

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Gabriel Cury Batista Mendes

Avaliação de desgaste, massa e rugosidade de brocas com superfície de aço, com revestimento de carbono e zircônia, para implantes osteointegrados, submetidas à osteotomias e esterilizações em autoclave.

Curitiba

2011

Gabriel Cury Batista Mendes

Avaliação de desgaste, massa e rugosidade de brocas com superfície de aço, com revestimento de carbono e zircônia, para implantes osteointegrados, submetidas à osteotomias e esterilizações em autoclave.

Dissertação apresentada ao
Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico,
como parte dos requisitos para obtenção do título
de Mestre em Odontologia: área de concentração em Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Luis Eduardo Marques Padovan

Curitiba

2011

Mendes, Gabriel Cury Batista
M538a Avaliação de desgaste, massa e rugosidade de brocas com superfície de aço, com revestimento de carbono e zircônia, para implantes osteointegrados, submetidas à osteotomias e esterilizações em autoclave. Curitiba, 2011
143f. : il. ; 31cm

Dissertação (mestrado) – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – Programa de Pós - Graduação em Odontologia - Área de Concentração: Implantodontia. Curitiba, 2011
Orientador: Prof. Dr. Luis Eduardo Marques Padovan

Bibliografia

1. Implantes Dentários. 2.Cerâmica. 3.Osteotomia. 4.Esterilização. 5.Microscopia eletônica de varredura. I. Título.

Gabriel Cury Batista Mendes

Avaliação de desgaste, massa e rugosidade de brocas com superfície de aço, com revestimento de carbono e zircônia, para implantes osteointegrados, submetidas à osteotomias e esterilizações em autoclave.

Presidente da banca (Orientador): Prof. Dr. Luis Eduardo Marques Padovan

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr^a. Ana Paula Farnezi Bassi

Prof. Dr^a Ivete Aparecida de Mattias Sartori

Aprovada em: 08/12/2011

Dedicatória

Dedico este trabalho aos verdadeiros responsáveis por esta conquista, em quem me espelho nesta vida: meus pais, Wilson e Maria Alice. São minha fonte de exemplos a serem seguidos, no sentido mais amplo da palavra, onde busco uma guia para me nortear, com quem aprendo quais passos dar. Suas sempre pertinentes orientações, seus sempre indispensáveis conselhos, transmitindo verdadeiras lições para toda a vida, mesmo que muitas vezes nem tomem conta disso. Esta como sendo uma conquista profissional, nada mais justo que dedicá-la aos que me inspiram a me tornar um bom profissional, sempre com paixão e dedicação ao ofício. Mais que uma dedicatória, um agradecimento, por colocarem seus filhos sempre em primeiro plano, muitas vezes abrindo mão de suas vontades pela vontade dos seus.

Compartilho com vocês este pequeno passo de uma estrada que é longa. Muito obrigado!

Agradecimentos

À minha família, que é a base de tudo. Aos meus avós Quinzico e Lenita (*in memoriam*), Milton (*in memoriam*) e Maria, meu tios e tias, primos e primas, e minhas sobrinhas, Luísa e Clarice. Em especial meus irmãos André, Ana Flávia e Rafael, que apesar das diferenças, tanto de personalidades quanto de idade, tornam nossa família muito unida e sempre completa.

Aos meus amigos do CSA, amigos de longa data, praticamente irmãos, pela alegria, companhia e momentos memoráveis. Peço desculpas pela ausência desagradavelmente constante dos últimos tempos. Apesar das inúmeras represálias devido à redução dos encontros não mais tão freqüentes, tal fato incomoda mais a mim que possa parecer.

À minha namorada Francine, por ser a pessoa maravilhosa que é. Obrigado pelo amor, pela companhia, pela sinceridade, pela alegria, por toda a ajuda que sempre me deu, inclusive neste trabalho, por tantas vezes. Obrigado por sua dedicação, por estar sempre ao meu lado. Um agradecimento especial à sua família, Ozanir, Ivanir e Pâmera, por me acolherem com tanto carinho nos vários dias em que estive em sua casa durante o curso.

Ao Dr. Luis Eduardo Marques Padovan, meu orientador, não apenas nesta dissertação, mas em todos os aspectos profissionais. Muito obrigado por me inspirar a seguir esta área tão apaixonante que é a cirurgia. Obrigado por me abrir tantas portas e me permitir aprender o ofício com profissionais do mais alto gabarito. Serei sempre grato.

Ao Dr. Paulo Domingos Ribeiro Júnior, pelos constantes ensinamentos e incentivos. Sua capacidade, conhecimento e dedicação à nossa profissão são admiráveis. Sua convivência é um aprendizado constante.

Ao Willian, pela amizade e convivência diária em Bauru, na clínica, nos hospitais, nos cursos, dividindo aprendizados e experiências que levaremos pra toda a vida profissional na cirurgia.

Aos colegas do mestrado, pela companhia e amizade durante as várias semanas do curso. Fiz verdadeiras amizades durante esses dois anos que pretendo levar para a vida toda. Agradecimento especial ao Amilkar, Rodrigo e Ricardo, colegas de “república”, pelos vários momentos de alegrias e risadas, que com certeza ficarão na memória.

À empresa Neodent, por todo o apoio e estrutura, em especial à engenheira Laiz Valgas, pela constante ajuda e auxílio, imprescindíveis para a realização deste trabalho.

Aos professores do ILAPEO, pela qualidade dos ensinamentos, especialmente à Prof^a Dr^a Ivete Aparecida de Mattias Sartori, pessoa que reúne qualidades pessoais e profissionais tão distintas, nos inspira com sua dedicação à odontologia e com o carinho que conduz seus alunos. Um agradecimento especial também à Dr^a Marcela Claudino, por todo esforço, dedicação e ajuda nas horas mais difíceis, contribuindo imensamente com este trabalho.

Aos funcionários do ILAPEO, especialmente à Lu pela simpatia e ajuda nas horas mais complicadas, à dona Marlene pela alegria e solicitude, e à Lucia, Mari, pessoal do estoque e do marketing pela ajuda durante a realização da pesquisa.

Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução	16
2. Revisão de Literatura	19
3. Proposição	33
4. Materiais e Métodos	34
5. Artigo Científico	47
6. Referências	75
7. Apêndice	79
8. Anexos	110

Lista de Figuras

Figura 1 – A e B; osso de costela bovina.....	34
Figura 2 - Osso sendo descongelado em solução fisiológica a 37°C.....	35
Figura 3 - Braço mecânico com contra-ângulo acoplado.....	35
Figura 4 - Configuração do motor para perfurações.....	36
Figura 5 – Grupos de brocas: A (aço), B (revestimento), C (zircônia).....	37
Figura 6 - Perfuração das costelas utilizando braço mecânico.....	38
Figura 7 - Osso bovino após perfurações.....	38
Figura 8 - Brocas separadas após perfurações para serem levadas à cuba ultra-sônica.....	39
Figura 9 – A, cuba ultra-sônica; B, detergente enzimático.....	39
Figura 10 - Brocas em embalagens individuais para esterilização em autoclave	40
Figura 11 – Autoclave da marca Cristófoli.....	40
Figura 12 – Microscópio eletrônico de varredura.....	43
Figura 13 - A e B; balança de precisão Marte.....	44
Figura 14 – A, aparelho 3D realizando mensurações de rugosidade das brocas; B, dispositivo de fixação das brocas.....	46
Figura 15 - A, MEV broca lança grupo A0; B, MEV broca lança grupo A4.....	80
Figura 16 - A, MEV broca lança grupo R0; B, MEV broca lança grupo R4.....	81
Figura 17 - A, MEV broca 2.0 grupo A0; B, MEV broca 2.0 grupo A4.....	82
Figura 18 - A, MEV broca 2.0 grupo R0; B, MEV broca 2.0 grupo R4.....	83
Figura 19 - A, MEV broca piloto grupo A0; B, MEV broca piloto grupo A4.....	84
Figura 20 - A, MEV broca piloto grupo R0; B, MEV broca piloto grupo R4.....	85
Figura 21 - A, MEV broca piloto grupo Z0; B, MEV broca piloto grupo Z4.....	86
Figura 22 - A, MEV broca 3.0 grupo A0; B, MEV broca 2.0 grupo A4.....	87
Figura 23 - A, MEV broca 3.0 grupo R0; B, MEV broca 3.0 grupo R4.....	88

Figura 24 - A, MEV broca 3.0 grupo Z0; B, MEV broca 3.0 grupo Z4.....89

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Grupos e subgrupos das brocas.....	42
Tabela 2 - Massa (em gramas) das brocas antes da solicitação mecânica.....	90
Tabela 3 - Massa (em gramas) das brocas após solicitação mecânica.....	90
Tabela 4 - Média das rugosidades (em μm) das brocas antes da solicitação mecânica.....	92
Tabela 5 - Média das rugosidades (em μm) das brocas após solicitação mecânica.....	92

Lista de Gráficos

Gráfico 1 – Massas das brocas antes e após perfurações.....	91
Gráfico 2 – Variação das rugosidades das brocas piloto antes e após perfurações.....	94
Gráfico 3 - Variação das rugosidades das brocas helicoidais 3.0 antes e após as perfurações.....	95

Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

ILAPEO – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

MEV – Microscopia eletrônica de varredura

mm – Milímetros

°C – Graus Celsius

r.p.m. – Rotações Por Minuto

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

TiN – Nitreto de Titânio

Ra – Rugosidade Média

DP – Desvio Padrão

µm- Micrometros

3D - tridimensional

L_T – comprimento de medida da máquina 3D (em milímetros)

mm/s – milímetros por segundo

ASA – American Society of Anesthesiologists

ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária

MPa - Megapascal

DLC – Diamond like carbon

Resumo

As pesquisas que avaliam comparativamente o comportamento mecânico das brocas comumente utilizadas em implantodontia são escassas. O objetivo deste estudo foi avaliar desgaste, rugosidade e alteração da massa de brocas utilizadas em preparo do leito para instalação de implantes osteointegráveis, através de repetidas osteotomias e esterilizações destas brocas, utilizando costela bovina como leito ósseo. Foram realizadas osteotomias em 25 fragmentos de costelas bovinas com brocas de 4 tipos (lança, helicoidal 2.0, piloto 2/3, helicoidal 3.0), utilizadas sequencialmente, divididas em 3 grupos (Brocas de aço {A}; Brocas com revestimento de filme de Carboneto de Tungstênio em Matriz de Carbono {R}; Brocas de zircônia {Z}), e 5 subgrupos (0, 1, 2, 3, 4, 5) de acordo com o número de perfurações (0, 10, 20, 30, 40) respectivamente. A cada ciclo de 5 perfurações, cada broca foi esterilizada em autoclave. Todas as brocas foram submetidas a avaliações de rugosidade (rugosidade média) antes e após o uso, e microscopia eletrônica de varredura (MEV) após o uso, e mensurada sua massa (gramas) antes e após as perfurações. Os dados de massa foram submetidos à análise estatística através do teste de Wilcoxon, e quando encontrada diferença estatisticamente significativa, aos testes de Kruskal-Wallis. Os resultados de rugosidade foram submetidos ao teste de Wilcoxon seguido pelo Teste T não-pareado. Como resultados após análise em MEV, foi possível observar sinais de danos causados à superfície da broca. Nas imagens do grupo R (revestimento) foram observadas áreas onde houve sinais de perda do revestimento. Menores danos foram observados nas brocas do grupo Z (zircônia). Quanto à alteração de massa, os resultados foram variados e as brocas não seguiram um padrão. Entretanto, as variações não tiveram valores estatisticamente relevantes ($P < 0,05$). As brocas lança diminuíram sua rugosidade média, as brocas 2.0 e 3.0 aumentaram sua rugosidade média, e as brocas de zircônia aumentaram sua rugosidade média. Os valores estatisticamente significantes quanto à variação da rugosidade média das brocas foram: as brocas piloto de aço diminuíram sua rugosidade ($P=0,0216$); as brocas piloto de zircônia aumentaram sua rugosidade ($P=0,0419$); as brocas helicoidais 3.0 com revestimento aumentaram sua rugosidade ($P=0,0494$). Os resultados deste estudo mostram que as brocas de zircônia apresentam menores desgastes de sua superfície afiada após as osteotomias, e menores valores de rugosidade média, antes e após as perfurações e esterilizações.

Palavras-chave: Implantes dentários, Cerâmica, Osteotomia, Esterilização, Microscopia eletrônica de varredura.

Abstract

There are only few researches in literature that evaluate the mechanical behavior of commonly used and zirconia drills in implant dentistry. The objective of this study was to evaluate the wear, roughness and changes in mass of drills used in osteotomies for osseointegrated implants, submitted to sterilizations, in bovine ribs. Osteotomies were performed in 25 ribs using four kinds of drills (spear, helical 2.0, pilot 2 / 3, helical 3.0), used sequentially, divided into 3 groups (steel {A}; coated with Tungsten Carbide Carbon Matrix film {R}; zirconia {Z}), and five subgroups (0, 1, 2, 3, 4, 5) according to the number of perforations (0, 10, 20, 30 , 40) respectively. After performed 5 perforations, each drill was sterilized in autoclave. Scanning electron microscopy (SEM) were performed after use, mass (grams) was evaluated before and after drilling cycles, and surface roughness measurements were performed before and after use. Mass data were statistically analyzed using the Wilcoxon test, and when found statistically significant, the Kruskal-Wallis test. The roughness results were submitted to the Wilcoxon test followed by unpaired t test. After SEM analysis, there are signs of damage to the surface of the drill. In the images of the group R (carbon coating) were observed areas where there was loss of coating. Minor damage was observed in the group Z (zirconia). Mass changes results were varied and the drills did not follow a pattern. However, the differences were not statistically significant ($P < 0.05$). All spear drills decreased their average roughness, all 2.0 and 3.0 drills increased their average roughness, all zirconia drills increased their average roughness. The statistically significant differences in the variation of the average roughness are: the pilot steel drills roughness decreased ($P = 0.0216$), the pilot zirconia drills roughness increased ($P = 0.0419$), the coating 3.0 twist drills roughness increased ($P = 0.0494$). The results of this study suggest that the zirconia drills have lower deformation of the sharp surface after osteotomies, and lower values of average roughness before and after drilling and sterilizations.

Key words: Dental implants, Ceramics, Osteotomy, Sterilization, Scanning Electron Microscopy.

1. Introdução

A implantodontia contemporânea teve origem nas pesquisas do Prof. Brånemark iniciadas na década de 1960, através da descoberta da osteointegração e no desenvolvimento dos implantes osteointegráveis (BRÅNEMARK et al., 1977). A partir daí, a reabilitação de áreas edêntulas sofreu um grande desenvolvimento, com uma nova possibilidade que se mostrava eficaz, segura e com previsibilidade (ADELL et al., 1981).

Foi proposto por Branemark um protocolo de técnicas a serem seguidas para a instalação destes implantes, que consistia na realização de uma osteotomia através de instrumentos rotatórios no leito receptor, que permitisse a inserção do implante no tecido ósseo (BRÅNEMARK et al., 1982).

Desde o início deu-se muita importância em avaliar os critérios necessários e determinantes no sucesso do tratamento com implantes osteointegrados (ALBREKTSSON et al., 1981, ALBREKTSSON et al., 1986) . Estudos foram sendo desenvolvidos no intuito de avaliar a técnica e o tipo de broca mais adequado para a realização desta osteotomia, a fim de que ela fosse menos traumática e o menos danosa possível ao tecido ósseo que irá receber o implante.

Na literatura encontramos grande número de trabalhos científicos que estudaram o aumento da temperatura durante osteotomias com brocas e correlacionando este fato a possíveis danos causados ao osso (BRISMAN, 1996; ERIKSSON & ADELL, 1986; CORDIOLI & MAJZOUB, 1997; MATTHEWS & HIRSCH, 1972), sendo que este fato é associando a insucessos em tratamentos com implantes osteointegráveis (ALBREKTSSON & ERIKSSON, 1985).

Foi estabelecido pelo estudo de Eriksson e Adell (ERIKSSON & ADELL, 1986), que o limite suportado pelo tecido ósseo vivo durante a osteotomia para implantes seria uma temperatura não maior que 47°C, mantida por não mais que 1 minuto. Excedido estes números, decresce consideravelmente a capacidade de regeneração deste tecido.

Vários fatores influenciam neste aumento de temperatura durante as osteotomias para implantes, como: velocidade da broca, espessura da cortical óssea, afiação da broca, pressão aplicada na broca, profundidade de perfuração, desenho da broca, diâmetro da broca, osteotomias escalonadas ou de apenas um estágio, e irrigação (CHACON et al., 2006).

Um tópico que deve receber atenção no que se diz respeito à preparação de leitos ósseos em implantodontia é a afiação das brocas utilizadas na osteotomia, tanto no tipo de corte, quanto à manutenção deste poder de corte (ERCOLI et al., 2004).

Durante uma osteotomia, o movimento rotatório da broca gera energia, sendo que grande parte desta energia que não é utilizada no processo de corte é transformada em calor (CHACON et al., 2006). Portanto, o poder de corte de uma broca está diretamente relacionado ao calor produzido por ela e o tempo de manutenção deste poder de corte depende do material que ela é composta e o seu tratamento de superfície (YACKER & KLEIN, 1996).

Com a evolução dos materiais em implantodontia, surgiram novos tipos de brocas, com tratamentos de superfície e compostas por novos materiais. Elas surgiram com a intenção de melhorar as propriedades das brocas de aço, utilizadas desde o início dos implantes osteointegrados, a fim de desenvolver brocas mais eficientes e com maior durabilidade (SUMER et al., 2011).

Outro critério importante a ser discutido é a influência da esterilização das brocas no seu poder de corte e durabilidade. Trabalhos mostraram que a autoclavagem de brocas de titânio levam à perda do formato dessas brocas, através de análises com microscopia eletrônica de varredura (JOCHUM & REICHART, 2000). A literatura contém artigos (COOLEY et al., 1990; HARRIS & KOHLES, 2001) que avaliaram a qualidade de brocas submetidas a diversos tipos de esterilização, e observaram que brocas esterilizadas pelo método de calor úmido (autoclave) tiveram seu poder de corte afetado, com redução na sua resistência à rotação e penetração com o passar do tempo.

Devido ao pequeno volume de pesquisas que avaliam comparativamente diferentes tipos de brocas para implantodontia, a preocupação em buscar um material de osteotomia mais eficiente, com menores danos ao tecido ósseo e com maior durabilidade moveu os autores no desenvolvimento deste presente estudo, que avaliou desgaste, massa e rugosidade de brocas de aço, de aço revestidas com carbono e brocas de zircônia, para implantes osteointegrados, submetidas à osteotomias e esterilizações em autoclave.

2. Revisão de Literatura

2.1. Conceitos importantes em Implantodontia

Eriksson e Albrektsson (1983) conduziram pesquisa em fêmur de rato, observaram que temperaturas de 47°C ou mais durante perfurações em tecido ósseo podem inibir a cicatrização óssea. Os autores discutem a importância de uma técnica com baixa velocidade de rotação e irrigação copiosa como sendo de suma importância. Resultados semelhantes foram obtidos por Eriksson e Adell (1986), observando que a mesma temperatura (47°C) mantida por mais que 1 minuto, aumenta a chance de insucesso na integração dos implantes osteointegráveis.

Albrektsson et al. (1986) propõem critérios para avaliação de sucesso relacionados a implantes dentários utilizados naquela época, como: implantes subperiostais, implantes de Tübingen, implantes TCP, parafusos TPS, implante cilíndrico ITI, implante dentário IMZ, implante com liga de titânio Core-Vent, e os implantes osteointegráveis de titânio de Brånemark. Os critérios de sucesso propostos pelos autores seriam: ausência de movimentação do implante testado clínica e individualmente, ausência de evidência radiográfica de radiolucidez periimplantar, perda vertical menor que 0.2 mm anualmente após o primeiro ano de função do implante, ausência de sinais e sintomas irreversíveis ou persistentes, tais como dor, infecção, neuropatias, parestesia ou violação do canal mandibular.

2.2. Propriedades dos diferentes materiais

2.2.1. Zircônia

Apresentando o histórico da zircônia e suas propriedades, Piconi e Maccauro (1999) relatam que *Zircon* era considerado uma jóia nos tempos antigos, e o nome do metal, zircônio (Zr), vem do árabe *Zargon* (cor dourada) que por sua vez vem de duas palavras persas, *Zar* (ouro) e *Gun* (Cor). Zircônia, é o dióxido do metal zircônio (ZrO_2), e foi descoberta em 1789 pelo químico alemão Martin Heinrich Klaproth. O autor também descreve que a zircônia é um polimorfo bem conhecido que se apresenta em três formas: monoclinica (M), cúbica (C) e tetragonal (T). Nos dias de hoje, as pesquisas focam nas cerâmicas de zircônia e ítria, classificadas como zircônia tetragonal policristalina (TZP). A degradação das propriedades mecânicas da zircônia, conhecida como “envelhecimento”, é devido à progressiva transformação espontânea da fase tetragonal para a fase monoclinica. Este comportamento é bem conhecido na faixa de temperatura acima de 200° C na presença de vapor d’água. Portanto, a zircônia pode apresentar degradação da sua resistência mecânica em meio aquoso ou vapor d’água na faixa de temperatura crítica de 200-300°C, de acordo com as seguintes características: a) os efeitos do envelhecimento são: redução da resistência, tenacidade e densidade, e um aumento da quantidade de fase monoclinica; b) A degradação das propriedades mecânicas ocorre devido a transformação de fase T → M com micro e macrotrincas no material; c) A transformação de fase T → M começa na superfície do material e progride para o seu interior; d) A redução do tamanho de grão ou aumento da concentração de óxido estabilizante, reduz a taxa de transformação.

Rimondini et al. (2002), publicaram trabalho avaliando o potencial de colonização bacteriana em superfícies de zircônia. Utilizaram discos de cerâmica e discos de titânio

comercialmente puro (Ti). Eles foram testados *in vitro* com as seguintes bactérias: *Streptococcus mutans*, *S. sanguis*, *Actinomyces viscosus*, *A. naeslundii* e *Porphyromonas gingivalis*. Como resultado os autores obtiveram que os discos de cerâmica acumularam menos bactérias que os de titânio se avaliado o número total de bactérias e a presença de potenciais patógenos. Concluíram que a zircônia é um material com grande potencial para utilização na implantodontia. Resultados semelhantes foram encontrados por Scarano et al. (2004), que realizaram pesquisa utilizando placas dos mesmos materiais instaladas na cavidade oral de 10 pacientes e mantidas por um período de 24 horas, sendo removidas após este período para avaliação em MEV da porção da superfície coberta por bactérias. Como resultado, obtiveram que nas amostras de titânio a área coberta por bactérias foi de 19,3%, e nas amostras de zircônia a área foi de 12,1%, sendo este número significativamente menor. Concluíram que a zircônia é um material com baixo potencial de colonização bacteriana.

Serra et al. (2002), afirmam que a avaliação de desgaste de materiais com baixo potencial para tal exige de uma técnica bastante sofisticada. Os autores relatam que usualmente o volume de desgaste é calculado a partir da variação do peso da amostra, observado a partir de testes de desgaste. Este método pode ser limitado, especialmente quando avaliamos materiais de alta dureza e alta densidade, como ligas de CoCr ou cerâmicas como alumina ou zircônia, que apresentam perda muito pequenas de massa. Os autores avaliaram o comportamento de biomateriais cerâmicos como alumina, zircônia parcialmente estabilizada por ítrio e composto alumina-zircônia. O volume de desgaste foi calculado através da utilização de um perfilômetro óptico 3-D (três dimensões), e através da mensuração da perda de massa utilizando uma balança de precisão. Os autores concluem que em avaliações de desgaste de materiais com pequena perda de massa como

cerâmicas, o método gravimétrico (balança) se mostram menos precisos que os de rugosidade (perfilômetro).

Moraes (2004) relata que a zircônia parcialmente estabilizada (PSZ) é uma mistura de polimorfos da zircônia em fase cúbica e fase tetragonal ou monoclinica. Uma pequena quantidade de estabilizante adicionada à zircônia pura leva sua estrutura a uma fase tetragonal em temperaturas superiores a 1000°C e uma mistura de fase cúbica e monoclinica ou fase tetragonal em temperaturas menores. Portanto, a zircônia parcialmente estabilizada é também conhecida como zircônia tetragonal policristalina (TZP). A zircônia parcialmente estabilizada com ítria (Y-TZP) tem sido considerada material de escolha para aplicações médicas e odontológicas, tais como cabeça de fêmur em reconstruções totais de quadril, implantes dentários devido à excelente resistência e tenacidade em temperatura ambiente. Entretanto, o autor relata uma desintegração da estabilidade de fase e uma degradação de propriedades mecânicas após longo uso em temperaturas entre 100 e 400°C em ar ou água, limitando as aplicações clínicas de cerâmicas biocompatíveis a base de zircônia quando a esterilização do material é realizada em autoclave. O autor relata ainda que muito esforço tem sido feito para explicar esta degradação, sendo que é sugerindo que o vapor d'água reage com a superfície da zircônia extraindo a ítria dos grãos tetragonais, transformando estes grãos em monoclinicos.

Quanto à utilização da zircônia como biomaterial, Bächle et al. (2007), relatam que devido à sua alta resistência e dureza vem sendo utilizada desde a década de 1980 na fabricação de cabeça de fêmur em próteses totais de quadril. Nos últimos anos, devido a sua coloração semelhante à dos dentes, sua excelente biocompatibilidade e propriedades mecânicas a tornaram atraentes para aplicações em odontologia. Foi introduzida como material de confecção de pinos intra-canais e em infra-estruturas de coroas e estruturas de pontes-fixas. Mais recentemente foram introduzidas na confecção de intermediários

protéticos destinados a reabilitações com implantes osteointegráveis em áreas estéticas, e na confecção dos próprios implantes.

Segundo Hisbergues et al. (2009), as propriedades físicas, químicas e principalmente mecânicas (alta resistência, dureza, resistência ao desgaste, resistência à corrosão, módulo de elasticidade semelhante ao do aço, coeficiente de expansão térmica semelhante ao do ferro, e elevada tenacidade à fratura) da zircônia a tornam um material de interesse na biomedicina. A zircônia apresenta 3 fases: monoclinica, cúbica, tetragonal. Em temperatura ambiente, a zircônia adota uma estrutura monoclinica, transforma-se em fase tetragonal a 1170°C, seguida por uma fase cúbica a 2370°C. Após o resfriamento, estas fases ficam instáveis e o material fica quebradiço em temperatura ambiente (fase monoclinica). Adicionando óxidos “estabilizadores”, como CaO, MgO, Y₂O₃ (ítrio) à zircônia pura, ela se estabiliza na forma cúbica, resultando em um material multifásico chamado Zircônia Parcialmente Estabilizada, conferindo resistência mecânica ao material cerâmico. O desgaste da zircônia está relacionada com as propriedades mecânicas das cerâmicas. Com o stress ocorre a transformação espontânea e progressiva da fase tetragonal para fase monoclinica. Esta transformação induz microfissuras e fraturas, acabando por desempenhar um importante papel no desgaste do material.

Ainda sobre as propriedades dos materiais cerâmicos, Stadlinger et al. (2010), descrevem as cerâmicas com sendo materiais com alta biocompatibilidade e alta resistência ao desgaste. Entretanto, a ligação molecular covalente-iônica presente nas estruturas de cerâmica não permite uma deformação plástica do material antes que ele frature. Isto confere um alto grau de fragilidade. Analisando as características do material, as cerâmicas sofrem de falhas microestruturais resultando em uma fraca resistência a concentração de

tensões. Devido a isso, desenvolveu-se na implantodontia a zircônia parcialmente estabilizada por ítrio, que confere maior resistência à fratura e maior força flexural.

2.2.2. Revestimentos

De acordo com Tschiptschin (2004), uma ampla variedade de recobrimentos duros vem sendo utilizada nas ferramentas, com o intuito de aumentar a resistência ao desgaste e o poder de corte. Carbonetos e nitretos dos metais de transição, o diamante e os DLC (*diamond like carbon*) são os materiais mais utilizados para este fim. Estes materiais apresentam elevada dureza e elevada inércia química, propriedades que promovem baixo coeficiente de atrito, alta resistência ao desgaste e baixa interação química com a peça a ser trabalhada.

2.2.3. Aço inoxidável

Segundo Golin (2005), define-se como aço inoxidável o grupo de ligas ferrosas resistentes à oxidação e corrosão. São classificados como martensíticos, ferríticos e austeníticos. O tipo mais utilizado em instrumentos das áreas médica e odontológica é o martensítico, que recebe adições de carbono (para elevar a dureza) e de cromo e molibdênio (melhorando a resistência à corrosão), tendo aplicações típicas em instrumentos hospitalares e cirúrgicos, como brocas. O uso de brocas novas e com *design* otimizado, é bastante importante na cirurgia. O uso prolongado faz com que estas tenham a afiação desgastada. Diferentes desenhos de brocas tem sido introduzidos para obter-se maior eficiência de corte no osso. O uso de revestimentos duros, como os revestimentos diamante (WC/C) e Nitreto de Titânio (TiN), para melhorar o corte das brocas, podem adicionar longevidade ao corte das mesmas. Os tratamentos de superfície buscam alterações nas propriedades mecânicas, como a elevação da dureza e, em decorrência, a

elevação da resistência ao desgaste e a diminuição da força de atrito. Com esta redução de atrito ocorre menor geração de calor e baixas forças de corte; menor tendência a adesão do material da peça resultando em menor transferência do material da superfície da ferramenta; aumento da dureza superficial e, portanto, menor desgaste abrasivo. O autor define ainda, que desgaste é um dano progressivo que envolve uma perda de material.

2.3. Brocas e irrigação

Watanabe et al. (1992), realizaram um experimento a fim de observar e mensurar a distribuição de calor e o pico de temperatura desenvolvido durante perfurações ósseas com brocas em costelas de porco, na presença ou ausência de irrigação. Foram avaliados através de termografia em tempo real, utilizando brocas para instalação de implantes osteointegráveis dos sistemas IMZ, Brånemark e ITI. Após metodologia aplicada, os autores concluíram que: o calor se espalha continuamente ao osso adjacente mesmo após a broca ser removida do osso, e a temperatura original retorna após aproximadamente 60 segundos; utilizando o sistema Brånemark, houve diferença significativa entre os grupos com e sem irrigação, indicando que a irrigação promove um efeito de esfriamento durante a perfuração.

Yacker e Klein (1996) realizaram trabalho em osso bovino onde avaliaram o efeito da irrigação em diferentes profundidades de osteotomia e diferentes diâmetros de brocas para implantes. Os blocos ósseos foram submetidos a análises por tomografias computadorizadas para confirmar se a densidade óssea era similar a de uma mandíbula humana. A temperatura óssea foi mensurada através de uma sonda de termopar. Aplicada a metodologia, os autores chegaram às conclusões: durante a osteotomia, a temperatura da

broca causou aumento na temperatura do osso adjacente; a irrigação reduziu significativamente a temperatura da broca; a densidade óssea se mostrou mais importante na influência no aumento da temperatura da broca do que a profundidade de perfuração; a incorporação de broca piloto na sequência de escalonamento tendeu a diminuir a temperatura da broca.

2.4. Brocas e Esterilização

Quanto ao critério da esterilização, Cooley et al. (1990) avaliaram brocas helicoidais utilizadas em preparação de pinos intra-canaís submetidas a diferentes métodos de esterilização, para determinarem os possíveis efeitos sobre a resistência a fratura, eficiência do corte, e condições da superfície das brocas. Os métodos de esterilização utilizados foram: autoclave a vapor, autoclave a vapor químico, calor seco, e imersão em solução de glutaraldeído. Com os resultados apresentados, os autores concluíram que nenhum dos 4 métodos tiveram efeito sobre a resistência a fratura das brocas. Já no quesito eficiência de corte, as brocas submetidas à esterilização em autoclave a vapor tiveram seu poder de corte diminuído, sendo necessário maior tempo de função da broca para preparação dos pinos após os ciclos de esterilização. Este mesmo grupo foi o único que apresentou mudanças visuais na superfície e possíveis áreas de corrosão quando examinadas por microscopia eletrônica. Os autores também sugerem que estas mudanças na superfície são a causa da redução do poder de corte, resultando em necessidade de maior tempo para preparação dos pinos.

Jochum e Reichart (2000), realizaram um trabalho, em mandíbula de porco, avaliando a correlação da utilização de bocas reutilizadas e sua influência no trauma

cirúrgico gerado. Foram confeccionados leitos ósseos para instalação de implantes osteointegráveis com brocas em rotação máxima de 1200 r.p.m., baixa pressão exercida e com irrigação abundante. As brocas foram divididas aleatoriamente em 3 grupos, sendo que em cada grupo recebiam tratamento diferente após as osteotomias: grupo 1 foi apenas limpo com água destilada; grupo 2 foi desinfectado com Sekudrill e autoclavado; grupo 3 foi desinfectado com Detergent MIS 027 e autoclavado. A temperatura foi mensurada com a instalação de termopar próximo à área de osteotomia, e análise por microscopia eletrônica de varredura foi realizada para avaliar a região de corte das brocas. Aplicada a metodologia, os autores tiveram como resultado que brocas reutilizadas mais de 40 vezes apresentaram um maior número de temperaturas altas; apenas as brocas que foram esterilizadas (grupos 2 e 3) tiveram um aumento da largura da aresta de corte das brocas. O estudo ainda recomenda que as brocas do sistema avaliado (ZL-Duraplant System) não deveriam ser utilizadas mais que 40 vezes.

2.5. Avaliação mecânica das brocas

Matthews e Hirsch (1972) realizaram uma pesquisa avaliando a temperatura gerada por brocas helicoidais em perfurações de osso de cadáver humano. Utilizaram broca de 3.2 mm de diâmetro, e a temperatura foi medida através de um aparelho termoeletrico instalado a 0.5, 1.0, 2.0, e 3.0 mm do local da perfuração. Foi avaliado o efeito da pressão, velocidade de rotação, tipo de broca (nova ou usada), presença ou ausência de perfuração prévia, e volume de irrigação, na geração de calor. Os autores concluíram que: quanto menor a pressão, menor o calor; quanto maior a velocidade, maior o calor; brocas usadas levaram a um aumento da temperatura; e quanto mais irrigação, menor a temperatura.

Brisman (1996) avaliou o efeito da velocidade, pressão e tempo na temperatura do tecido ósseo durante perfurações para implantes osteointegráveis. Temperatura e tempo foram mensurados durante perfuração de osso bovino cortical em velocidades de 1800 e 2400 rpm e pressão de 1.2 e 2.4 kg. Perfurações com velocidade de 1800 rpm e pressão de 1.2 kg produziram a mesma temperatura que quando utilizado 2400 rpm e 2.4 kg. Entretanto, quando aumentado independentemente um dos 2 quesitos (rotação ou pressão), houve aumento da temperatura no tecido ósseo. Portanto, combinando o aumento da pressão na peça de mão com o aumento da velocidade de rotação da broca, a geração de temperatura é baixa devido à maximização da eficiência de corte.

Harris e Kohles (2001), realizaram um trabalho com o objetivo de investigar os efeitos causados por repetidas osteotomias e esterilizações sobre a eficiência de brocas de vários sistemas para confecção de leitos cirúrgicos e instalação de implantes osteointegráveis. Na pesquisa, utilizaram brocas de 5 diferentes sistemas (3i Irrigated Tri-Spade, 3i Disposable, Nobel-Biocare, Straumann, and Lifecore). Um polímero de resina de densidade uniforme foi utilizado para simular o osso maxilofacial vivo como substância para as perfurações. O stress gerado pela broca sobre este polímero durante as perfurações foi calculado, e análises por microscopia eletrônica de varredura foram feitas após os ciclos de perfuração. As brocas foram submetidas a 30 perfurações e esterilizadas em autoclave a cada três perfurações, a fim de se determinar os efeitos dos ciclos mecânicos e cargas térmicas sobre o desempenho das brocas. Os autores desenvolveram um coeficiente de eficiência das brocas para realizar as comparações. Os 5 tipos de brocas produziram valores normais de stress (2.54 to 5.00 MPa), stress de cisalhamento (9.69 to 29.71 MPa), e eficiência (1.16 to 3.16) após repetidos testes. Após metodologia aplicada, os autores concluíram que a função da broca depende de seu desenho e o uso repetitivo excessivo e os

ciclos de esterilização irão alterar a capacidade de corte de todos os tipos de broca. Investigações futuras são necessárias para se elucidar qual seria a característica do desenho da broca que realmente influencia na sua degradação com o uso. Incorporando a esta pesquisa a utilização de modelos que apresentem os padrões de osso cortical e medular, eventualmente poderia fornecer os dados clínicos finais a respeito da vida útil das brocas.

Ercoli et al. (2004), realizaram trabalho em costela bovina, simulando condições instalação de implantes osteointegráveis, a eficiência de corte, durabilidade, a produção de calor e desgaste de brocas para implante. Sete marcas de brocas foram testadas (Nobel Biocare, 3i/Implant Innovations, Steri-Oss, Paragon, Implamed, Lifecore, e ITI) e avaliadas após 100 osteotomias. Para avaliar os resultados, as brocas foram divididas em três grupos distintos. As brocas do primeiro grupo (Innovations 3i/Implant, ITI, Lifecore, Nobel Biocare) têm desenhos semelhantes, pois são brocas helicoidais de irrigação externa. Além disso, a dureza destas 4 brocas era significativamente maior do que dos outros grupos testados, e sua eficiência em geral foi maior do que as outras brocas testadas. Microestruturalmente, apresentaram relativamente poucos danos em seus fios de corte. Como no primeiro grupo, as brocas do segundo agrupamento (as brocas Implamed) foram brocas de irrigação externa. No entanto, a dureza das brocas era significativamente menor do que as do primeiro grupo. Quanto ao desempenho, a eficiência média em geral foi menor do que as do primeiro grupo. Além disso, todas as brocas de 2 mm fraturaram durante o teste. Microestruturalmente, estas brocas exibiram extensa deformação do material ao longo do fio de corte. Os autores concluem que a dureza do material da broca foi insuficiente para manter a sua forma sob as condições de teste, resultando em redução da eficiência e, finalmente, fratura. O terceiro grupo (Paragon e Steri-Oss) difere dos outros grupos de várias maneiras. Seu desenho era diferente (tripla hélice) e de irrigação

interna, e com revestimento de TiN. Quanto ao desempenho, três das quatro brocas de 2 mm testadas (2 Steri-Oss e 1 Paragon) mostraram grande redução em sua eficiência após solicitação mecânica. Um padrão semelhante foi observado nas brocas Steri-Oss de 3.0 mm. Nas análises por MEV, observaram imagens sugestivas de perda de revestimento juntamente com danos nos fios de corte, sendo fatores importantes e contribuintes para a diminuição de desempenho dessas brocas. Curiosamente, tanto a Steri-Oss quanto a Paragon interromperam o uso de revestimento de TiN. Os autores concluíram que o desenho da broca, o material do qual ela é feita, e as propriedades mecânicas afetam significativamente a eficiência de corte e sua durabilidade, e que elas podem ser utilizadas várias vezes sem gerar temperaturas prejudiciais ao tecido ósseo.

Chacon et al. (2006) propuseram um trabalho com o intuito de avaliar a produção de calor no tecido ósseo de brocas de 3 diferentes de sistemas após repetidas perfurações e esterilizações. A temperatura foi mensurada através de termopar instalado em fêmur bovino. Foram realizadas perfurações intermitentes com uma pressão constante de 2,4 kg de força e a velocidade de rotação de 2500 rpm. Foi realizada irrigação externa na quantidade de 40 ml/min de solução salina. Os 3 diferentes sistemas utilizados foram sistema A (broca helicoidal tripla com ângulo de alívio), sistema B (broca helicoidal tripla sem ângulo de alívio), e sistema C (broca helicoidal dupla com ângulo de alívio). Um braço mecânico foi adaptado para acoplar um contra-ângulo que foi utilizado nas perfurações. O fragmento ósseo foi mantido congelado, e uma hora antes do uso foi colocado em solução fisiológica controlada por um termostato a 37°C. Após ciclo de 2 perfurações, cada sistema de brocas era escovado com escova macia e colocado em cuba ultra-sônica contendo detergente enzimático, por 10 minutos. Logo após, as brocas foram embaladas e autoclavadas a 132°C por 6 minutos. Um microscópio ótico foi utilizado para

avaliar as brocas após 5, 10, 15, 20 e 25 perfurações. Os resultados mostraram que houve aumento da temperatura após sequência de utilizações. Nos sistemas A e C, a temperatura se manteve sempre abaixo de 47°C, mesmo após 25 perfurações. O sistema B excedeu os 47°C desde as primeiras perfurações. Em microscopia foram observados pequenos desgastes nas brocas após 25 perfurações. Os autores puderam concluir que a geometria da broca tem um papel fundamental na geração de calor e que a geração de calor aumenta quando brocas são utilizadas várias vezes.

2.6. Avaliação mecânica comparativa entre brocas de aço e cerâmica

Sumer et al. (2011), apresentaram um trabalho no qual foi proposto fazer uma análise comparativa entre a produção de calor gerada por brocas de aço inoxidável e brocas de cerâmica, em osteotomias para implantes osteointegráveis. Os experimentos foram realizados em osso cortical de fêmur bovino fresco, utilizando brocas do mesmo sistema, sendo um grupo de aço inoxidável, e outro de cerâmica. Foi utilizado um braço mecânico adaptado para acoplar um contra-ângulo para implantes, e foi mantida uma pressão constante de 2 kg de força, e mantendo a velocidade de rotação da broca em 1500 r.p.m.. A temperatura foi medida durante as perfurações através de termopar instalado nas profundidades de 3, 6 e 9 mm. A temperatura média nas profundidades de 3 mm, 6 mm, e 9 mm com as brocas de aço foram 32,15°C, 35,94°C, e 37,05°C, respectivamente, e com as brocas de cerâmica foram 34,49°C, 36,73°C, e 36,52°C, respectivamente. Diferença estatisticamente significativa foi observada apenas na profundidade de 3 mm. Em conclusão, os autores mostram que apesar de ter havido mais geração de calor pelas brocas de cerâmica em profundidades mais superficiais, as diferenças não são notadas entre os

dois tipos de brocas (aço inoxidável ou cerâmica) nas distâncias mais profundas da cavidade óssea.

Sartori (2011) realizou um trabalho em costela bovina, com o intuito de avaliar deformação, a rugosidade e a variação de massa, de três diferentes tipos de tratamento de superfície de brocas, utilizadas em osteotomias para instalação de implantes osseointegráveis. Foram avaliadas 3 tipos de brocas helicoidais de 2.0 mm e 3.0 mm, divididas em 3 grupos (Broca de aço (G1), Broca com revestimento de filme de Carboneto de Tungstênio em Matriz de Carbono (G2) e Brocas de Zircônia (G3)), que foram subdivididas em 5 subgrupos: 1 – brocas sem uso e 2, 3, 4 e 5 correspondente ao número de perfurações 10, 20, 30 e 40, respectivamente. As brocas foram submetidas a medidas de rugosidade (Ra, Rz e R_{máx}), massa (gramas) e análise em microscópio eletrônico de varredura (MEV) antes e após uso. Como resultados, a autora obteve que todos os grupos perderam massa, mas que os valores não tiveram significância estatística. Quanto aos testes de rugosidade o G3 apresentou aumento de Ra, Rz e R_{máx} ($P < 0,05$) em relação ao G2. E um aumento de Ra em relação ao G1. Não houve diferença estatisticamente significativa ($P < 0,05$) entre G1 e G2. Na análise por microscopia eletrônica de varredura (MEV) foram observadas áreas de deformação em todas as amostras de 2.0 mm, com perda de substratos, sendo o G3 o que mais apresentou essas características. Após todas as análises, a autora pode concluir que as brocas de Zircônia de 2.0 mm apresentaram maior perda de substratos e desgaste por abrasão, na região de corte. Apresentaram, também, um aumento de rugosidade em relação às de aço e as de revestimento de filme de Carboneto de Tungstênio em Matriz de Carbono (*WC/C*). Não houve diferença estatisticamente significativa ($P < 0,05$) entre G1 e G2 em nenhum teste mecânico realizado.

3. Proposição

3.1 Objetivos Gerais

Avaliar o comportamento de diferentes brocas, específicas para preparo de leito ósseo receptor de implantes osseointegráveis, após o uso em osteotomias em costelas bovinas e ciclos de esterilização.

3.2 Objetivos específicos

Comparar brocas de aço, de aço revestidas e de zircônia na condição original e depois de terem sido utilizadas em perfurações e terem passado por processo de esterilização, em relação à:

- Massa: através de Balança Digital de Precisão;
- Rugosidade: através de análise em máquina 3D (MAHR);
- Desgaste: através de análise em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).

4. Materiais e Métodos

Foram utilizados para a realização da pesquisa fragmentos de costela de origem bovina (Figura 1). Estes fragmentos totalizaram 25 peças, tendo como critério de exclusão peças com dimensões menores que 15 cm de comprimento e 15 mm de espessura, medidas com paquímetro digital. As costelas foram obtidas um dia após o sacrifício do animal, sendo aguardado o período de refrigeração adequado para o corte e remoção das peças. Após a remoção do perióstio e todo tecido mole aderido, foram mantidas sobre refrigeração a -5°C até o uso.

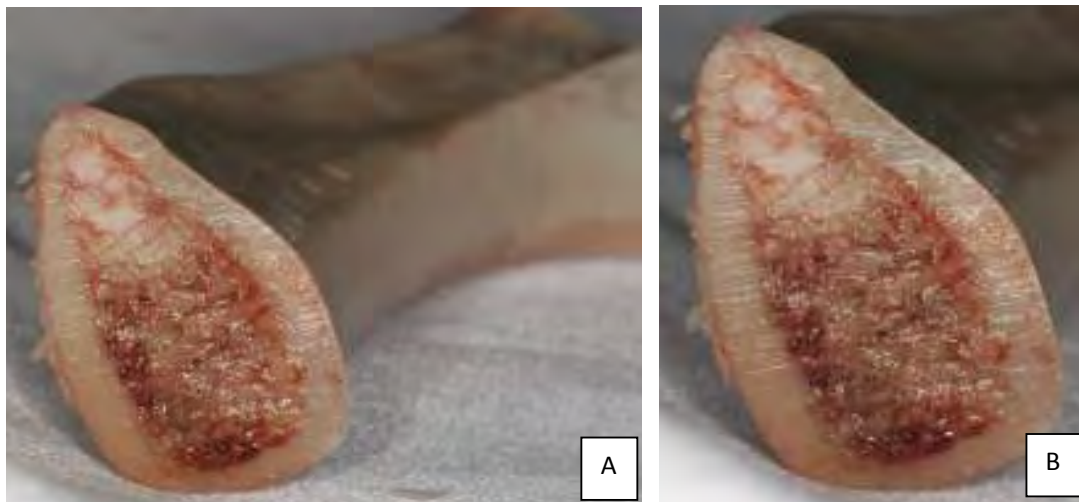


Figura 1 – A e B, Osso de costela bovina.

As costelas foram retiradas do ambiente refrigerado 15 minutos antes das perfurações. Logo após, foram imersas em recipiente contendo soro fisiológico 0,9% mantido na temperatura de 37 graus por um termostato (Figura 2). Desta maneira, foi simulada a temperatura corporal humana, sem que a refrigeração interferisse nas perfurações.



Figura 2 – Osso sendo descongelado em solução fisiológica a 37°C.

Para o processo de perfuração, foi utilizado um motor elétrico (Surgic XT, Neodent, Curitiba, PR, Brasil) com velocidade de 800 r.p.m. (Figura 4) para confecção das osteotomias, e um contra-ângulo redutor de 20:1 (NSK, Suzano, SP, Brasil). Este contra-ângulo foi acoplado a um braço mecânico (Figura 3) com movimento apenas vertical, auxiliando em um direcionamento único das brocas, e também em uma manutenção da pressão exercida sobre o tecido ósseo.



Figura 3 – Braço mecânico com contra-ângulo acoplado.

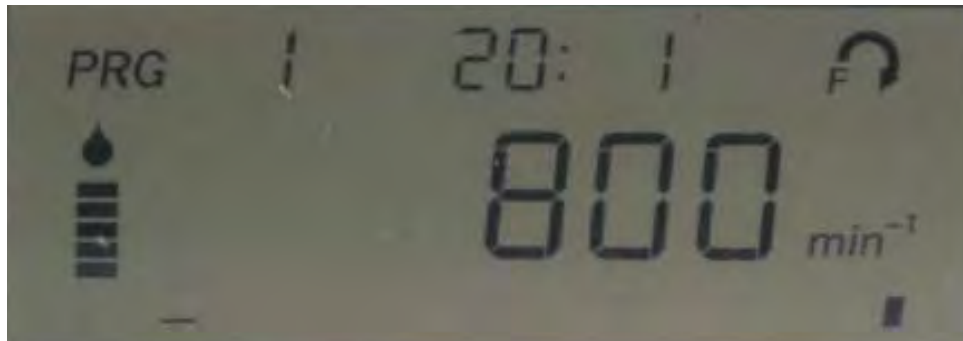


Figura 4 – Configuração do motor para perfurações.

Com as peças a 37°C, livres de tecidos moles e nas dimensões padronizadas, iniciou-se as perfurações. Foram utilizadas, sequencialmente, brocas lança, broca 2.0mm, broca piloto 2/3 e broca 3.0 mm (Figura 5). A broca lança foi utilizada para romper a primeira cortical óssea; a broca 2.0 foi utilizada numa profundidade de 11 mm; a broca piloto 2/3 foi utilizada para aumentar o diâmetro da região cervical da perfuração de 2.0 para 3.0 mm, e foi inserida no tecido ósseo no nível da marcação preconizada pelo fabricante; e a broca 3.0 foi inserida na profundidade de 11 mm. Durante as perfurações, as brocas foram irrigadas abundantemente com soro fisiológico 0,9% através de irrigação externa do motor (Figura 6).

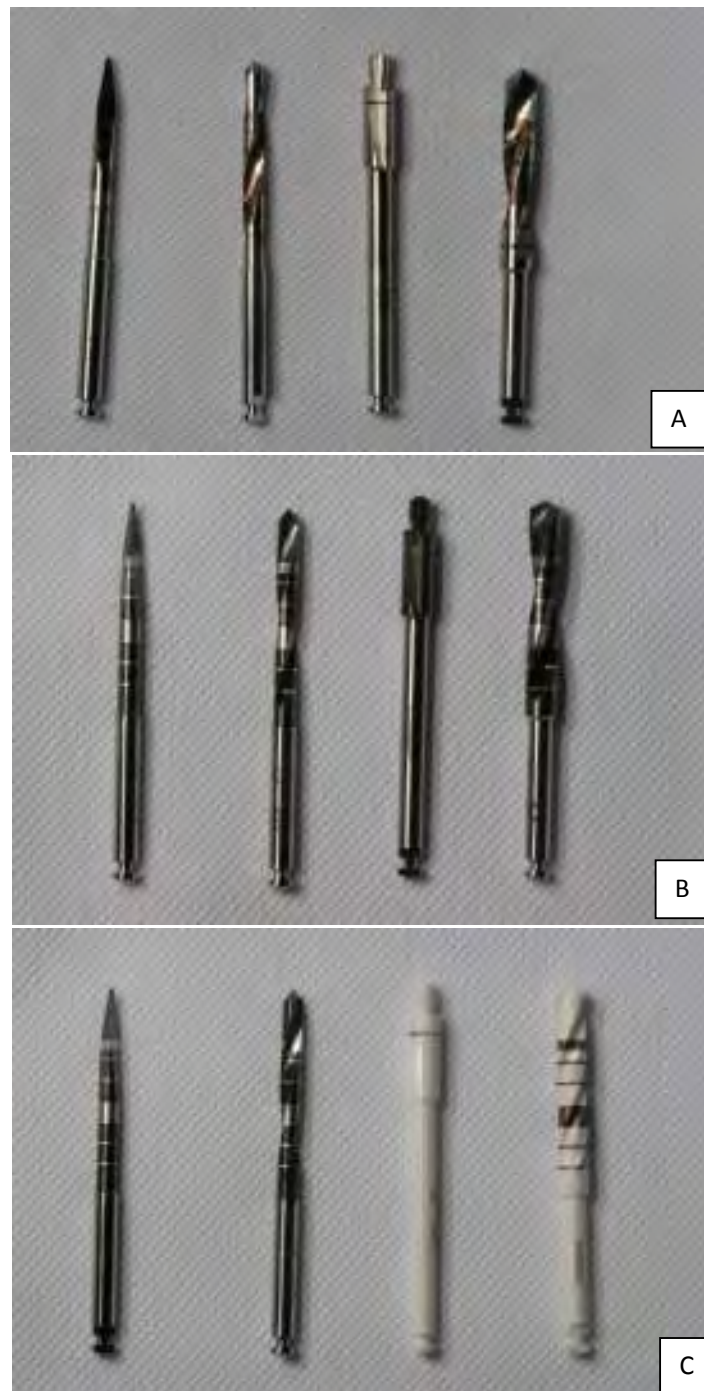


Figura 5 – A, Brocas grupo A (aço); B, Brocas grupo R (revestimento); C, Brocas grupo Z (Zircônia). Detalhe para as brocas lança e 2.0 do grupo de zircônia, que são brocas de revestimento (WC/C), as mesmas do grupo R.

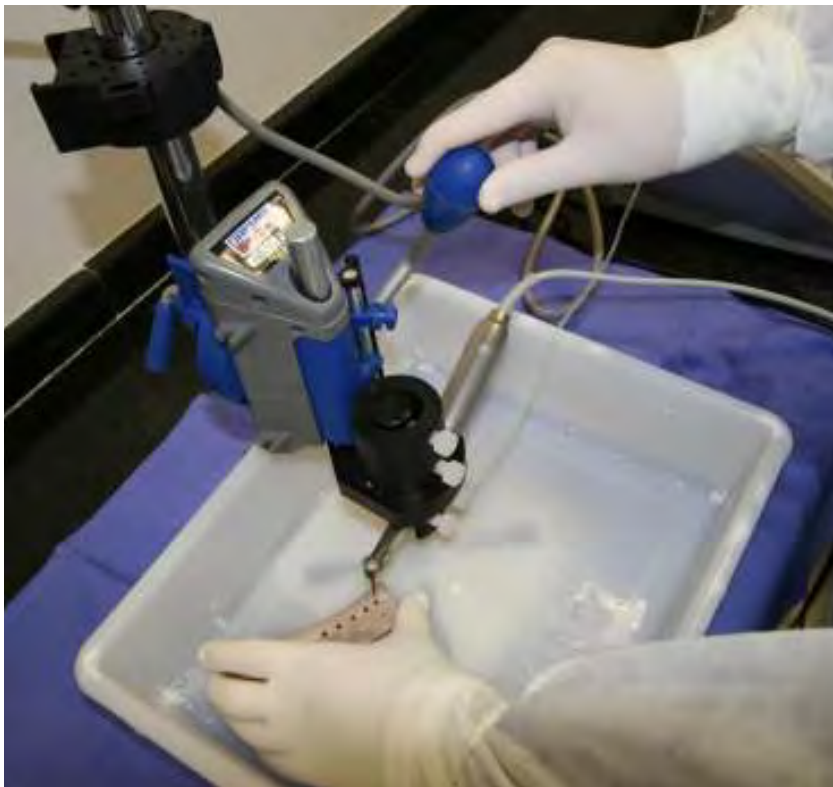


Figura 6 – Perfuração das costelas utilizando braço mecânico.



Figura 7 – Osso bovino após perfurações.

Após 5 perfurações (Figura 7), as brocas foram separadas individualmente (Figura 8) e mantidas em cuba ultra-sônica (Figura 9A) contendo água a 37°C com detergente enzimático (Figura 9B), por um período de 5 minutos. Em seguida, foram lavadas em água corrente abundante, e secas com jatos de ar comprimido. Após este processo, cada broca

foi esterilizada em embalagens individuais (Figura 10), em autoclave (Figura 11), a 127°C, com ciclos de 40 minutos de esterilização, 15 minutos de secagem, antes da próxima utilização. O processo de desinfecção e esterilização foi realizado também após todas as perfurações de cada broca serem concluídas.



Figura 8 – Brocas separadas após perfurações para serem levadas à cuba ultra-sônica.

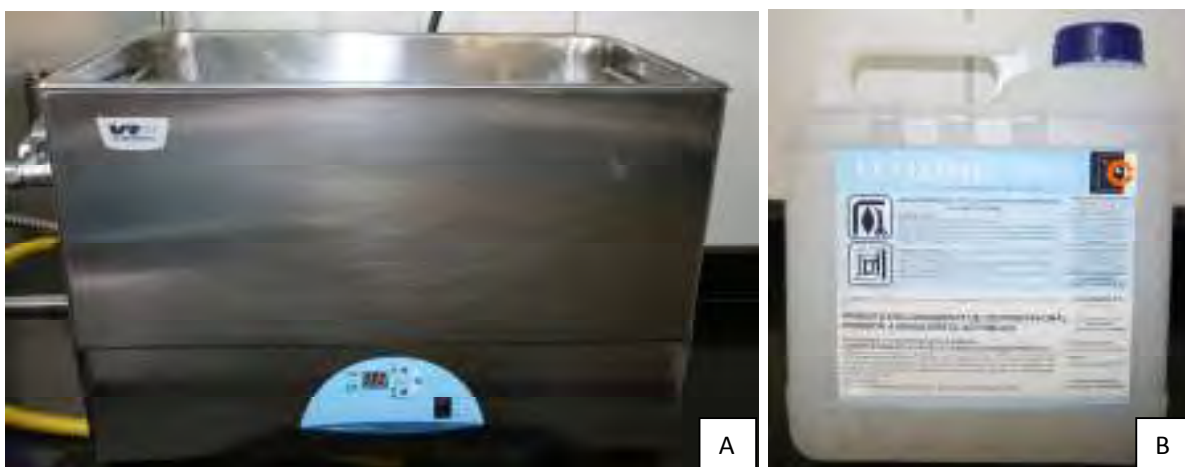


Figura 9 – A, Cuba ultra-sônica; B, Detergente enzimático.



Figura 10 – brocas em embalagens individuais para esterilização em autoclave.



Figura 11 – Autoclave da marca Cristófoli.

Para identificação das brocas, estas foram divididas em grupos e subgrupos, como descritos:

- *Grupo A: brocas de aço com tratamento superficial de passivação;*

- *Grupo R: brocas de aço com aplicação de filme em Carboneto de Tungstênio em Matriz de Carbono (WC/C);*

- *Grupo Z: brocas de zircônia.*

**Apenas as brocas piloto e 3.0 são de zircônia. Brocas lança e 2.0 são de aço com revestimento.*

Cada um dos grupos continha 5 brocas de cada tipo (lança, 2.0, piloto e 3.0), do seu respectivo material, totalizando 20 brocas. No grupo Z (zircônia), não foram utilizadas brocas lança e 2.0 de zircônia devido à fragilidade das mesmas, sendo que seu uso não é preconizado pelo fabricante. Neste grupo (Z) foram utilizadas brocas lança e 2.0 mm de revestimento de WC/C, as mesmas utilizadas no grupo R.

Cada um dos 3 grupos, foi dividido em 5 subgrupos, de acordo com a quantidade de perfurações que a broca iria realizar, como descrito:

Subgrupo 0: 0 perfurações

Subgrupo 1: 10 perfurações

Subgrupo 2: 20 perfurações

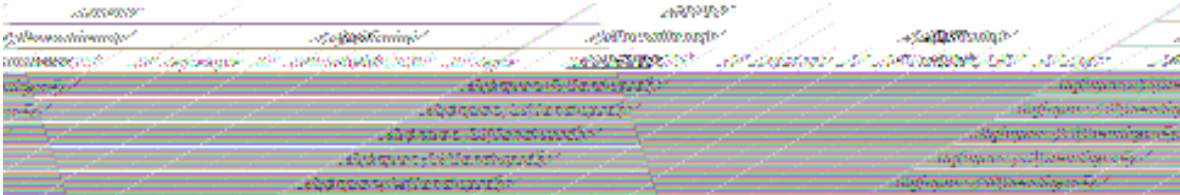
Subgrupo 3: 30 perfurações

Subgrupo 4: 40 perfurações

Exemplo: grupo A1 – grupo A (aço), subgrupo 1 (10 perfurações).

Os grupos e subgrupos são melhor visualizados na tabela a seguir (Tabela 1):

Tabela 1 – Grupos e subgrupos das brocas.



4.1. Ensaios mecânicos

As brocas foram avaliadas em 3 aspectos diferentes: massa, desgaste e rugosidade, como descrito:

- Desgaste: avaliações das características geométricas e da integridade da região afiada após as perfurações, para caracterizar qualitativamente o desgaste das amostras.
- Determinação da massa: medições para avaliação da alteração de massa em todas as amostras.
- Determinação da rugosidade: medições antes e após as perfurações para avaliação do desgaste superficial e a alteração da rugosidade ocorrido nas amostras.

4.1.1. Desgaste

As brocas foram avaliadas em microscópio eletrônico de varredura (Shimadzu-SSX550, Japão) (Figura 12), com magnificações de 30X, 80X, 100X, 150X, 200X e 300X. Foram realizadas análises visuais das brocas, sendo obtidas imagens das regiões de corte das mesmas, para que se pudesse avaliar sua integridade. Foram analisadas alterações na sua geometria, a regularidade da sua superfície, e os sinais de desgaste. As imagens foram obtidas dos subgrupos controle (0 perfurações) e dos demais subgrupos após as perfurações concluídas.



Figura 12 – Microscópio eletrônico de varredura.

4.1.2. Massa

Foram realizadas medições de massas das brocas antes de serem utilizadas e após todas as perfurações realizadas.

As medições foram realizadas através de uma Balança Digital de Precisão (Marte, Santa Rita do Sapucaí, MG, Brasil). Esta balança gera um valor em gramas, com 4 casas decimais após a vírgula, e possui compartimento circundado por portas de vidro que são fechadas após objeto ser colocado sobre a bandeja da balança, isolando o mesmo de interferências de deslocamentos de ar.

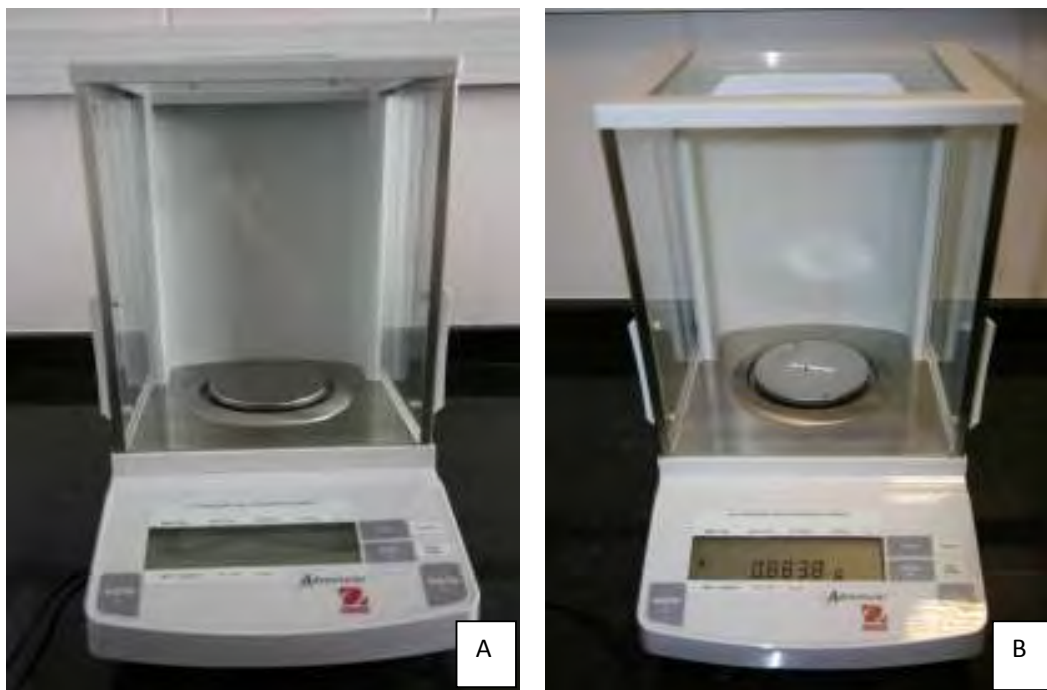


Figura 13 – A e B; balança de precisão Marte.

4.1.3. Rugosidade

Para obtermos os valores de rugosidade, foi utilizado uma Máquina de Medição Tridimensional (3D) (MAHR – MarVision MS 222 – Wadgassen, Alemanha) (Figura 14A). Esta máquina é indicada para o controle e desenvolvimento da engenharia de precisão. Opera em três eixos (X, Y, Z) através de um sistema composto por 3 sensores interligados, executando as medições em escala milimétrica através de captação de imagens, escaneamento a laser e apalpador. O sensor utilizado foi o laser por ser o indicado quando se deseja medir variação de nível superficial. A máquina mediu a profundidade em aproximadamente 60 pontos ao longo de um comprimento de 0,6 mm da superfície da broca (L_T).

Os valores obtidos foram tratados estatisticamente através de média aritmética para obtenção da Rugosidade Média (R_a), medida em micrômetros (μm). Estes valores foram obtidos antes e após as brocas realizarem todas as perfurações. As medidas foram realizadas sobre cada fio de corte de cada broca.

Os parâmetros de medição pela máquina 3D seguiram:

- Comprimento de medida (L_T) = 0,6 mm
- Número de pontos/ L_T = 60
- Velocidade de avanço do laser = 0,1 mm/s
- Intensidade do laser = 50%
- Extensão do laser = 2 mm
- Resolução do laser = 0,01 mm

Para a realização das medidas, foi desenvolvido pelo Departamento de Engenharia da empresa Neodent um dispositivo (Figura 14B) que sustentasse as brocas para que as arestas de corte ficassem dispostas a 90° da incidência do feixe.

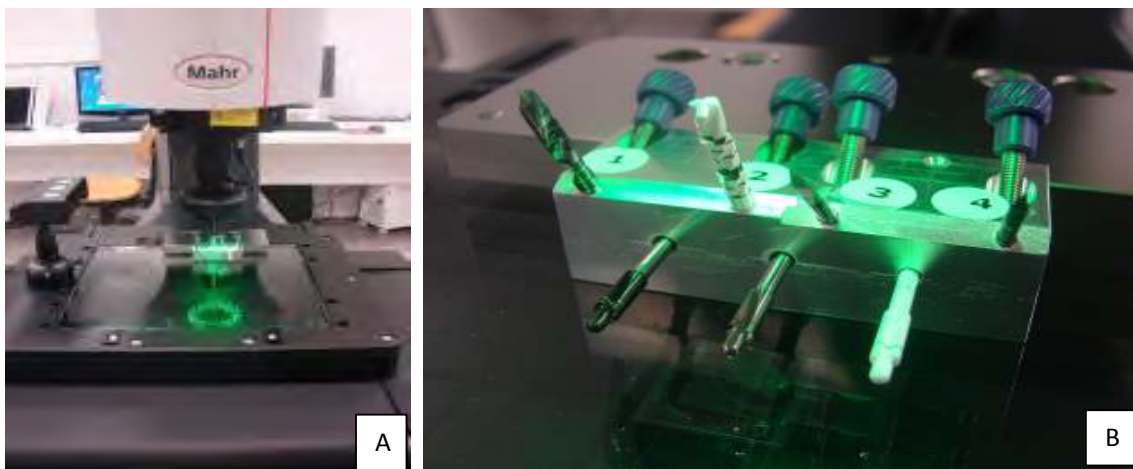


Figura 14 – A, aparelho 3D realizando mensurações de rugosidade das brocas; B, dispositivo de fixação das brocas.

4.2. Análise Estatística

Os dados de massa e rugosidade foram submetidos a testes estatísticos para se avaliar sua relevância.

Os valores de massa foram avaliados pelo teste de Wilcoxon, e quando encontrada diferença estatisticamente significativa, foram submetidos ao teste de Kruskal-Wallis.

Os valores de rugosidade foram submetidos ao teste de Wilcoxon, e quando encontrada diferença estatisticamente relevante, foram submetidos ao Teste T não-pareado.

5. Artigo Científico

Artigo elaborado conforme normas da revista The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants (JOMI).

Avaliação do comportamento de brocas de zircônia e de aço com e sem revestimento utilizadas em osteotomias para instalação de implantes osseointegráveis com esterilizações em autoclave.

Gabriel Cury Batista Mendes
Mestrando em Implantodontia – ILAPEO, Curitiba – PR
Rua Ceará, 1190/1401, Bairro Funcionários
Belo Horizonte, MG – Brasil
30150-311
Tel: (31) 9309-0399
curymendes@gmail.com

Luis Eduardo Marques Padovan
Mestre e Doutor em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial – UNESP, Araçatuba
Rua Henrique Savi, 5-63
Bauru, SP - Brasil
17012-205

Paulo Domingos Ribeiro Júnior
Mestre e Doutor em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial – UNESP, Araçatuba
Rua Henrique Savi, 5-63
Bauru, SP – Brasil
17012-205

Elisa Mattias Sartori
Especialista em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial – USC, Bauru
Mestre em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial – UNESP, Araçatuba
Rua Manoel Marques Rosa, 1639, apt 12
Fernandópolis, SP - Brasil
15600-000

RESUMO

Proposição: Avaliar o comportamento de diferentes brocas, específicas para preparo de leito ósseo receptor de implantes osseointegráveis, após o uso em osteotomias em costelas bovinas e ciclos de esterilização. **Materiais e métodos:** Foram realizadas osteotomias em 25 fragmentos de costelas bovinas com brocas de 4 tipos (lança, helicoidal 2.0, piloto 2/3, helicoidal 3.0), utilizadas sequencialmente, divididas em 3 grupos (Brocas de aço {A}; Brocas com revestimento de filme de Carboneto de Tungstênio em Matriz de Carbono {R}; Brocas de zircônia {Z}), e 5 subgrupos (0, 1, 2, 3, 4, 5) de acordo com o número de perfurações (0, 10, 20, 30, 40) respectivamente. Após 5 perfurações, cada broca foi esterilizada em autoclave. Todas as brocas foram submetidas a avaliações de rugosidade (Ra, rugosidade média) antes e após o uso, microscopia eletrônica de varredura (MEV) após o uso, e avaliada sua massa (gramas) antes e após as perfurações e esterilizações. Os dados de massa foram submetidos à análise estatística através do teste de Wilcoxon, e quando encontrada diferença estatisticamente significativa, aos testes de Kruskal-Wallis. Os resultados de rugosidade foram submetidos ao teste de Wilcoxon seguido pelo Teste T não-pareado. **Resultados:** Desgaste: pode-se observar que em todas as amostras houve desgaste das brocas após sua utilização, havendo sinais de danos causados à sua superfície. Nas imagens do grupo R (revestimento) são observadas áreas de ausência do revestimento. Menores danos são observados nas brocas do grupo Z (zircônia). Massa: os resultados foram variados e as brocas não seguiram um padrão. Entretanto, as variações não tiveram valores estatisticamente relevantes ($P < 0,05$). Rugosidade: Todas as brocas lança diminuíram sua rugosidade média, todas as brocas 2.0 e 3.0 aumentaram sua rugosidade média, todas as brocas de zircônia aumentaram sua rugosidade média. Os valores estatisticamente significantes quanto à variação da rugosidade média das brocas foram: as brocas piloto de aço diminuíram sua rugosidade ($P = 0,0216$); as brocas piloto de zircônia aumentaram sua rugosidade ($P = 0,0419$); as brocas helicoidais 3.0 de revestimento aumentaram sua rugosidade ($P = 0,0494$). **Conclusões:** as brocas de zircônia apresentaram menores desgastes de sua superfície afiada após as osteotomias, e apresentaram menores valores de rugosidade média, antes e após as perfurações.

Palavras-chave: Implantes Dentários, Aço Inoxidável, Cerâmica, Osteotomia, Esterilização, Microscopia eletrônica de varredura.

INTRODUÇÃO

Desde o desenvolvimento dos implantes osseointegráveis pelo Prof. Brånemark¹, várias pesquisas surgiram no sentido de estudar os critérios necessários e determinantes no sucesso deste tipo de tratamento reabilitador². Estudos foram sendo desenvolvidos para se avaliar a técnica e o tipo de broca mais adequado na osteotomia para instalação desses implantes^{3,4,5}.

Um dos critérios mais discutidos e estudados é a temperatura do osso durante o preparo que, acima de 47°C, causa danos ao osso vivo e compromete sua regeneração⁶. Este aquecimento depende de vários fatores, sendo que um deles é a qualidade do corte da broca⁴. O quanto uma broca permanece afiada depende de sua composição, do tratamento de superfície de cada broca³ e também da qualidade do tecido ósseo⁴. Diferentes desenhos e revestimentos de brocas têm sido introduzidos para obter-se maior eficiência de corte no osso.

Outro critério importante é a influência da esterilização das brocas no seu poder de corte, que pode incidir diretamente no sucesso ou não do tratamento com implantes osseointegráveis. Cooley et al.⁷ avaliaram a qualidade de brocas submetidas a diversos tipos de esterilização, e observaram que brocas esterilizadas pelo método de calor úmido (autoclave) tiveram seu poder de corte afetado. Estes achados vão de concordância com os de Harris e Kohles⁸, que mostraram que brocas esterilizadas em autoclave podem ter redução na sua resistência à rotação e penetração com o passar do tempo, diminuindo seu poder de corte. Jochum e Reichart⁹ mostraram que a autoclavagem de brocas de titânio levou à perda do formato dessas brocas, através de análises com microscopia eletrônica de varredura.

Na literatura específica encontramos trabalhos avaliando as brocas utilizadas em implantodontia, porém poucos trabalhos comparam mecanicamente brocas de aço sem revestimento, brocas de aço com revestimento e brocas de zircônia.

A proposta do presente estudo é avaliar o comportamento de diferentes brocas, específicas para preparo de leito ósseo receptor de implantes osseointegráveis, após o uso em osteotomias em costelas bovinas e ciclos de esterilização.

MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizados fragmentos de costela de origem bovina. Estes fragmentos totalizaram 25 peças, tendo como critério de exclusão peças com dimensões menores que 15 cm de comprimento e 15 mm de espessura, medidas com paquímetro digital. As costelas foram obtidas um dia após o sacrifício do animal, sendo aguardado o período de refrigeração adequado para o corte e remoção das peças. Após a remoção do perióstio e todo tecido mole aderido, foram mantidas sobre refrigeração a -5°C até o uso.

As costelas foram retiradas do ambiente refrigerado 15 minutos antes das perfurações. Logo após, foram imersas em recipiente contendo soro fisiológico 0,9% mantido na temperatura de 37°C por um termostato. Desta maneira, foi simulada a temperatura corpórea humana, sem que a refrigeração interferisse nas perfurações.

Para o processo de perfuração, foi utilizado um motor elétrico (Surgic XT, Neodent, Curitiba, PR, Brasil) com velocidade de 800 r.p.m. para confecção das osteotomias, e um contra-ângulo redutor de 20:1 (NSK, Suzano, SP, Brasil). Este contra-ângulo foi acoplado a um braço mecânico com movimento apenas vertical, auxiliando em um direcionamento único das brocas, e também em uma manutenção da pressão exercida sobre o tecido ósseo.

Com as peças a 37°C , livres de tecidos moles e nas dimensões padronizadas, iniciamos as perfurações. Foram utilizadas, sequencialmente, broca lança, broca 2.0mm, broca piloto 2/3 e broca 3.0 mm. A broca lança foi utilizada para romper a primeira cortical óssea; a broca 2.0 foi utilizada numa profundidade de 11 mm; a broca piloto 2/3 foi

utilizada para aumentar o diâmetro da região cervical da perfuração de 2.0 para 3.0 mm, e foi inserida no tecido ósseo no nível da marcação preconizada pelo fabricante; e a broca 3.0 foi inserida na profundidade de 11 mm. Durante as perfurações, as brocas foram irrigadas abundantemente com soro fisiológico 0,9% através de irrigação externa do motor.

Após cada broca realizar 5 perfurações, estas foram mantidas em cuba ultra-sônica contendo água a 37°C com detergente enzimático, por um período de 5 minutos. Em seguida, foram lavadas em água corrente abundante e secas com jatos de ar comprimido. Após este processo, cada broca foi esterilizada em embalagens individuais, por 40 minutos em autoclave, a 127°C, com ciclos de 40 minutos de esterilização, 15 minutos de secagem, antes da próxima utilização. O processo de desinfecção e esterilização foi realizado também após todas as perfurações de cada broca serem concluídas.

Para identificação das brocas, estas foram divididas em grupos e subgrupos, como descrito:

- *Grupo A: brocas de aço com tratamento superficial de passivação;*
 - *Grupo R: brocas de aço com aplicação de filme em Carboneto de Tungstênio em Matriz de Carbono (WC/C);*
 - *Grupo Z: brocas de zircônia*.*
- *Apenas as brocas piloto e 3.0 eram de zircônia. Brocas lança e 2.0 eram de aço com revestimento.*

Cada um dos grupos continha 5 brocas de cada tipo (lança, 2.0, piloto e 3.0), do seu respectivo material, totalizando 20 brocas. No grupo Z (zircônia), não foram utilizadas brocas lança e 2.0 de zircônia devido à fragilidade das mesmas, sendo que seu uso não é preconizado pelo fabricante. Neste grupo (Z) foram utilizadas brocas lança e 2.0 mm de revestimento de WC/C, as mesmas utilizadas no grupo R.

Cada um dos 3 grupos, foi dividido em 5 subgrupos, de acordo com a quantidade de perfurações que a broca iria realizar, como descrito:

Grupo 0: 0 perfurações
Grupo 1: 10 perfurações
Grupo 2: 20 perfurações
Grupo 3: 30 perfurações
Grupo 4: 40 perfurações

Ensaio mecânicos

As brocas foram avaliadas em 3 aspectos diferentes: massa, desgaste e rugosidade, como descrito:

- Determinação da massa: medições para avaliação da alteração de massa em todas as amostras. Análise realizada a cada ciclo de esterilização, ou seja, a cada 5 perfurações.
- Desgaste: avaliações das características geométricas e da integridade da região afiada após as perfurações, para caracterizar qualitativamente o desgaste das amostras. Análise realizada nas brocas sem utilização, e após todas as perfurações realizadas por cada broca.
- Determinação da rugosidade: avaliação do desgaste superficial e a alteração da rugosidade ocorrido nas amostras. Análise realizada nas brocas sem utilização, e após todas as perfurações realizadas por cada broca.

1. Desgaste

As brocas foram avaliadas em microscópio eletrônico de varredura (Shimadzu-SSX550, Japão), com ampliações de 30X, 80X, 100X, 150X, 200X e 300X. Foram

realizadas análises visuais das brocas, sendo obtidas imagens das regiões de corte das mesmas (Figura 1), para que se pudesse avaliar sua integridade. Foram analisadas alterações na sua geometria, a regularidade da sua superfície, e os sinais de desgaste. As imagens foram obtidas dos subgrupos controle (0 perfurações) e dos demais subgrupos após as perfurações concluídas.

2. Avaliação da massa

Foram realizadas medições de massas das brocas antes de serem utilizadas e após todas as perfurações realizadas.

As medições foram realizadas através de uma Balança Digital de Precisão (Marte, Santa Rita do Sapucaí, MG, Brasil). Esta balança gera um valor em gramas, com 4 casas decimais após a vírgula, e possui compartimento circundado por portas de vidro que são fechadas após objeto ser colocado sobre a bandeja da balança, isolando o mesmo de interferências de deslocamentos de ar.

3. Rugosidade

Para obtermos os valores de rugosidade, foi utilizado um aparelho 3D (MAHR – MarVision MS 222 – Wadgassen, Alemanha), onde obtivemos valores de Rugosidade Média (Ra), medida em micrômetros [μm]. Estes valores foram obtidos antes e após as brocas realizarem todas as perfurações. As medidas foram realizadas sobre cada fio de corte de cada broca.

Análise estatística

Os dados de massa foram avaliados pelo teste de Wilcoxon, e quando encontrada diferença estatisticamente significativa, foram submetidos ao teste de Kruskal-Wallis. Os

dados de rugosidade foram avaliados pelo teste de Wilcoxon, e quando encontrada diferença estatisticamente significativa, foram submetidos ao teste ao Teste T não-pareado.

RESULTADOS

Desgaste

Observou-se que em todas as amostras houve desgaste das brocas após sua utilização, havendo sinais de danos causados à geometria da sua superfície. São observados sinais de alterações no fio de corte das brocas. Sinais mais evidentes são observados nas brocas lança, de todos os grupos, na região da ponta das brocas, que é o primeiro contato com o tecido ósseo.

Nas imagens do grupo R (revestimento) são observadas áreas onde sugere-se ter havido uma delaminação do revestimento na superfície da broca (Figura 2). Esta situação é observada em todas as pontas das brocas lança do grupo R.

Em todas as análises as brocas de aço apresentam uma imagem de superfície mais irregular que comparada aos outros grupos (R e Z), antes (Figura 3) e após (Figura 4) solicitação mecânica.

As brocas de zircônia (piloto e 3.0) apresentam as superfícies com menos irregularidades na região de corte, nos subgrupos de 0 perfurações (Figura 5) e nos subgrupos de 40 perfurações (Figura 6).

Massa

As duas tabelas (Tabela 1, Tabela 2) mostram, respectivamente, as massas antes da utilização das brocas e após todas as perfurações por elas realizadas, de acordo com cada grupo.

Houve muita variância nos resultados, sendo que as brocas não seguiram um padrão. Entretanto, os valores de alteração de massa não foram estatisticamente significantes ($P < 0,05$).

Rugosidade

As rugosidades média das brocas estão discriminadas nas tabelas (Tabelas 3 e 4). Com estas tabelas pode-se observar que:

Brocas sem solicitação mecânica:

- as brocas de zircônia apresentaram uma rugosidade média consideravelmente menor que os grupos de aço e revestimento;
- as brocas de aço foram as que apresentaram maiores valores de rugosidade média dos grupos.

Brocas após solicitação mecânica:

- as brocas de zircônia mantiveram menor rugosidade média comparada com os outros grupos;
- as brocas de aço mantiveram maior rugosidade média que os outros grupos, exceto no grupo de brocas piloto, onde as brocas de revestimento tiveram maior rugosidade;
- todas as brocas lança diminuíram sua rugosidade média;
- as brocas piloto do grupo A e R diminuíram sua rugosidade média;

- todas as brocas 2.0 e 3.0 aumentaram sua rugosidade média;
- todas as brocas de zircônia aumentaram sua rugosidade média.

Após análise estatística através de Teste T não-pareado comparando a rugosidade das brocas antes e após solicitação mecânica, os valores estatisticamente relevantes encontrados foram:

- brocas piloto de aço diminuíram sua rugosidade ($P=0,0216$) (Gráfico 1);
- as brocas piloto de zircônia aumentaram sua rugosidade ($P=0,0419$) (Gráfico 1);
- as brocas helicoidais 3.0 de revestimento aumentaram sua rugosidade ($P=0,0494$) (Gráfico 2).

DISCUSSÃO

Os estudos dos materiais aplicados à implantodontia contemporânea dão grande importância aos materiais que realizam a osteotomia para a instalação dos implantes osteointegráveis. Uma das grandes preocupações dos pesquisadores é o calor gerado durante uma osteotomia^{3,5,6,8,10-16} e o quanto ele é danoso ou prejudicial ao sucesso do implante instalado em um local preparado^{10,17,18}. Vários são os estudos que focam nos critérios para uma osteotomia que não interfira na osteointegração, como velocidade de rotação da broca^{3,17,19,20}, pressão exercida sobre a mesma³, influência ou não da irrigação⁴, desenho das brocas^{4,8}.

Sabe-se que o uso repetido de brocas aumenta seu desgaste progressivamente e diminui sua eficiência de corte, produzindo então, maior geração de calor por atrito¹³. Entretanto, são abordadas poucas discussões no que diz respeito ao afiamento e à manutenção deste afiamento das brocas com o uso, tampouco a tentativa de se

correlacionar a perda de corte com o material do qual a broca é feita. Soma-se a isso, o pequeno número de trabalhos avaliando brocas de zircônia para implantodontia.

Muitos são os estudos que utilizaram brocas de aço inoxidável, já que estas vêm sendo usadas desde o início da implantodontia, sendo comprovada sua eficiência e capacidade de reutilização. Entretanto, as indústrias vêm tentando desenvolver brocas que possuam propriedades mecânicas superiores. As brocas com revestimento foram desenvolvidas buscando aumentar a resistência ao desgaste e o poder de corte²¹. Mais recentemente, foram introduzidas também as brocas de zircônia. Os estudos mostram que as brocas deste material apresentam características superiores às de aço, pois teriam menor influência no aumento de temperatura devido ao menor desgaste com o uso, já que possuem maior resistência à carga e força flexural²², resistência a altas temperaturas, resistência a abrasão e corrosão¹⁶. Além disso, estas brocas são desenvolvidas para serem re-esterilizadas e reutilizadas, e elas têm a capacidade de manter suas pontas afiadas por um longo período de tempo¹⁶. Entretanto, possui como desvantagem baixa resistência a choques mecânicos, baixa tenacidade à fratura e baixa condutividade térmica¹⁶.

Procurando entender melhor mecanicamente as brocas de diferentes tipos de materiais, Sartori²³ realizou um trabalho onde avaliou deformação, perda de massa e rugosidade de 3 diferentes tipo de brocas (aço, com revestimento de carbono, e zircônia), de 2.0 e 3.0 mm. A autora discute a incorporação de métodos de desinfecção e esterilização das brocas na metodologia de trabalhos futuros.

O presente trabalho foi desenvolvido com base na metodologia do referido autor, sendo incluído na metodologia o processo de desinfecção e esterilização das brocas preconizadas pela ANVISA, através do Informe Técnico N° 01/09, intitulado “Princípios Básicos para Limpeza de Instrumental Cirúrgico em Serviços de Saúde”. Esta alteração na metodologia se mostra bastante interessante uma vez que trabalhos relatam os mais

variados tipos de influência que este processo pode gerar nas brocas, tanto de aço quanto de zircônia. Trabalhos mostram que processo de autoclavagem pode causar perda da eficiência de corte^{7,8}, deformação no fio de corte⁹, sinais de corrosão⁸. Pesquisas demonstram também que o processo de esterilização a vapor d'água pode causar degradação da zircônia, tornando-a mais susceptível a microfraturas.

Foi também incluída na metodologia, a sequência de brocas preconizada pelo fabricante (lança, 2.0 mm, piloto, 3.0 mm), e não apenas brocas de 2.0 e 3.0 mm, simulando melhor o procedimento cirúrgico. Esta metodologia adotada se mostra importante, pois sabe-se que a intensidade do calor produzido no osso é diretamente associada à quantidade de osso removida por cada uma das brocas. Uma osteotomia com escalonamento dos diâmetros de brocas permite uma osteotomia com menor pressão e calor, auxiliando também a manter as brocas afiadas por maiores períodos de tempo²⁴.

Na perfuração do leito ósseo, foi utilizada uma velocidade de 800 r.p.m., mantendo assim a metodologia de Sartori²³. De acordo com o autor, apesar de vários trabalhos utilizarem velocidades entre 1500 e 2500 r.p.m. relatando menores temperaturas, velocidades mais baixas permitem um preparo mais cuidadoso e um maior controle durante as perfurações. Esta metodologia vai de acordo com os trabalhos de Eriksson e Albrektsson⁶ que recomendam que baixas rotações e baixas pressões auxiliem na manutenção de uma temperatura que não ultrapasse os 47°C, limite suportado pelo tecido ósseo vivo.

Outra alteração na metodologia foi o meio de mensuração das rugosidades, que no trabalho do autor supracitado foi realizado com Rugosímetro. No presente estudo onde desejou medir a rugosidade das arestas de corte das brocas, ao invés de utilizar um rugosímetro padrão ou perfilômetro (como alguns estudos^{25,26,27}), optou-se por fazer as medidas pela máquina 3D (MAHR – MarVision MS 222 – Wadgassen, Alemanha), através

de escaneamento a laser. A escolha do equipamento considerou a complexidade dos ângulos de posicionamento das arestas e as pequenas áreas para o desenvolvimento das medidas. O aparelho de rugosímetro faz a medição das rugosidades por meio de uma ponteira contendo uma esfera na sua extremidade. O raio desta esfera muitas vezes é maior do que a área de rugosidade a ser medida, devido às dimensões micrométricas da rugosidade da superfície das brocas, podendo mostrar valores que não condizem com a realidade. Por este motivo optou pela metodologia utilizando a máquina 3D para medição das rugosidades, visto que ela utiliza feixes de raio laser que conseguem percorrer toda a superfície irregular das brocas e realizar as medidas com grande precisão.

O conceito de rugosidade escolhido para ser medido foi Ra, rugosidade média, que representa a média aritmética dos valores absolutos das ordenadas de afastamento à linha média, dentro do percurso de medição (L_T). A ABNT NBR ISO 4287:2002 recomenda o parâmetro Ra para avaliação da rugosidade (em μm).

Nas análises por MEV, podemos observar claramente menores irregularidades nas superfícies das brocas de zircônia (Figura 3). As brocas do grupo A tem maior aparência de irregularidades, principalmente nos fios de corte (Figura 1 e 5). Em algumas brocas do grupo R, notamos imagens sugestivas de áreas com delaminação do revestimento, mesmo antes destas brocas serem usadas (Figura 2A), e após o uso, notamos perda do recobrimento na ponta ativa da mesma (Figura 2B e C). Estes dados são semelhantes aos encontrados na literatura^{13,23}.

Nas análises da integridade do fio de corte das brocas, notamos desgastes pouco significativos na estrutura das brocas de zircônia, que provavelmente não implicam no comprometimento da sua função, sugerindo que estas brocas mantenham sua afiação após várias perfurações, por terem poucas alterações no seu ângulo de corte. Estes resultados são semelhantes ao estudo de Bayerlein²², onde o autor avaliou brocas de zircônia após

perfurações, utilizando MEV e não identificou sinais de desgaste e perda de afiação das brocas. Entretanto, não se assemelham aos achados de Sartori²³, onde o autor observou áreas de desgaste na região de corte e perda de substratos nas brocas de zircônia submetidas a várias osteotomias. Este fato pode estar relacionado à metodologia de sequência de brocas que foi diferente nos dois trabalhos. Este fato pode ter contribuído para um maior desgaste das brocas de zircônia visto que estas brocas foram as primeiras a entrar em contato com o tecido ósseo no referido trabalho, ao passo que no presente estudo estas brocas foram as últimas na sequência de perfurações (piloto 2/3 e 3.0 mm).

Nas análises de massa, houve variância nos números. Entretanto, os valores não foram estatisticamente significantes, para nenhum dos grupos. Estes dados vão de encontro com os obtidos por Sartori²³, que obteve resultados sem relevância estatística de perda de massa. Serra²⁶ explica que testes para avaliar desgaste em materiais que sofrem pouco desgaste (como as cerâmicas) depende de técnicas muito sofisticadas, e que métodos tradicionais que mensuram volume de desgaste através de variação de massa nestes materiais são bastante limitados.

Nas análises de rugosidade, obtivemos valores variados, sendo que as brocas não seguem um padrão. O que podemos observar, é que os valores se mostraram menores em todas as brocas de zircônia, antes e após as perfurações. Os dados não são compatíveis com os encontrados por Sartori²³, que observou que as brocas de zircônia apresentam maiores rugosidades médias que as de aço e revestimento (WC/C). Esta controvérsia pode estar relacionada à metodologia de obtenção das rugosidades, que no presente trabalho foi realizada com um aparelho de feixes de raio laser, e não através de rugosímetro, como no referido trabalho. Outro fato a ser considerado é a presença da esterilização na metodologia. Estudos²⁸ mostram que a zircônia pode sofrer um processo de degradação quando em presença de vapor d'água, sendo que a autoclavagem poderia ser um fator a

contribuir para o aumento desta rugosidade por deixar a zircônia predisposta a sofrer microfraturas em sua superfície. Tal fato pode explicar o aumento da rugosidade da zircônia ter sido estatisticamente relevante nas brocas piloto (Gráfico 1). Observamos também um aumento significativo da rugosidade das brocas 2.0 de aço e de revestimento (WC/C), mesmo resultado obtido por Golin²⁹.

Considerações importantes a serem ressaltadas sobre possíveis vantagens do uso clínico de brocas de zircônia:

- Trabalhos mostram^{30,31} o baixo potencial de colonização e retenção bacteriana em superfícies de zircônia, devido à sua baixa rugosidade. Este fato se torna extremamente interessante quando analisamos a potencial redução de riscos de contaminação através de reutilização de material cirúrgico feito desta cerâmica.

- Realizadas todas as perfurações, não houve fratura de nenhuma broca durante os procedimentos. Este fato é de grande importância, visto que é relatado na literatura a baixa tenacidade à fratura deste material¹⁶. Entretanto, tal fato pode ter sido influenciado pelo uso do braço mecânico durante as perfurações, que auxiliou na manutenção de um eixo vertical fixo e numa constante de pressão exercida nas brocas. Porém, sugere que mantendo movimentos verticais e utilizando a seqüência preconizadas pelo fabricante (utilizando brocas lança e 2.0 de aço, e brocas piloto e 3.0 de zircônia) estas brocas apresentam boa resistência à fratura.

- Foi observado no presente trabalho, após perfurações em quantidades consideravelmente expressivas, que a visualização das marcações presentes nas brocas referentes ao comprimento é significativamente facilitada pelo contraste gerado com a cor esbranquiçada da broca, em comparação com as brocas dos outros materiais. Tal consideração subjetiva se torna relevante quando levamos este ponto positivo para o

ambiente clínico/cirúrgico, onde vários fatores interferem na identificação das marcações no trans-operatório.

Os estudos relacionados à utilização de brocas de zircônia na implantodontia estão em um estágio inicial e são pouco conclusivos. Estudos futuros são necessários para estabelecermos a veracidade de um real benefício destas brocas em relação às comumente utilizadas, como as de aço, com ou sem revestimentos.

Como sugestões para trabalhos futuros, citamos:

- avaliação mais detalhada da manutenção do afiamento das brocas dos diferentes grupos;
- avaliação do calor gerado pelas diferentes brocas;
- avaliar o tempo útil destas brocas;
- criação de um grupo controle sem esterilização para avaliar a influência da mesma no padrão de desgaste das brocas.

CONCLUSÃO

Quanto ao desgaste:

- todos os grupos apresentaram desgaste após as perfurações, sendo que o grupo Z apresentou menos sinais de danos causados à sua superfície, inclusive no fio de corte;
- a superfície do grupo A se mostrou a mais irregular, enquanto a do grupo Z parece ser a mais regular;

Quanto à massa:

- as brocas não seguiram um padrão, mas as alterações de massa não representaram valores estatisticamente significantes ($P < 0,05$).

Quanto à rugosidade:

- todas as brocas lança dos 3 grupos diminuíram sua rugosidade média;
- todas as brocas 2.0 mm dos 3 grupos aumentaram sua rugosidade média;
- todas as brocas de zircônia (piloto e 3.0 mm) aumentaram sua rugosidade média.
- as brocas de zircônia apresentaram os menores valores de rugosidade média, antes e após as perfurações.

REFERÊNCIAS

1. Brånemark P-I, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lindkvist S, Rockler B. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomaterials*. 1983; 4(1):25-8.
2. 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.
3. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996; 11(1):35-7.
4. Yacker MJ, Klein M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996; 11(5):634-638.
5. Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg*. 1986; 44(1):4-7.
6. Eriksson AR, Albrektsson T: Temperature threshold levels for heat induced bone tissue injury. A vital microscopic study in rabbit. *J Prosthet Dent*. 1983;50:101– 107.
7. Cooley RL, Marshall TD, Young JM, Huddleston AM. Effect of sterilization on the strength and cutting efficiency of twist drills. *Quintessence Int*. 1990;21(11):919-23.

8. Harris BH, Kohles SS. Effects of mechanical and thermal fatigue on dental drill performance. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(6):819-26.
9. Jochum RM, Reichart PA: Influence of multiple use of Timedur-titanium cannon drills: Thermal response and scanning electron microscope findings. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:139.
10. Albrektsson T, Eriksson RA. Thermally induced bone necrosis in rabbits: Relation to implant failure in humans. *Clin Orthop*. 1985;195:311–2.
11. 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;64(2):265-9.
12. Cordioli G, Majzoub Z. Heat generation during implant site preparation: An in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997; 12(2):186-93.
13. Ercoli C, Funkenbush 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. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004; 19(3):335-49.
14. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg Am*. 1972; 54(2):297-308.
15. 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.
16. 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;69(5):1350-4. Epub 2011 Feb 3.
17. Iyer S, Weiss C, Mehta A. Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies. Part II: Relationship between drill speed and healing. *Int J Prosthodont*. 1997; 10(6):536-40.
18. Abouzgia MB, Symington JM: Effect of drill speed on bone temperature. *J Oral Maxillofac Surg*. 1996; 25: 394-9.
19. Queiroz TP, Souza FA, Okamoto R, Margonar R, Pereira-Filho VA, Garcia Júnior IR, Vieira EH. Evaluation of immediate bone-cell viability and of drill wear after implant osteotomies: immunohistochemistry and scanning electron microscopy analysis. *J Oral Maxillofac Surg*. 2008;66(6):1233-40.
20. Costich ER, Yongblood PJ, Walden JM. A study of the effects of high speed rotary instruments on bone repair in dogs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1964; 17(5):563-571.
21. Tschiptschin AP. Relação estrutura-propriedades em recobrimentos duros. *Metalurgia & Materiais*. 2004; 60:167-9.
22. 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; 65(1):72-74.

23. Sartori EM. Avaliação da deformação, perda de massa e rugosidade das fresas, após osteotomia para implantes osseointegrados, com diferentes tipos de metais [dissertação]. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia: 2011.
24. Misch CE. Implantes Dentários Contemporâneos, 2a ed. São Paulo:Ed. Santos, 2000.
25. Bächle M, Butz F, Hübner U, Bakaliniš E, Kohal RJ. Behavior of CAL72 osteoblast-like cells cultured on zirconia ceramics with different surface topographies. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(1):53-9.
26. Serra E, Tucci A, Esposito L, Piconi C. Volumetric determination of the wear of ceramics for hip joints. *Biomaterials.* 2002;23(4):1131-7.
27. Zinelis S, Thomas A, Syres K, Silikas N, Eliades G. Surface characterization of zirconia dental implants. *Dent Mater.* 2010;26(4):295-305.
28. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1):1-25.
29. Golin AL. Análise do comportamento de ferramentas de corte com diferentes revestimentos e seu efeito sobre a geração de calor no osso [dissertação]. Curitiba: Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Pós-graduação em Engenharia Mecânica, Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia: 2005.
30. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(6):793-8.
31. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol.* 2004;75(2):292-6.

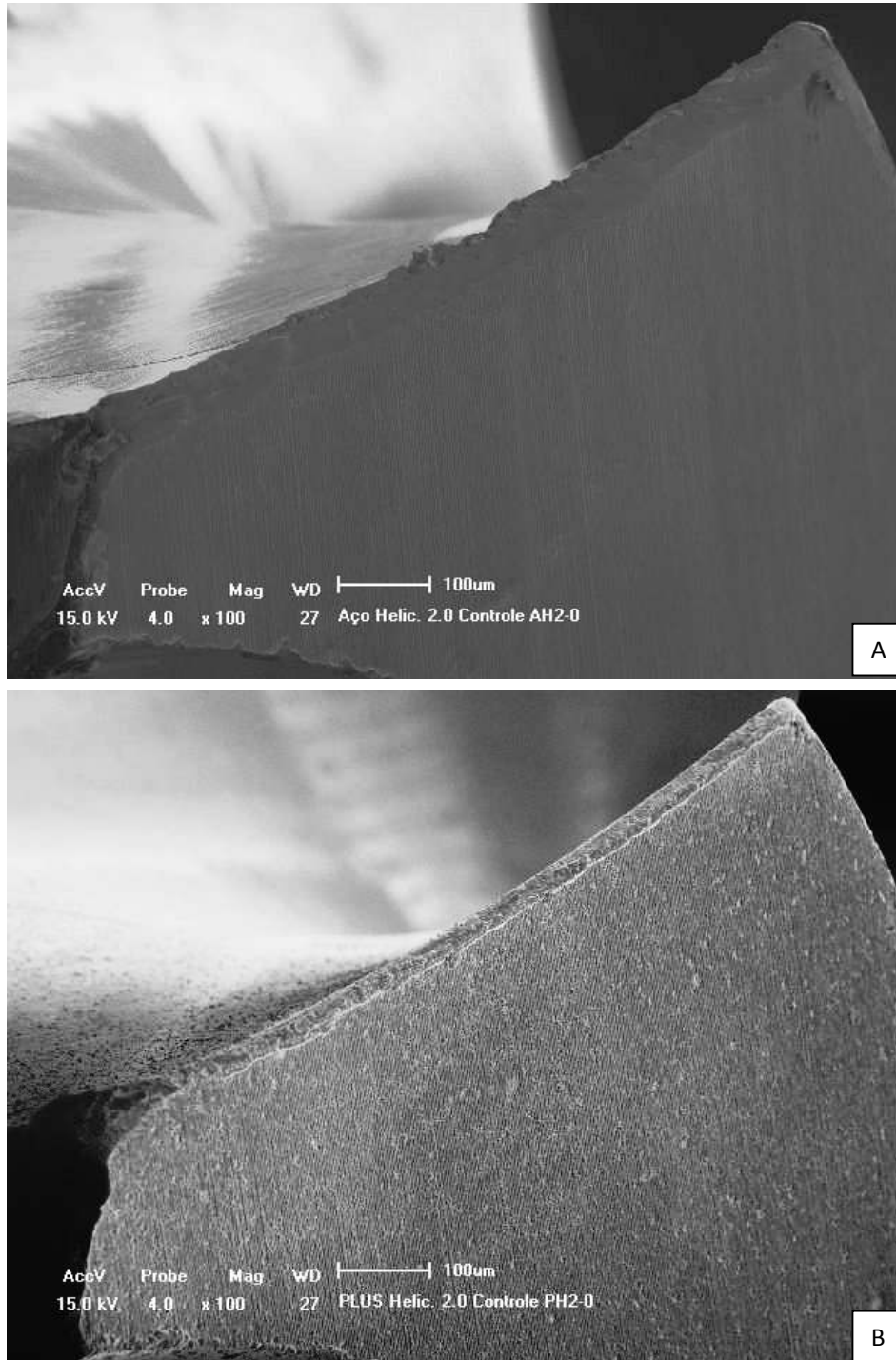
FIGURAS, TABELAS E GRÁFICOS

Figura 1 – Regiões afiadas das brocas de aço (A) e de revestimento (B).

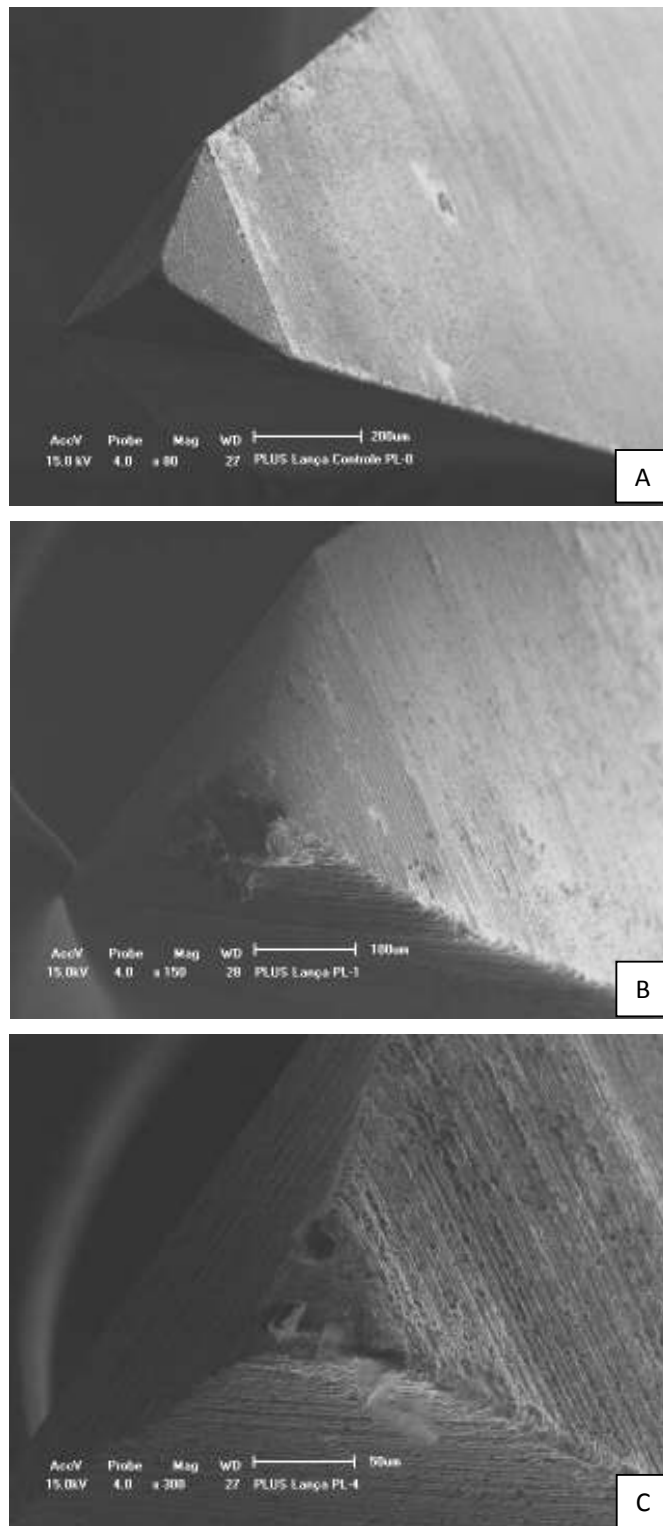


Figura 2 – A, regiões delaminação do revestimento (grupo R) antes da solicitação mecânica; B e C, perda do revestimento na ponta das brocas (grupo R) após as perfurações.

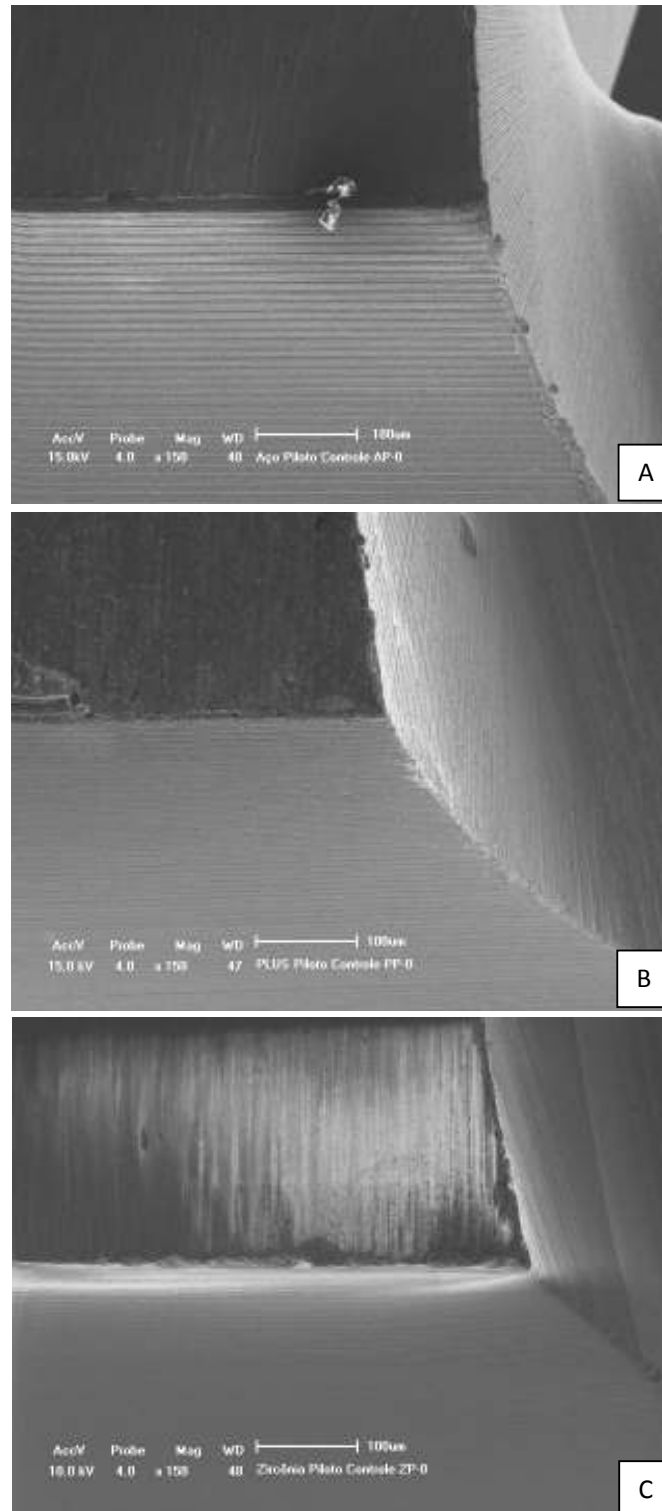


Figura 3 – A, superfície broca grupo A0; B, superfície broca grupo R0; C, superfície broca grupo Z0. Sem solicitação mecânica.

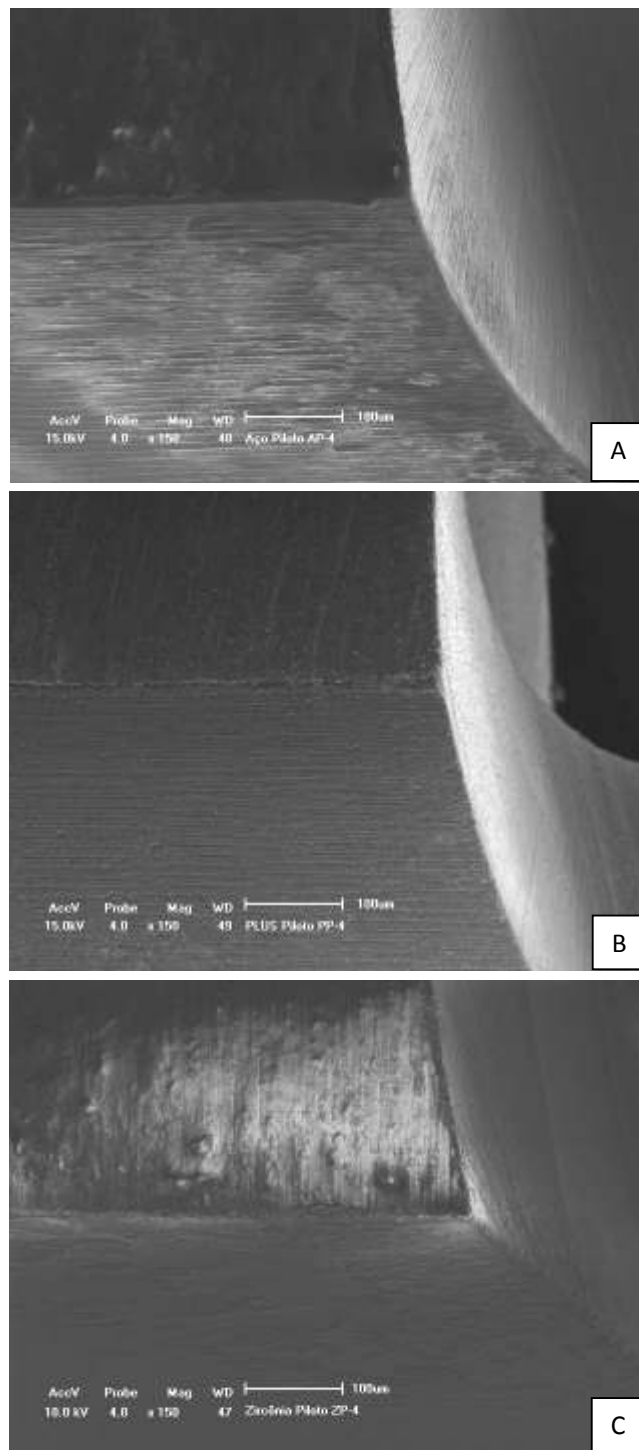


Figura 4 – A, superfície broca grupo A0; B, superfície broca grupo R0; C, superfície broca grupo Z0. Após 40 perfurações.

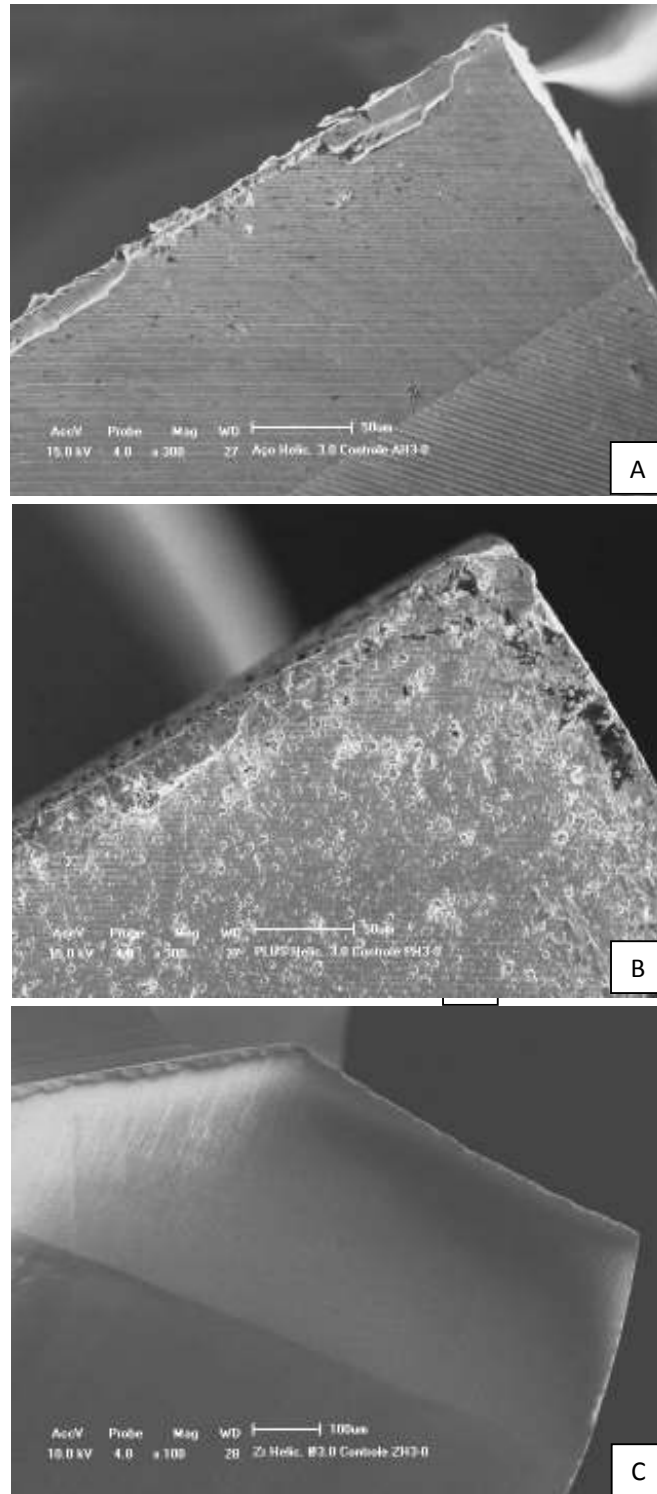


Figura 5 – A, região afiada de broca grupo A0; B, região afiada de broca grupo R0; C, região afiada de broca grupo Z0. Antes das solicitações mecânicas.

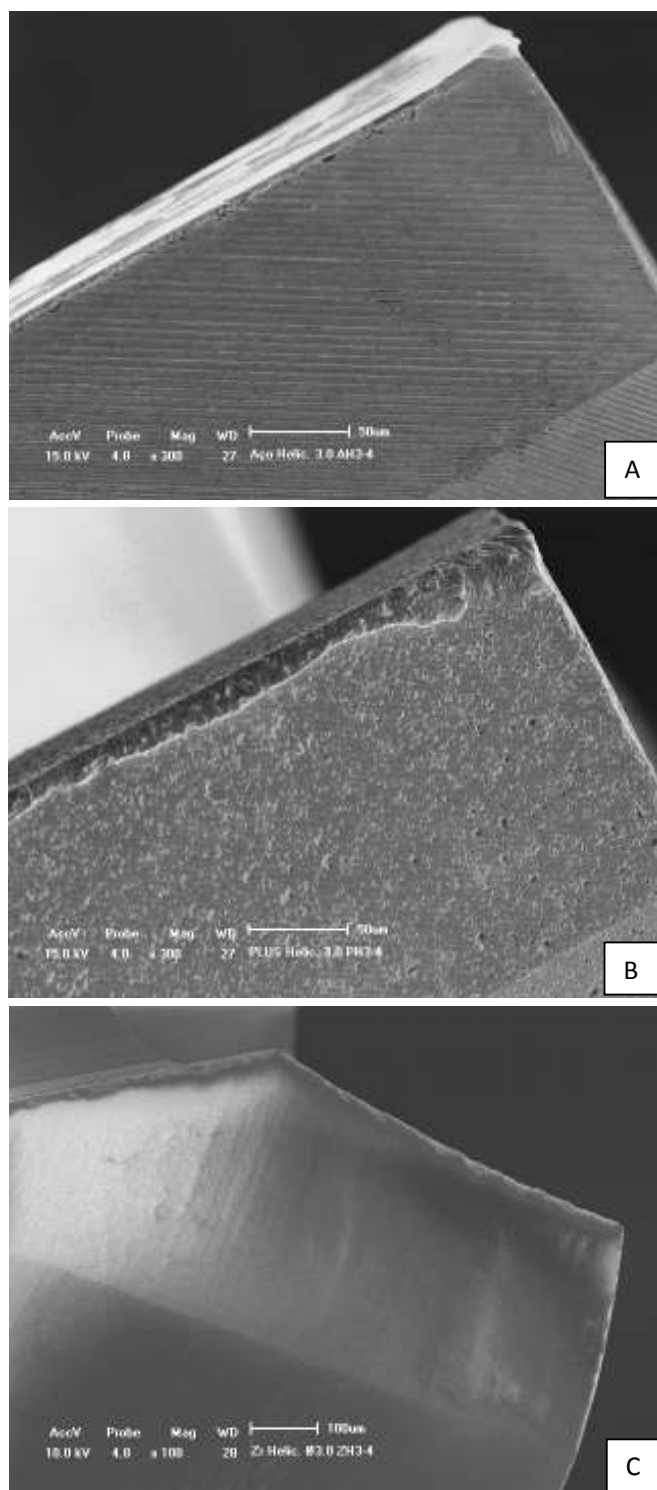


Figura 6 – A, região afiada de broca grupo A0; B, região afiada de broca grupo R0; C, região afiada de broca grupo Z0. Após 40 perfurações.

Tabela 1 - Massa (em gramas) das brocas antes da solicitação mecânica.

MASSA (antes)	Aço				Revestimento				Zircônia			
	Lança	2.0	Piloto 2/3	3.0	Lança	2.0	Piloto 2/3	3.0	Lança	2.0	Piloto 2/3	3.0
Grupo 0 (0 perfurações)												
Grupo 1 (10 perfurações)	0,8028	0,7339	1,145	0,9517	0,808	0,731	1,1611	0,9772	0,8113	0,7249	0,8248	0,8845
Grupo 2 (20 perfurações)	0,808	0,7294	1,1756	0,956	0,8136	0,7319	1,1404	0,9845	0,8037	0,7272	0,826	0,8858
Grupo 3 (30 perfurações)	0,8084	0,7325	1,1789	0,9478	0,8106	0,7226	1,1405	0,9735	0,81	0,7263	0,8292	0,8865
Grupo 4 (40 perfurações)	0,8103	0,7207	1,145	0,9675	0,807	0,7289	1,1436	0,9721	0,8101	0,7263	0,8219	0,8843

Tabela 2 - Massa (em gramas) das brocas após solicitação mecânica.

MASSA (depois)	Aço				Revestimento				Zircônia			
	Lança	2.0	Piloto 2/3	3.0	Lança	2.0	Piloto 2/3	3.0	Lança	2.0	Piloto 2/3	3.0
Grupo 0 (0 perfurações)												
Grupo 1 (10 perfurações)	0,8029	0,7342	1,145	0,9513	0,8078	0,7313	1,1606	0,977	0,811	0,7245	0,8244	0,884
Grupo 2 (20 perfurações)	0,8078	0,7293	1,1755	0,9555	0,8137	0,732	1,1403	0,9845	0,8072	0,727	0,8257	0,8854
Grupo 3 (30 perfurações)	0,8084	0,7319	1,1786	0,9473	0,8107	0,7225	1,1402	0,9732	0,81	0,7264	0,8291	0,8862
Grupo 4 (40 perfurações)	0,8001	0,7202	1,1446	0,9669	0,8071	0,7289	1,1431	0,9717	0,8099	0,7263	0,8212	0,8836

Tabela 3 - Média das rugosidades (em μm) das brocas antes da solicitação mecânica em.

RUGOSIDADE MÉDIA	ANTES			
	Lança	2.0	Piloto	3.0
A (aço)	0,007637536	0,005006091	0,009110037	0,00612738
R (revestimento)	0,007250042	0,004304202	0,007313492	0,003188179
Z (zircônia)	0,008782437	0,003211316	0,001276564	0,001099187

Tabela 4 - Média das rugosidades (em μm) das brocas após solicitação mecânica.

RUGOSIDADE MÉDIA	DEPOIS			
	Lança	2.0	Piloto	3.0
A (aço)	0,007292266	0,011787475	0,005999564	0,008268848
R (revestimento)	0,006117712	0,010075984	0,006311304	0,00525832
Z (zircônia)	0,004707701	0,004870043	0,002266393	0,001396723

Gráfico 1 – Variação das rugosidades das brocas piloto antes e após perfurações. Os valores tiveram relevância estatística nas brocas de aço ($P=0,0216$) e zircônia ($P= 0,0419$).

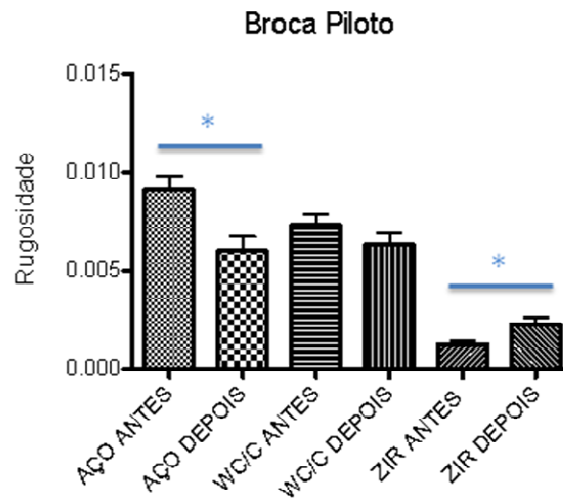
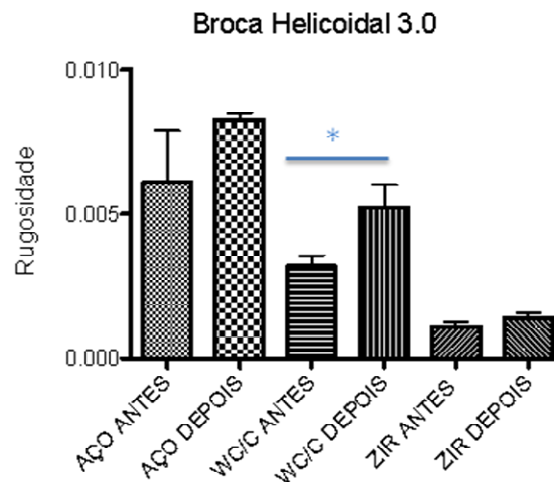


Gráfico 2 – Variação das rugosidades das brocas helicoidais 3.0 antes e após perfurações. Os valores tiveram relevância estatística nas brocas de revestimento (WC/C) ($P= 0,0494$).



6. Referências

1. Abouzgia MB, Symington JM: Effect of drill speed on bone temperature. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996;25:394-9.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387-416.
3. 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.
4. Albrektsson T, Eriksson RA. Thermally induced bone necrosis in rabbits: Relation to implant failure in humans. *Clin Orthop* 1985;195:311–12.
5. 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.
6. Bächle M, Butz F, Hübner U, Bakaliniš E, Kohal RJ. Behavior of CAL72 osteoblast-like cells cultured on zirconia ceramics with different surface topographies. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(1):53-9.
7. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132.
8. Brånemark, P-I., Adell, R, Albrektsson T, Carlsson. G-E, Haraldson T, Lekholm, U, et al. Osseointegrated titanium implants in the rehabilitation of the edentulous patient. *Adv Biomater* 1982, 4, 133-41.
9. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(1):35-7.

10. Chacon GE. Heat Production by 3 Implant Drill Systems After Repeated Drilling and Sterilization. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006;64(2):265-9.
11. Cooley RL, Marshall TD, Young JM, Huddleston AM. Effect of sterilization on the strength and cutting efficiency of twist drills. *Quintessence Int.* 1990;21(11):919-23.
12. Cordioli G, Majzoub Z. Heat generation during implant site preparation: An in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(2):186-13.
13. Ercoli C, Funkenbush 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. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19(3):335-49.
14. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat induced bone tissue injury. A vital microscopic study in rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983;50:101– 7.
15. Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg.* 1986; 44(1):4-7.
16. Golin AL. Análise do comportamento de ferramentas de corte com diferentes revestimentos e seu efeito sobre a geração de calor no osso [dissertação]. Curitiba: Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Pós-graduação em Engenharia Mecânica, Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia: 2005.
17. Harris BH, Kohles SS. Effects of mechanical and thermal fatigue on dental drill performance. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16(6):819-26.
18. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009; 88(2):519-29.
19. Jochum RM, Reichart PA. Influence of multiple use of Timedur-titanium cannon drills: Thermal response and scanning electron microscope findings. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(2):139-43.

20. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg Am.* 1972;54(2):297-308.
21. Moraes MCCSB. Microestrutura e propriedades mecânicas de compósitos alumina-zircônia para próteses dentárias [tese]. Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia: 2004.
22. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1):1-25.
23. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002 Nov-Dec;17(6):793-8.
24. Sartori EM. Avaliação da deformação, perda de massa e rugosidade das fresas, após osteotomia para implantes osseointegrados, com diferentes tipos de metais [dissertação]. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia: 2011.
25. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol.* 2004;75(2):292-6.
26. Serra E, Tucci A, Esposito L, Piconi C. Volumetric determination of the wear of ceramics for hip joints. *Biomaterials.* 2002;23(4):1131-7.
27. Stadlinger B, Hennig M, Eckelt U, Kuhlisch E, Mai R. Comparison of zirconia and titanium implants after a short healing period. A pilot study in minipigs. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010;39(6):585-92. Epub 2010 Feb 20.
28. 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;69(5):1350-4.
29. Tschiptschin AP. Relação estrutura-propriedades em recobrimentos duros. *Metal e Materiais.* 2004; 60:167-9.

30. 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.

31. Yacker MJ, Klein M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996; 11(5):634-8.

32. Zinelis S, Thomas A, Syres K, Silikas N, Eliades G. Surface characterization of zirconia dental implants. *Dent Mater.* 2010;26(4):295-305.

7. Apêndice

7.1. Resultados

7.1.1. Desgaste

Foram realizadas análises visuais das brocas através de microscopia eletrônica, sendo focado nas imagens as regiões de corte, para podermos avaliar seu desgaste. A sequência de figuras (Figuras 15 a 24) representam a microscopia de todos os grupos, sendo a primeira imagem da broca do subgrupo controle (0 perfurações), e a segunda do subgrupo 4 (40 perfurações).

Podemos observar que em todas as amostras houve desgaste das brocas após sua utilização, havendo sinais de danos causados à superfície da broca. Sinais mais evidentes são observados nas brocas lança, de todos os grupos.

As brocas de aço apresentam uma imagem de superfície mais irregular que comparada aos outros grupos (R e Z), mesmo nas brocas antes da solicitação mecânica. As brocas de zircônia apresentam as superfícies com menos irregularidades.

Nas imagens do grupo R (revestimento) são observadas imagens sugestivas de delaminação do revestimento na superfície da broca.

As brocas de zircônia apresentam menos sinais de desgaste em sua região de corte que as brocas dos outros grupos (A e R).

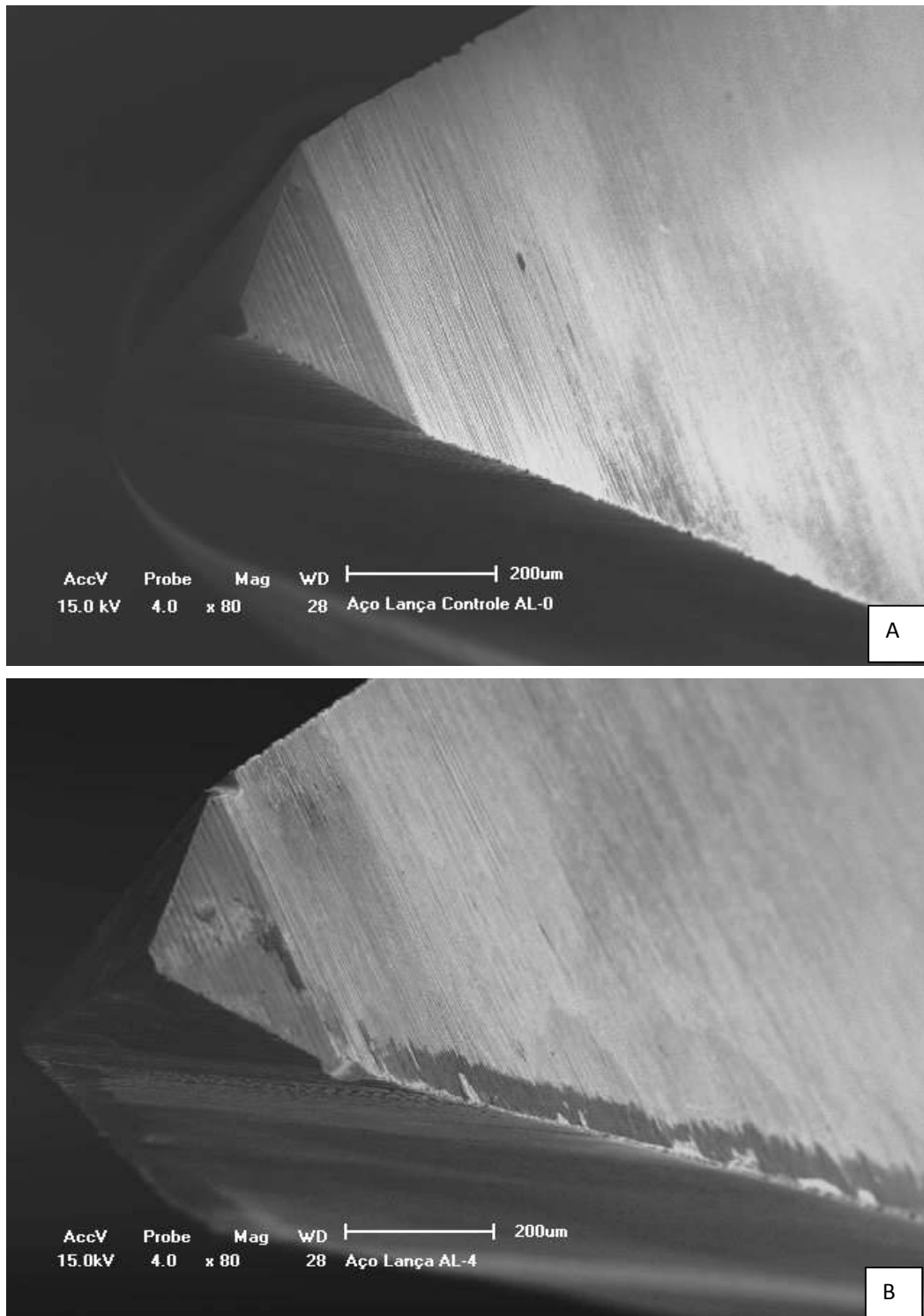


Figura 15 – A, MEV broca lança grupo A0; B, MEV broca lança grupo A4.

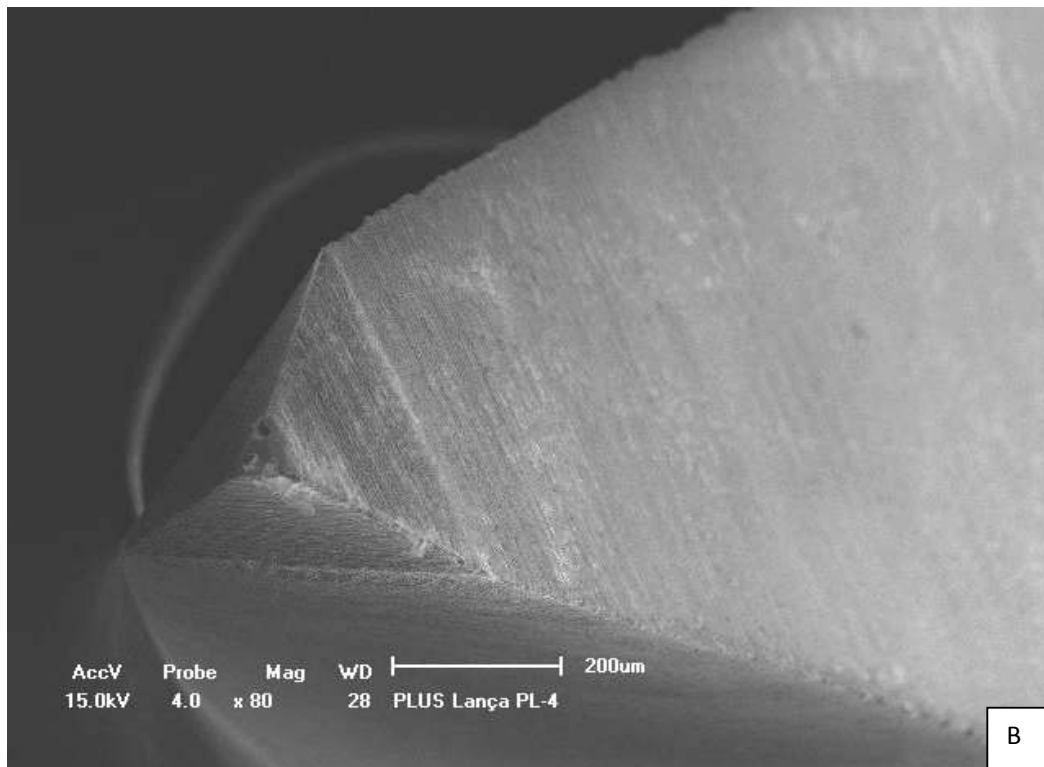
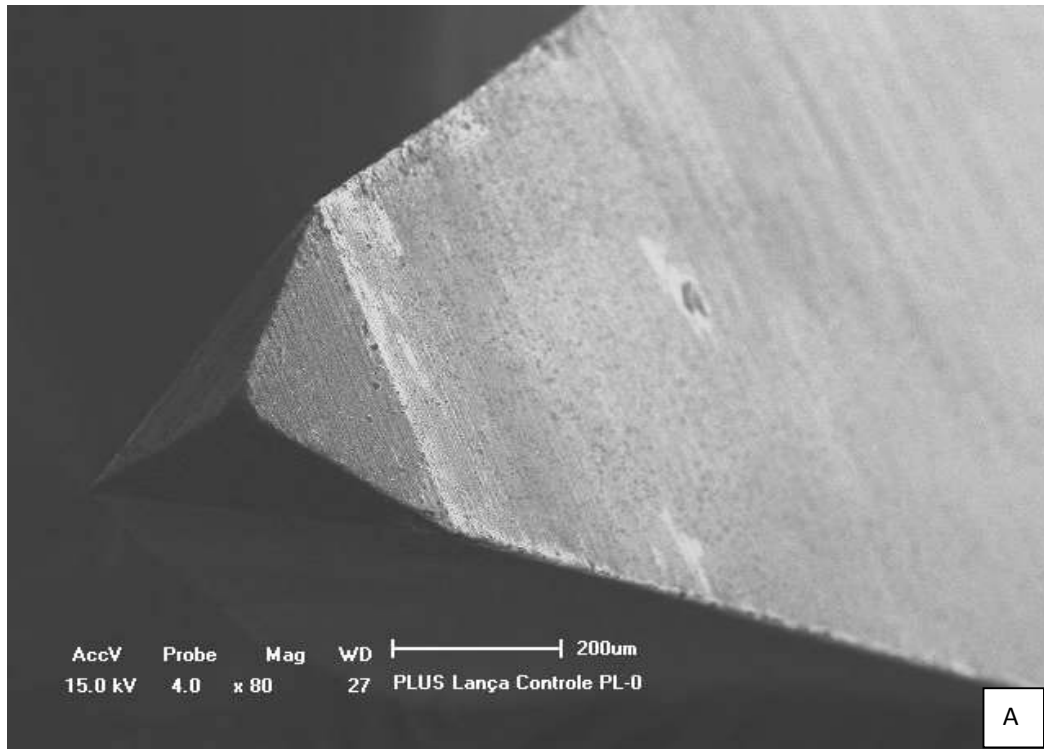


Figura 16 – A, MEV broca lança grupo R0; B, MEV broca lança grupo R4.

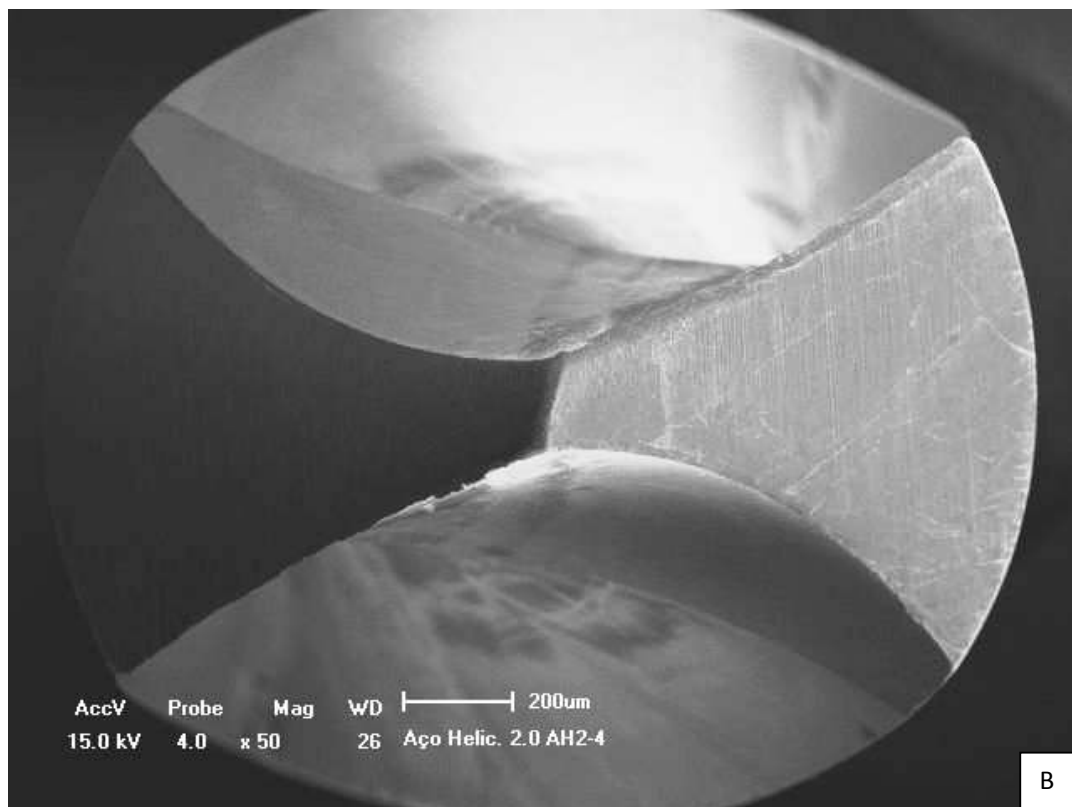
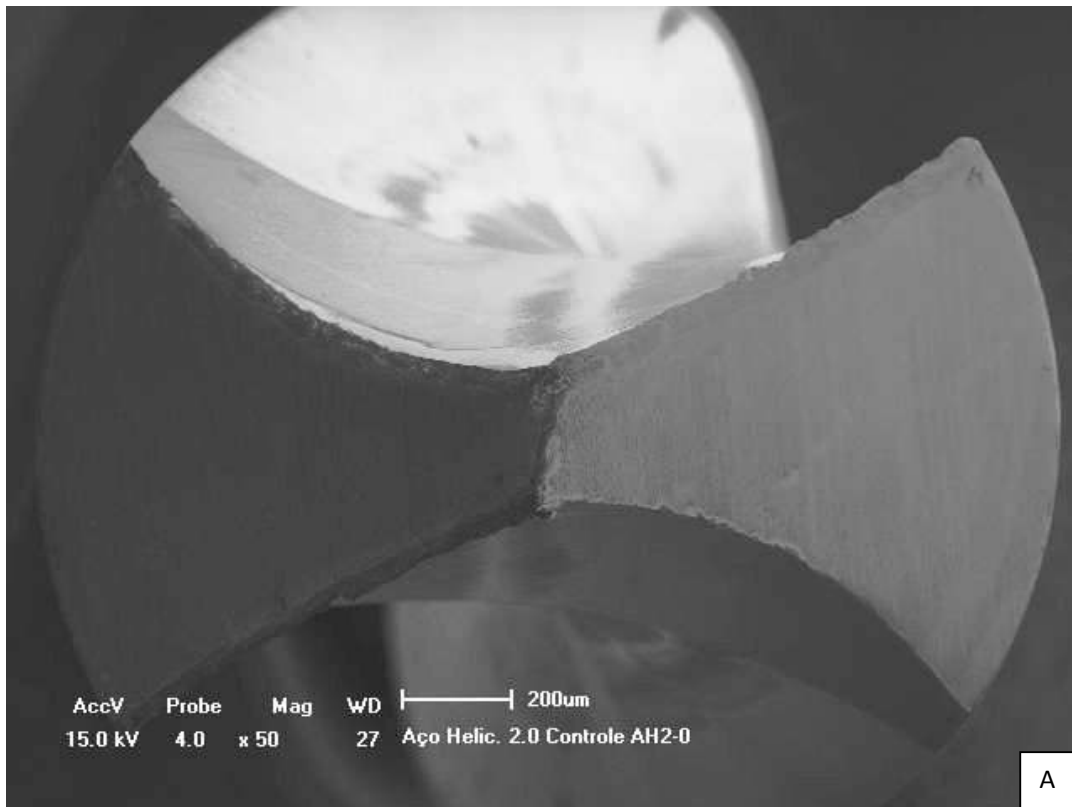


Figura 17 – A, MEV broca 2.0 grupo A0; B, MEV broca 2.0 grupo A4.

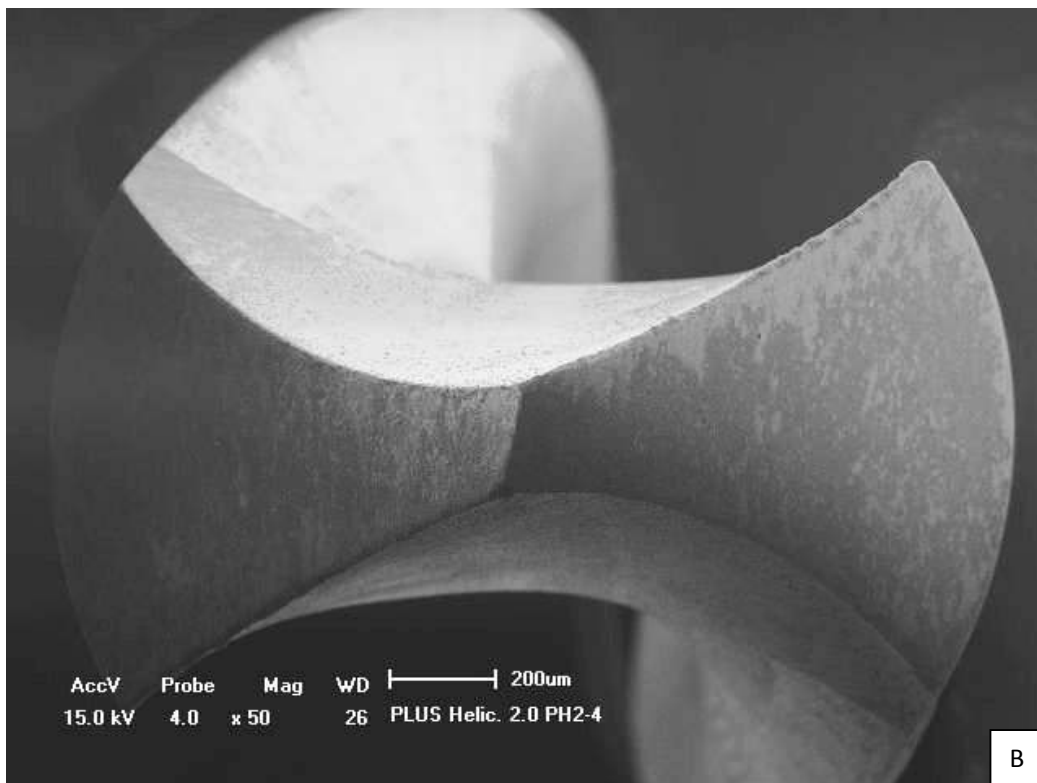
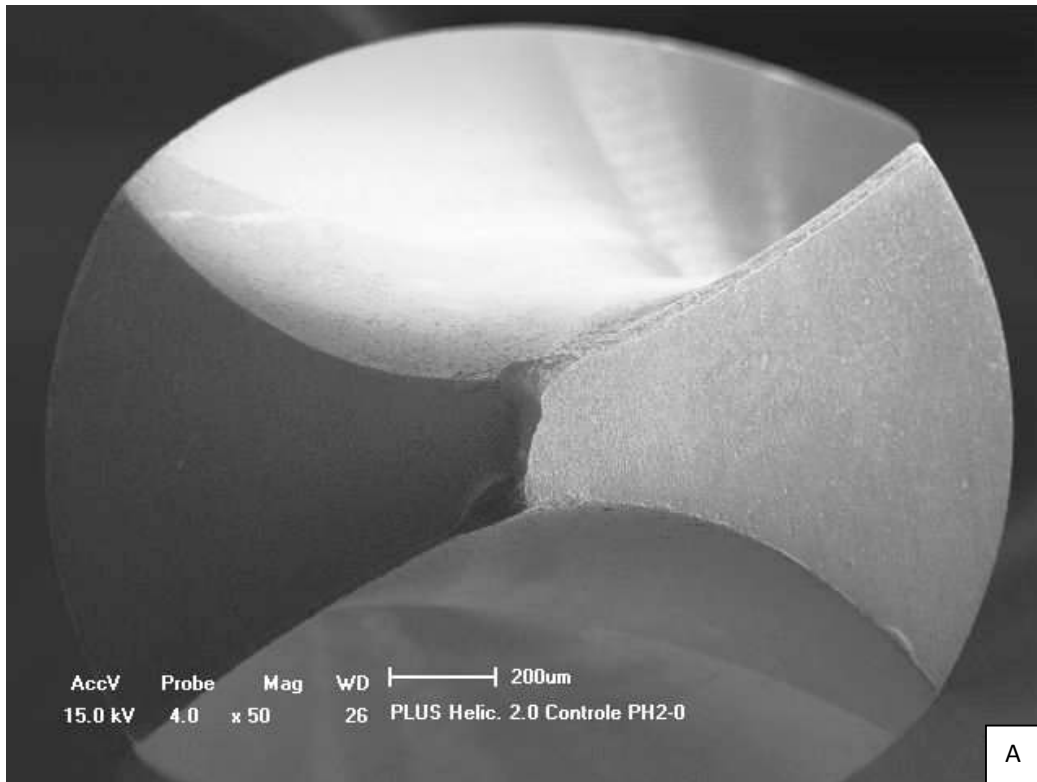


Figura 18 – A, MEV broca 2.0 grupo R0; B, MEV broca 2.0 grupo R4.

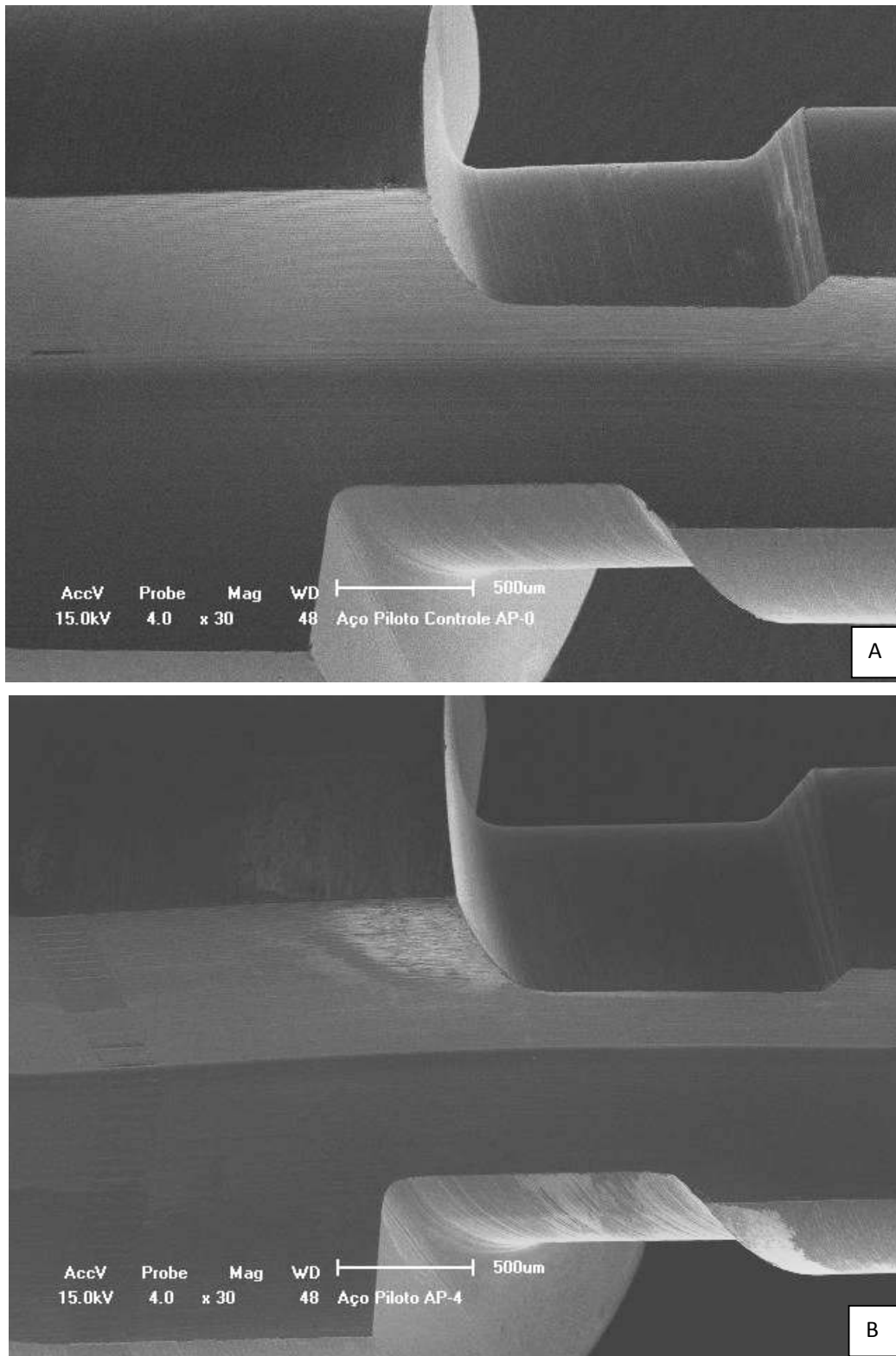


Figura 19 – A, MEV broca piloto grupo A0; B, MEV broca piloto grupo A4.

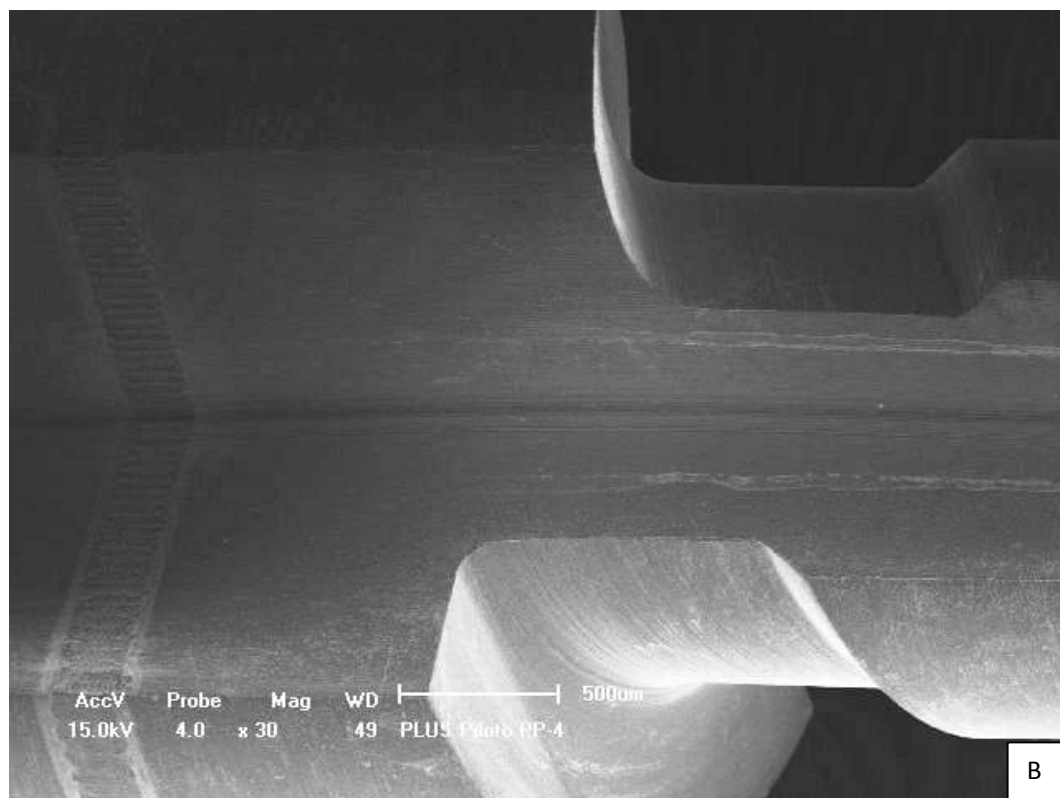
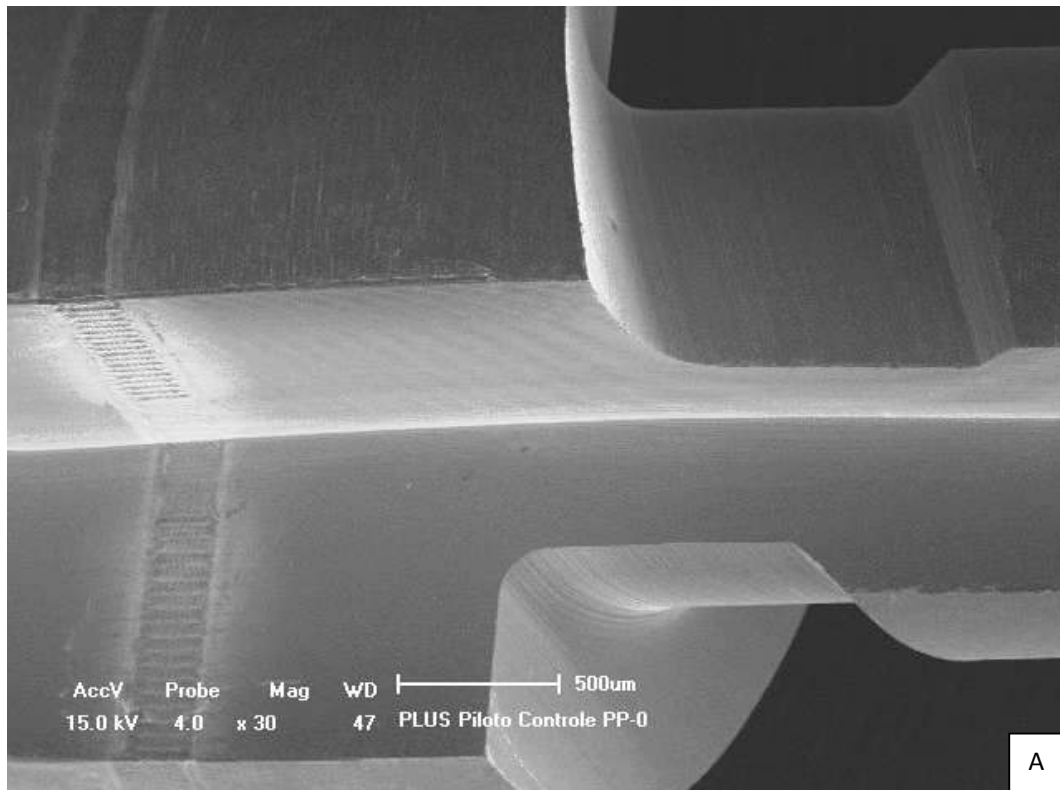


Figura 20 – A, MEV broca piloto grupo R0; B, MEV broca piloto grupo R4.

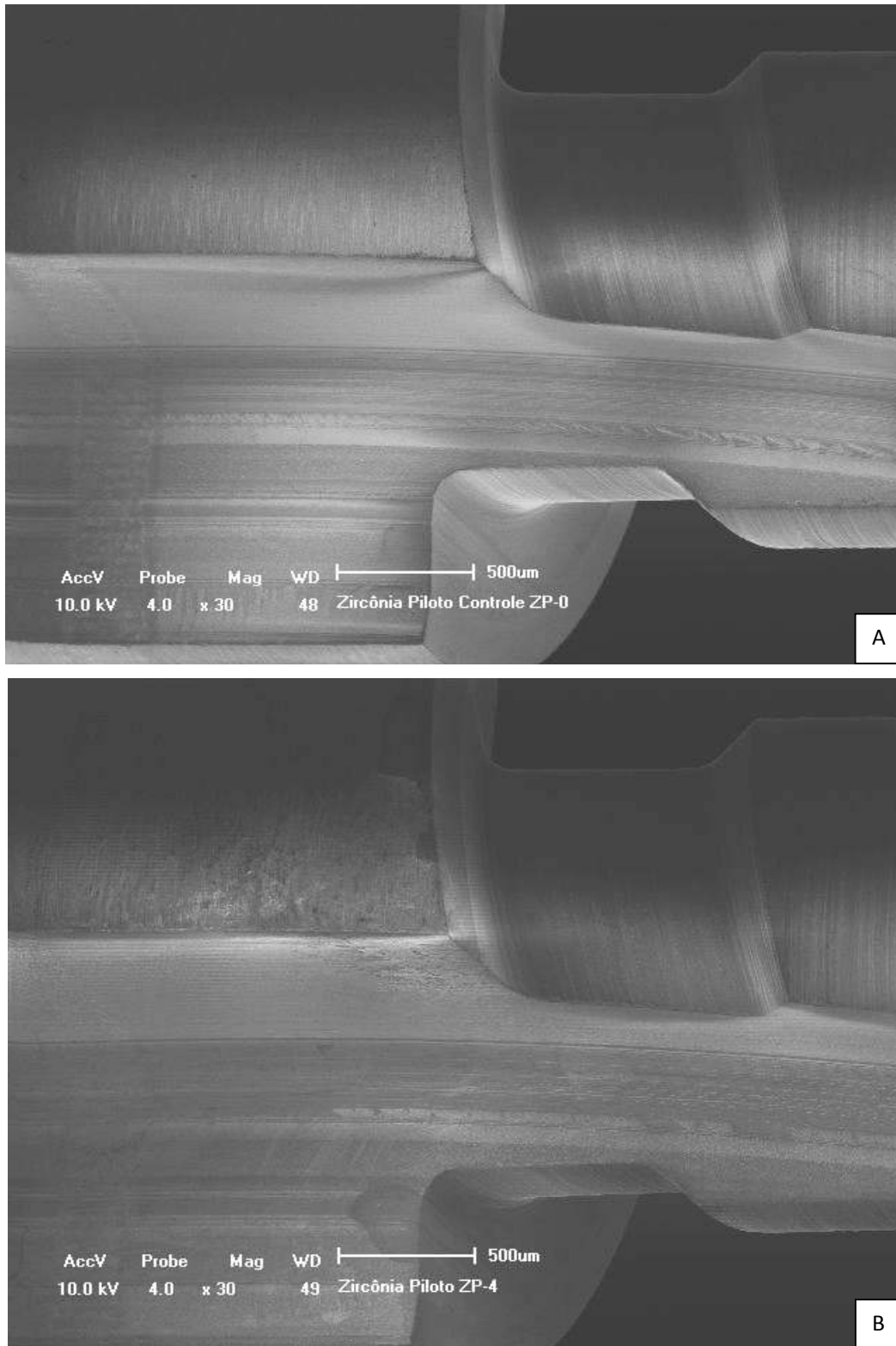


Figura 21 – A, MEV broca piloto grupo Z0; B, MEV broca piloto grupo Z4.

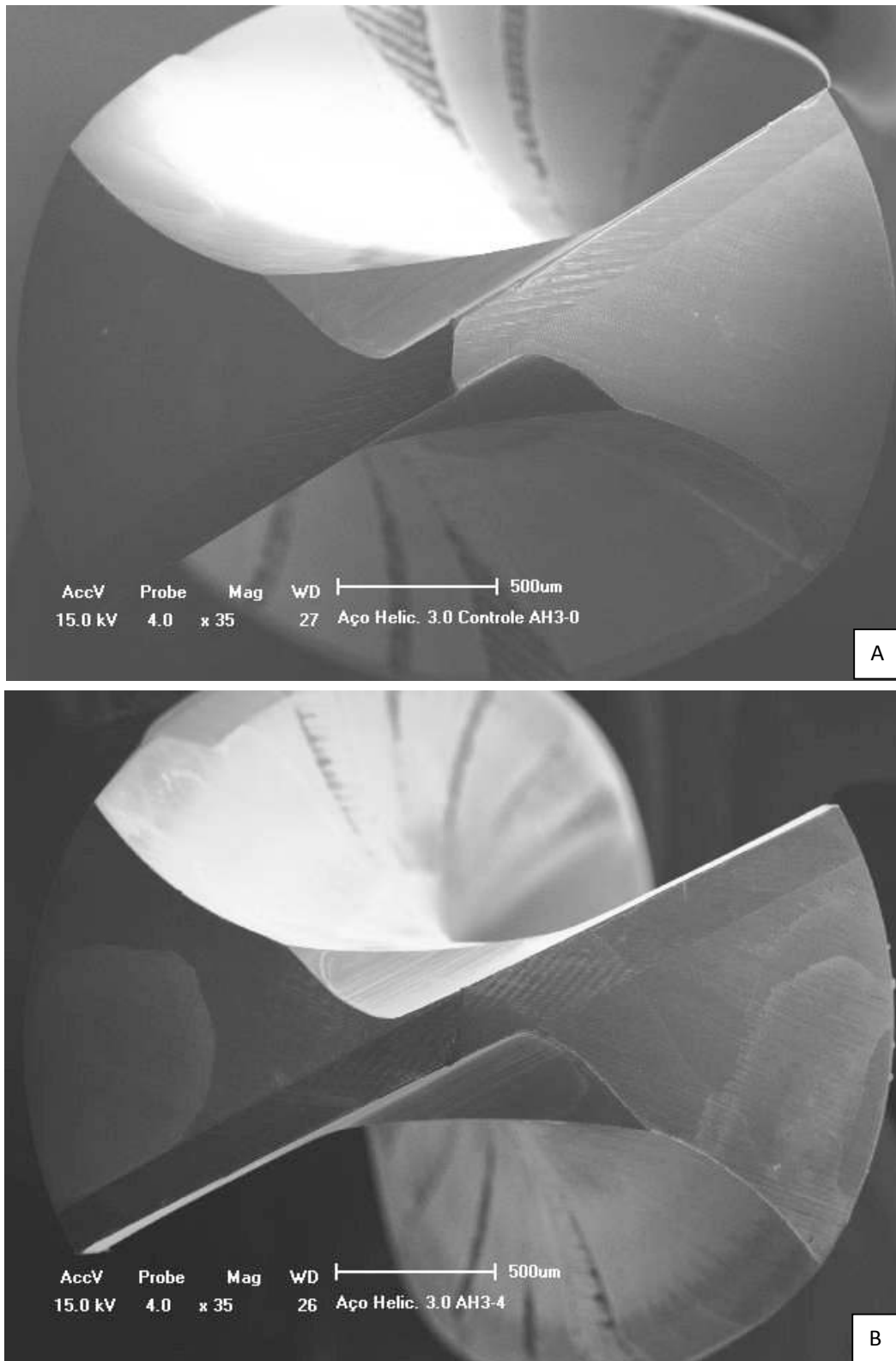


Figura 22 – A, MEV broca 3.0 grupo A0; B, MEV broca 2.0 grupo A4.

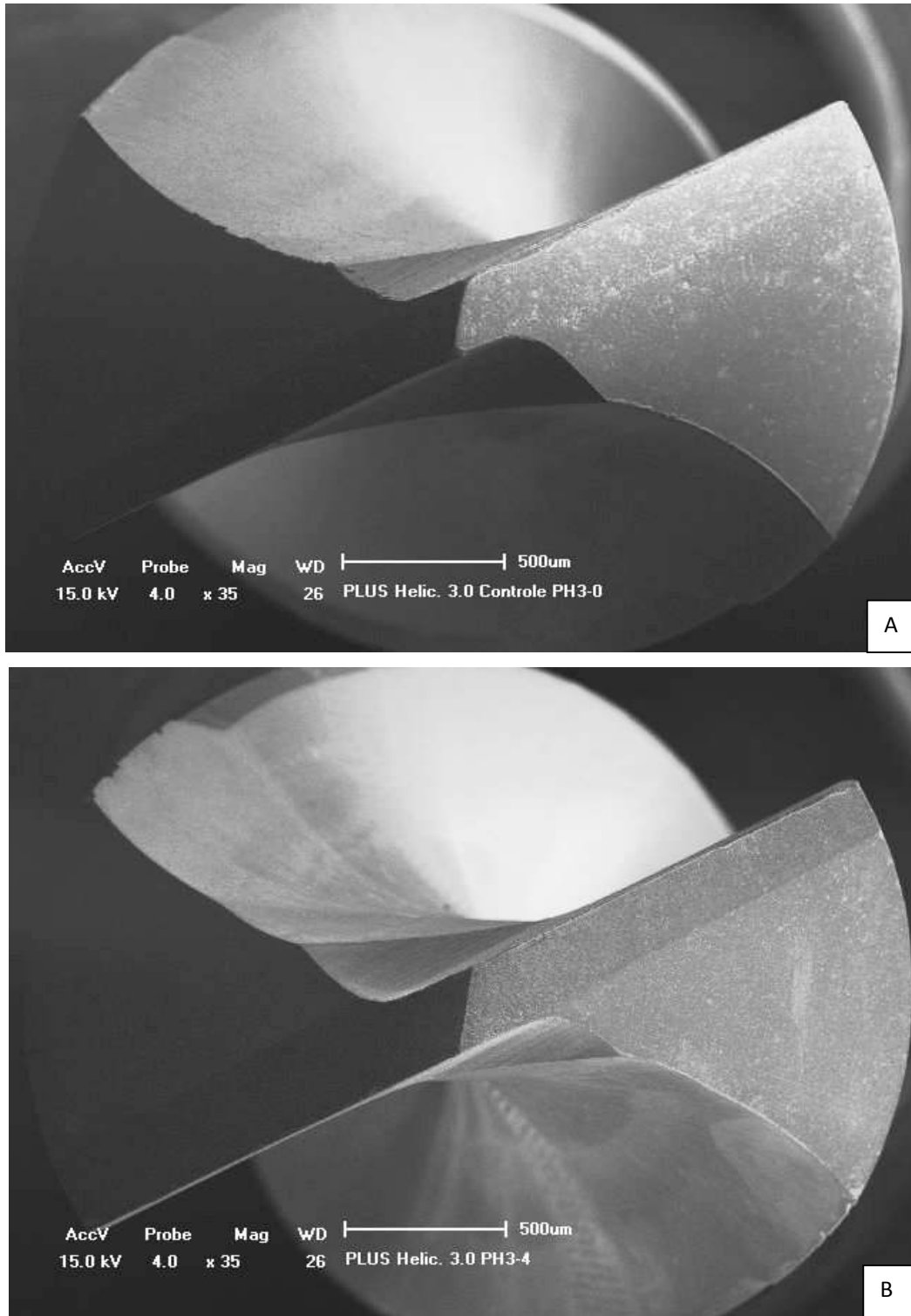


Figura 23 – A, MEV broca 3.0 grupo R0; B, MEV broca 3.0 grupo R4.

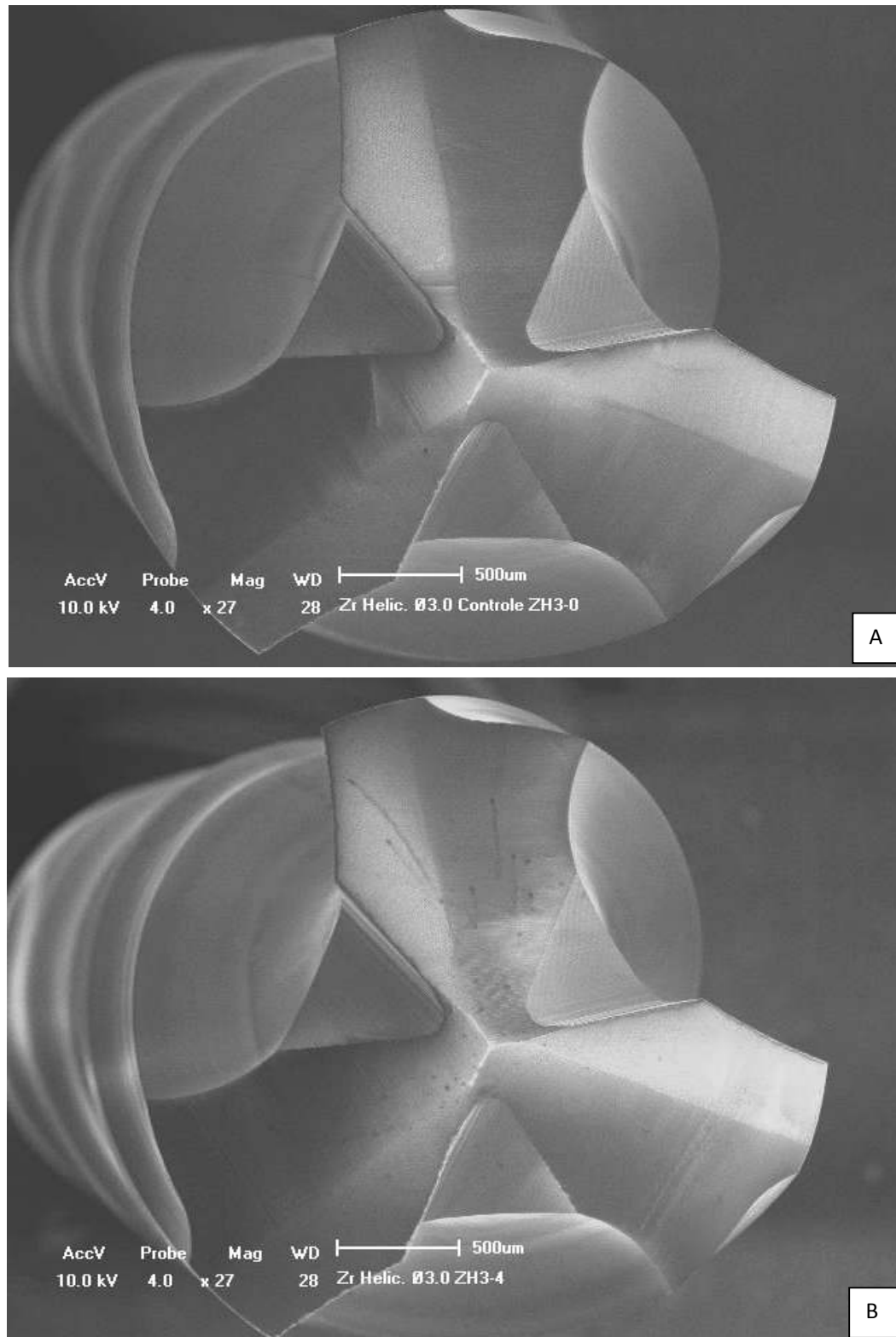


Figura 24 – A, MEV broca 3.0 grupo Z0; B, MEV broca 3.0 grupo Z4.

7.1.2. Massa

As duas tabelas (Tabela 2, Tabela 3) mostram, respectivamente, as massas antes da utilização das brocas e após todas as perfurações e esterilizações por elas realizadas, de acordo com cada grupo. O gráfico (Gráfico 1) mostra as variações de massa das brocas antes e depois da solicitação mecânica.

Houve muita variância nos resultados, sendo que as brocas não seguiram um padrão. Entretanto, os valores de alteração de massa não foram estatisticamente significantes ($P < 0,05$).

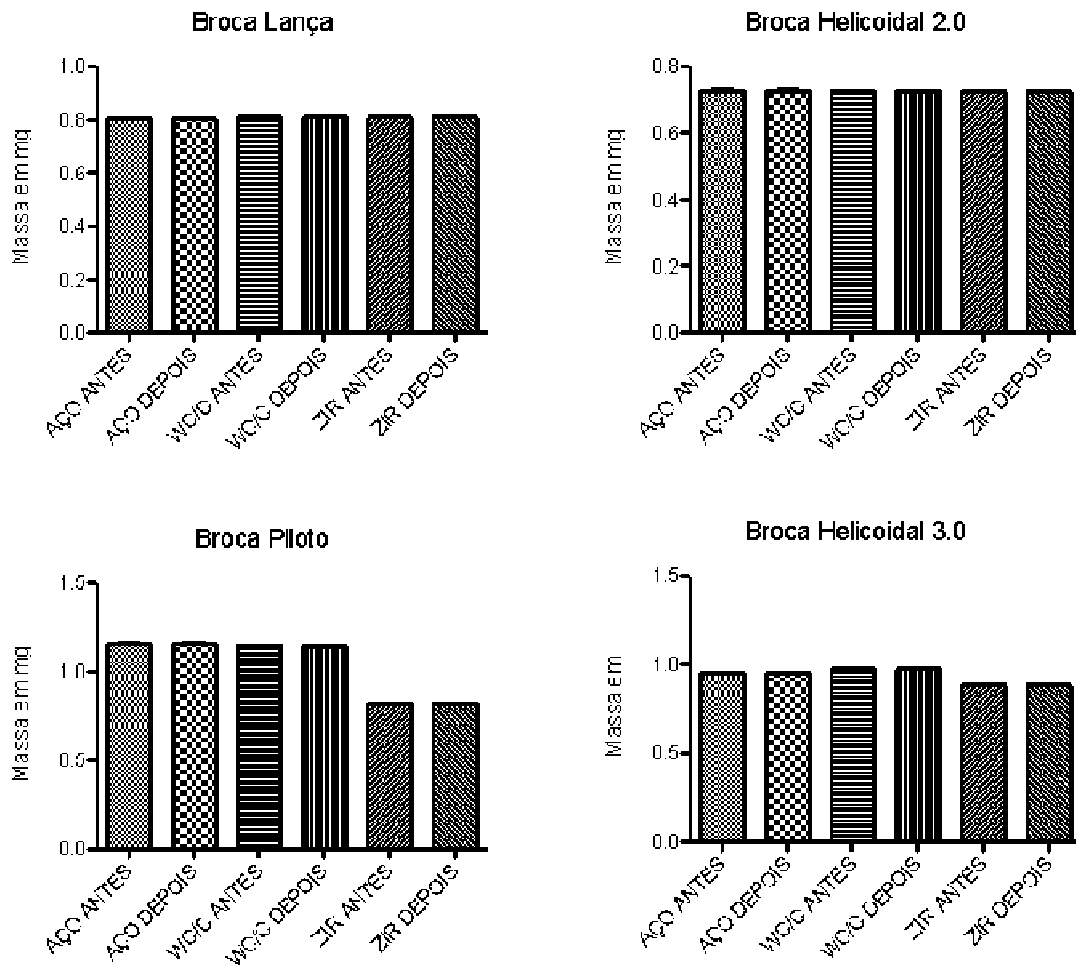
Tabela 2: massa (em gramas) das brocas antes da solicitação mecânica.

MASSA (antes)	Aço				Revestimento				Zircônia			
	Lança	2.0	Piloto 2/3	3.0	Lança	2.0	Piloto 2/3	3.0	Lança	2.0	Piloto 2/3	3.0
Grupo 0 (0 perfurações)												
Grupo 1 (10 perfurações)	0,8028	0,7339	1,145	0,9517	0,808	0,731	1,1611	0,9772	0,8113	0,7249	0,8248	0,8845
Grupo 2 (20 perfurações)	0,808	0,7294	1,1756	0,956	0,8136	0,7319	1,1404	0,9845	0,8073	0,7272	0,826	0,8858
Grupo 3 (30 perfurações)	0,8084	0,7325	1,1789	0,9478	0,8106	0,7226	1,1405	0,9735	0,81	0,7263	0,8292	0,8865
Grupo 4 (40 perfurações)	0,8103	0,7207	1,145	0,9675	0,807	0,7289	1,1436	0,9721	0,8101	0,7263	0,8219	0,8843

Tabela 3: massa (em gramas) das brocas após solicitação mecânica.

MASSA (depois)	Aço				Revestimento				Zircônia			
	Lança	2.0	Piloto 2/3	3.0	Lança	2.0	Piloto 2/3	3.0	Lança	2.0	Piloto 2/3	3.0
Grupo 0 (0 perfurações)												
Grupo 1 (10 perfurações)	0,8029	0,7342	1,145	0,9513	0,8078	0,7313	1,1606	0,977	0,811	0,7245	0,8244	0,884
Grupo 2 (20 perfurações)	0,8078	0,7293	1,1755	0,9555	0,8137	0,732	1,1403	0,9845	0,8072	0,727	0,8257	0,8854
Grupo 3 (30 perfurações)	0,8084	0,7319	1,1786	0,9473	0,8107	0,7225	1,1402	0,9732	0,81	0,7264	0,8291	0,8863
Grupo 4 (40 perfurações)	0,8101	0,7202	1,1446	0,9669	0,8071	0,7289	1,1431	0,9717	0,8099	0,7263	0,8212	0,8836

Gráfico 1 – Massas das brocas antes e após perfurações. As variações não tiveram relevância estatística ($P < 0,05$).



7.1.3. Rugosidade

As médias das rugosidades de cada grupo de brocas estão discriminadas nas tabelas a seguir nas Tabelas 4 e 5:

Tabela 4 - Média das rugosidades (em μm) das brocas antes da solicitação mecânica.

RUGOSIDADE MÉDIA	ANTES			
	Lança	2.0	Piloto	3.0
A (aço)	0,007637536	0,005006091	0,009110037	0,00612738
R (revestimento)	0,007250042	0,004304202	0,007313492	0,003188179
Z (zircônia)	0,008782437	0,003211316	0,001276564	0,001099187

Tabela 5 - Média das rugosidades (em μm) das brocas após solicitação mecânica.

RUGOSIDADE MÉDIA	DEPOIS			
	Lança	2.0	Piloto	3.0
A (aço)	0,007292266	0,011787475	0,005999564	0,008268848
R (revestimento)	0,006117712	0,010075984	0,006311304	0,00525832
Z (zircônia)	0,004707701	0,004870043	0,002266393	0,001396723

Com estas tabelas (Tabelas 4 e 5), podemos observar que:

Brocas sem solicitação mecânica:

- as brocas de zircônia apresentaram uma rugosidade média consideravelmente menor que os grupos de aço e revestimento;
- as brocas de aço foram as que apresentaram maior rugosidade média dos grupos, exceto na broca lança, comparada com as brocas lança do grupo Z (zircônia).

Brocas após solicitação mecânica:

- as brocas de zircônia mantiveram menor rugosidade média comparada com os outros grupos;
- as brocas de aço mantiveram maior rugosidade média que os outros grupos, exceto no grupo de brocas piloto, onde as brocas de revestimento tiveram maior rugosidade;
- todas as brocas lança diminuíram sua rugosidade média;
- as brocas piloto do grupo A e R diminuíram sua rugosidade média;
- todas as brocas 2.0 e 3.0 aumentaram sua rugosidade média;
- todas as brocas de zircônia aumentaram sua rugosidade média.

Após análise estatística através de Teste T não-pareado comparando a rugosidade das brocas antes e após solicitação mecânica, os valores estatisticamente relevantes encontrados foram:

- brocas piloto de aço diminuíram sua rugosidade ($P=0,0216$) (Gráfico 2);
- as brocas piloto de zircônia aumentaram sua rugosidade ($P=0,0419$) (Gráfico 2);
- as brocas helicoidais 3.0 de revestimento aumentaram sua rugosidade ($P=0,0494$) (Gráfico 3).

Gráfico 2 – Variação das rugosidades das brocas piloto antes e após perfurações. Os valores tiveram relevância estatística nas brocas de aço ($P=0,0216$) e zircônia ($P= 0,0419$).

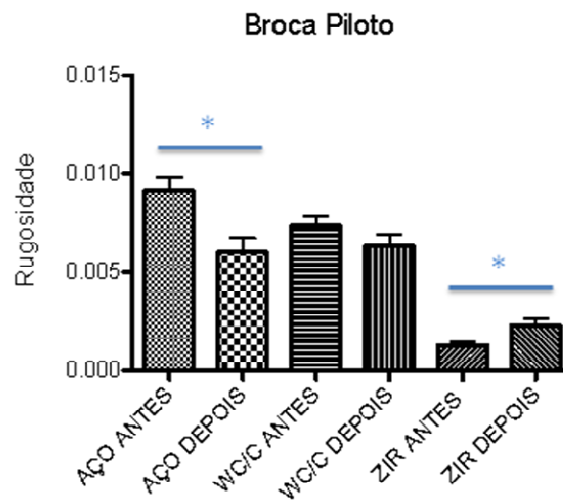
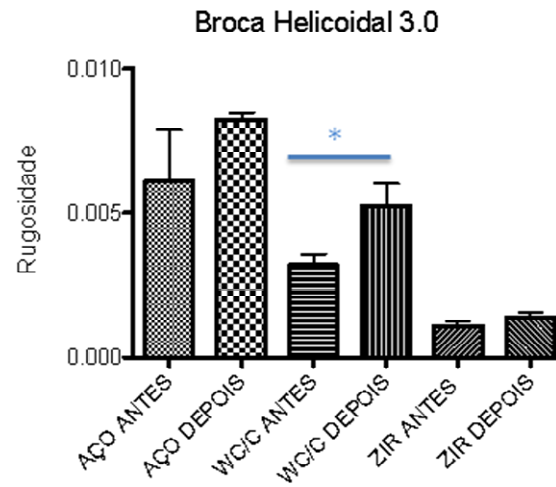


Gráfico 3 – Variação das rugosidades das brocas helicoidais 3.0 antes e após perfurações. Os valores tiveram relevância estatística nas brocas de revestimento (WC/C) ($P= 0,0494$).



7.2. Artigo 2

Artigo elaborado segundo as normas da International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.

Immediate Oral Rehabilitation of Atrophic Mandible: Proposal for a technique and case report.

Gabriel Cury Batista Mendes
Mestrando em Implantodontia – ILAPEO, Curitiba – PR
Rua Ceará, 1190/1401, Bairro Funcionários
Belo Horizonte, MG – Brasil
30150-311
Tel: (31) 9309-0399
curymendes@gmail.com

Luis Eduardo Marques Padovan
Mestre e Doutor em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial – UNESP, Araçatuba
Rua Henrique Savi, 5-63
Bauru, SP - Brasil
17012-205

Paulo Domingos Ribeiro Júnior
Mestre e Doutor em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial – UNESP, Araçatuba
Rua Henrique Savi, 5-63
Bauru, SP – Brasil
17012-205

Immediate Oral Rehabilitation of Atrophic Mandible: Proposal for a technique and case report.

ABSTRACT

The oral rehabilitation using osseointegrated implants in atrophic mandibles (AM) with severe bone resorption remains a surgical and prosthetic challenge. The patient's AM was treated using a 2.0 locking system reconstruction plate in the mandible region extending from the right side to the left, combined with osseointegrated implants; this was followed immediately by the preparation of an implant-supported dento-gingival fixed prosthesis in an immediate load system. After 24 months of clinical and radiographic postoperative control, it was found that this alternative treatment was safe, effective and had little morbidity. This technique enabled the patient to quickly recover masticatory function and with minimal morbidity, rehabilitating the patient in a safe and predictable manner.

Keywords: Dental Implants, Mandible, Bone Atrophy, Atrophic Mandible, Oral Rehabilitation.

INTRODUCTION

Patients with mandibular atrophy usually present problems regarding the use of removable complete dentures, especially lack of stability. They find it difficult to eat and speak, lose the support of adjacent soft tissue, their facial appearance alters and they feel pain caused by prosthetic trauma and by imbalance of the stomatognathic system¹.

The total rehabilitation of edentulous mandibles with osseointegrated implants (OI) were the first studies that were carried out by Professor Brånemark², with great success, predictability and efficiency; this procedure has had over 40 years of successful follow-up. However, when dealing with severely atrophied mandibles, this treatment is less predictable, and there is an increased risk of interurrences. Mandibular fracture is one of the most severe complications in such a situation³.

Luhr et al.⁴, in 1996, proposed a classification of mandibular atrophy according to bone height. The study reported that mandibles with a height between 16 and 20mm are considered as Class I atrophy; those from 15 to 11mm are classified as Class II atrophy; those with less than 10mm are classified as Class III atrophy. The functional rehabilitation of mandibles with severe bone resorption remains a surgical and prosthetic challenge due to the extreme decrease in supporting bone structure and the progressive nature of the process of resorption⁵.

The aim of this study was to present a technique for oral rehabilitation of patients with severely atrophic mandibles with immediate OI.

CASE REPORT

A 68 year- old, belonging to the feodermic racial group, classified as an ASA I anesthetic risk, was referred to a private clinic with a complaint of instability of the lower removable total dentures, and with symptoms of pain in the jaw when chewing. An intraoral examination found severe resorption of the upper and lower alveolar ridge, and the presence of two transitional intra-osseous implants in the mentonian inter-foramina region (Figure 1). Periimplantitis was diagnosed and one of the implants was severely mobile.

Imaging exams were requested, including computed tomography of the mandible (Figure 2). These exams were used to design a treatment plan for the condition presented by the patient.

The proposed treatment was the removal of the existent intra-osseous implants, the placement of a 2.0 locking system (Synthes, Swiss) reconstruction plate extending from the right side to left side of the jaw, and a simultaneous placement of osseointegrated implants in the mentonian inter-foramina region. If the stability of the OIs were greater than 45 Newtons, a transferral impression would be carried out for subsequent immediate load treatment, followed by the installation of a dento-gingival prosthesis within approximately 48 hours.

Study cast models in a semi-adjustable articulator and a biomodel of the mandible (Figure 3A) were used to study and plan the case. Reverse prosthetic planning was carried out with the individualization of the diagnostic wax-up and placement of upper and lower teeth. A new acrylic resin complete denture was prepared, and a multifunctional surgical guide was manufactured after the lower teeth were placed in wax. On the biomodel, a

previous adjustment of the reconstruction plate was carried out, and an acrylic osseous guide was made for the placement of the implants and the reconstruction plate (Figure 3B).

The surgical procedure was carried out in a hospital under general anesthesia. The surgical access used was an intra-oral access on the bone crest of the mandible extending from the right to the left mandibular angle, with preservation of the neurovascular structure bilaterally. Bilateral submandibular trans-cutaneous accesses with approximately 1 cm were made for the placement of a reconstruction plate and for fixation of the posterior screws of the plate (Figure 4A, 4B).

After the plate was placed in position, perforations were made for the installation of osseointegrated implants in the mentonian inter-foramina region. A depth probe and 2.0 mm burs were used to check that after a perforation of 7 mm, the cortical bone of the mandibular base had been reached. Thus, four surgical alveoli were created for the installation of 3.5x7mm cylindrical osseointegrated implant with cone Morse prosthetic connection (Neodent System, Curitiba, Brazil). As the initial stability was greater than 60 Newtons for all the implants, prosthetic pillars (3.5mm high conic minipillars) were selected. These implants were covered with protective cylinders before the suture was carried out.

After discharge from the Anesthesiology of the recovery room, transferral impressions were made using the multifunctional guide for the sequence of prosthetic procedures. Twenty four hours after the procedure, the patient was discharged and the metallic infrastructure was fitted. After 48 hours, the occlusion tests were carried out with the teeth in wax. Three days after the surgery, a hybrid dental-gingival fixed prosthesis was installed (Brånemark protocol I-type) with metallic infrastructure and aesthetics in acrylic resin, along with a new maxillary denture (Figure 5).

The postoperative follow-up visits took place weekly during the first month and then monthly for a year. Currently, the control is carried out every six months (Figure 6) totalling 24 months of post-treatment. We noted paresthesia in the region of the lower lip and bilateral chin region, which persisted for 45 days after the procedure; there was no pain during mastication, and the vertical dimension was restored. The patient was satisfied with respect to aesthetics and function recovery.

DISCUSSION

The literature reports many alternatives for the treatment of atrophic mandible, for example, transmandibular implantation, the use of short implants, osteogenic distraction, bone substitutes followed by installation of implants, and reconstructive techniques using bone grafts^{6,7,9,10,11}.

Transmandibular implants (TMIs) were described by Bosker⁶, in 1989, for the treatment of atrophic mandibles without the need for reconstructive procedures. Studies have shown rates of complication ranging from 7.8% to 22.2%, including loss of osseointegration, infra-osseous pockets, postoperative infections and bone fractures^{6,7}. There was a high fracture rate when this system of TMIs was used in mandibles with severe bone resorption⁸. This technique also requires extra-oral surgical access^{6,7,8}.

Perry⁹ described in 1998 a technique for the treatment of atrophic mandibles using osseointegrated implants and sub-periosteal implants associated with iliac crest grafts, in order to extend the support of the prosthesis to the posterior and lower region of the mandible. The complications consisted of paresthesia followed by hyperesthesia of the

inferior alveolar nerve, exposure of the graft and 50% loss of the graft. The patients had to be rehabilitated with removable overdenture type prostheses, i.e., a high morbidity rate and a mobile oral rehabilitation for the patient.

In 1995, Keller¹⁰ proposed a technique that consisted of the installation of implants in the inter-foramen region of the mandible, bypassing the basal cortical of the mandible, the so-called bicorticalism, elevating the periosteum of the mandibular basal bone with the apex of the implants, leaving the stabilized blood clot in this region with a subsequent formation of bone tissue after the healing period. Complications of this technique were mandibular fracture, which occurred during the period of healing after implant placement.

Osteogenic Distraction (OD) is a technique that has certain advantages compared to grafting procedures because it does not require a donor site, which results in lower morbidity, it provides the presence of vital bone in the region of distraction and therefore in the region that will receive the implant, and the gain in soft tissue. However, complications are described in atrophic jaws such as fracture of the jaw, infection, necrosis of the upper fragment¹. Perdijk¹¹ reported a 66% rate of complications when OD was used for atrophic jaws, and it is contraindicated in mandibles with less than 10 mm height.

An AM can be also treated with bone grafting techniques, such as onlay or interpositional grafts, to enable the installation of osseointegrated implants. These techniques enable the installation of implants during the reconstruction procedure. However, they have a biological disadvantage of repairing and it is difficult to find an ideal positioning for the implant. Furthermore, it is difficult to predict the amount of graft to be remodelled around the implants⁵. The two-stage technique has the disadvantage that an additional surgical procedure is required⁵. The resorption of the graft appears to be lower when the technique of interpositional grafts is used compared to onlay grafts¹². The

complications of the grafting techniques include sensory disturbances of the mental nerve, suture dehiscence, infection of the grafted area and major morbidity in cases of autogenous bone grafts¹, and in most cases extra-oral incisions are required.

The use of short implants is an interesting, safe, relatively simple treatment and it has low rates of morbidity¹⁰. However, the risk with this isolated type of treatment is of a mandibular fracture¹³, since the installation of the implant can weaken the AM¹⁴. Although this is a rare complication³, treatment is considered complex¹⁵.

Of all the abovementioned techniques, the use of short implants is one of the least morbid and was indicated for our patient. However, there is a risk of mandibular fracture with this type of treatment^{3,13,14,15}. As a means of strengthening the jaw, we used a reconstruction plate of the 2.0 locking system (Synthes, Swiss), which was adapted in the anterior mandible region bilaterally. To reduce the morbidity and especially the surgical accesses, the plate was previously adapted to a biomodel^{16,17}.

Using the same biomodel, the placement of the osseointegrated implants and screws of the plate were also previously established, so that the screws in the anterior region did not interfere with the placement of the implants or with the inferior alveolar vascular nerve structure. Thus, an acrylic resin osseous guide was manufactured to show the position of both the implants and the plate.

This alternative treatment of AM proves to be quite effective, with less morbidity¹⁸ than the procedures described above, and may be indicated in cases of severe mandibular resorption.

CONCLUSION

This treatment proved to be a safe, effective and less morbid alternative, allowing the patient a quick return to full masticatory function; and it provided a rapid, safe and predictable rehabilitation. However, longer periods of monitoring and studies are required for complete recommendation of the technique.

REFERENCES

1. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJA, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the Severely Resorbed Edentulous Mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15(4):240-248.
2. Brånemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lundkvist S, Rockler B. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomaterials*. 1983;4(1):25-8.
3. Raghoobar GM, Stellingsma K, Batenburg RH, Vissink A. Etiology and management of mandibular fractures associated with endosteal implants in the atrophic mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2000;89(5):553-9.
4. Luhr HG, Reidick T, Merten HA. Results of treatment of fractures of the atrophic edentulous mandible by compression plating: a retrospective evaluation of 84 consecutive cases. *J Oral Maxillofac Surg*. 1996;54(3):250-4; discussion 254-5.
5. Bell RB, Blakey GH, White RP, Hillebrand DG, Molina A. Staged reconstruction of the severely atrophic mandible. *J Oral Maxillofac Surg* 2002;60(10):1135-41.
6. Bosker H, Van Dijk L. The transmandibular implant: a 12- year follow-up study. *J Oral Maxillofac Surg*. 47:442-450.
7. Betts NJ, Powers MP, Barber HD. Reconstruction of the severely atrophic edentulous mandible with the transmandibular implant system. *J Oral Maxillofac Surg*. 1995;53(3):295-304.
8. Marx RE, Shellenberger T, Wimsatt J, Correa P. Severely resorbed mandible: Predictable reconstruction with soft tissue matrix expansion (tent pole) grafts. *J Oral Maxillofac Surg* 2002;60(8):878-88.
9. Perry RT. Reconstruction of advanced mandibular resorption with both subperiosteal and root-form implants. *Implant Dent*. 1998;7(2):94-102.

10. Keller EE. Reconstruction of the severely atrophic edentulous mandible with endosseous implants: a 10-year longitudinal study. *J Oral Maxillofac Surg* 1995;53:305-20.
11. Perdijk FBT, Meijer GJ, van Strijen PJ, Koole R. Complications in alveolar distraction osteogenesis of the atrophic mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2007;36(10):916-2 36:916.
12. Lew D, Hinkle RM, Unhold GP, Shroyer JV 3rd, Stutes RD. Reconstruction of the severely atrophic edentulous mandible by means of autogenous bone grafts and simultaneous placement of osseointegrated implants. *J Oral Maxillofac Surg.* 1991;49(3):228-33.
13. Mason ME, Triplett RG, Van Sickels JE, Parel SM. Mandibular fractures through endosseous cylinder implants: report of cases and review. *J Oral Maxillofac Surg* 1990;48:311-317.
14. Chrcanovic BR, Custódio ALN. Mandibular fractures associated with endosteal implants. *Oral Maxillofac Surg* 2009;13:231–238.
15. Tolman DE, Keller EE. Management of mandibular fractures in patients with endosseous implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6(4):427-36.
16. Arvier JF, Barker TM, Yau YY, D'Urso PS, Atkinson RL, McDermant GR. Maxillofacial biomodelling. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1994;32(5):276-83.
17. D'Urso PS, Atkinson RL, Lanigan MW, Earwaker WJ, Bruce IJ, Holmes A, Barker TM, Effeney DJ, Thompson RG. Stereolithographic (SL) biomodelling in craniofacial surgery. *Br J Plast Surg.* 1998;51(7):522-30.
18. Lopes N, Oliveira DM, Vajgel A, Pita I, Bezerra T, Vasconcellos RJ. A new approach for reconstruction of a severely atrophic mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(11):2455-9.

FIGURES



Figure 1 – Initial intraoral photograph. Note the extensive resorption of the alveolar ridge, and the presence of two intra-osseous implants in the anterior mandible.

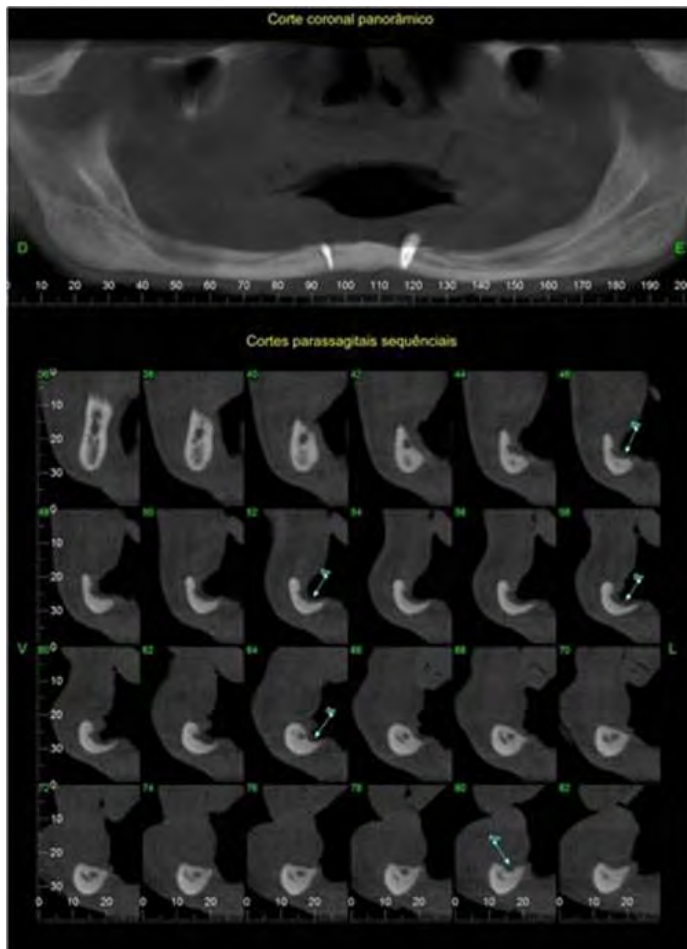
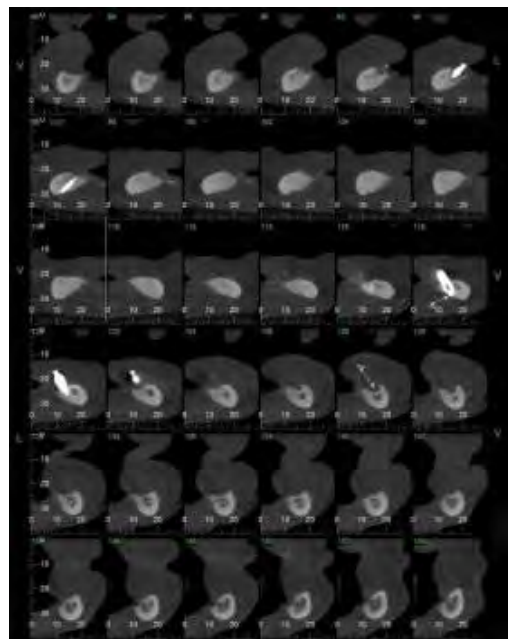


Figure 2A, 2B – CT showing severe mandibular resorption. Note the exposure of the mentonian foramen at the same level as the mandibular bone crest level, the reason why the patient's mastication was painful due to the use of mucosa-supported denture.



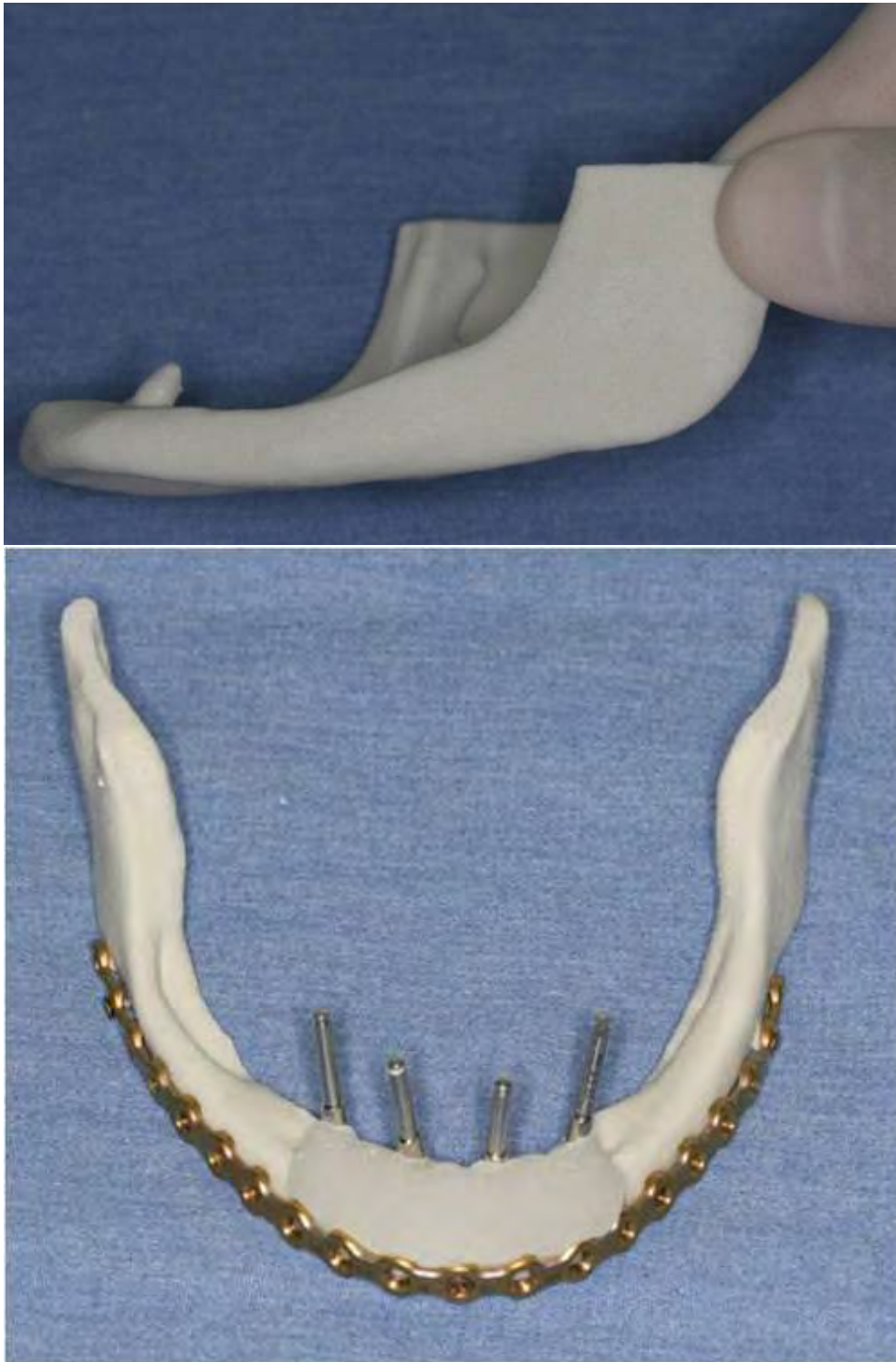


Figure 3 - A, biomodel manufactured through rapid prototyping; B, reconstruction plate adapted to biomodel, and surgical osseous guide to aid in the placement of the implants and the plate during the surgery.

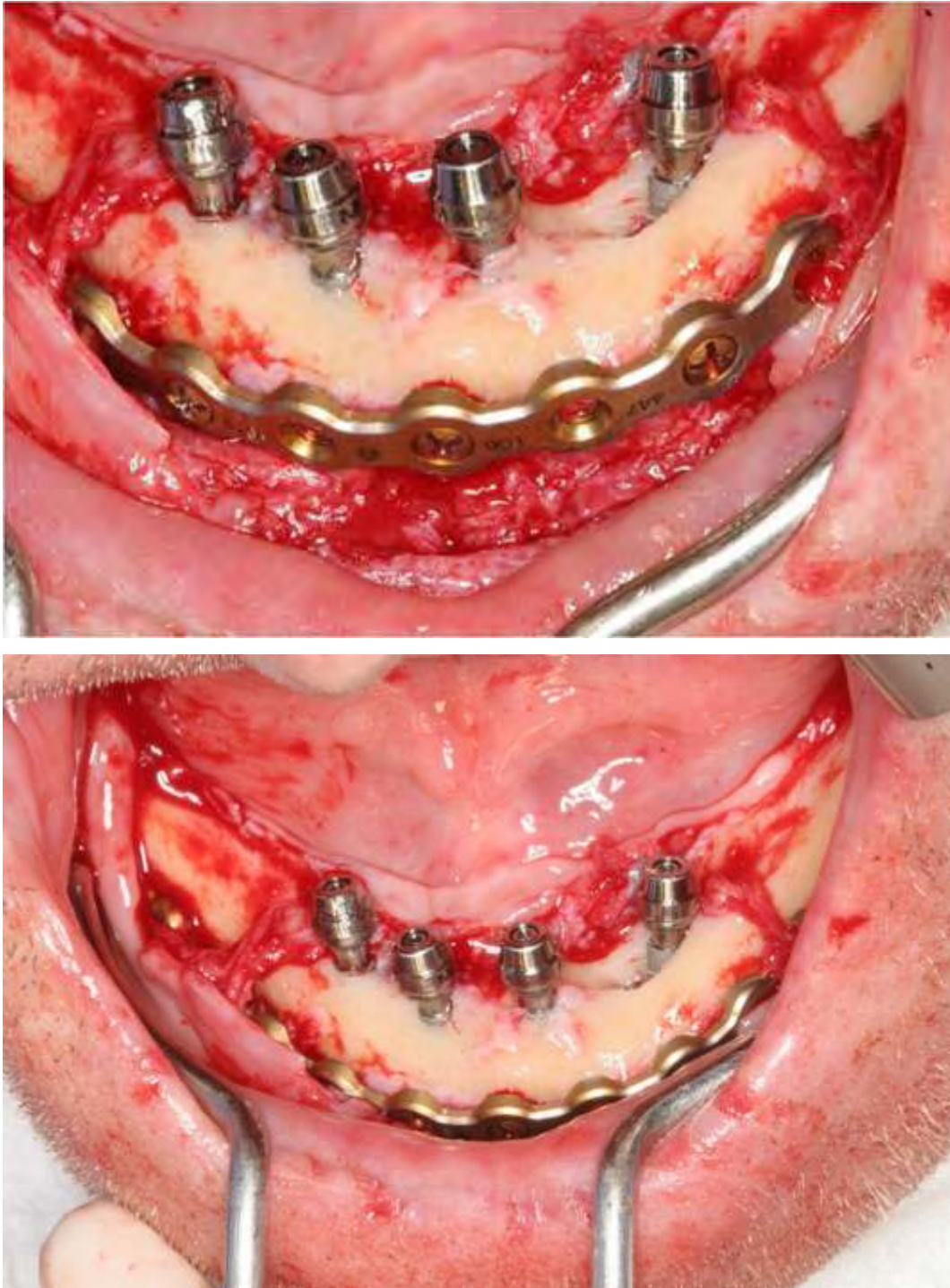


Figure 4 - A and B, intraoral photographs during the surgery, showing adapted and screwed plate, four implants placed in the inter-foramina region, abutments and it's protection cylinders installed.



Figure 5 – Dentures placed three days after the surgery: an upper complete denture and a lower Brånemark protocol I-type.



Figure 6 - 18 months follow-up panoramic radiograph.

8. Anexos

8.1. Endereço eletrônico com as normas de publicação da Revista Científica do artigo 1 e do artigo 2:

Revista: The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants

http://www.quintpub.com/journals/omi/jomi_authorguide.pdf



RELATÓRIO MEV

Avaliação do desgaste superficial de brocas em aço, brocas em aço com revestimento de carbono e brocas em zircônia, quando submetidas à osteotomias e esterilizações em autoclave

Solicitante

Coordenação de Pós-Graduação
ILAPEO - Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico
Rua Jacarezinho, 656 - Mercês - CEP: 80.710-150
Curitiba, PR

Executor

LIM - Laboratório Integrado de Materiais
Av. Juscelino Kubitschek de Oliveira, 3291 - CIC - CEP: 81.270-200
Curitiba, PR



ESCOPO

Este relatório apresenta os resultados obtidos pela caracterização superficial via Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) de brocas em aço, brocas em aço com revestimento de carbono e brocas em zircônia, quando submetidas à osteotomia e esterilização em autoclave.

As micrografias dispostas neste relatório fazem parte Dissertação apresentada ao Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia: área de concentração em Implantodontia, do aluno Gabriel Dury Batista Mendes, Curitiba – 2011.

AMOSTRAGEM

GRUPOS	MODELOS	SUBGRUPOS	IDENTIFICAÇÃO MEV
AÇO (A)	Lança	0, 10, 20, 30, 40	AL-0, AL-1, AL-2, AL-3, AL-4
	Helicoidal Ø2,0	0, 10, 20, 30, 40	AH2-0, AH2-1, AH2-2, AH2-3, AH2-4
	Piloto 2/3	0, 10, 20, 30, 40	AP-0, AP-1, AP-2, AP-3, AP-4
	Helicoidal Ø3,0	0, 10, 20, 30, 40	AH3-0, AH3-1, AH3-2, AH3-3, AH3-4
AÇO COM REVESTIMENTO (R)	Lança	0, 10, 20, 30, 40	RL-0, RL-1, RL-2, RL-3, RL-4
	Helicoidal Ø2,0	0, 10, 20, 30, 40	RH2-0, RH2-1, RH2-2, RH2-3, RH2-4
	Piloto 2/3	0, 10, 20, 30, 40	RP-0, RP-1, RP-2, RP-3, RP-4
	Helicoidal Ø3,0	0, 10, 20, 30, 40	RH3-0, RH3-1, RH3-2, RH3-3, RH3-4
ZIRCÔNIA (Z)	Piloto 2/3	0, 10, 20, 30, 40	ZP-0, ZP-1, ZP-2, ZP-3, ZP-4
	Helicoidal Ø3,0	0, 10, 20, 30, 40	ZH3-0, ZH3-1, ZH3-2, ZH3-3, ZH3-4

CARACTERIZAÇÃO SUPERFICIAL

A caracterização superficial levou em conta a comparação de amostras de mesmo lote, que sofreram número de osteotomias diferentes, variando de 0 (zero) até 40. A quantidade de ciclos de esterilização também variou para amostras do mesmo grupo, considerando 1 ciclo à cada 5 perfurações. O equipamento utilizado foi o Microscópio Eletrônico da marca Shimadzu, modelo SSK-550.

RESULTADOS

Em virtude da grande quantidade de arquivos gerados via MEV, para este relatório foram escolhidas as imagens que caracterizarem um maior nível de modificação superficial, de acordo com os valores mínimos e máximos de perfurações para cada grupo de brocas. Assim, são apresentadas as micrografias das amostras que não sofreram perfurações, daquelas que sofreram 10 perfurações, e das amostras que sofreram 40 perfurações. Os arquivos de imagens gerados sobre as amostras que sofreram um número de perfurações intermediárias (20 e 30) foram encaminhados diretamente ao aluno para que, de posse de todos os arquivos, possa escolher as imagens que melhor caracterizem o trabalho.

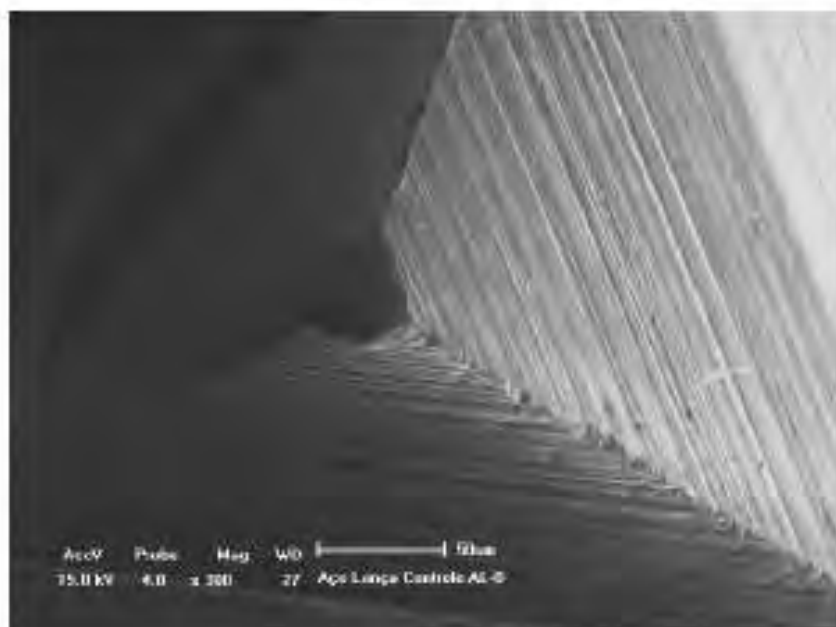
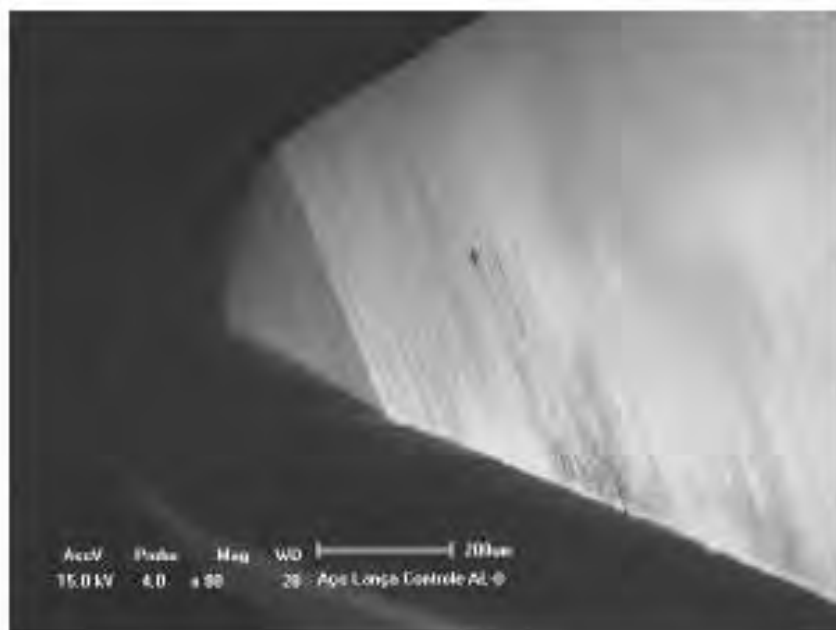
**BROCA LANÇA EM AÇO – Ø PERFURAÇÕES**

Figura 1 – Microscopias da broca Lança em Aço (Ø perfurações).
Aumentos de (a)80 e (b)300x,

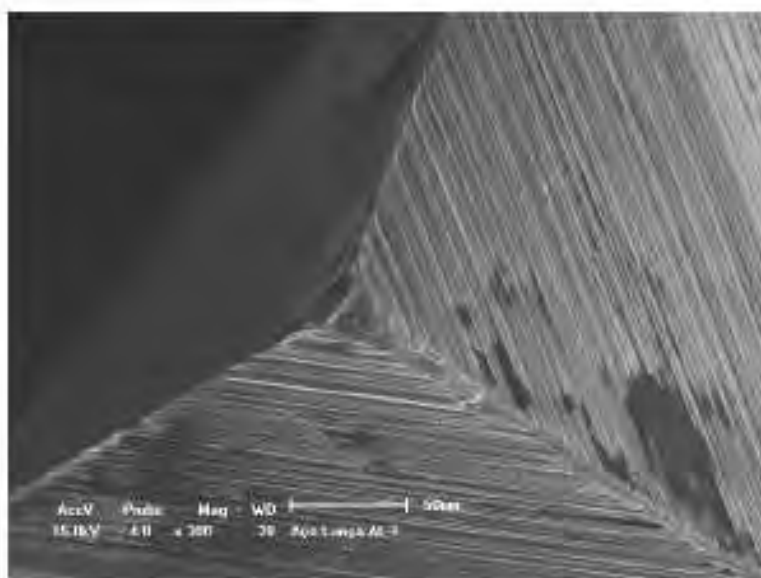
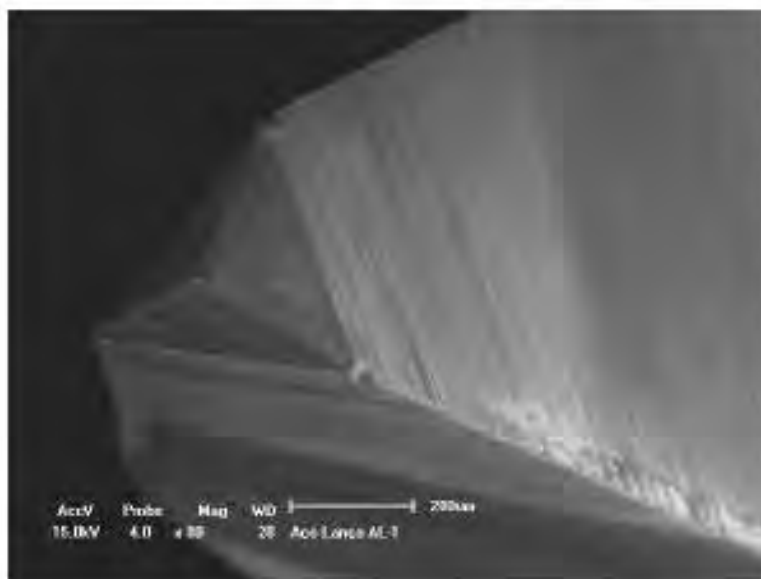
**BROCA LANÇA EM AÇO – 10 PERFURAÇÕES**

Figura 2 – Microscopias da broca Lança em Aço (10 perfurações).
Aumentos de (a)80 e (b)300x.

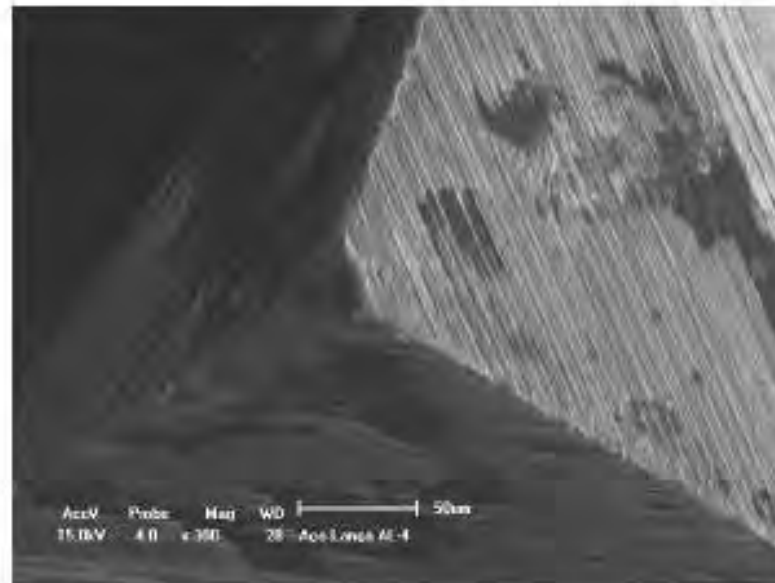
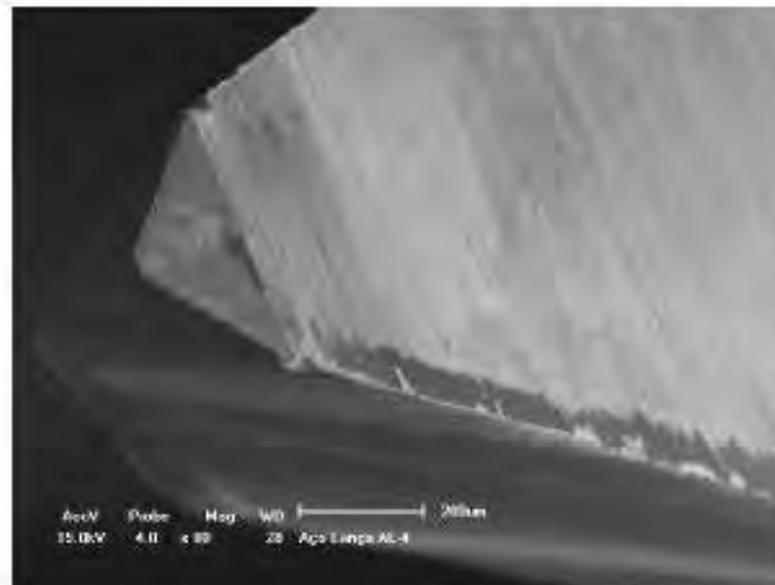
**BROCA LANÇA EM AÇO – 40 PERFURAÇÕES**

Figura 3 – Microscópios da broca Lança em Aço (40 perfurações).
Aumentos de (a)80 e (b)300x.

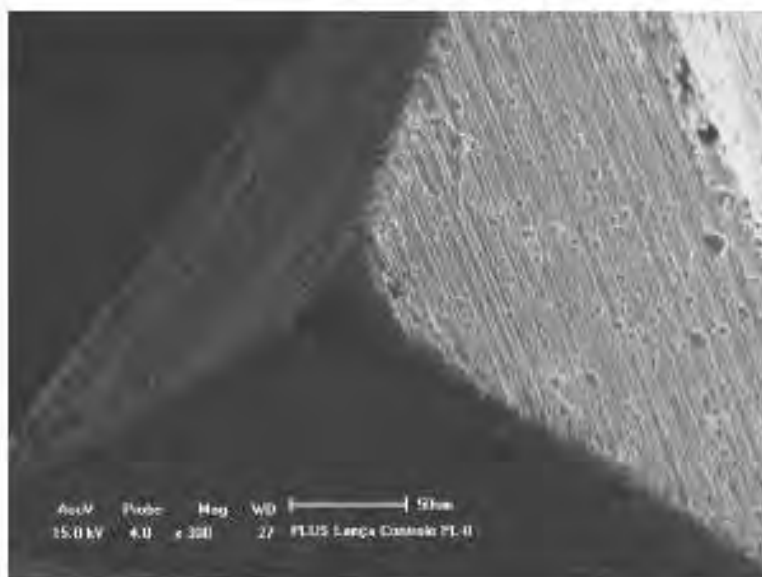
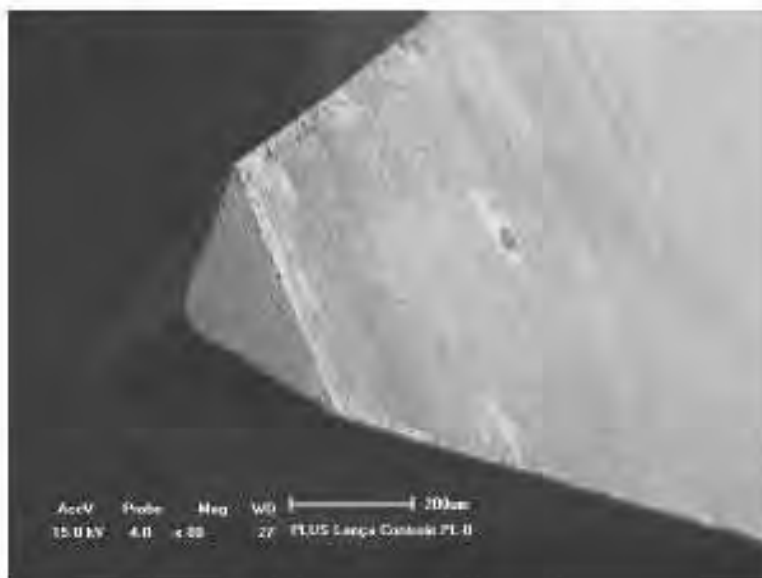
**BROCA LANÇA EM AÇO COM REVESTIMENTO – 0 PERFURAÇÕES**

Figura 4 - Microscopias da broca Lança em Aço com Revestimento (0 perfurações).
Aumentos de (a)80 e (b)300x.

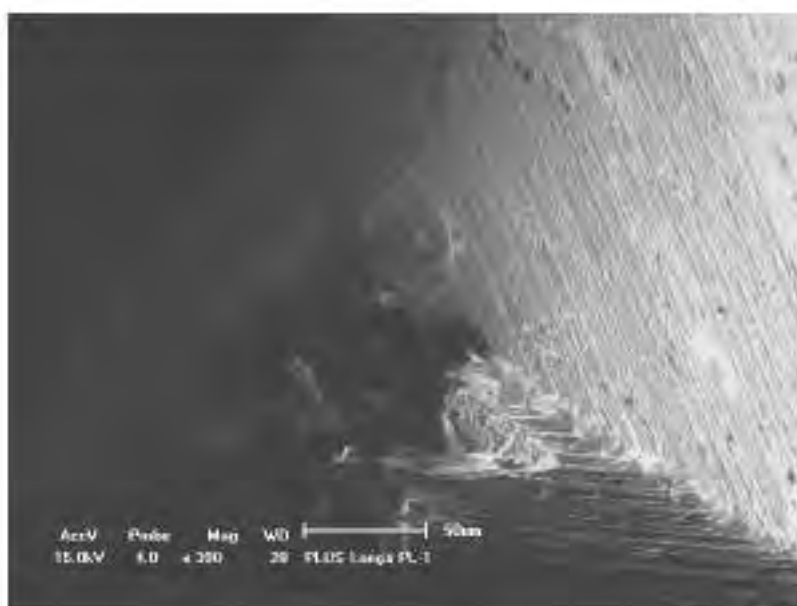
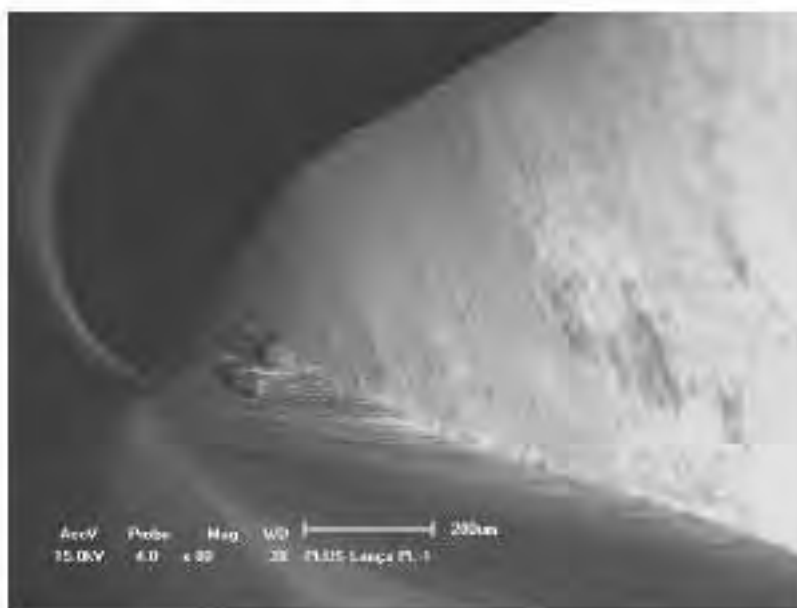
**BROCA LANÇA EM AÇO COM REVESTIMENTO - 10 PERFURAÇÕES**

Figura 5 - Microscopias da broca Lança em Aço com Revestimento (10 perfurações).
Aumentos de (a)50 e (b)300x.

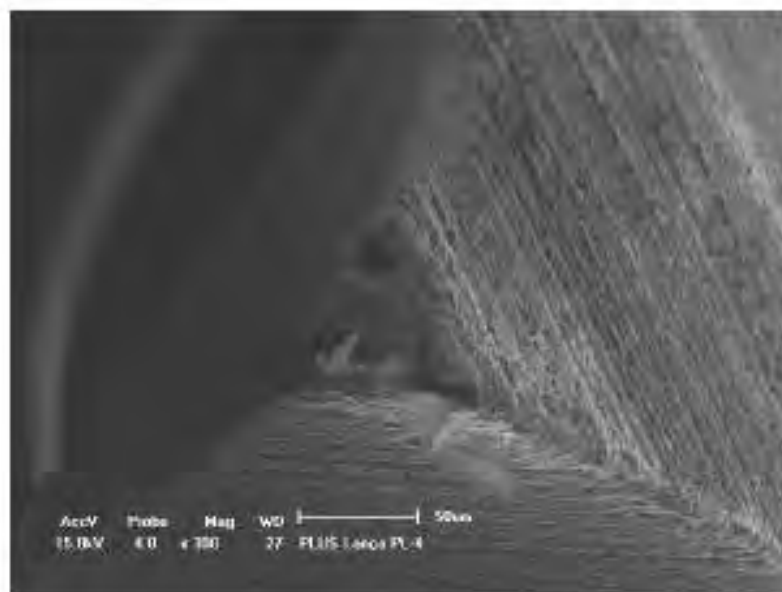
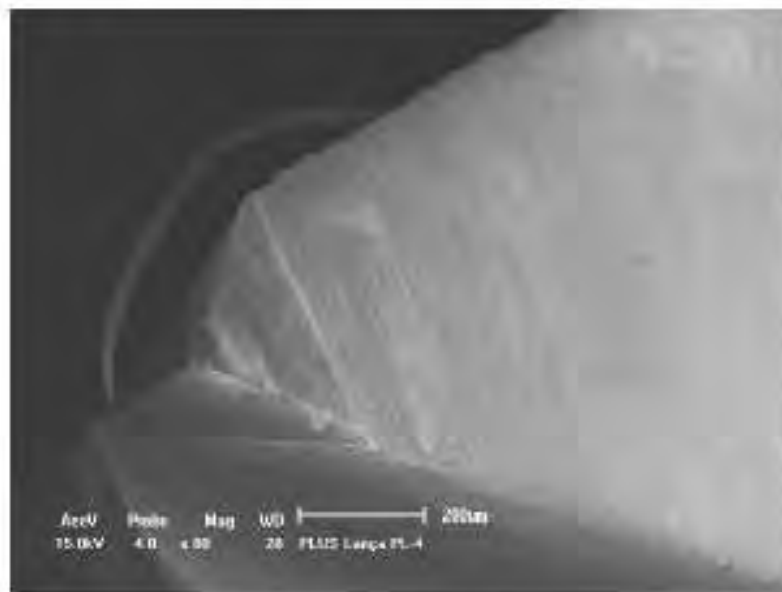
**BROCA LANÇA EM AÇO COM REVESTIMENTO - 40 PERFURAÇÕES**

Figura 6 – Microscópios da broca Lança em Aço com Revestimento (40 perfurações).
Aumentos de (a)80 e (b)300x.



BROCA HELICOIDAL (Ø2,0mm) EM AÇO - Ø PERFURAÇÕES

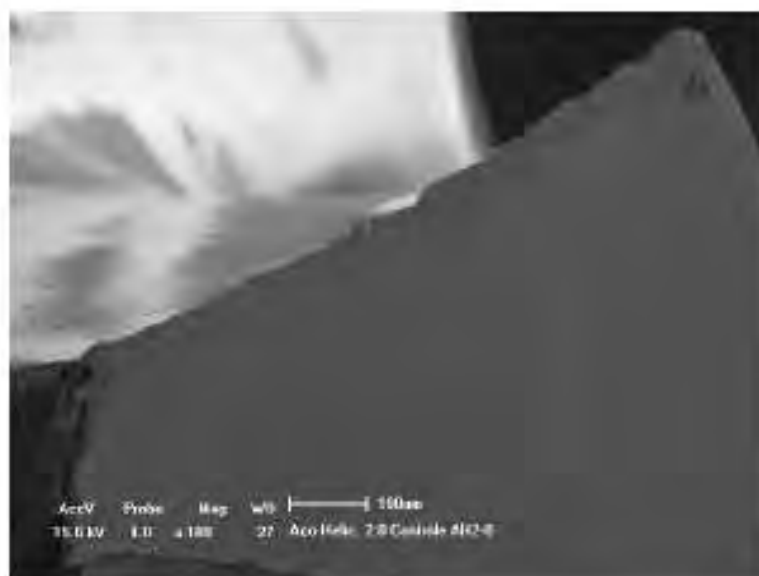


Figura 7 - Microscopias da broca Helicoidal (Ø2,0mm) em AÇO (Ø perfurações).
Aumentos de (a)50 e (b)100x.



BROCA HELICOIDAL (Ø2,0mm) EM AÇO - 10 PERFURAÇÕES

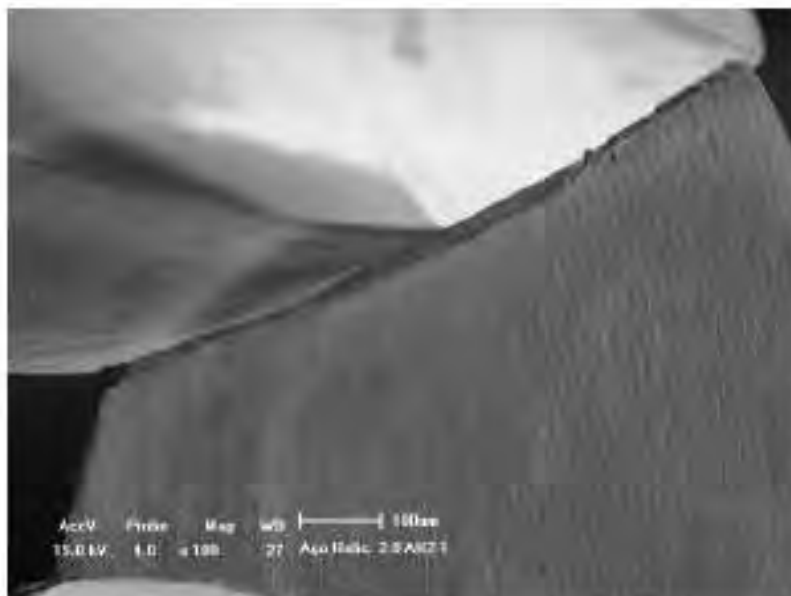
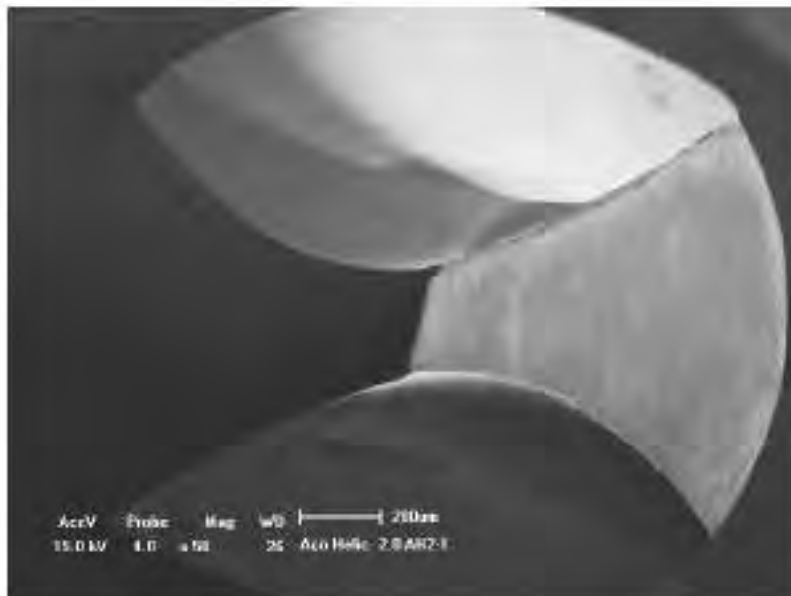


Figura 8 – Microscopias da broca Helicoidal (Ø2,0mm) em AÇO (10 perfurações).
Aumentos de (a)50 e (b)100x.



BROCA HELICOIDAL (Ø2,0mm) EM AÇO - 40 PERFURAÇÕES

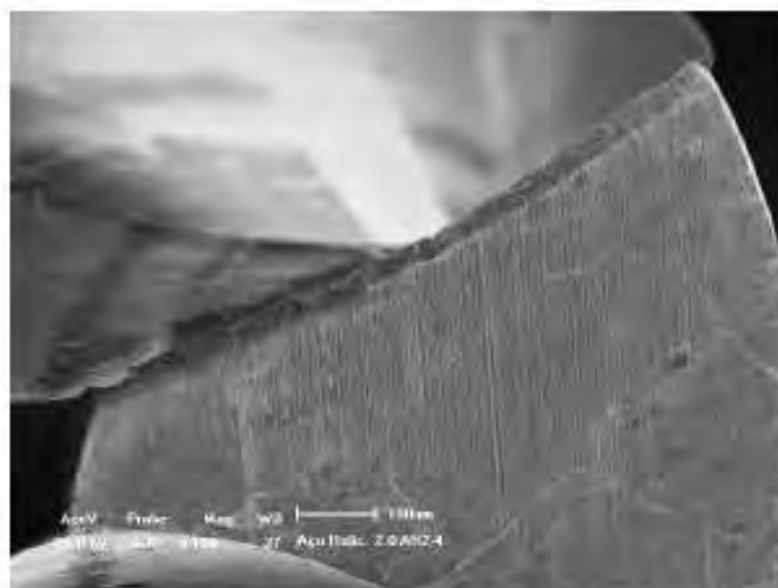
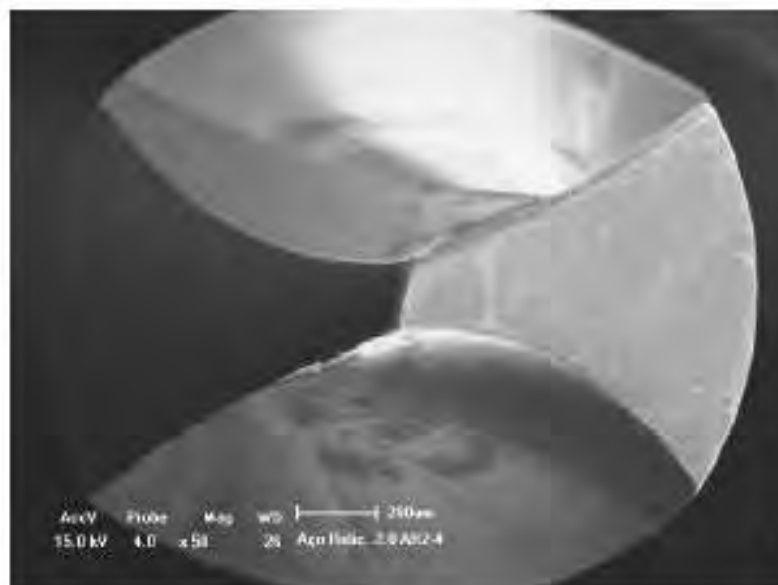


Figura 9 - Microscópios da broca Helicoidal (Ø2,0mm) em AÇO (40 perfurações).
Aumentos de (a)50 e (b)100x.



BRÓCA HELICOIDAL (Ø2,0mm) EM AÇO COM REVESTIMENTO - 0 PERFURAÇÕES

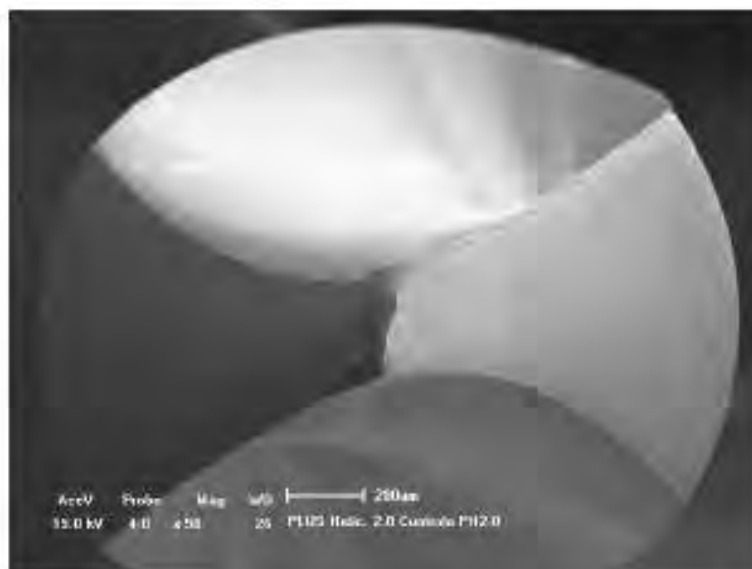


Figura 10 – Microscopias da broca Helicoidal (Ø2,0mm) em Aço com Revestimento (0 perfurações).
Aumentos de (a)50 e (b)100x.

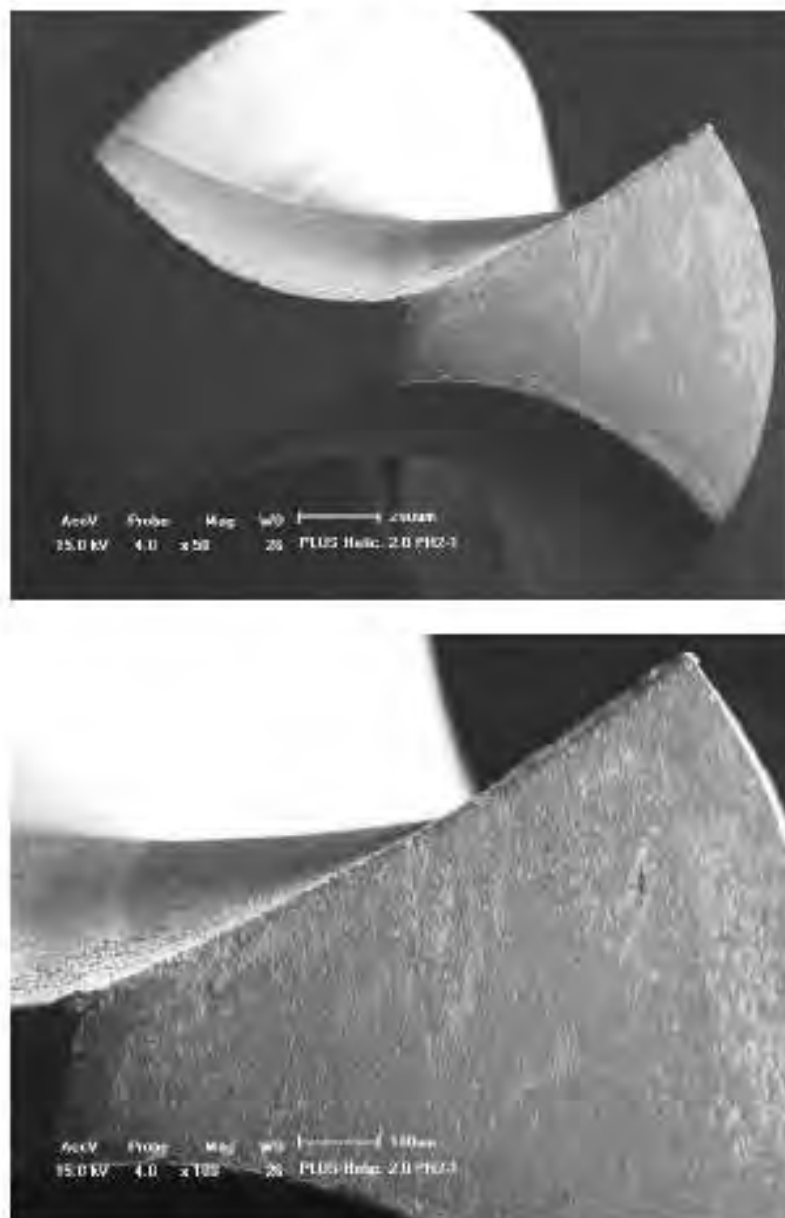
**BROCA HELICOIDAL (Ø2,0mm) EM AÇO COM REVESTIMENTO - 10 PERFURAÇÕES**

Figura 11 – Microscopias da broca Helicoidal (Ø2,0mm) em Aço com Revestimento (10 perfurações). Aumentos de (a)50 e (b)100x.

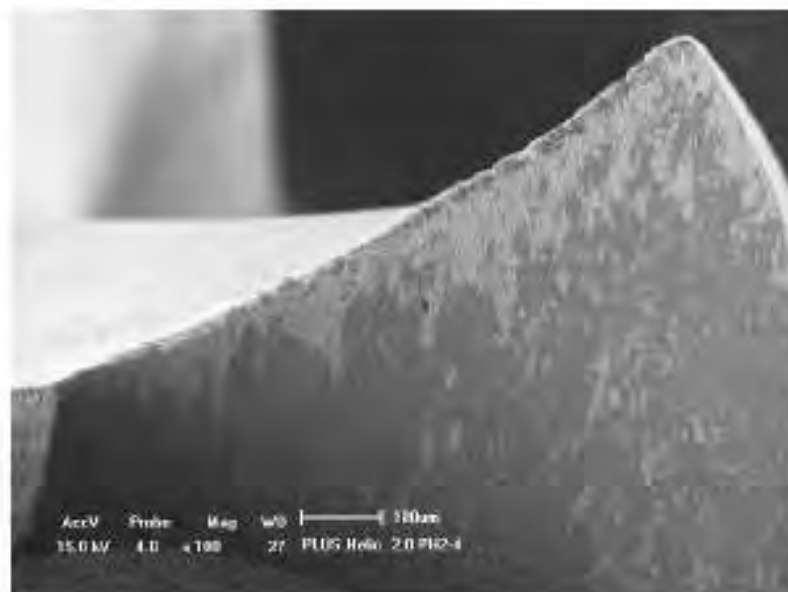
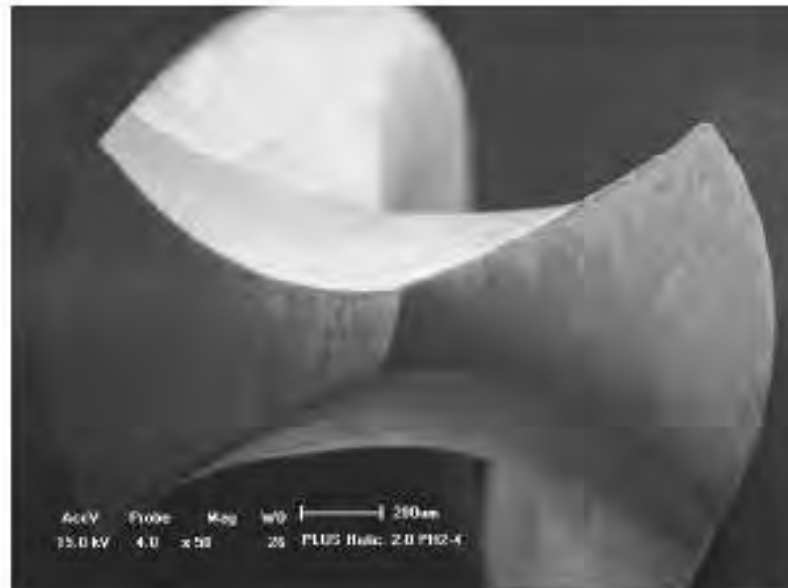
**BROCA HELICOIDAL (Ø2,0mm) EM AÇO COM REVESTIMENTO - 40 PERFURAÇÕES**

Figura 12 - Microscopias da broca Helicoidal (Ø2,0mm) em Aço com Revestimento (40 perfurações). Aumentos de (a)50 e (b)100x.



BROCA PILOTO EM AÇO - Ø PERFURAÇÕES

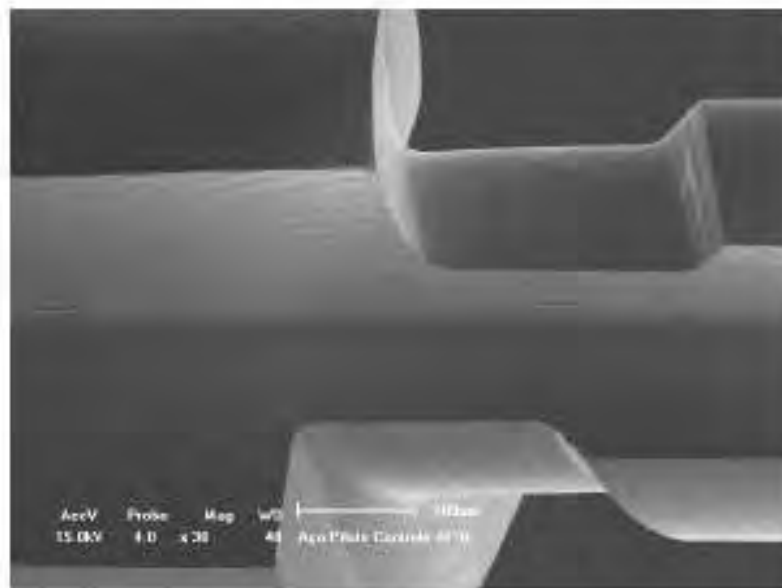


Figura 13 - Microscopias da broca Piloto em Aço (Ø perfurações).
Aumentos de (a)30 e (b)300x.

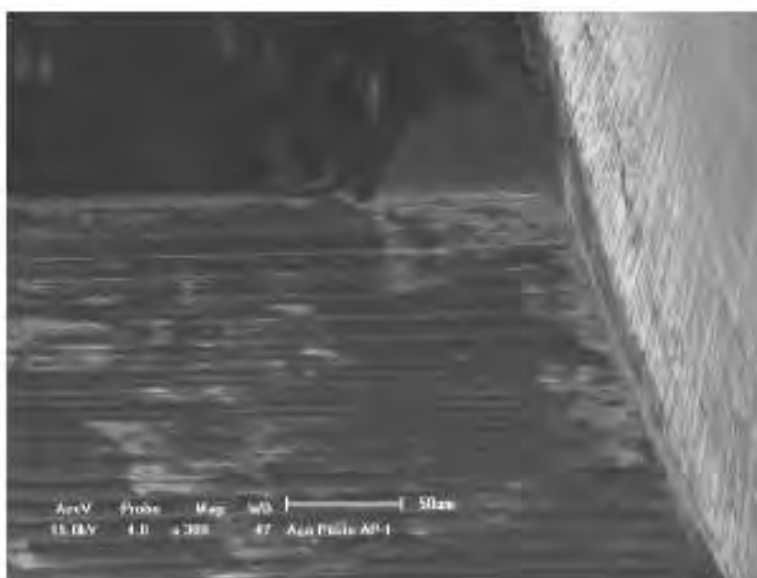
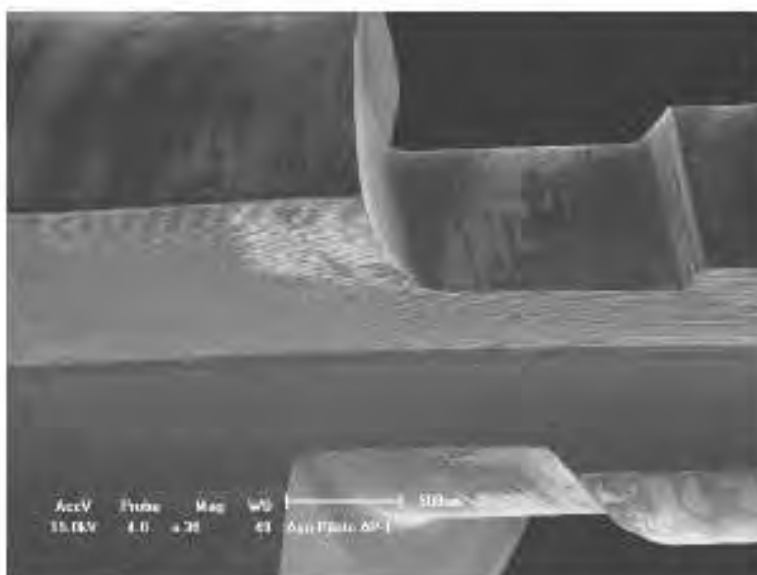
**BROCA PILOTO EM AÇO - 10 PERFURAÇÕES**

Figura 14 - Microscopias da broca Piloto em Aço (10 perfurações).
Aumentos de (a)30 e (b)300x.

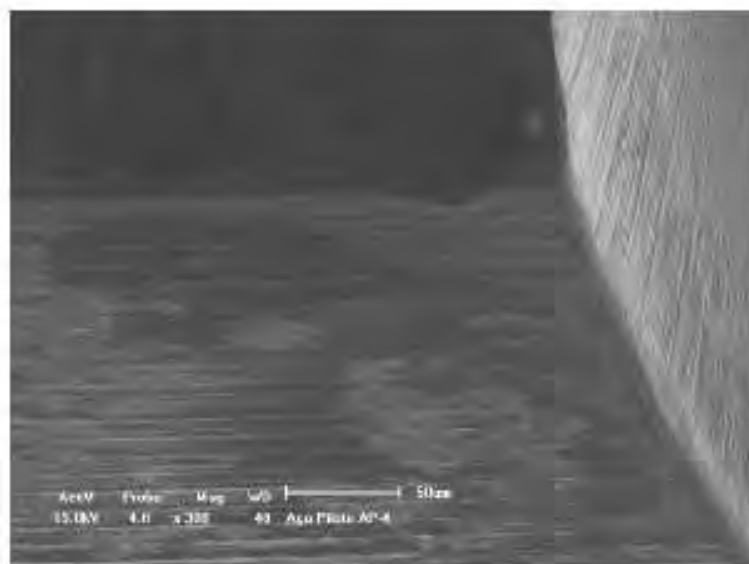
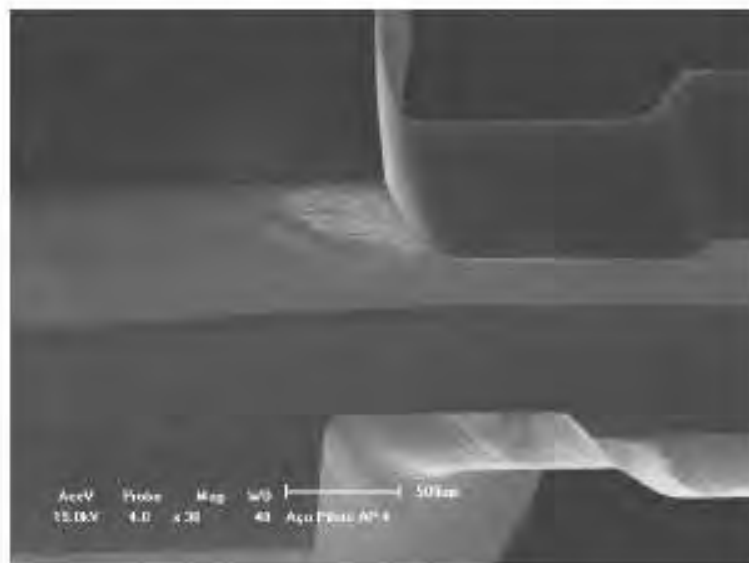
**BROCA PILOTO EM AÇO - 40 PERFURAÇÕES**

Figura 15 – Microscopias da broca Piloto em Aço (40 perfurações).
Aumentos de (a)30 e (b)300x.

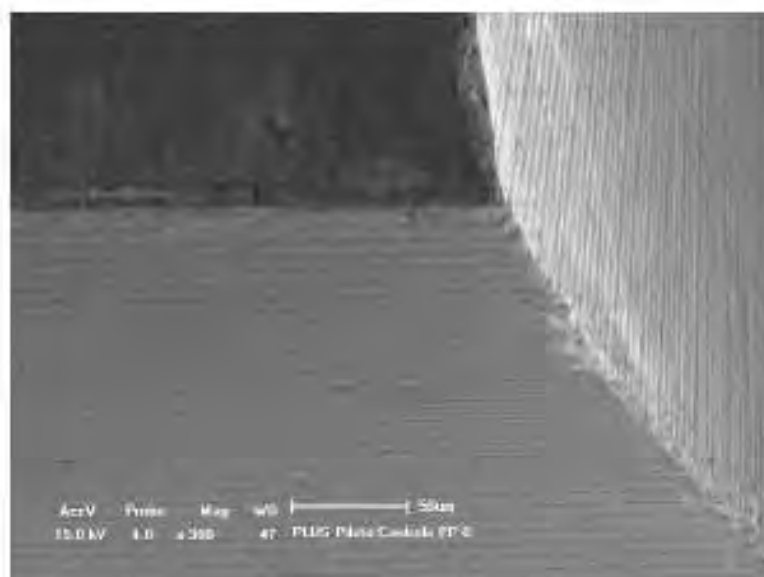
**BROCA PILOTO EM AÇO COM REVESTIMENTO - 0 PERFURAÇÕES**

Figura 16 – Microscopias da broca Piloto em Aço com Revestimento (0 perfurações).
Aumentos de (a)30x e (b)300x.

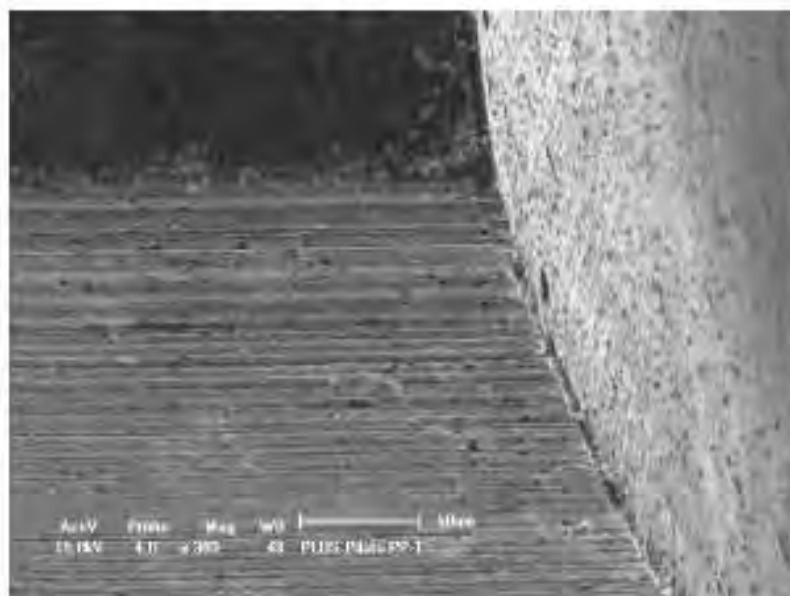
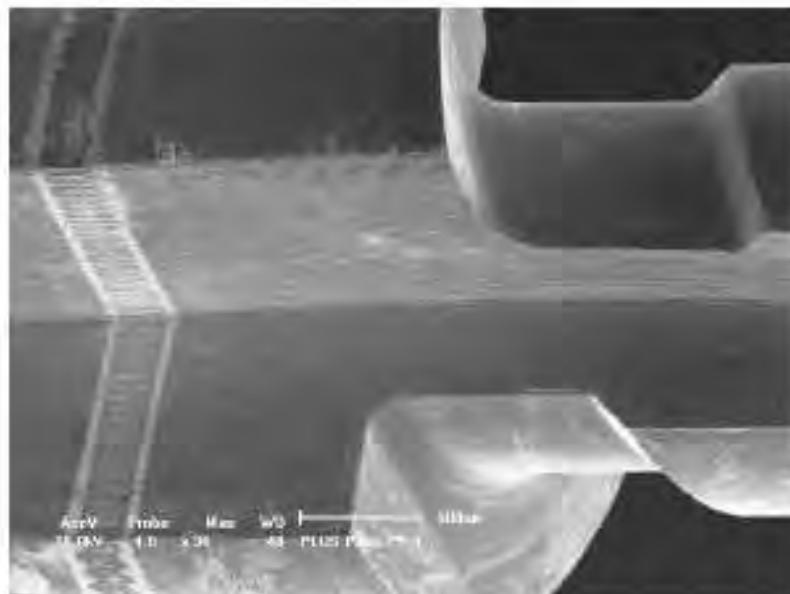
**BROCA PILOTO EM AÇO COM REVESTIMENTO - 10 PERFURAÇÕES**

Figura 17 - Microscopias da broca Pioto em Aço com Revestimento (10 perfurações).
Aumentos de (a)30 e (b)300x.



BROCA PILOTO EM AÇO COM REVESTIMENTO - 40 PERFURAÇÕES

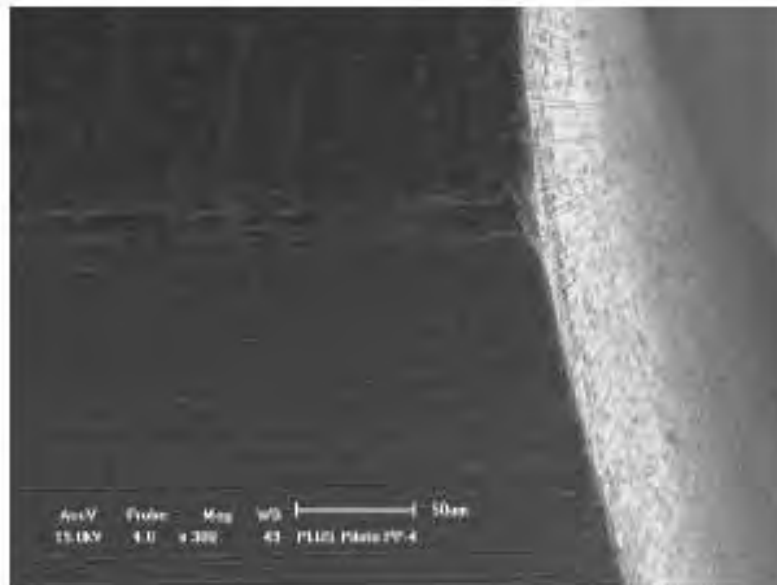
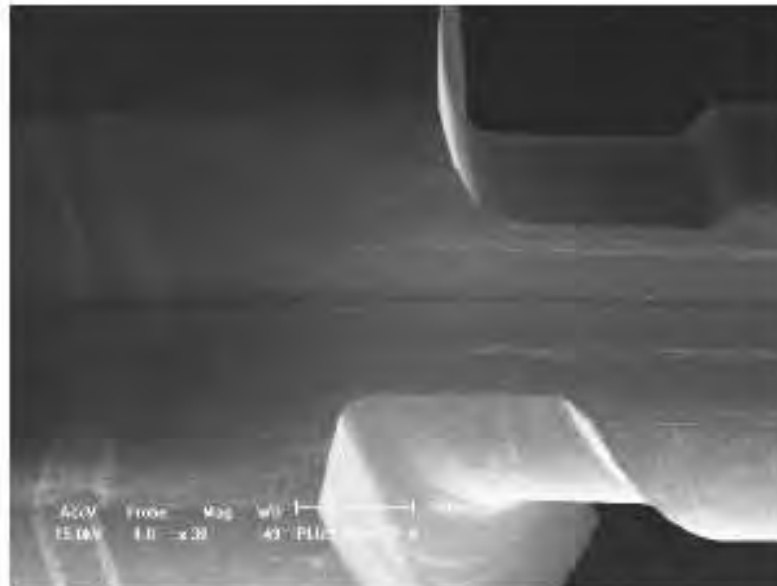


Figura 18 – Microscopias da broca Piloto em Aço com Revestimento (40 perfurações).
Aumentos de (a)30 e (b)300x.

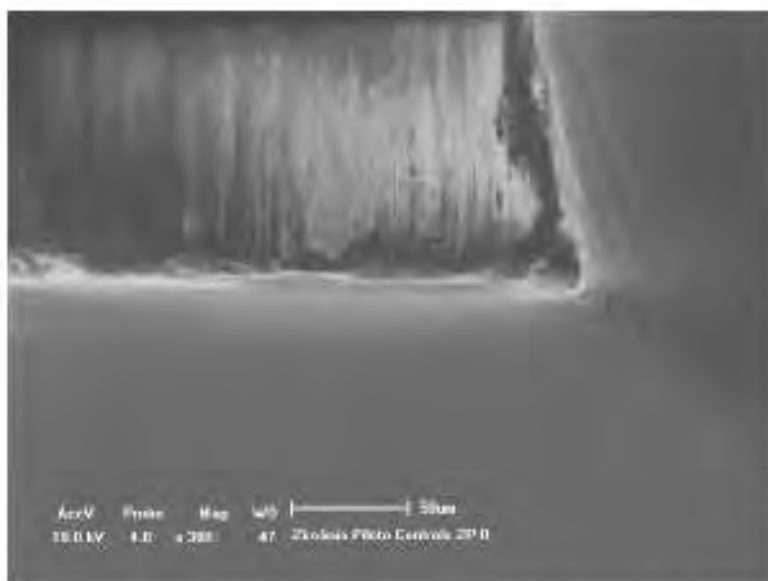
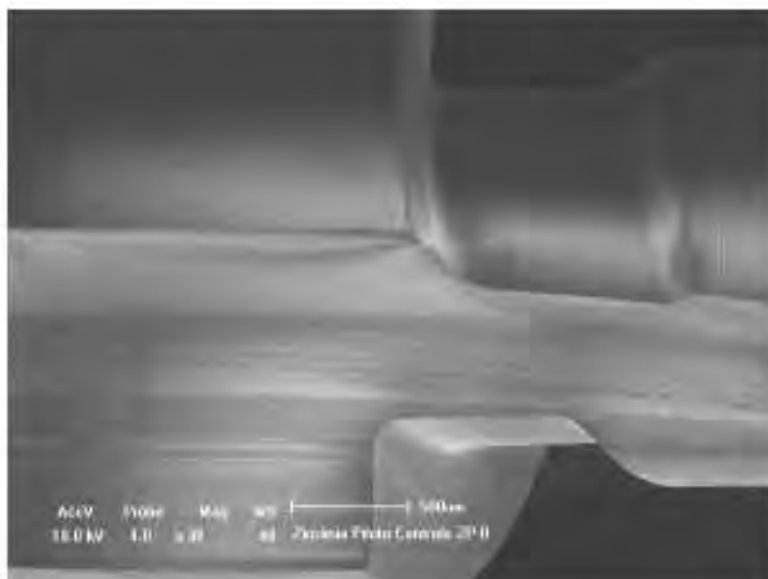
**BROCA PILOTO EM ZIRCÔNIA - O PERFURAÇÕES**

Figura 19 - Microscopias da broca Piloto em Zircônia (0 perfurações).
Aumentos de (a)30 e (b)300x.

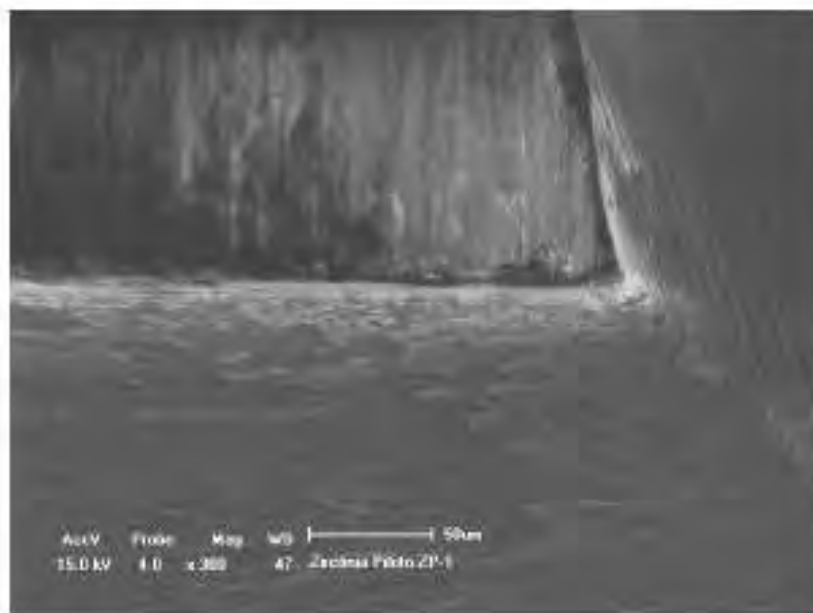
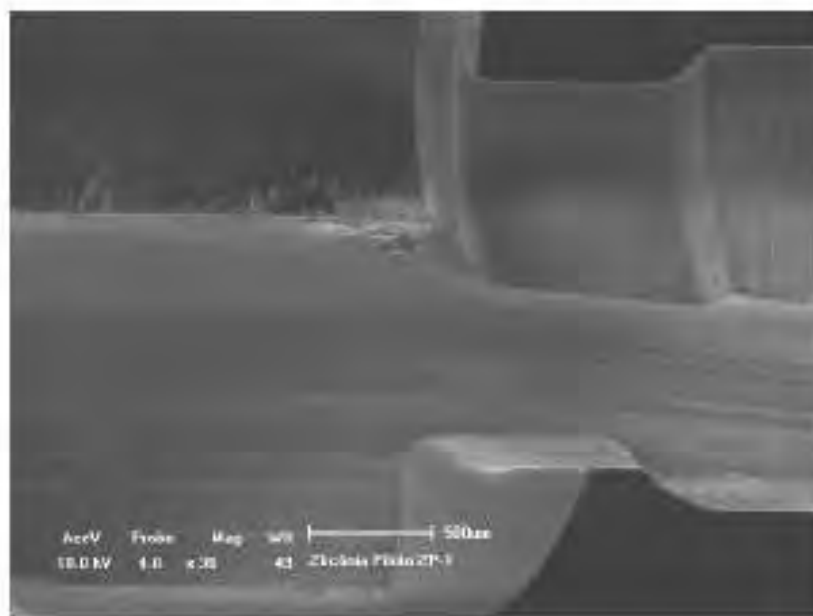
**BROCA PILOTO EM ZIRCÔNIA - 10 PERFURAÇÕES**

Figura 20 - Microscopias da broca Piloto em Zircônia (10 perfurações).
Aumentos de (a)30 e (b)300x.

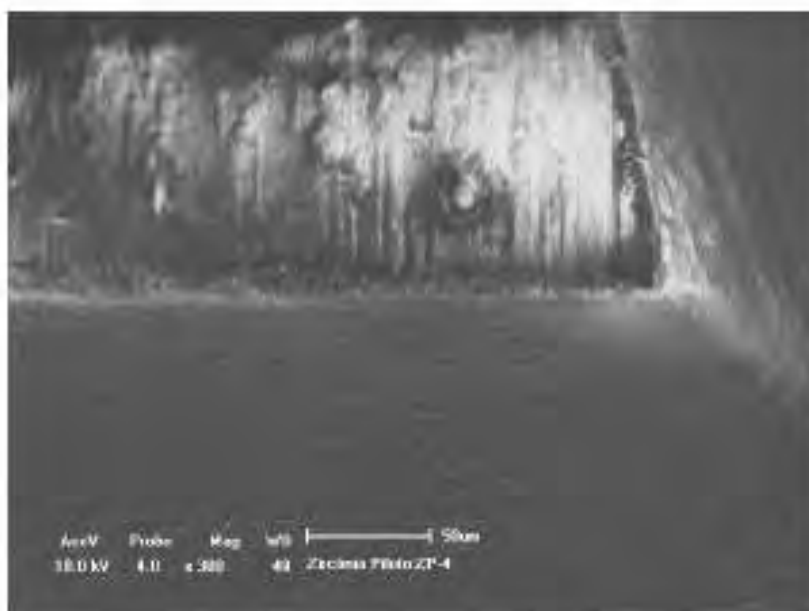
**BROCA PILOTO EM ZIRCÔNIA - 40 PERFURAÇÕES**

Figura 21 – Microscopias da broca Piloto em Zircônia (40 perfurações).
Aumentos de (a)30 e (b)300x.



BROCA HELICOIDAL (Ø3,0mm) EM AÇO - 0 PERFURAÇÕES

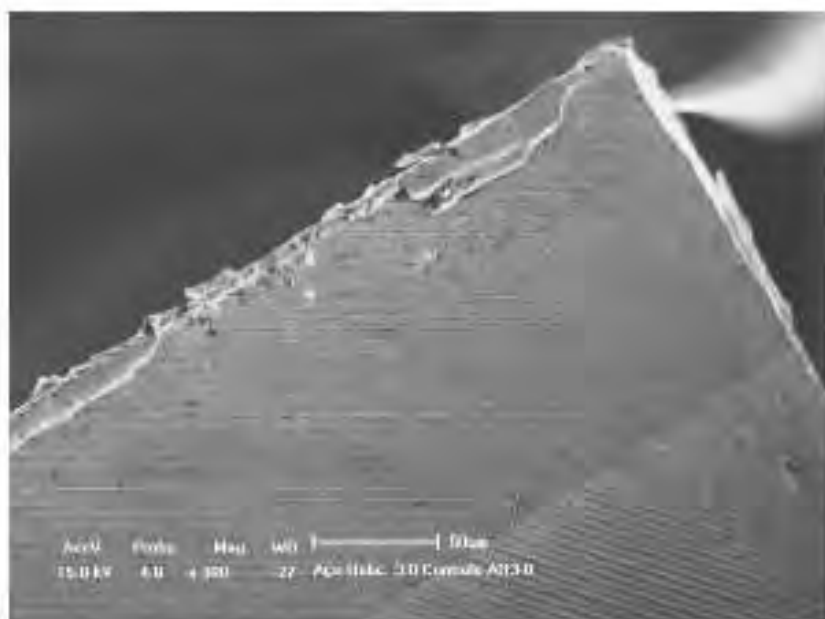
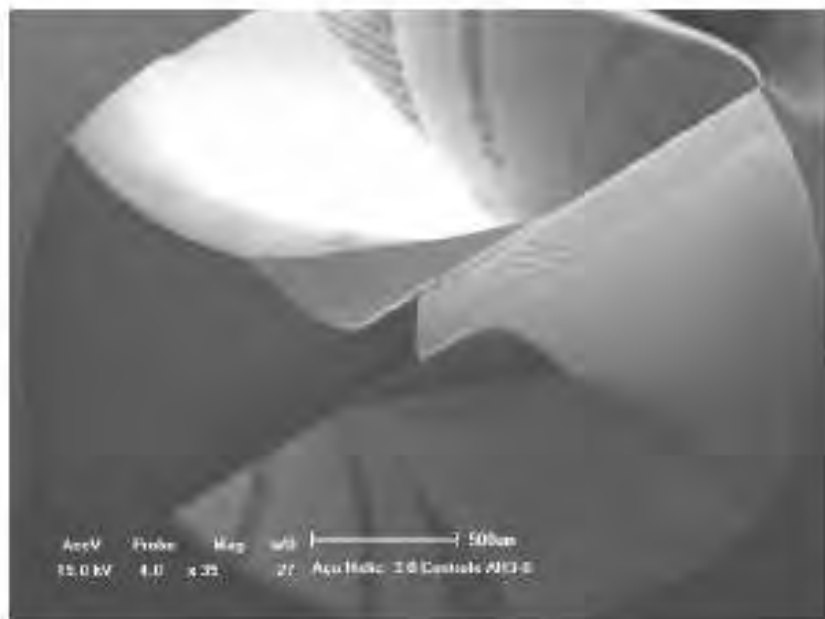


Figura 22 – Microscopias da broca Helicoidal (Ø3,0mm) em Aço (0 perfurações).
Aumentos de (a)35 e (b)300x.

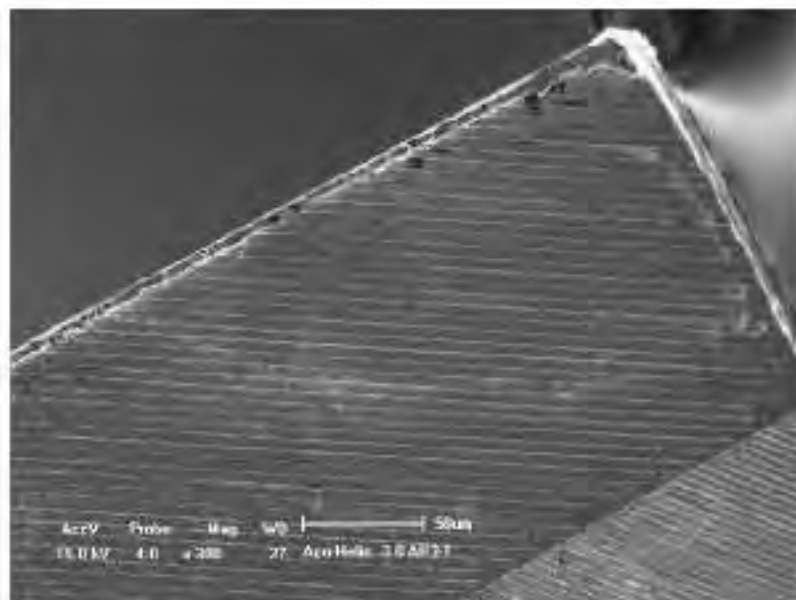
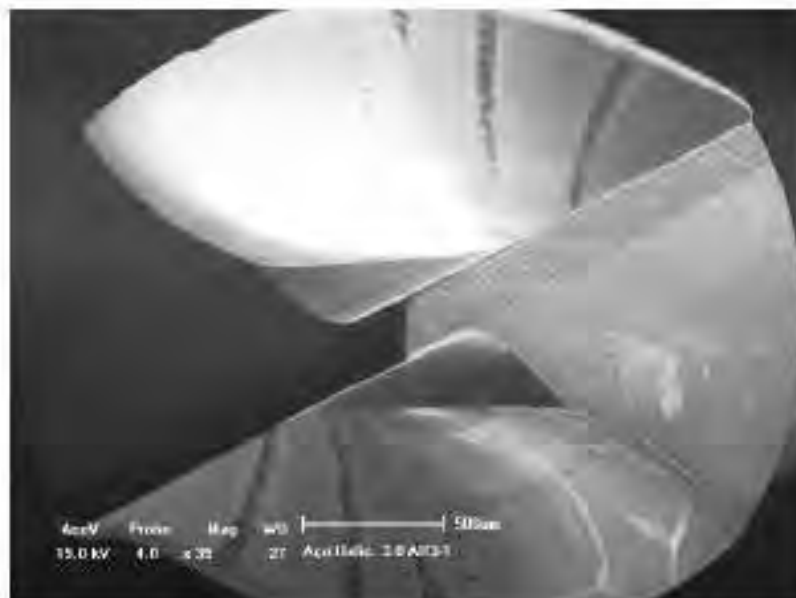
**BROCA HELICOIDAL (Ø3,0mm) EM AÇO - 10 PERFURAÇÕES**

Figura 23 - Microscopias da broca Helicoidal (Ø3,0mm) em Aço (10 perfurações).
Aumentos de (a)25 e (b)300x.

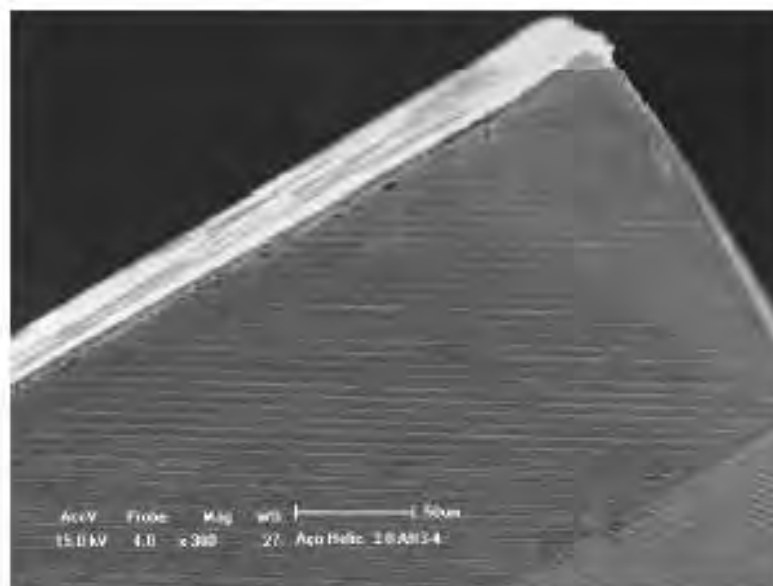
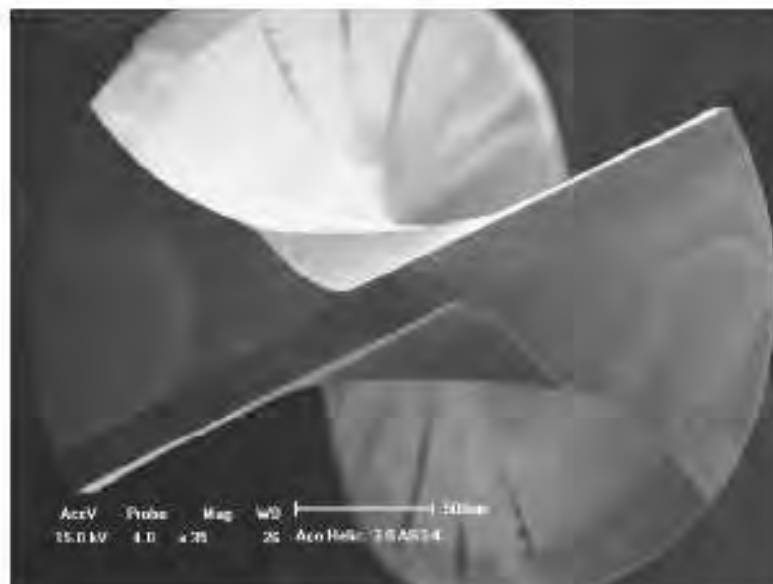
**BROCA HELICOIDAL (Ø3,0mm) EM AÇO - 40 PERFURAÇÕES**

Figura 24 – Microscopias da broca Helicoidal (Ø3,0mm) em Aço (40 perfurações).
Aumentos de (a)35 e (b)300x.



BROCA HELICOIDAL (Ø3,0mm) EM AÇO COM REVESTIMENTO- 0 PERFURAÇÕES

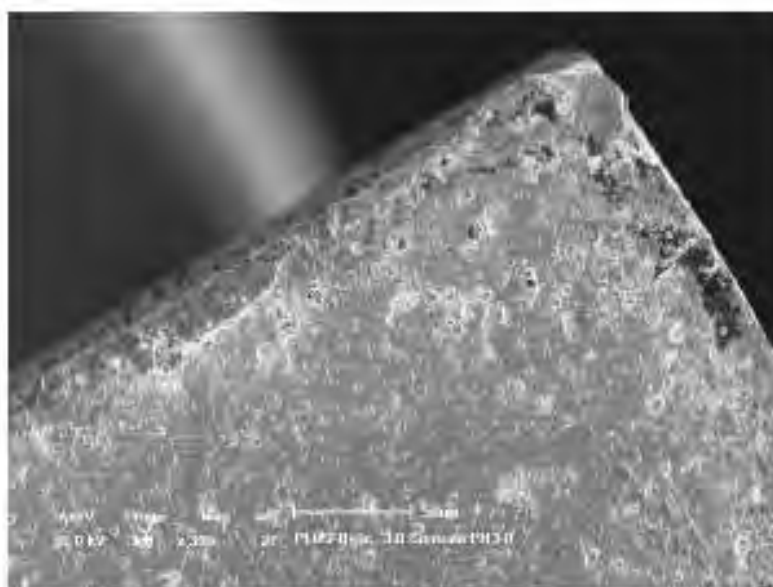
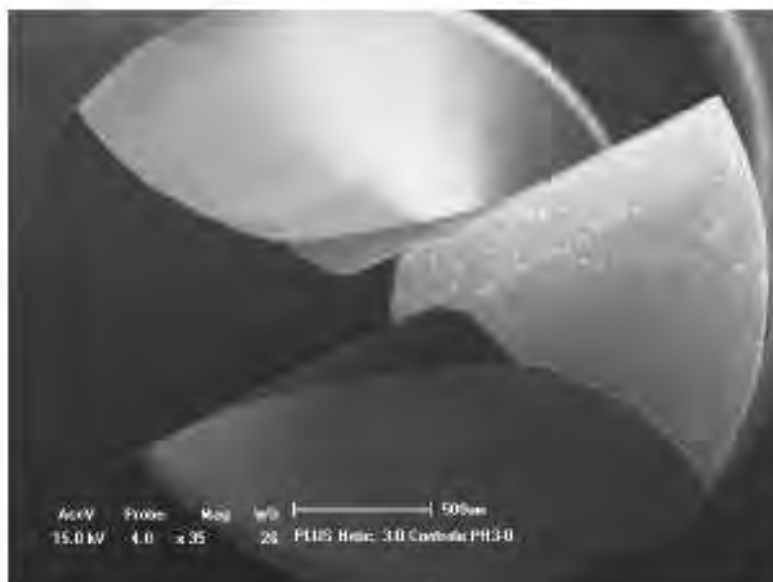


Figura 25 - Microscopias da broca Helicoidal (Ø3,0mm) em Aço com Revestimento (0 perfurações). Aumentos de (a)35x e (b)300x.



BROCA HELICOIDAL (Ø3,0mm) EM AÇO COM REVESTIMENTO- 10 PERFURAÇÕES

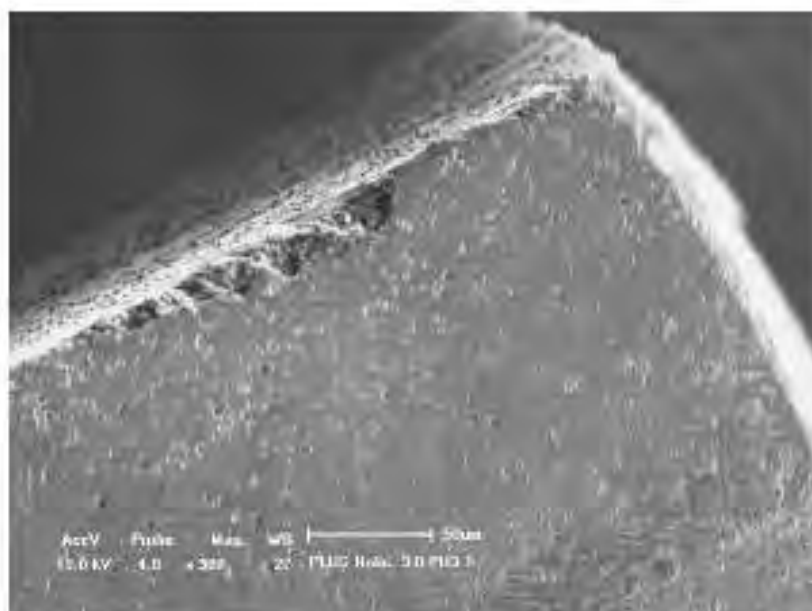
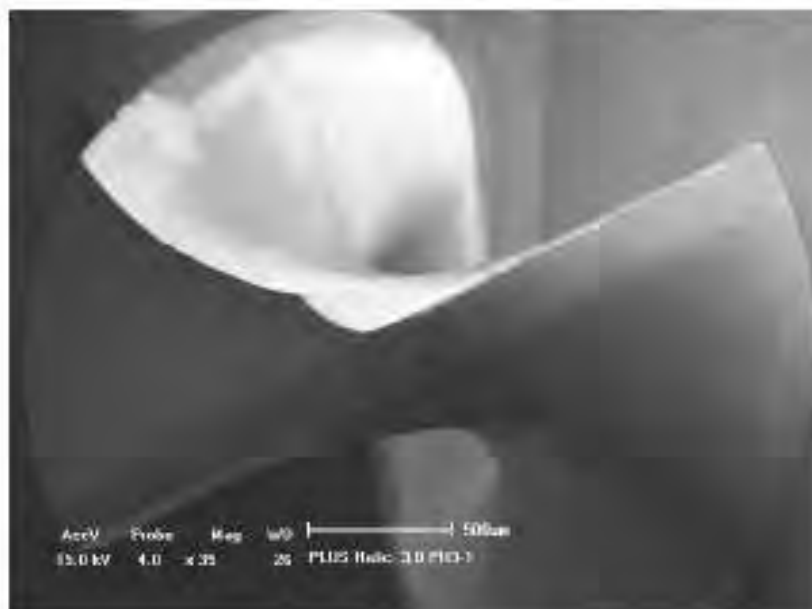


Figura 26 – Microscópias da broca Helicoidal (Ø3,0mm) em Aço com Revestimento (10 perfurações). Aumentos de (a)35 e (b)300x.

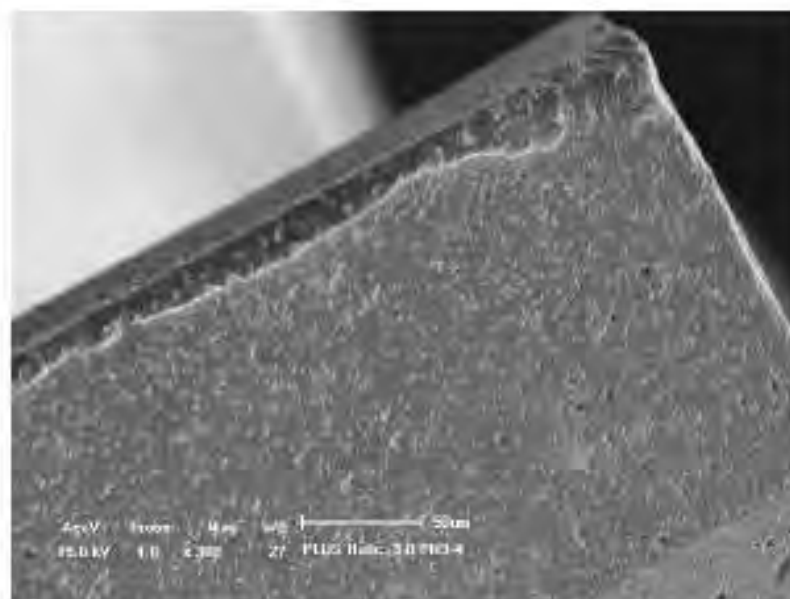
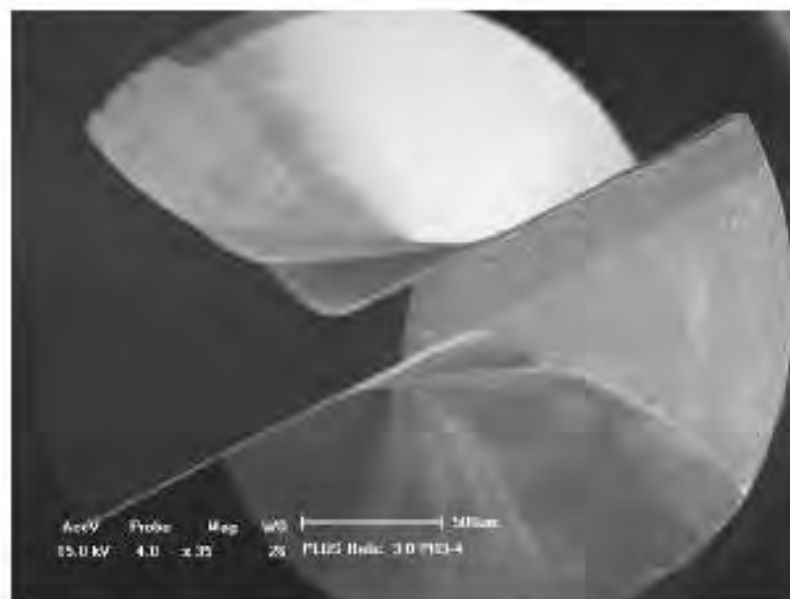
**BROCA HELICOIDAL (Ø3,0mm) EM AÇO COM REVESTIMENTO- 40 PERFURAÇÕES**

Figura 27 - Microscópias da broca Helicoidal (Ø3,0mm) em Aço com Revestimento (40 perfurações). Aumentos de (a)35x e (b)300x.

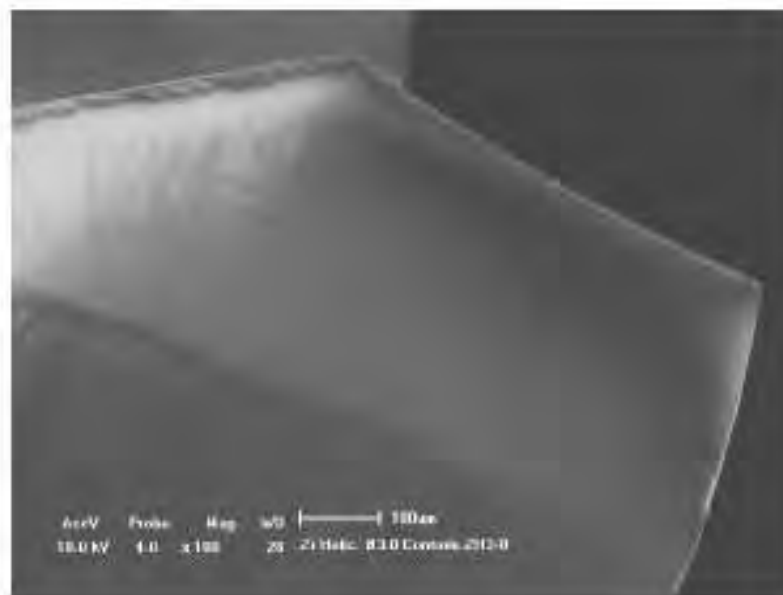
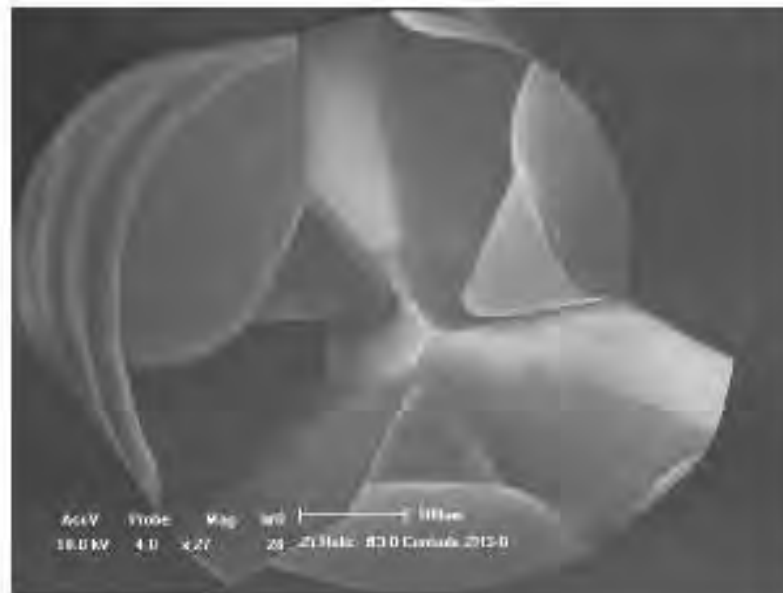
**BROCA HELICOIDAL (Ø3,0mm) EM ZIRCÔNIA - 0 PERFURAÇÕES**

Figura 28 - Microscopias da broca Helicoidal (Ø3,0mm) em Zircônia (0 perfurações).
Aumentos de (a)27 e (b)100x.



BROCA HELICOIDAL (Ø3,0mm) EM ZIRCÔNIA - 10 PERFURAÇÕES

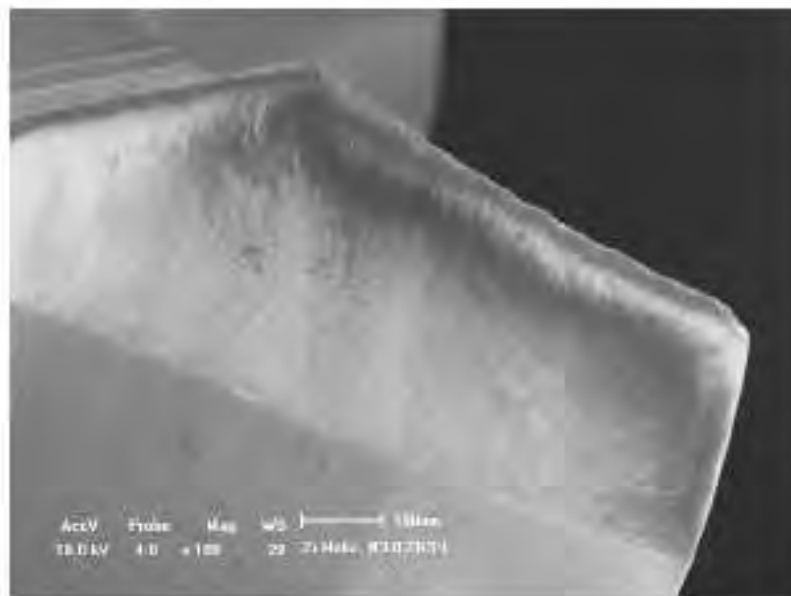
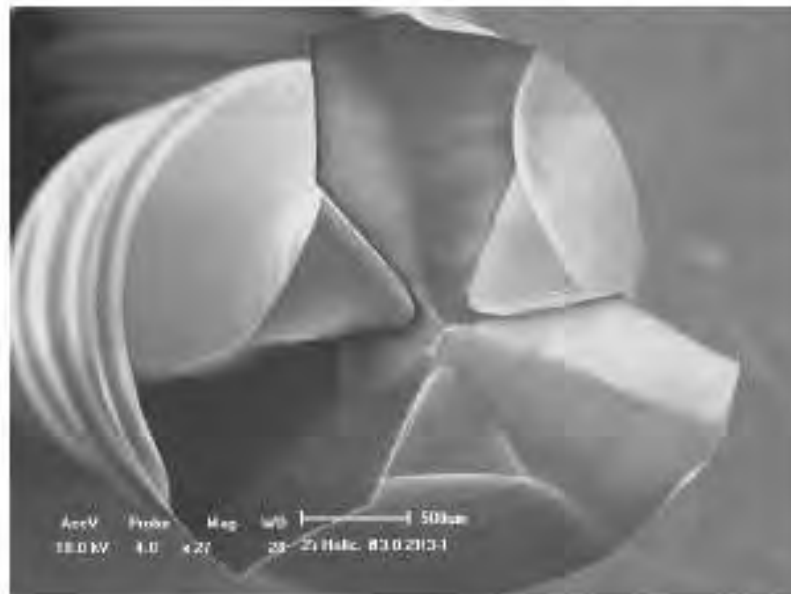


Figura 29 - Microscopias da broca Helicoidal (Ø3,0mm) em Zircônia (10 perfurações).
Aumentos de (a)27 e (b)100x.

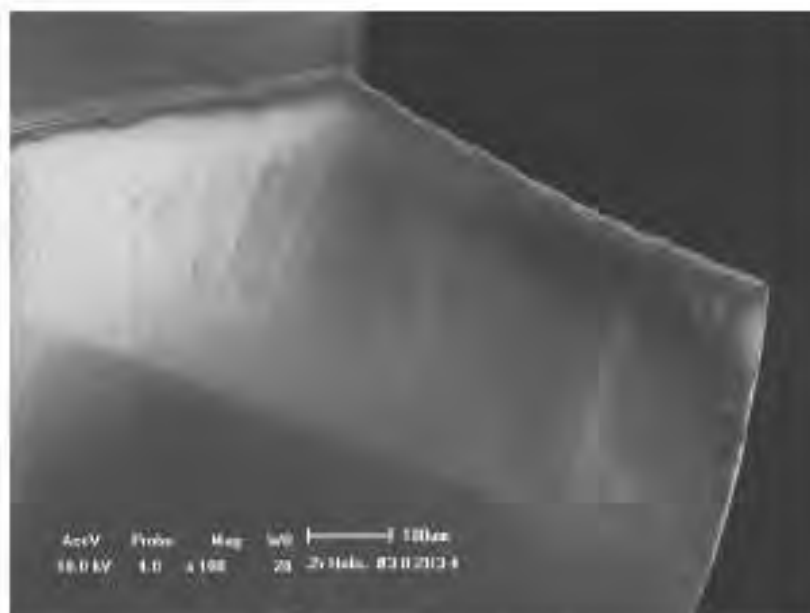
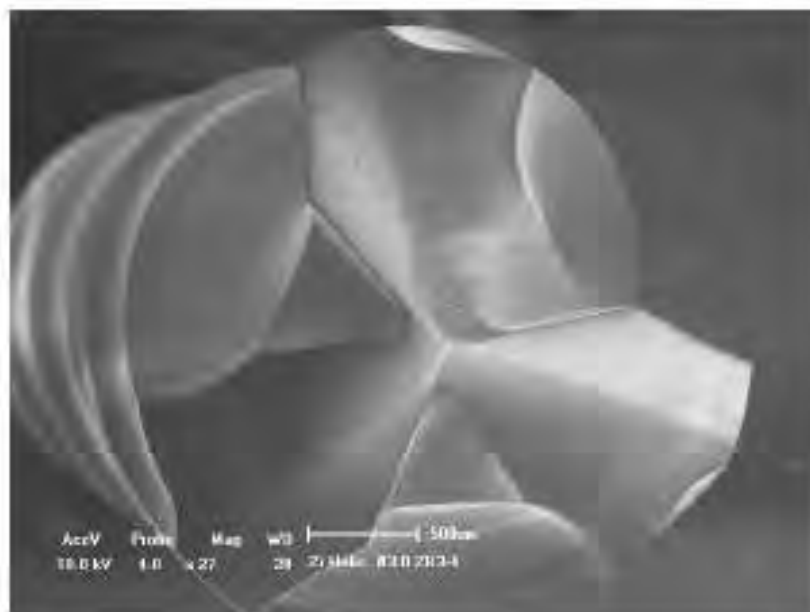
**BROCA HELICOIDAL (Ø3,0mm) EM ZIRCÔNIA - 40 PERFURAÇÕES**

Figura 30 - Microscopias da broca Helicoidal (Ø3,0mm) em Zircônia (40 perfurações).
Aumentos de (a)27 e (b)100x.



LABORATÓRIO INTEGRADO DE MATERIAIS

CONSIDERAÇÕES

As imagens obtidas por MEV mostraram que todos os grupos de amostras submetidos a diferentes números de octonômas e ciclos de esterilização apresentaram níveis diferenciados de modificação superficial. Dentre as modificações superficiais caracterizadas foram consideradas:

- Aumento dos ângulos das arestas de corte, devido ao desgaste por atrito e amassamento (Brocas em aço e aço com revestimento);
- Delimitação (softura) do revestimento (Brocas em aço com revestimento);
- Aumento da rugosidade das arestas de corte e das faces próximas às arestas de corte, devido ao desgaste por atrito e possível degradação do material promovida por umidade e calor do processo de esterilização (Brocas em Zircônia).

Curitiba, 16 de novembro de 2011.

Eng. Dra. Lúcia Valgas - Cred. PR-104599/D
Responsável Técnica

Observações aos interessados

- 1 - Os resultados apresentados referem-se, apenas, às amostras caracterizadas. A reprodução deste documento deve ser feita sob os sigilos.
- 2 - O LIM - Laboratório Integrado de Materiais se isenta de responsabilidade de interpretação e uso indevidos das informações apresentadas.