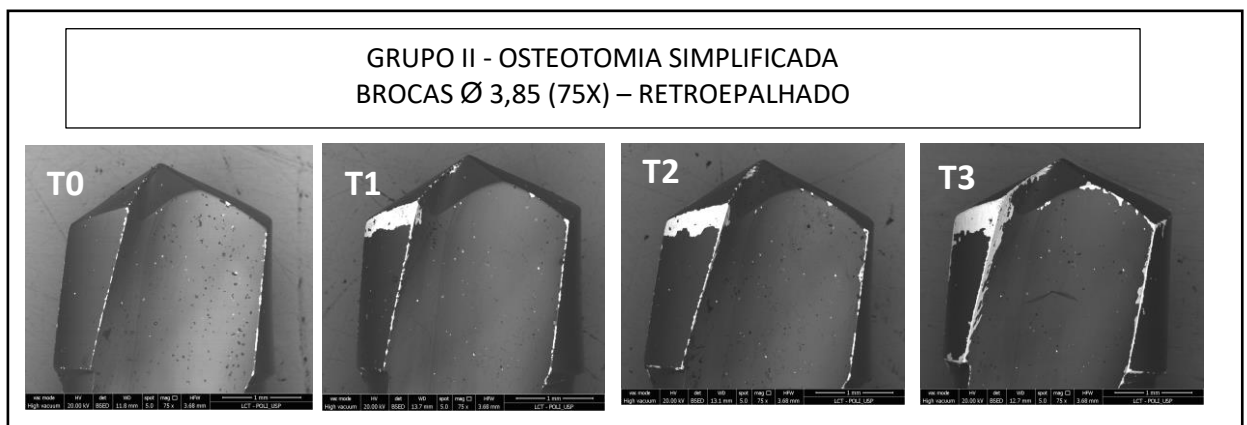
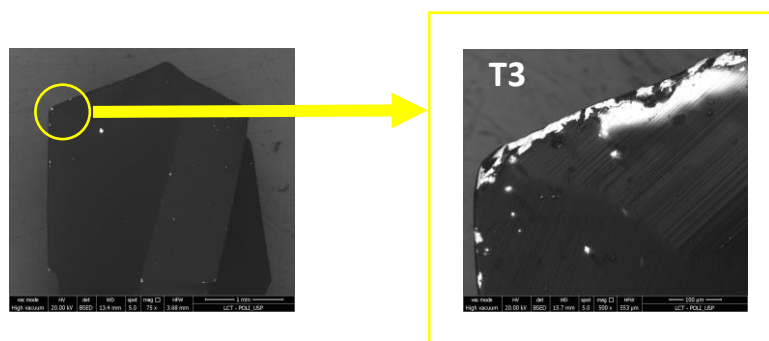


Figura 34 – Imagem gerada por elétrons retroespalhados nas brocas Ø 3,85 em 75x de aumento do grupo II



Intrigados com pouca deformação e perda de material de recobrimento na broca Ø 3,85 do grupo I (Osteotomia Convencional), fizemos uma nova imagem com ampliação de (500X), onde notamos, mesmo que em menor quantidade, uma perda de material e deformação na topografia (Figura 35).

Figura 35 – Imagem gerada por elétrons retroespalhados na broca Ø 3,85 do grupo I em aumento de 500X.



5.1.3. Imagem gerada pela por sonda de energia dispersiva (EDS)

Nesta análise observamos a quantidade dos elementos químicos presentes na superfície das amostras Ø 2,15 e 3,85 Ø dos grupos I e II, no T0 (Brocas novas) e no T3 (ao final das 40 perfurações), fornecendo dados significativos de maneira quantitativa dos elementos químicos presentes.

As análises foram feitas no mesmo ponto pré-determinado, em ambas as brocas, demonstrada nas imagens como quadrado verde. (Figura 36 e 37)

Figura 36 – Regiões selecionadas para análise EDS das brocas Ø 2,15 dos grupos I e II, no T0 (Brocas novas) e no T3 (ao final das 40 perfurações)

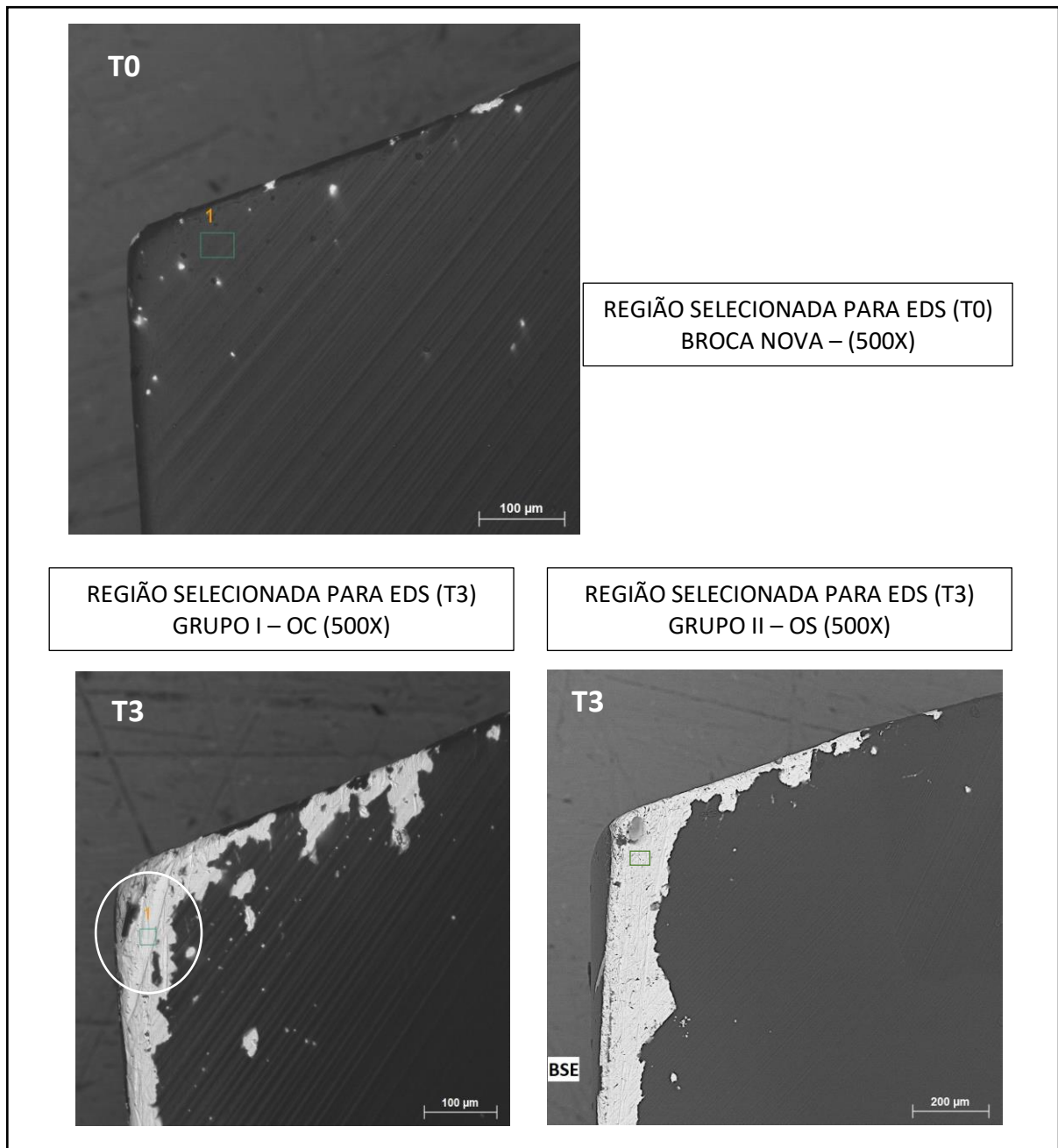
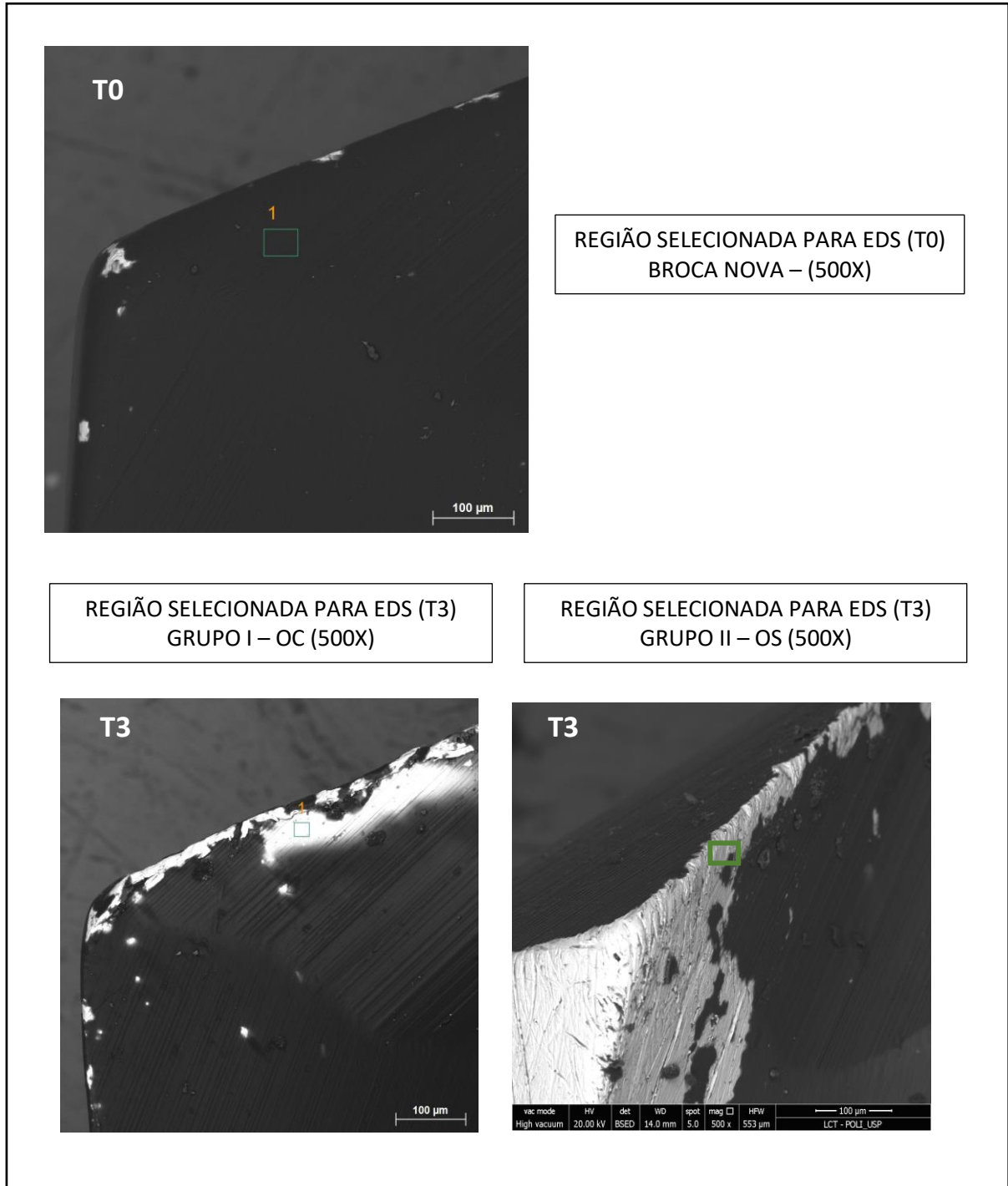
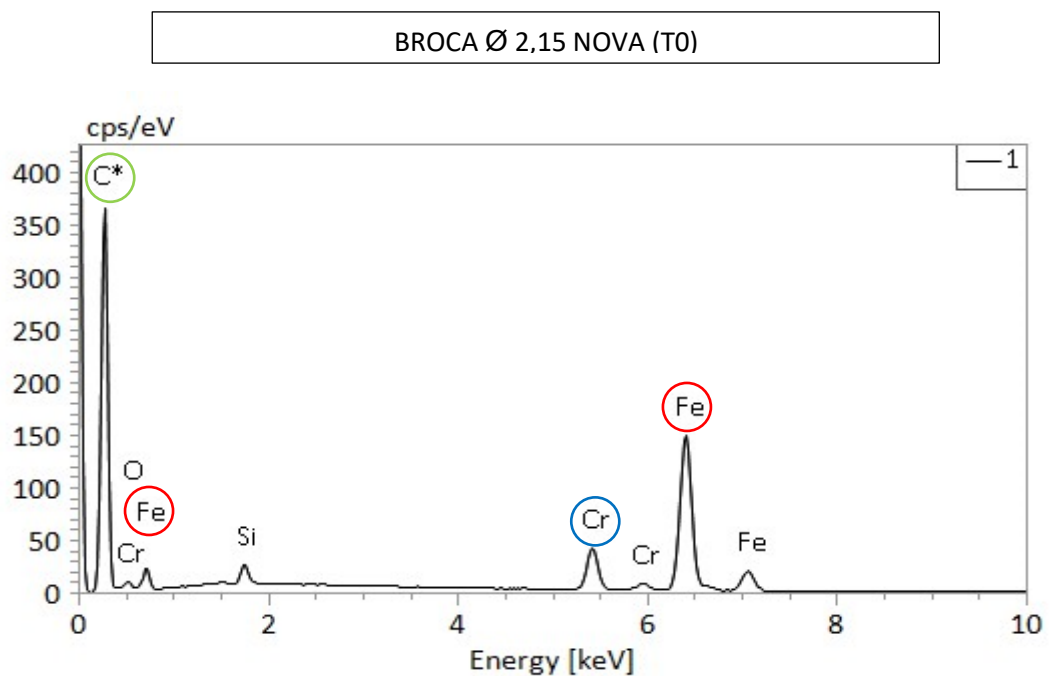


Figura 37 – Regiões selecionadas para análise EDS das brocas Ø 3,85 dos grupos I e II, no T0 (Brocas novas) e no T3 (ao final das 40 perfurações)



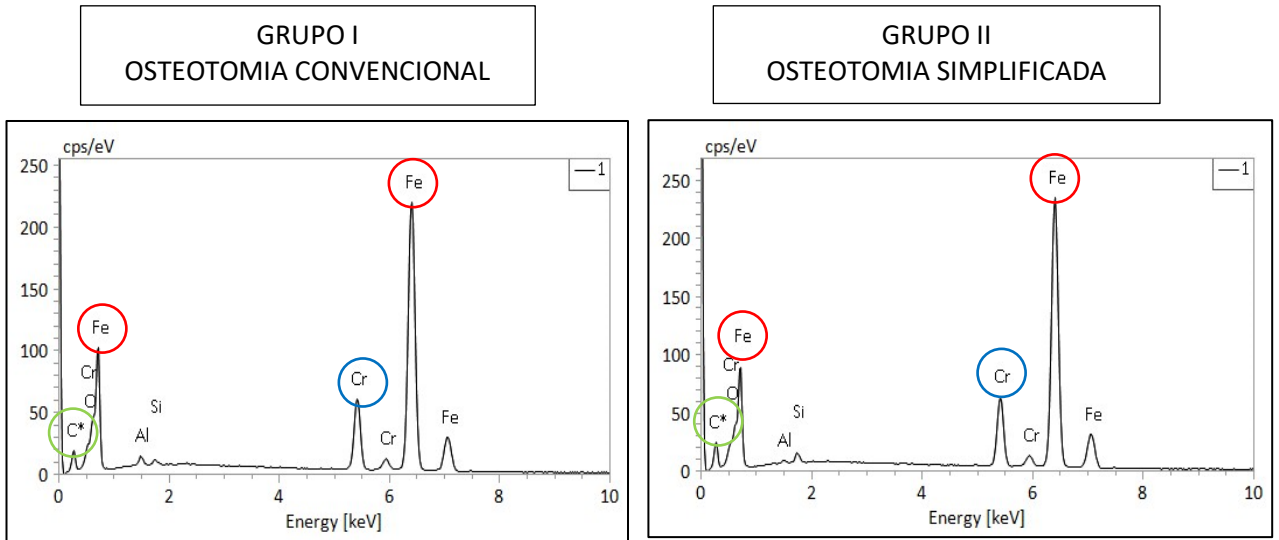
Nos gráficos representativos da análise de espectroscopias da broca Ø 2,15 referentes aos elementos químicos podemos notar uma prevalência maior de carbono nas amostras T0 seguidas de ferro e cromo respectivamente. (Figura 38)

Figura 38 – Gráfico representativo da análise EDS da broca Ø 2,15 no T0. Carbono representado pela cor verde, Cromo representado pela cor azul e Ferro pela cor vermelha



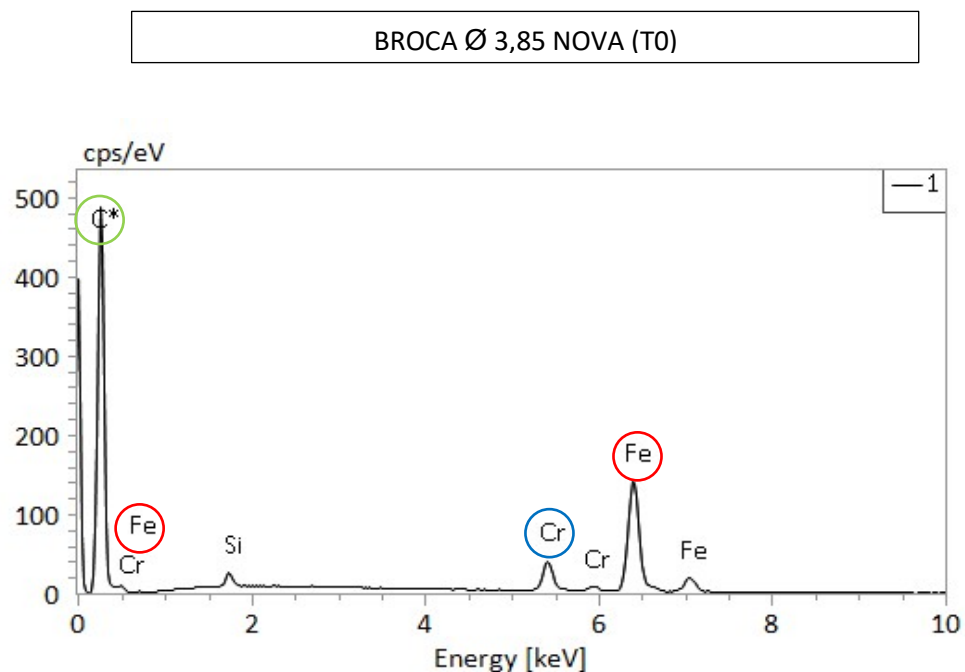
Na análise efetuada em T3, notamos uma inversão considerável nos valores, demonstrando a diminuição do carbono devido a perda da camada de revestimento de carbono em ambos os grupos tendo com consequência uma maior prevalência de ferro. (Figura 39).

Figura 39 – Gráfico representativo da análise EDS das brocas Ø 2,15 dos grupos I e II no T3.



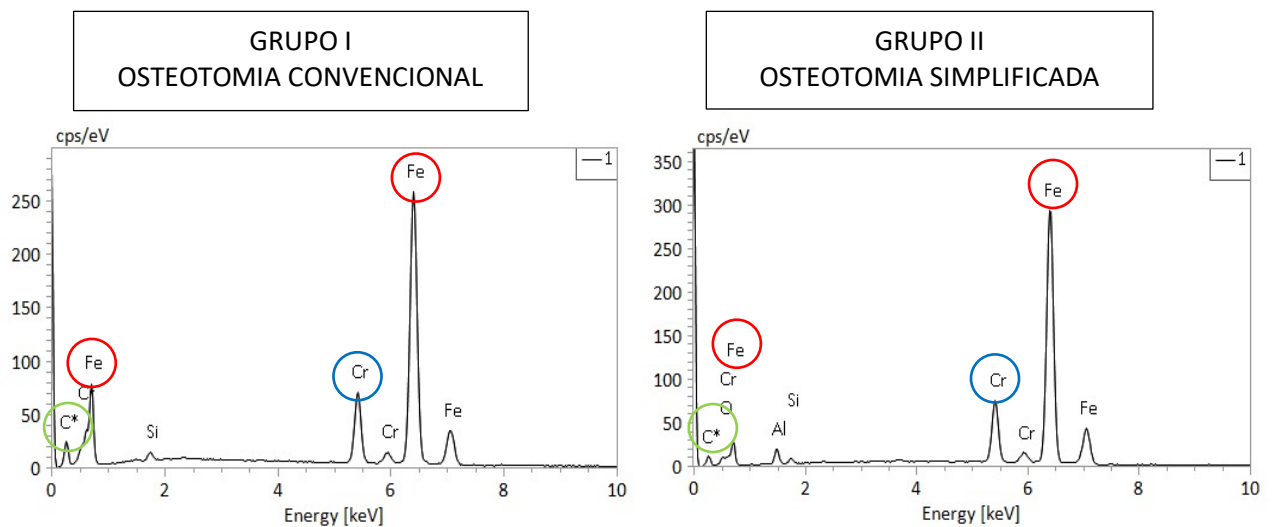
Assim como nas brocas Ø 2,15, as análises dos elementos químicos presentes nas brocas Ø 3,85 apresentaram em T0 (sem utilizações) uma prevalência de carbono presente, devido seu revestimento DLC (Figura 40).

Figura 40 – Gráfico representativo da análise EDS da broca Ø 3,85 no T0



Os gráficos representativos desta análise das brocas Ø 3,85 em T3 (após 40 utilizações), seguiram o mesmo padrão encontrado nas brocas Ø 2,15, com uma diminuição na quantidade de carbono e uma evidente presença de ferro (Figura 41).

Figura 41 – Gráfico representativo da análise EDS das brocas Ø 3,85 dos grupos I e II no T3



com filtros específicos para cada elemento químico presente na amostra, onde a cor verde determina a presença de carbono na região, a vermelha a quantidade de ferro e a cor azul representa a existência do elemento cromo.

Ao mesclar filtros e analisar as imagens, fica evidente a diminuição da cor verde que representa o elemento químico Carbono, devido a perda de continuidade do revestimento composto por carbono tipo diamante (DLC), principalmente na área de maior exigência mecânica (aresta principal e secundária de corte).

Podemos notar no mapa uma prevalência da cor rosa, proveniente da mescla das cores vermelha que representa o Ferro e cor azul que demonstra a presença de Cromo na composição da amostra, principalmente nas brocas Ø 3,85 do grupo II (OS) e Ø2,15 de ambos os grupos, diferente da amostra Ø 3,85 do grupo I (OC) que não demonstrou grandes alterações (Figura 42,43,44 e 45)

Figura 42 – Representação do gráfico EDS em imagens com filtros específicos para cada elemento químico da broca Ø 2,15 do grupo I. Imagem A com filtro em vermelho representa a identificação da presença do ferro na superfície. Imagem B a presença do cromo na cor azul. Imagem C a representatividade da presença do carbono na cor verde. Imagem D a mescla dos filtros ficando evidente a perda da cor verde (carbono) na área de desgaste, sobressaindo a cor rosa, união entre Ferro (vermelho) e cromo (azul)

Ø2,15 GRUPO I
OSTEOTOMIA CONVENIONAL

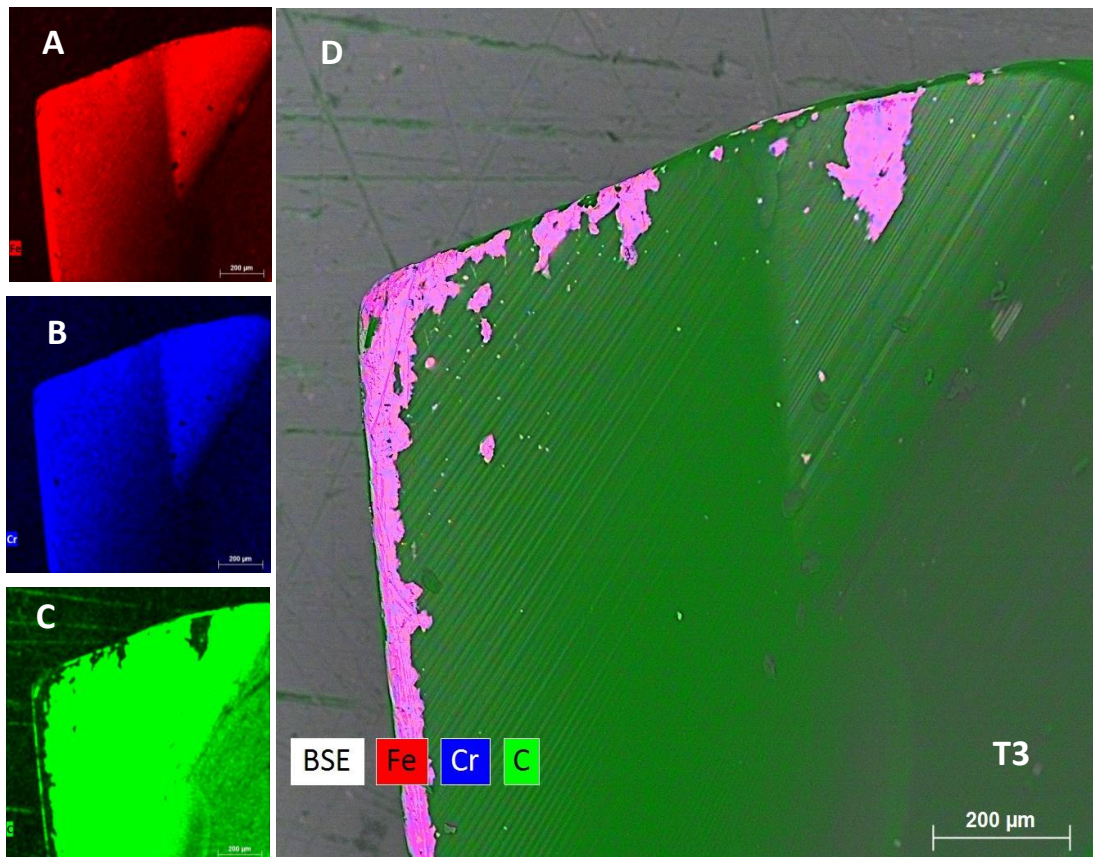


Figura 43 – Representação do gráfico EDS em imagens com filtros específicos para cada elemento químico da broca Ø 2,15 do grupo II. Imagem A com filtro em vermelho representa a identificação da presença do ferro na superfície. Imagem B a presença do cromo na cor azul. Imagem C a representatividade da presença do carbono na cor verde. Imagem D a mescla dos filtros ficando evidente a perda da cor verde (carbono) na área de desgaste, sobressaindo a cor rosa, união entre Ferro (vermelho) e cromo (azul)

Ø2,15 GRUPO II
OSTEOTOMIA SIMPLIFICADA

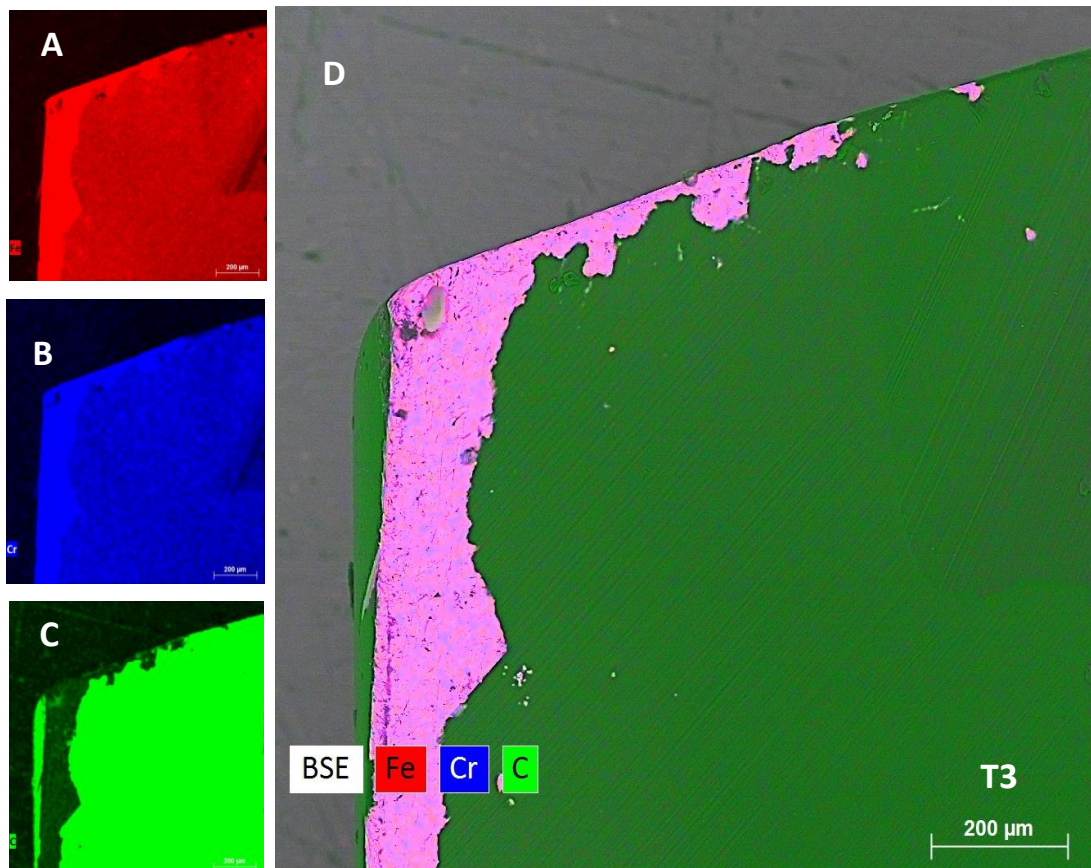


Figura 44 – Representação do gráfico EDS em imagens com filtros específicos para cada elemento químico da broca Ø 3,15 do grupo I. Imagem A com filtro em vermelho representa a identificação da presença do ferro na superfície. Imagem B a presença do cromo na cor azul. Imagem C a representatividade da presença do carbono na cor verde. Imagem D a mescla dos filtros ficando evidente a perda da cor verde (carbono) na área de desgaste, sobressaindo a cor rosa, união entre Ferro (vermelho) e cromo (azul)

Ø3,85 GRUPO I
OSTEOTOMIA CONVENCIONAL

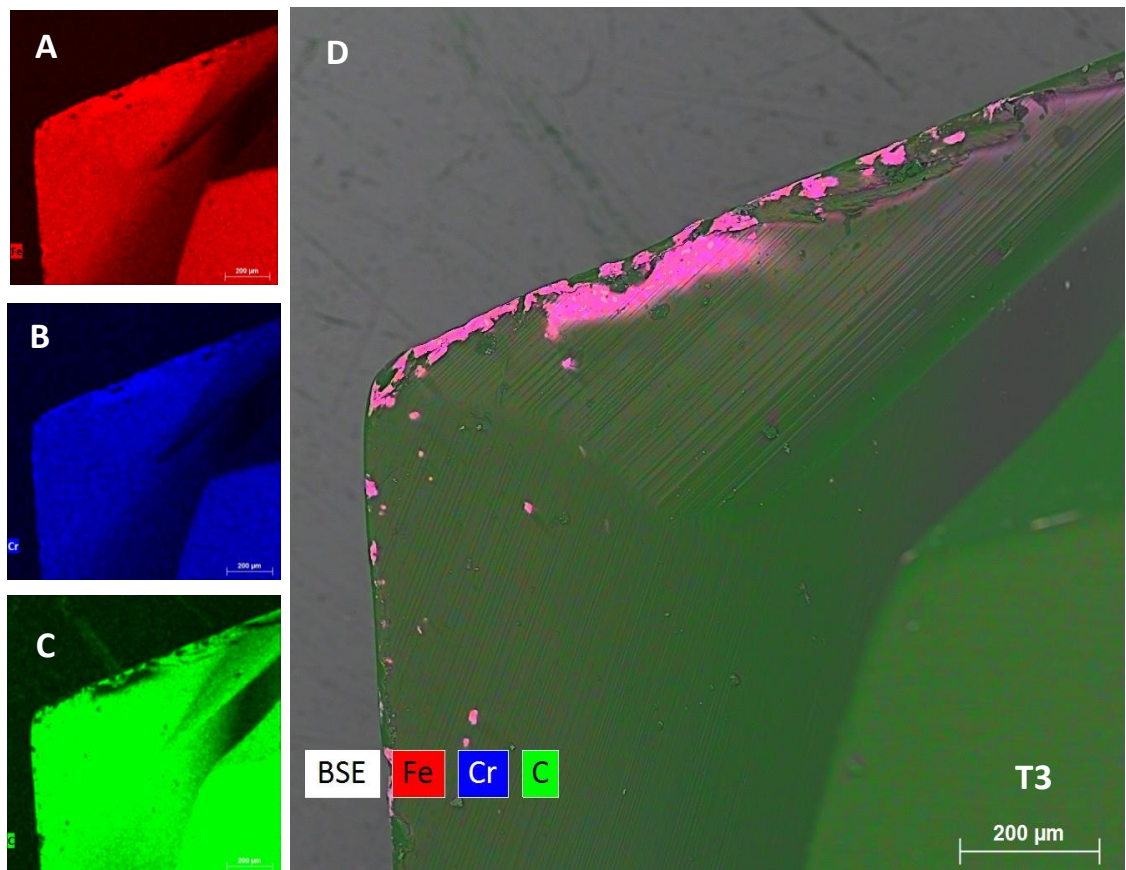
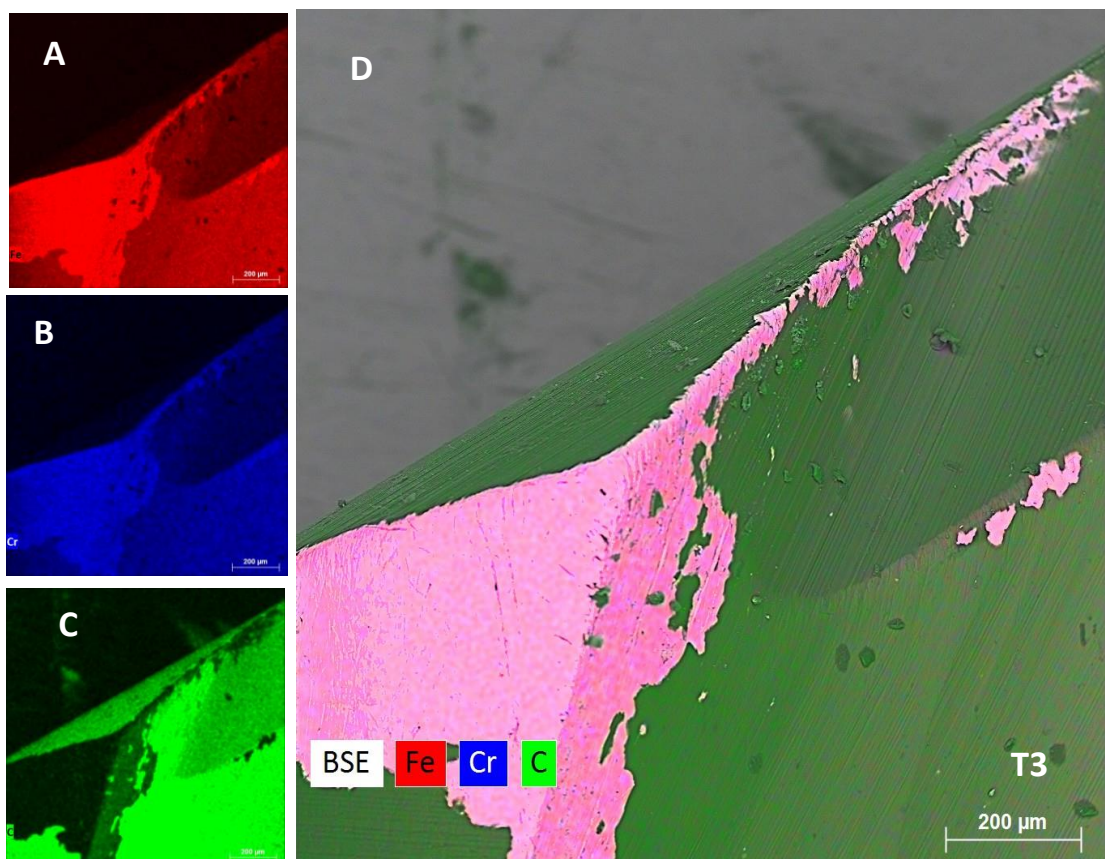


Figura 45 – Representação do gráfico EDS em imagens com filtros específicos para cada elemento químico da broca Ø 3,85 do grupo II. Imagem A com filtro em vermelho representa a identificação da presença do ferro na superfície. Imagem B a presença do cromo na cor azul. Imagem C a representatividade da presença do carbono na cor verde. Imagem D a mescla dos filtros ficando evidente a perda da cor verde (carbono) na área de desgaste, sobressaindo a cor rosa, união entre Ferro (vermelho) e cromo (azul)

Ø3,85 GRUPO II
OSTEOTOMIA SIMPLIFICADA



5.2. Medição da perda de massa

Todas as brocas analisadas obtiveram diferentes medidas de massa no T0 (sem uso) e T3 (40 x de uso), demonstrando uma redução da massa de forma gradual, conforme as perfurações eram realizadas. (Tabelas 1 a 4)

Tabela 2 – Massa das brocas do T0 a T3 do grupo I

GRUPO I - OSTEOTOMIA CONVENCIONAL				
Tabela da massa de cada broca				
Tabela perda de massa das brocas (Gradual)				
	Sem Uso	20 utilizações	30 utilizações	40 utilizações
Broca Lança	0,7612	0,7612	0,7609	0,7607
Broca 2.15	0,8666	0,8664	0,8663	0,8659
Broca 2.85	1,0384	1,0382	1,0381	1,0381
Broca 3.35	1,3125	1,3124	1,3122	1,3122
Broca 3.85	1,5991	1,5989	1,5988	1,5987

Tabela 3 – Diferença das massas entre T0 a T3 do grupo I

GRUPO I - OSTEOTOMIA CONVENCIONAL				
Tabela da perda massa de cada broca entre tempos e total final				
	PERDA DE T0 - T1	PERDA DE T1 - T2	PERDA T2 - T3	TOTAL DE PERDA T0-T3
Broca Lança	0	0,0003	0,0002	0,0005
Broca 2.15	0,0002	0,0001	0,0004	0,0007
Broca 2.85	0,0002	0,0001	0	0,0003
Broca 3.35	0,0001	0,0002	0	0,0003
Broca 3.85	0,0002	0,0001	0,0001	0,0004

Tabela 4 – Massa das brocas do T0 a T3 do grupo II

GRUPO II - OSTEOTOMIA SIMPLIFICADA				
Tabela da massa de cada broca				
Tabela perda de massa das brocas (Simplificada)				
	Sem Uso	20 utilizações	30 utilizações	40 utilizações
Broca 2.15	0,8757	0,8755	0,8753	0,8749
Broca 3.85	1,5979	1,5978	1,5975	1,5973

Tabela 5 – Diferença das massas entre T0 e T3 do grupo II

GRUPO II - OSTEOTOMIA SIMPLIFICADA				
Tabela da perda massa de cada broca entre tempos e total final				
	PERDA DE T0 - T1	PERDA DE T1 - T2	PERDA T2 - T3	TOTAL DE PERDA T0-T3
Broca 2.15	0,0002	0,0002	0,0004	0,0008
Broca 3.85	0,0001	0,0003	0,0002	0,0006

Podemos notar que a redução numericamente foi mais acentuada no grupo 2 (OS) quando comparamos as brocas semelhantes aos dois grupos. (Tabela 5), porém não percebemos perda na eficiência clínica durante as perfurações.

Tabela 6 – Tabela comparativa da perda da massa das amostras Ø 2,15 e Ø 3,85 do T0 a T3 de ambos os grupos.

Tabela comparativa broca 2,15					
	Sem Uso	20 utilizações	30 utilizações	40 utilizações	Perda total
Broca 2.15 (Gradual)	0,8666	0,8664	0,8663	0,8659	0,0007
Broca 2.15 (Simplificada)	0,8757	0,8755	0,8753	0,8749	0,0008
Tabela comparativa broca 3,85					
	Sem Uso	20 utilizações	30 utilizações	40 utilizações	Perda total
Broca 3.85 (Gradual)	1,5991	1,5989	1,5988	1,5987	0,0004
Broca 3.85 (Simplificada)	1,5979	1,5978	1,5975	1,5973	0,0006

6. DISCUSSÃO

Para uma melhor compreensão deste trabalho, dividimos este capítulo em dois tópicos: a) Objetivo e Metodologia aplicada e b) Resultados obtidos

6.1. Objetivo e Metodologia aplicada

Diversos fatores influenciam no prognóstico da implantodontia e entre eles encontramos alguns, os quais podemos interferir negativamente. Sabemos que o simples ato da perfuração para instalação do implante, já provoca danos consideráveis, principalmente pela produção de calor, já que a maior parte da energia gerada durante a osteotomia é transformada em energia térmica (5,6).

Apesar de diversos trabalhos divergirem da temperatura nociva ao tecido ósseo (4,34) mas o limite mais defendido e citado como referência para um dano térmico é a exposição do tecido a uma temperatura de 47° C durante 1 minuto (8).

Cientes que o aumento da temperatura é diretamente proporcional a duração da perfuração (37 - 40), diversas técnicas tem sido proposta diminuindo a quantidade de brocas na confecção do leito para o implante, com intuito de agilizar este processo cirúrgico. Dentre elas destacamos a técnica de osteotomia simplificada, onde a confecção de sítios cirúrgicos é caracterizada pela utilização de apenas duas brocas: uma inicial e outra final, já de diâmetro e comprimento mais próximos ao implante escolhido (30,69-71,78,80).

Um fator a se considera neste processo é a eficiência do corte destas ferramentas, pois com isso conseguimos um corte mais preciso, rápido e conseqüentemente com menos geração de calor (9,16,56-60,87), porém notamos que os trabalhos não se preocuparam em comparar a durabilidade das brocas, uma vez que a técnica simplificada teoricamente proporcionaria uma maior exigência mecânica, por utilizar somente duas brocas durante todo o processo.

Nos trabalhos publicados diversos modelos animais foram usados, como ovelhas (34), coelhos (30,38,88), porcos (20,36,44,61,69,79,90), cães (11,43,71,77-80,83) e modelos ósseos bovinos (18,40,57,91-93). Neste estudo a costela bovina foi o modelo escolhido por apresentar uma boa qualidade óssea, densidade e uma boa relação entre osso cortical e o osso medular, sendo essa relação similar ao osso mandibular humano, além de ser de fácil obtenção e manuseio (13,16,17,19,41,58,60,81,82).

Em trabalhos similares as velocidades variam entre 400 a 2.500 rpm (13,17-19,28,30,38,41,44,57,79,83,87,89) , porém entendemos que a habilidade do cirurgião e densidade óssea sempre devem ser levadas em consideração para seleção da velocidade ideal (3,43). Nosso trabalho optou em utilizar a velocidade de 1.400 Rpm citada pela revisão sistemática realizada por Möhlhenrich et al (9).

A carga empregada sobre o contra ângulo durante a perfuração é tão significativa quanto os outros parâmetros envolvidos, os artigos diferem quando a carga ideal que simule a ação de um cirurgião, variado em média de 1kg a 3,7kg (13,18,19,20,28,41,61,93), porém alguns autores relatam que a carga mais próxima do ideal fica no 2 kg (5,9,30,79,94) que equivale aproximadamente a 20 Newtons, por esse motivo optamos em utilizar esta carga em nosso trabalho.

A maioria das pesquisas que avaliam a vida útil das brocas com ciclos que variam de 20 a 50 utilizações (16,19,53,88,95,96). Definimos para esta pesquisa como parâmetro ideal que todas as brocas executassem 40 perfurações, em 8 costela bovinas, sendo 10 preparos em cada bloco ósseo, divididas igualmente em 5 preparos completos para cada técnica. Esta divisão do segmento ósseo fez com que as brocas de ambos os grupos fossem utilizadas sobre os mesmos modelos ósseos de mesma densidade, evitando possível viés, pois já é sedimentado na literatura que o tipo de osso influencia na resistência a perfuração, onde um osso mais cortical gera uma maior exigência mecânica da broca, podendo acelerar seu desgaste (9,36,53,60,61).

Diversos suportes similares foram desenvolvidos para se conseguir uma uniformidade e padronização da osteotomia (16-19,39,43,60,61,93,94,97), com intenção de diminuir o viés de uma operação manual, mesmo quando executada pelo mesmo cirurgião, proporcionando ao trabalho o benefício da uniformidade em todas

as perfurações, adaptando um suporte para fixar tanto o contra ângulo como o segmento ósseo, impedindo oscilações de ambos.

Para nos aproximarmos da realidade foram executados ciclos de limpezas e esterilizações como usualmente realizamos na nossa vida clínica antes da utilização destas ferramentas em procedimentos cirúrgicos para evitarmos infecções cruzadas (63), pois alguns trabalhos apontam um influência direta deste processo na degradação das brocas (68), porém para evitar qualquer tipo de viés implementamos uma metodologia na lavagem e esterilização das amostras para evitar que houvesse interferência no desgaste prematuro das brocas, seja na manipulação ou armazenamento. Esta padronização evitou que o contato e possível atrito entre as brocas que pudessem ocasionar desgastes indesejáveis.

6.2. Resultados obtidos

Na literatura existem muitas contradições com as publicações anteriores sobre o efeito do desgaste das brocas, pois não existe uma padronização no modo como são realizadas estas avaliações e testes, desde o modelo ósseo adequado até os dados ideais de velocidade, torque, tipo técnica ou broca.

As perfurações ocorreram como esperado, o artefato se manteve estável conforme o planejado permitindo a realização de perfurações uniformes e padronizadas. Notamos que apesar de ter um aspecto semelhante à mandíbula (apresentando característica de osso tipo 2), o modelo ósseo da costela bovina, apresentava uma cortical mais resistente, fazendo com que algumas vezes, principalmente no grupo da técnica simplificada as brocas iniciais encontrassem uma maior resistência para romper a cortical. Após o rompimento da cortical, as perfurações com brocas sequenciais de ambos os grupos ocorreram com facilidade. Isso pode ser esclarecido pela ausência de uma ponta ativa como existente na broca lança presente no grupo I fazendo que o tempo de perfuração seja ligeiramente maior (85) ou pelas diferenças encontradas interespecies, pois devemos entender que a composição óssea e densidade óssea dos modelos animais apenas se assemelham dos humanos, por isso ainda é especulativo prever que a resultado realizado em

modelos osseos animais sejam iguais ao osso humano, devendo ser considerada um indício (7,53,98,99).

Não foram encontrados trabalhos sobre a comparação dos desgastes das brocas relacionado a osteotomia convencional e osteotomia simplificada, sendo assim não foi possível fazer uma correlação ou comparações diretas com a literatura.

As análises de microscopia eletrônica de varredura encontraram desgastes, os quais se acentuavam com a utilização das brocas, principalmente nas brocas do grupo da osteotomia simplificada, demonstrando que o desgaste gradativo está diretamente relacionado com sua utilização principalmente nas arestas de corte (13,18,58,59,61,97).

Conforme as últimas publicações o revestimento das brocas com camadas como o DLC, tornou-se relevante, visto que este recobrimento possibilita um aumento das propriedades mecânicas, resistência a corrosão e ao desgaste (46,47,49,50,51), porém notamos um desprendimento deste material conforme outros autores relataram (13,16).

A alteração na topografia é percebida nas imagens obtidas por microscopia eletrônica de varredura por elétrons secundários, porém a perda de continuidade do material é nitidamente observada na análise por elétrons retroespalhados. A perda de revestimento nas brocas Ø 2,15 acontece principalmente nas análises após 40 utilizações (T3), em ambos os grupos, mas com maior desgaste na técnica simplificada (Grupo II)

Quando avaliamos as brocas Ø 3,85 notamos um desgaste maior na broca do grupo II (OS), já após 20 utilizações (T2), enquanto a broca do grupo I (OC) o desgaste é menos evidente mesmo após 40 utilizações.

Esta falta de revestimento fica evidente após a comparação dos gráficos e imagens obtidas na análise dispersiva de energia (EDS) de T0 (brocas novas) e T3 (40 utilizações) com a diminuição do elemento químico carbono na composição da amostra.

Não observamos perda substancial na massa das amostras após as perfurações determinadas, porém isso pode não ter relação com a manutenção da

efetividade do corte, pois a simples deformação ou aumento da rugosidade pode influenciar diminuir sua efetividade (60,100).

Apesar de alguns trabalhos relatam que processo de esterilização pode causar uma oxidação, corrosão e aumento na rugosidade das brocas, o que ocasionaria uma mais rápida deformação nas laminas de corte, diminuindo sua efetividade e vida útil, (15,16,17,18,20,22,63,64,65,66,68) não foram observados estes efeitos em nosso estudo de maneira significativa.

Assim como os fabricantes que não determinam número máximo de uso das brocas, a literatura ainda não estipulou um critério exato para que se execute esta troca, variando de 10 a 50 vezes (14,97), provavelmente devido as diferentes metodologias aplicadas, desde diferentes modelos ósseos, com variações na densidade, assim como velocidades e cargas aplicadas diferentes.

O significado da perda de revestimento das brocas para eficiência de corte e geração de calor não foi estabelecido neste trabalho. Novas pesquisas são necessárias para se determinar se a perda deste DLC acarreta algum significado clínico.

7. CONCLUSÃO

Notamos que as brocas das técnicas de osteotomia simplificada sofrem maior desgaste do que as da osteotomia convencional gradual.

No entender deste trabalho, fica evidente que quando se executar a técnica simplificada, as brocas Ø 2,15 revestidas de DLC devem ser utilizadas até 30 vezes, enquanto a broca Ø 3,85 somente 20 vezes, pois ocorrerá uma perda considerável do revestimento na área de corte da broca.

O significado da perda de revestimento das brocas para eficiência de corte e geração de calor não foi estabelecido neste trabalho. Novas pesquisas são necessárias para se determinar se a perda deste DLC acarreta algum significado clínico.

8. REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

1. Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson Å. Intra-Osseous Anchorage of Dental Prostheses: *I. Experimental Studies*. Scand J Plast Reconstr Surg. 1969 Jan;3(2):81–100.
2. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. Acta Orthop Scand. 1981;52(2):155–70.
3. Reingewirtz Y, Szmukler-Moncler S, Senger B. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. Clin Oral Implants Res. 1997 Jun;8(3):189–97.
4. Lundskog J. Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury. Scand J Plast Reconstr Surg. 1972;9:1–80.
5. Tehemar SH. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999 Feb;14(1):127–36.
6. Milberg J, Fuchsberger A. Möglichkeiten zur Verminderung der thermischen Schädigung des Knochens beim Einsatz von Spiralbohrern in der Osteosynthese - Possibilities of Reducing Thermal Damage to Bone when using Drills in Osteosynthesis. Biomed Tech Eng. 1984;29(12):309–17.
7. Kniha K, Heussen N, Weber E, Möhlhenrich SC, Hölzle F, Modabber A. Temperature Threshold Values of Bone Necrosis for Thermo-Explantation of Dental Implants—A Systematic Review on Preclinical In Vivo Research. Materials. 2020 Aug 6;13(16):3461.
8. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. J Prosthet Dent. 1983 Jul;50(1):101–7.

9. Möhlhenrich SC, Modabber A, Steiner T, Mitchell DA, Hölzle F. Heat generation and drill wear during dental implant site preparation: systematic review. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2015 Oct;53(8):679–89.
10. Kim HM, Cho J yong, Ryu J. Evaluation of implant stability using different implant drilling sequences. *J Dent Sci*. 2019 Jun;14(2):152–6.
11. Giro G, Tovar N, Marin C, Bonfante EA, Jimbo R, Suzuki M, et al. The Effect of Simplifying Dental Implant Drilling Sequence on Osseointegration: An Experimental Study in Dogs. *Int J Biomater*. 2013;2013:1–6.
12. Peterson LT. Principles of internal fixation with plates and screws. *AMA Arch Surg*. 1952 Mar;64(3):345–54.
13. Ercoli C, Funkenbusch PD, Lee HJ, Moss ME, Graser GN. The Influence of Drill Wear on Cutting Efficiency and Heat Production During Osteotomy Preparation for Dental Implants: A Study of Drill Durability. 2004;15.
14. Harris BH, Kohles SS. Effects of mechanical and thermal fatigue on dental drill performance. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001 Dec;16(6):819–26.
15. Cooley RL, Marshall TD, Young JM, Huddleston AM. Effect of sterilization on the strength and cutting efficiency of twist drills. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 1990 Nov;21(11):919–23.
16. Batista Mendes GC, Padovan LEM, Ribeiro-Júnior PD, Sartori EM, Valgas L, Claudino M. Influence of implant drill materials on wear, deformation, and roughness after repeated drilling and sterilization. *Implant Dent*. 2014 Apr 1;23(2):188–94.
17. Allsobrook OFL, Leichter J, Holborow D, Swain M. Descriptive Study of the Longevity of Dental Implant Surgery Drills: Longevity of Dental Implant Surgery Drills. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2011 Sep;13(3):244–54.
18. Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA, Beck FM. Heat Production by 3 Implant Drill Systems After Repeated Drilling and Sterilization. *J Oral Maxillofac Surg*. 2006 Feb;64(2):265–9.

19. Hochscheidt CJ, Shimizu RH, Andrighetto AR, Pierezan R, Thomé G, Salatti R. Comparative Analysis of Cutting Efficiency and Surface Maintenance Between Different Types of Implant Drills: An In Vitro Study. *Implant Dent.* 2017 Oct;26(5):723–9.
20. Alevizakos V, Mitov G, Ahrens AM, von See C. The Influence of Implant Site Preparation and Sterilization on the Performance and Wear of Implant Drills. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2021 Jun;36(3):546–52.
21. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, Rosen HM. Tissue-Integrated Prosthesis. Osseointegration in Clinical Dentistry. *Plast Reconstr Surg.* 1986 Mar;77(3):496–7.
22. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1(1):11–25.
23. Moraschini V, Poubel LA da C, Ferreira VF, Barboza E dos SP. Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015 Mar;44(3):377–88.
24. Zupnik J, Kim S woo, Ravens D, Karimbux N, Guze K. Factors Associated With Dental Implant Survival: A 4-Year Retrospective Analysis. *J Periodontol.* 2011 Oct;82(10):1390–5.
25. Preiskel HW, Tsolka P. Treatment outcomes in implant therapy: the influence of surgical and prosthodontic experience. *Int J Prosthodont.* 1995 Jun;8(3):273–9.
26. Bornstein MM, Cionca N, Mombelli A. Systemic conditions and treatments as risks for implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24 Suppl:12–27.
27. Mombelli A, Cionca N. Systemic diseases affecting osseointegration therapy. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Oct;17(S2):97–103.

28. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Feb;11(1):35–7.
29. Romanos GE, Delgado-Ruiz R, Sculean A. Concepts for prevention of complications in implant therapy. *Periodontol 2000*. 2019 Oct;81(1):7–17.
30. Gehrke SA, Treichel TLE, Aramburú Júnior J, de Aza PN, Prados-Frutos JC. Effects of the technique and drill design used during the osteotomy on the thermal and histological stimulation. *Sci Rep*. 2020 Dec;10(1):20737.
31. Lambert PM, Morris HF, Ochi S. Positive Effect of Surgical Experience With Implants on Second-Stage Implant Survival. *J Oral Maxillofac Surg*. 1997 Dec;55(12):12–8.
32. Moy PK, Medina D, Shetty V. Dental Implant Failure Rates and Associated Risk Factors. 2005;20(4):9.
33. Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, Beck-Broichsitter B, Jung O, Precht C, et al. Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. *BioMed Res Int*. 2016;2016:1–16.
34. Trisi P, Berardini M, Falco A, Vulpiani MP. Effect of Temperature on the Dental Implant Osseointegration Development in Low-Density Bone: An In Vivo Histological Evaluation. *Implant Dent*. 2015 Feb;24(1):96–100.
35. Institute for Surgical Technology and Biomechanics, University of Bern, Switzerland, Feldmann A, Wili P, Maquer G, Zysset P. The thermal conductivity of cortical and cancellous bone. *Eur Cell Mater*. 2018 Jan 28;35:25–33.
36. Stelzle F, Frenkel C, Riemann M, Knipfer C, Stockmann P, Nkenke E. The effect of load on heat production, thermal effects and expenditure of time during implant site preparation - an experimental *ex vivo* comparison between piezosurgery and conventional drilling. *Clin Oral Implants Res*. 2014 Feb;25(2):e140–8.
37. Wächter R, Stoll P. Increase of temperature during osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1991 Aug;20(4):245–9.

38. Marzook HAM, Yousef EA, Denewar M, Farahat MRL. In-vitro assessment of bone viability with different implant drill speeds. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2020 Dec;58(10):e301–6.
39. Abouzgia MB, Symington JM. Effect of drill speed on bone temperature. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1996 Oct;25(5):394–9.
40. Cordioli G, Majzoub Z. Heat generation during implant site preparation: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997 Apr;12(2):186–93.
41. Di Fiore A, Sivoiella S, Stocco E, Favero V, Stellini E. Experimental Analysis of Temperature Differences During Implant Site Preparation: Continuous Drilling Technique Versus Intermittent Drilling Technique. *J Oral Implantol.* 2018 Feb 1;44(1):46–50.
42. Chauhan CJ, Shah DN, Sutaria FB. Various bio-mechanical factors affecting heat generation during osteotomy preparation: A systematic review. *Indian J Dent Res Off Publ Indian Soc Dent Res.* 2018 Feb;29(1):81–92.
43. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrinar DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2007 Oct 30;128(1):71–7.
44. Kosior P, Pelc A, Mikulewicz M. Comparative Analysis of Bone Tissue Temperature during Implant Preparation with Variable Drilling Parameters: *In Vitro* Study. *BioMed Res Int.* 2020 Mar 19;2020:1–9.
45. Diniz AE, Marcondes FC, Coppini NL. *Tecnologia da usinagem dos Materiais.* 8 ed. São Paulo: Artliber Editora; 2014.
46. Sousa DSC. *Análise de brocas cirúrgicas para instalação de implantes dentários após uso, higienização especial e esterilização em distintos tipos ósseos* [Dissertação para obtenção do título de Mestre em Odontologia: área de concentração em Implantodontia]. [Curitiba]: Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico; 2015.

47. Machado, Álisson Rocha, Abrão, Alexandre Mendes, Coelho, Reginaldo Teixeira, Da Silva, Márcio Bacci. Teoria da Usinagem dos Materiais. 3ª ed. São Paulo: Blucher; 2015.
48. Santos, Sandro Cardoso, Sales, Wisley Falco. Aspectos tribológicos da Usinagem dos Materiais. 1 ed. Artliber Editora; 2007. 127–148 p.
49. Dalibón EL, Guitar MA, Trava-Airoldi V, Mücklich F, Brühl SP. Plasma Nitriding and DLC Coatings for Corrosion Protection of Precipitation Hardening Stainless Steel: Plasma Nitriding and DLC Coatings for Corrosion.... Adv Eng Mater. 2016 May;18(5):826–32.
50. Dalibón EugeniaL, Czerwiec T, Trava-Airoldi VJ, Ghafoor N, Rogström L, Odén M, et al. Characterization of DLC coatings over nitrided stainless steel with and without nitriding pre-treatment using annealing cycles. J Mater Res Technol. 2019 Apr;8(2):1653–62.
51. Shioga PHT, Binder C, Hammes G, Klein AN, Mello JDB de. Effects of Different Plasma Nitrided Layers on the Tribological Performance of DLC Coatings. Mater Res. 2016 Sep 12;19(5):1180–8.
52. Peterson LT. Principles of internal fixation with plates and screws. AMA Arch Surg. 1952 Mar;64(3):345–54.
53. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. J Bone Joint Surg Am. 1972 Mar;54(2):297–308.
54. Castillo WJG. Furação profunda de ferro fundido cinzento GC25 com brocas de metal duro com canis retos [Dissertação submetida para a obtenção do grau de mestre em engenharia mecânica]. Universidade Federal de Santa Catarina; 2005.
55. De Souza, José Aécio Gomes. Desempenho de Ferramenta reafiadas - furação [Dissertação de mestrado em engenharia mecânica]. [Minas Gerais]: Universidade Federal de Uberlândia; 2011.

56. Jochum RM, Reichart PA. Influence of multiple use of Timedur-titanium cannon drills: thermal response and scanning electron microscopic findings. *Clin Oral Implants Res.* 2000 Apr;11(2):139–43.
57. Benington IC, Biagioni PA, Crossey PJ, Hussey DL, Sheridan S, Lamey PJ. Temperature changes in bovine mandibular bone during implant site preparation: an assessment using infra-red thermography. *J Dent.* 1996 Jul;24(4):263–7.
58. Scarano A, Carinci F, Quaranta A, Di Iorio D, Assenza B, Piattelli A. Effects of bur wear during implant site preparation: an in vitro study. *Int J Immunopathol Pharmacol.* 2007 Mar;20(1 Suppl 1):23–6.
59. Montero-Aguilar M, Sibaja-Ruiz L, Avendaño E, Pereira-Reyes R, Pozos-Guillén A, Chavarria-Bolaños D. Evaluation of Surgical Bur Deformation and Bone Surface Roughness After Multiple Uses. *J Oral Maxillofac Surg.* 2019 Sep;77(9):1894–903.
60. Sartori EM, Shinohara ÉH, Ponzoni D, Padovan LEM, Valgas L, Golin AL. Evaluation of Deformation, Mass Loss, and Roughness of Different Metal Burs After Osteotomy for Osseointegrated Implants. *J Oral Maxillofac Surg.* 2012 Nov;70(11):e608–21.
61. Allan W, Williams ED, Kerawala CJ. Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2005 Aug;43(4):314–9.
62. Lee J, Chavez CL, Park J. Parameters affecting mechanical and thermal responses in bone drilling: A review. *J Biomech.* 2018 Apr;71:4–21.
63. Veitz-Keenan A, Ferraiolo DM, Keenan JR. Impact of asepsis technique on implant success. A review. *Eur J Oral Implantol.* 2018;11 Suppl 1:S113–21.
64. Whitworth CL, Martin MV, Gallagher M, Worthington HV. A comparison of decontamination methods used for dental burs. *Br Dent J.* 2004 Nov;197(10):635–40.

65. Bapna MS, Mueller HJ. Corrosion of dental burs in sterilizing and disinfecting solutions. *J Prosthet Dent.* 1988 Apr;59(4):503–11.
66. Scarano A, Petrini M, Mastrangelo F, Noumbissi S, Lorusso F. The Effects of Liquid Disinfection and Heat Sterilization Processes on Implant Drill Roughness: Energy Dispersion X-ray Microanalysis and Infrared Thermography. *J Clin Med.* 2020 Apr 4;9(4):1019.
67. Cooley RL, Marshall TD, Young JM, Huddleston AM. Effect of sterilization on the strength and cutting efficiency of twist drills. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 1990 Nov;21(11):919–23.
68. Porto AN, Borges ÁH, Semenoff-Segundo A, Raslan SA, Pedro FLM, Jorge AOC, et al. Effect of repeated sterilization cycles on the physical properties of scaling instruments: a scanning electron microscopy study. *J Int Oral Health JIOH.* 2015 May;7(5):1–4.
69. Marheineke N, Scherer U, Rücker M, von See C, Rahlf B, Gellrich NC, et al. Evaluation of accuracy in implant site preparation performed in single- or multi-step drilling procedures. *Clin Oral Investig.* 2018 Jun;22(5):2057–67.
70. Guazzi P, Grandi T, Grandi G. Implant site preparation using a single bur versus multiple drilling steps: 4-month post-loading results of a multicenter randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2015;8(3):283–90.
71. Patel A, Gil LF, Castellano A, Freitas G, Navarro D, Peredo AP, et al. Effect of Simplified One-Step Drilling Protocol on Osseointegration. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2016 Oct;36(5):e82-87.
72. Hämmerle CHF, Cordaro L, van Assche N, Benic GI, Bornstein M, Gamper F, et al. Digital technologies to support planning, treatment, and fabrication processes and outcome assessments in implant dentistry. Summary and consensus statements. The 4th EAO consensus conference 2015. *Clin Oral Implants Res.* 2015 Sep;26:97–101.

73. Arisan V, Karabuda CZ, Mumcu E, Özdemir T. Implant Positioning Errors in Freehand and Computer-Aided Placement Methods: A Single-Blind Clinical Comparative Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(1):190–204.
74. Moraschini V, Velloso G, Luz D, Porto Barboza E. Implant survival rates, marginal bone level changes, and complications in full-mouth rehabilitation with flapless computer-guided surgery: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2015 Jul;44(7):892–901.
75. Van Assche N, Vercruyssen M, Coucke W, Teughels W, Jacobs R, Quirynen M. Accuracy of computer-aided implant placement. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Oct;23:112–23.
76. Vermeulen J. The Accuracy of Implant Placement by Experienced Surgeons: Guided vs Freehand Approach in a Simulated Plastic Model. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017 Apr;32(3):617–24.
77. Sarendranath A, Khan R, Tovar N, Marin C, Yoo D, Redisch J, et al. Effect of low speed drilling on osseointegration using simplified drilling procedures. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2015 Jul;53(6):550–6.
78. Jimbo R, Giro G, Marin C, Granato R, Suzuki M, Tovar N, et al. Simplified Drilling Technique Does Not Decrease Dental Implant Osseointegration: A Preliminary Report. *J Periodontol*. 2012 Dec 5;1–8.
79. Calvo-Guirado JL, Delgado-Peña J, Maté-Sánchez JE, Mareque Bueno J, Delgado-Ruiz RA, Romanos GE. Novel hybrid drilling protocol: evaluation for the implant healing - thermal changes, crestal bone loss, and bone-to-implant contact. *Clin Oral Implants Res*. 2015 Jul;26(7):753–60.
80. Jimbo R, Janal MN, Marin C, Giro G, Tovar N, Coelho PG. The effect of implant diameter on osseointegration utilizing simplified drilling protocols. *Clin Oral Implants Res*. 2014 Nov;25(11):1295–300.
81. El-Kholey KE, Elkomy A. Effect of the Drilling Technique on Heat Generation During Osteotomy Preparation for Wide-Diameter Implants. *Implant Dent*. 2016 Dec;25(6):825–8.

82. El-Kholey KE, Ramasamy S, Kumar R S, Elkomy A. Effect of Simplifying Drilling Technique on Heat Generation During Osteotomy Preparation for Dental Implant. *Implant Dent*. 2017 Dec;26(6):888–91.
83. Gil LF, Sarendranath A, Neiva R, Marão HF, Tovar N, Bonfante EA, et al. Bone Healing Around Dental Implants: Simplified vs Conventional Drilling Protocols at Speed of 400 rpm. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017 Apr;32(2):329–36.
84. Wang M, Wang WR, Li MW, Chang XF, He LL. [Clinical trial of simplified drilling method for dental implant site preparation]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi Zhonghua Kouqiang Yixue Zazhi Chin J Stomatol*. 2018 Jun 9;53(6):404–7.
85. Jacomo TS. Comparação in vitro da geração de calor entre técnicas de preparo de sítios para instalação de implantes simplificada e Convencional [Dissertação de mestrado em odontologia, área de concentração implantodontia]. [São Paulo]: Universidade Santo Amaro; 2021.
86. Fischer C. Avaliação do desgaste de brocas helicoidais de aço rápido boretadas + TiN na furação a seco. [Santa Catarina]: Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina; 2016.
87. Gehrke SA, Bettach R, Taschieri S, Boukhris G, Corbella S, Del Fabbro M. Temperature Changes in Cortical Bone after Implant Site Preparation Using a Single Bur versus Multiple Drilling Steps: An In Vitro Investigation. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015 Aug;17(4):700–7.
88. Queiroz TP, Souza FA, Okamoto R, Margonar R, Pereira-Filho VA, Garcia Júnior IR, et al. Evaluation of immediate bone-cell viability and of drill wear after implant osteotomies: immunohistochemistry and scanning electron microscopy analysis. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2008 Jun;66(6):1233–40.
89. Sharawy M, Misch CE, Weller N, Tehemar S. Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2002 Oct;60(10):1160–9.

90. Watanabe F, Tawada Y, Komatsu S, Hata Y. Heat distribution in bone during preparation of implant sites: heat analysis by real-time thermography. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(2):212–9.
91. Sener BC, Dergin G, Gursoy B, Kelesoglu E, Slih I. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Mar;20(3):294–8.
92. Sumer M, Misir AF, Telcioglu NT, Guler AU, Yenisey M. Comparison of Heat Generation During Implant Drilling Using Stainless Steel and Ceramic Drills. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011 May;69(5):1350–4.
93. Raj R, Manju V, Kumar-Gopal V, Eswar M. Analysis of factors determining thermal changes at osteotomy site in dental implant placement - An in-vitro study. *J Clin Exp Dent*. 2021 Mar;13(3):e234–9.
94. Misir AF, Sumer M, Yenisey M, Ergioglu E. Effect of surgical drill guide on heat generated from implant drilling. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2009 Dec;67(12):2663–8.
95. Koo KT, Kim MH, Kim HY, Wikesjö UME, Yang JH, Yeo IS. Effects of Implant Drill Wear, Irrigation, and Drill Materials on Heat Generation in Osteotomy Sites. *J Oral Implantol*. 2015 Apr 1;41(2):e19–23.
96. Oliveira N, Alaejos-Algarra F, Mareque-Bueno J, Ferrés-Padró E, Hernández-Alfaro F. 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 Res*. 2012 Aug;23(8):963–9.
97. Sutter F, Krekeler G, Schwammberger AE, Sutter FJ. Atraumatic surgical technique and implant bed preparation. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 1992 Dec;23(12):811–6.
98. Eriksson AR, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthop Scand*. 1984 Dec;55(6):629–31.

99. Aerssens J, Boonen S, Lowet G, Dequeker J. Interspecies Differences in Bone Composition, Density, and Quality: Potential Implications for in Vivo Bone Research. 1998;139(2):8.

100. Bayerlein T, Proff P, Richter G, Dietze S, Fanghänel J, Gedrange T. The use of ceramic drills on a zirconium oxide basis in bone preparation. *Folia Morphol.* 2006 Feb;65(1):72–4.