



MARCELO BRENO MENESES MENDES

**ESTUDO MECÂNICO E MICROESTRUTURAL EM DOIS SISTEMAS DE
FIXAÇÃO INTERNA USADOS EM OSTEOTOMIA SAGITAL MANDIBULAR**

PIRACICABA

2014



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

MARCELO BRENO MENESES MENDES

**ESTUDO MECÂNICO E MICROESTRUTURAL EM DOIS SISTEMAS DE
FIXAÇÃO INTERNA USADOS EM OSTEOTOMIA SAGITAL MANDIBULAR**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para obtenção do título de Doutor em Clínica Odontológica, na área de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais.

Orientador: Prof^o. Dr^o. Roger William Fernandes Moreira

Este exemplar corresponde à versão final da tese defendida pelo aluno Marcelo Breno Meneses Mendes e orientada pelo Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira.

Assinatura do Orientador

PIRACICABA

2014

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

M522e Mendes, Marcelo Breno Meneses, 1984-
Estudo mecânico e microestrutural em dois sistemas de fixação interna usados em osteotomia sagital mandibular / Marcelo Breno Meneses Mendes. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2014.

Orientador: Roger William Fernandes Moreira.
Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Propriedades de superfície. 2. Espectrometria por raios X. 3. Fraturas - Fixação interna. 4. Técnicas de química analítica. 5. Titânio. I. Moreira, Roger William Fernandes, 1971-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Mechanical and microstructural evaluation of two internal fixation systems used in mandibular sagittal split ramus osteotomy

Palavras-chave em inglês:

Surface properties

Spectrometry, X-ray emission

Fracture fixation, internal

Chemistry techniques, Analytical

Titanium

Área de concentração: Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais

Títuloção: Doutor em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Roger William Fernandes Moreira [Orientador]

Maria Cândida de Almeida Lopes

Márcia Socorro da Costa Borba

Marcelo Marotta Araújo

Fábio Ricardo Loureiro Sato

Data de defesa: 30-01-2014

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica

Folha de Aprovação



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 30 de Janeiro de 2014, considerou o candidato MARCELO BRENO MENESES MENDES aprovado.

Handwritten signature of Roger William Fernandes Moreira in black ink.

Prof. Dr. ROGER WILLIAM FERNANDES MOREIRA

Handwritten signature of Maria Cândida de Almeida Lopes in black ink.

Profa. Dra. MARIA CÂNDIDA DE ALMEIDA LOPES

Handwritten signature of Marcia Socorro da Costa Borba in black ink.

Profa. Dra. MÁRCIA SOCORRO DA COSTA BORBA

Handwritten signature of Marcelo Marotta Araújo in black ink.

Prof. Dr. MARCELO MAROTTA ARAÚJO

Handwritten signature of Fábio Ricardo Loureiro Sato in blue ink.

Prof. Dr. FÁBIO RICARDO LOUREIRO SATO

Resumo

O objetivo deste estudo foi avaliar, através da análise de rugosidade superficial, microscopia eletrônica de varredura (MEV), análise de composição através de espectroscopia de raios-X e análise de resistência mecânica, dois diferentes sistemas de fixação interna usados em fixação de osteotomia sagital do ramo mandibular. Foram selecionadas cinco placas retas do sistema 2,0 mm com quatro furos e 20 parafusos de 6 mm de comprimento de dois sistemas de fixação interna, grupo I: Tóride (Tóride Indústria e Comércio Ltda. – Mogi Mirim, São Paulo - Brasil) e grupo II: Medartis (Medartis AG – Basel, Suíça). Para os testes mecânicos, foram selecionadas dez hemimandíbulas de poliuretano, dividindo-as igualmente entre os grupos I e II. Inicialmente, foi realizada análise de rugosidade superficial em todas as placas dos dois sistemas, e os dados foram submetidos à análise de variância e teste de Tukey ($p > 0,05$) para a comparação entre as médias. Em seguida, as mesmas placas foram avaliadas no espectrômetro por meio de difração de raios-X e logo após foram analisadas no MEV. Por último, foi realizado o teste mecânico, no qual as hemimandíbulas de poliuretano foram fixadas e submetidas ao teste de carregamento (1mm/min). Os dados foram analisados quanto à carga de pico (em Newtons) e o deslocamento de pico (em mm) para todos os grupos estudados, e posteriormente submetidos ao teste *t*. Os grupos testados apresentaram vestígios superficiais dos processos de usinagem, principalmente nas margens dos elos. O grupo II apresentou revestimento com uma camada de nitreto de titânio. A análise da rugosidade revelou diferença entre as regiões de centro e margem da placa para o grupo I; diferente do grupo II, o qual apresentou valor de rugosidade menor e mais uniforme. O teste mecânico revelou que o grupo II apresentou maior carga de pico. Os dados demonstraram que há diferença microestrutural e mecânica entre os grupos testados.

Palavras-chave: Propriedades de superfície. Titânio. Técnicas de química analítica. Espectrometria por raios X. Força de tensão. Mandíbula. Fixação interna de fraturas.

Abstract

The aim of this study was to evaluate, through surface roughness analysis, scanning electron microscopy (SEM), composition analysis by X-ray spectroscopy and analysis of mechanical strength, two different systems used in internal fixation of mandibular sagittal split osteotomy fixation. Five straight 2.0 mm system plates with four holes and 20 screws 6 mm length of two internal fixation systems were selected, group I: Toride (Toride Indústria e Comércio Ltda - Mogi Mirim, São Paulo - Brazil.) and group II: Medartis (Medartis AG - Basel, Switzerland). For mechanical testing, ten polyurethane hemimandibles were used, distributing them equally into groups I and II. Initially, surface roughness analysis was performed on all plates of the two systems, and the data were subjected to analysis of variance and Tukey's test ($p > 0.05$) for comparison between means. Then, the same plates were evaluated in the spectrometer by means of X-ray diffraction and after this evaluation, they were subjected to SEM. Finally, mechanical testing was performed, in which the polyurethane mandibles were fixed and subjected to the load (1mm/min) test on an Instron testing machine, Model 4411 (Instron Corp., Norwood, MA). Data were analyzed for peak load (in Newtons) and peak displacement (in mm) for all groups, and then subjected to t test. The groups tested showed superficial traces of machining processes, especially on links periphery. Group II had coated with a layer of titanium nitride. The roughness analysis revealed differences among the regions of the center and edge of the plate for group I; group II showed roughness value smaller and more uniform, than group I. The mechanical test showed that group II had higher peak load. The data demonstrated that there are microstructural and mechanical differences between the tested groups.

Key Word: Surface properties. Titanium. Chemistry techniques, Analytical. Spectrometry, X-ray emission. Tensile strength. Mandible. Fracture fixation, internal.

Sumário

DEDICATÓRIA	xiii
AGRADECIMENTOS	xv
1. INTRODUÇÃO	01
2. REVISÃO DA LITERATURA	05
3. PROPOSIÇÃO	14
4. MATERIAL E MÉTODOS	15
4.1. Seleção dos materiais: placas e parafusos	15
4.2. Análise de rugosidade superficial	17
4.3. Espectroscopia por difração de raios X	20
4.4. Microscopia eletrônica de varredura	21
4.5. Teste mecânico de tensão	22
5. RESULTADOS	25
5.1. Análise de rugosidade superficial	25
5.2. Espectroscopia por difração de raios X	26
5.3. Microscopia eletrônica de varredura	28
5.4. Teste mecânico de tensão	50
6. DISCUSSÃO	53
7. CONCLUSÃO	65
REFERÊNCIAS	66

Dedicatória

Dedico este trabalho à minha família: aos meus pais João Bosco e Elismária, e aos meus irmãos Luana e Mauro por ajudarem a formar o homem de bem que sou. À Isabella, pela compreensão e amor, sempre disposta em ajudar e contribuir com essa conquista. Vocês são parte de mim e da minha vida. Com vocês, as dificuldades são passageiras e as alegrias mais duradouras. Aos meus pais, muito obrigado pelo exemplo de vida e união, pela forma simples, humilde, sensata e verdadeira que vocês nos educaram. Aos meus tios, primos e amigos que sempre torceram pelo meu sucesso. Muito obrigado galera!

Agradecimentos

À **Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP)**, pela oportunidade de desenvolvimento das minhas atividades de pós-graduação na **Faculdade de Odontologia de Piracicaba (FOP)** e realização desta conquista.

Ao **Laboratório de Plasmas Tecnológicos (LaPTec) do Campus Experimental de Sorocaba da Universidade Estadual Paulista (UNESP)**, em nome do **Prof. Dr. Nilson Cristino da Cruz e da Profa. Dra. Elidiane Cipriano Rangel** e do técnico Rafael Parra, pela fundamental ajuda nesse trabalho. Muito obrigado pela atenção e orientações durante a realização do trabalho. A participação de vocês tornou possível a realização desse experimento e foi fundamental para conclusão desse trabalho.

À **Universidade Federal do Piauí (UFPI)**, onde pude dar o passo inicial na minha profissão. Minha formação básica, boa parte dos meus amigos de hoje, minhas oportunidades profissionais: são vários os motivos que me levam a ter essa IES como uma das várias “casas” que ganhei na vida.

Aos queridos Professores de graduação da Universidade Federal do Piauí: **Marcoeli Moura, Alexandre Simplicio, Alessandro Gonçalves, Carmem Dolores, Rosendo, Jesus Lau, Terezinha, Marília Souza, Teresa Sampaio, Otacílio Batista, Wagner Serra e Silva, Fabrício Serra e Silva, Wagner Moura, Walter de Moura, Rodolpho Valentini Neto, Lúcia de Deus, Josilda Floriano, Carmem Milena, Divana, Carla Nunes, Lúcia Reis**: meus sinceros agradecimentos a todos vocês que fizeram parte dessa fase da minha vida.

À **Profa. Dra. Márcia Borba** pela companhia e ensinamentos desde a minha época de estagiário da FOP, sempre com disposição em ajudar.

À **Dra. Amparo Melo** por sua amizade e ensinamentos no Hospital Getúlio Vargas (HVG).

À **Profa. Dra. Maria Cândida de Almeida Lopes**, meus sinceros agradecimentos. Você é responsável pelo início da caminhada, me mostrou o caminho por onde eu deveria seguir, sempre de forma simples, humilde e sem imposição.

Ao **Prof. Dr. Wagner Serra e Silva**, à Maíra e toda a família, pela acolhida aqui em Piracicaba logo no início da minha vinda. Agradeço pelas suas companhias, conselhos e a amizade. Muito obrigado mesmo!

Ao **Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira** pela sua orientação e ensinamentos. Situações complexas parecem muito simples e rápidas em suas mãos. Vou levar isso sempre comigo. Muito obrigado por ter me aceitado como seu aluno no Mestrado. Muito obrigado por ter me aceitado no Doutorado. Obrigado por permitir a realização desse projeto em minha vida. Muito obrigado mesmo.

Ao **Prof. Dr. Marcelo Marotta Araújo** pela sua atenção e disposição desde minha defesa de Mestrado. Participar de trabalhos com o senhor e tê-lo como membro da minha banca de Doutorado agora é bastante gratificante para mim.

Ao **Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria-Barbosa** pela sua presença e companhia aqui na FOP. Obrigado pelo humor sempre em alta e pela alegria que o senhor nos trás, sempre quando parecemos tristes e desestimulados.

Ao **Prof. Dr. Márcio de Moraes** pelo convívio e por seus ensinamentos aqui na FOP, pela vontade em ensinar cirurgia, e por esforçar-se em manter este curso no mesmo nível de excelência que há muito tempo vem sendo. Muito obrigado pela sua amizade e por toda orientação que me passou durante todo o curso.

À **Profa. Dra. Luciana Asprino** pelo seu crescimento como professora, pela sua presença diária nas clínicas de graduação e de pós-graduação na FOP. Obrigado pela sua busca em sempre tentar melhorar nossas atividades, em trazer o melhor aos nossos pacientes, sempre atenta às nossas atividades e buscando o nosso melhor.

Ao **Prof. Dr. Renato Sawazaki** pelo tempo de docência aqui na FOP em que nos orientou e ajudou muito nas nossas dificuldades. Muito obrigado pelos seus ensinamentos e pelas conversas descontraídas e principalmente, obrigado por sua ajuda durante o Mestrado.

Ao Prof. Dr. Fábio Sato pela sua disposição em ajudar e participar das nossas atividades, desde o meu período de estágio aqui na Fop-Unicamp. Muito obrigado pelas suas orientações.

À banca de qualificação composta pelos Professores Doutores **Márcio Casati, Valentim Barão e Rafael Ortega**, pelas orientações e contribuição para esse trabalho.

Aos suplentes Professores Doutores **Fabício Moreira Serra e Silva, Luís Raimundo Serra Rabêlo e João Sarmento Pereira Neto** pela disposição em participar dessa etapa da minha caminhada e pelos ensinamentos e orientações sempre que nos encontramos em eventos na FOP e em congressos.

Aos amigos da época de estágio Adriano Assis, Simeir Freire e Paulo Rabelo. Muito obrigado pela convivência na Toca.

Às funcionárias da FOP por dividirem seus dias conosco e compartilharem nossas dificuldades diárias: Angélica, Edilaine Felipe (Didi), Daiana, Débora, Letícia, Keyla, Fabiana, Beatriz, Laís, Jaqueline e Natália. Muito obrigado meninas.

À Isabella, minha amiga e namorada, por ter participado dessa importante fase da minha vida. Muito obrigado por dividir comigo minhas dificuldades, angústias, meus estresses e cansaço das cirurgias e viagens. Obrigado pela sua companhia e por me trazer alegria todos os dias, sempre disposta a ajudar e ver essa etapa finalizada. Essa conquista também é sua.

Aos meus colegas de pós-graduação Frederico Felipe, Leandro Klupel, Fábio Sato, Adriano Assis, Sérgio Olate, Henrique Duque, Sérgio Monteiro, Saulo Ellery, Patrício, Érica, José, Rafael Ortega, Cláudio Nóia, Lucas Martins, Simei, Paulo Hemerson, Tina, Renato Marano, Evandro, Castelo, Leandro Pozzer, Andrezza, Raquel, Douglas, Milton, Clarice, Danilo, Renato Ribeiro, Breno Nogueira, Eder Sigua, Zarina, Pauline e Fabiano: muito obrigado a todos vocês pela vivência diária, por compartilharem as mesmas dificuldades, pelos ensinamentos e pela força que vocês transmitem.

Aos alunos das clínicas de atualização e especialização por confiarem em nosso curso e em nossa formação. Obrigado pelo convívio, embora breve, e pelo ambiente descontraído que vocês ajudam a criar aqui na Fop.

Às “meninas da limpeza”, que sempre organizam toda a nossa bagunça com muita boa vontade e alegria.

A todos os meus colegas de graduação na UFPI, de modo especial ao Bruno Leonardo, Bruno Cesar, Ana Débora Darlanny e Joyce: obrigado pela amizade de vocês.

Aos pacientes, que confiam em nosso trabalho e em nossa intenção de ajudar e querer fazer o bem. Vocês ajudam a manter o nosso curso em andamento e nos proporcionam muita alegria a realização.

A todos os meus amigos de colégio Diocesano, aos meus primos e tios, que mesmo distantes transmitiam força para me manter no caminho certo.

À empresa MaxSugical, pela doação do material de fixação Medartis.

À empresa Tóride, por acreditar nesta pesquisa e apoiar o desenvolvimento de novas descobertas. Muito obrigado pelo suporte nessa pesquisa, que foi fundamental para a conclusão o projeto.

1 INTRODUÇÃO

Desde a década de 70, constantes avanços na especialidade da Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais têm permitido o tratamento das deformidades dentofaciais por meio da cirurgia ortognática. O desenvolvimento da fixação interna para estabilização dos segmentos ósseos após osteotomias programadas ou tratamento de fraturas faciais tornou possível resultados mais previsíveis, permitindo também tratamento nos casos em que a camuflagem ortodôntica resultaria em uma estética desfavorável, aliados a menores índices de recidiva e complicações pós-operatórias (Ackerman & Proffit, 1995).

Com a introdução dos procedimentos de osteossíntese em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais, houve um notável aumento do conforto pós-operatório dos pacientes em cirurgia ortognática, devido ao menor tempo ou mesmo à eliminação do bloqueio maxilo-mandibular (BMM) durante o período de reparo das osteotomias, além de permitir um resultado mais estável (Spiessl et al., 1976).

Além disso, os sistemas de fixação interna permitiram um considerável aumento da estabilidade dos movimentos de avanço, recuo e correção de assimetrias faciais, redução dos episódios de aspiração de líquidos no pós-operatório devido à ausência de BMM, com melhora na ventilação e respiração do paciente, proporcionando também retorno precoce às funções, com maior conforto e liberdade em relação à dieta e à higiene bucal (Ochs, 2003; Gabrielli, 2007).

Após avanço nas técnicas de osteotomias, pôs-se em questão a melhor forma de fixação desses segmentos ósseos, surgindo a necessidade de emprego de meios de avaliação através de análise mecânica para atestar a resistência desses materiais de fixação à tendência de movimento dos segmentos. Assim, tensão pode ser definida como resistência interna do objeto a uma força externa aplicada. A resistência mecânica é investigada por testes mecânicos, como teste de carregamento, gerando uma deformação, que pode ser compressiva ou tensiva (Andrade, 2012).

Diferentes métodos de fixação, incluindo parafusos posicionais e compressivos, placas não compressivas fixadas com parafusos monocorticais ou mesmo uma associação das técnicas são relatados na literatura. Entretanto, ainda não há consenso sobre qual o melhor método de fixação a ser empregado nos casos de osteotomia sagital do ramo mandibular. Muitas vezes, a escolha é geralmente baseada na preferência e experiência do cirurgião, levando em consideração a particularidade de cada caso (Van Sickels & Flanary, 1985; Thomas et al., 1986; Watzke et al., 1990).

Dessa forma, para compreender melhor os eventos biomecânicos envolvidos na fixação de osteotomias sagitais da mandíbula e aprimorar as técnicas e os dispositivos de fixação envolvidos, investigações experimentais geralmente são necessárias para quantificar e avaliar de forma comparativa quais os materiais apresentam melhor comportamento biomecânico frente às forças que tendem ao deslocamento dos segmentos ósseos durante os eventos fisiológicos, como mastigação, deglutição e força máxima de mordida (Sato et al., 2010; Pereira et al., 2012).

Dentre os dados que podem ser colhidos com os testes mecânicos, a carga e o deslocamento de pico são as medidas mais importantes, quando se consideram avaliações biomecânicas. Constitui-se o momento no qual o sistema – placa e parafusos – começa a deformar de forma permanente (deformação plástica), enfraquecendo todo o conjunto de fixação e levando-o à falha (Peterson et al., 2005).

Além de ensaios sobre desempenho mecânico e estabilidade, os materiais de osteossíntese também devem apresentar bom desempenho microestrutural, uma vez que, depois de instalados no corpo humano, sua reação com o organismo depende bastante da sua constituição e microestrutura. Assim, quando biomateriais são introduzidos nos tecidos humanos, a biocompatibilidade desses materiais depende das propriedades químicas e físicas de sua superfície, como também depende da reação inicial celular sobre a superfície do sistema (Huanga et al., 2004).

O tratamento da estrutura superficial é possível de ser realizado em regiões macroscópicas, microscópicas e em regiões submicroscópicas (nanométricas). A estrutura superficial de um implante – considerando que o implante represente qualquer dispositivo biocompatível que possa substituir ou atuar como estrutura biológica perdida pelo organismo, incluindo placas e parafusos de osteossíntese – tem uma influência significativa na sua ancoragem e na sua força de adesão ao tecido adjacente. Com o aumento da rugosidade superficial, a força de adesão entre superfície do implante e o tecido adjacente também cresce. Assim, sob o ponto de vista de aplicação mecânica, o crescimento ósseo sobre e para dentro das cavidades superficiais tem uma influência positiva (Leyens & Peters, 2003).

O comportamento celular sobre os biomateriais é influenciado fortemente pelas propriedades superficiais, incluindo hidrofiliidade, rugosidade, textura e morfologia. Em diversos estudos *in vivo* com implantes metálicos, superfícies rugosas foram relacionadas à melhor fixação óssea do que superfícies lisas, concluindo que a rugosidade superficial tem um efeito direto na fixação, proliferação e diferenciação osteoblástica. Estudos *in vitro* apoiam essa hipótese, uma vez que osteoblastos apresentam maior adesão inicial a superfícies rugosas de titânio (Wirth et al., 2008). No entanto, em materiais de fixação interna, o aumento da rugosidade pode trazer desvantagens, uma vez que reduz a resistência mecânica e aumenta a taxa de osseointegração do sistema, o que pode dificultar uma possível remoção do sistema de fixação caso haja necessidade posteriormente (Leyens & Peters, 2003).

Assim, com o intuito de avaliar os eventos biomecânicos envolvidos no processo de recuperação pós-operatória, aprimorar os dispositivos de fixação já existentes e determinar a melhor forma de tratamento para cada caso, são necessárias investigações experimentais a fim de atestar a qualidade e o desempenho mecânico dos materiais de fixação interna disponibilizados atualmente.

No entanto, o desempenho mecânico está relacionado a características microestruturais únicas dos sistemas de fixação e que devem ser avaliadas, buscando relacionar com seu desempenho no paciente. Para isso, podem-se realizar avaliações através de análise de superfície, teste de composição microestrutural e testes mecânicos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Titânio e suas ligas compõem materiais de fixação usados amplamente na abordagem de deformidades e fraturas faciais. Várias formas de tratamento superficial foram desenvolvidas para controlar a rugosidade de implantes de titânio, favorecendo o processo de osseointegração. No entanto, quando se tratam de materiais de fixação, não se deseja, inicialmente, que placas e parafusos sejam englobados por tecido ósseo, mas sim que permaneçam inertes, favorecendo o reparo ósseo sem causar reação de rejeição ao leito tecidual. Diante disso, a morfologia e a composição química superficiais são fatores diretamente relacionados à reação tecidual desses materiais, ou seja, no sucesso do tratamento (Anselme et al., 2005).

Anselme et al. (2002) afirmam que osteoblastos humanos cultivados preferem superfícies de titânio tratadas, apresentando maior rugosidade. Korovessis & Deligianni (2002) também defendem que a rugosidade superficial do titânio influencia significativamente a resposta celular óssea e, dessa forma, o titânio deveria ser usado com certa rugosidade em sua superfície externa, se uma resposta de adesão celular significativa é desejada, diferentemente dos sistemas de fixação interna, nos quais deseja-se que se mantenham inertes, sem que ocorra osseointegração (Huang et al., 2004; Anselme et al., 2002; Korovessis & Deligianni, 2002).

A rugosidade não exerce influência apenas na adesão celular. Durante ação de cargas fisiológicas, o sistema de fixação, principalmente as placas utilizadas para estabilização dos segmentos ósseos, tem o seu desempenho mecânico comprometido com o aumento da rugosidade. Segundo Leyens & Peters (2003), de acordo com a superfície, ocorre colapso da resistência à fadiga devido ao início da trinca, em superfícies lisas, ou mesmo por propagação das trincas, em superfícies rugosas. Além disso, a rugosidade pode ainda sofrer influência da dureza da camada superficial sobre a propagação de linha de falha no sistema.

Os raios X foram descobertos em 1895 por Wilhelm Röntgen (1845-1923), e as experiências iniciais sugeriram que se tratavam de ondas eletromagnéticas cujos comprimentos de onda são da ordem de 10^{-10} metros (m), ou 1 angstrom (Å). Aproximadamente na mesma época, começou a surgir a idéia de que em um sólido cristalino os átomos estariam dispostos em um arranjo regular com espaçamentos entre os átomos também com ordem de grandeza de 10^{-10} m (1 Å). Combinando essas duas idéias, Max von Laue (1879-1960) propôs em 1912 que um cristal poderia servir como uma espécie de rede de difração tridimensional para raios X. Assim, um feixe de raios X poderia ser espalhado, ou seja, absorvido e depois reemitido pelos átomos individuais de um cristal e as ondas espalhadas poderiam interferir de modo análogo ao das ondas provenientes de uma rede de difração (Young & Freedman, 2004).

Uma técnica de difração usual emprega uma amostra composta por inúmeras partículas finas e orientadas de maneira aleatória, a qual é exposta a uma radiação. Cada partícula de pó ou de grão consiste em um cristal, e a existência de um número muito grande destes com orientações aleatórias assegura que pelo menos algumas partículas estarão orientadas de maneira correta, tal que todos os conjuntos de planos cristalográficos possíveis estarão disponíveis para difração (Callister, 2006).

O difratômetro (figura 1) é um modelo de aparelho utilizado para determinar os ângulos para os quais ocorre difração em amostras pulverizadas. Dessa forma, uma amostra “a”, com a forma de uma chapa plana, é sustentada de tal maneira que são possíveis rotações ao redor de um eixo, perpendicular ao plano dessa página. O feixe monocromático de raios X é gerado em um emissor “b”, e as intensidades dos feixes difratados são detectadas através do uso de um contador “c”. Um dos principais empregos da difratometria de raios X está na determinação da estrutura cristalina (Callister, 2006).

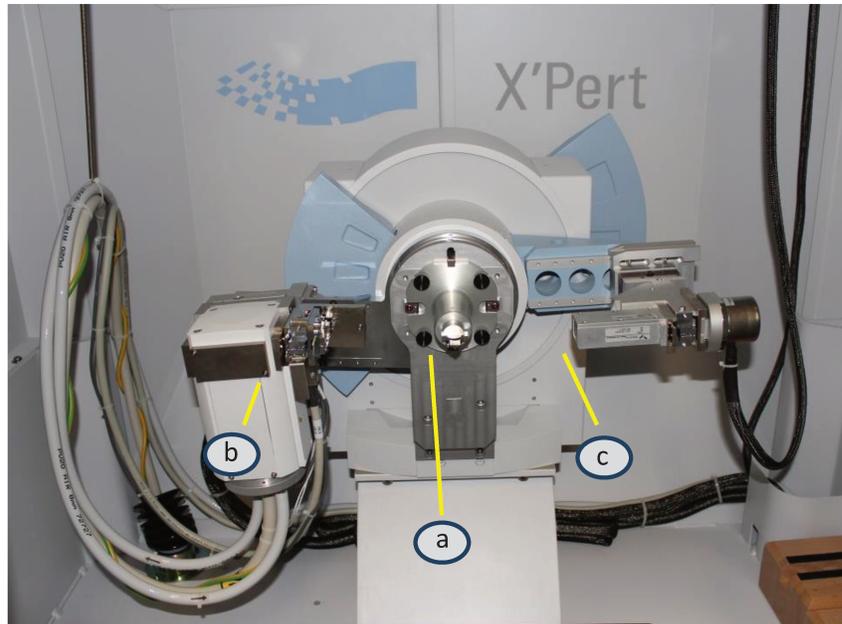


Figura 1: Difratorômetro de raios X (DRX), com suporte da amostra (a), tubo de raios X (b), contador (c), pertencente ao Laboratório de Plasmas Tecnológicos (LaPTeC) do Campus Experimental de Sorocaba – UNESP.

Os picos de alta intensidade (Figura 2) ocorrem quando a condição de difração de Bragg é satisfeita por algum conjunto de planos cristalográficos. Segundo essa concepção, quando submetidos a determinados comprimentos de onda e a ângulos de incidência específicos, esses cristais produzem intensos picos de radiação refletida (conhecidos como *picos de Bragg*). A lei de Bragg é uma condição necessária para a difração por cristais (Callister, 2006).

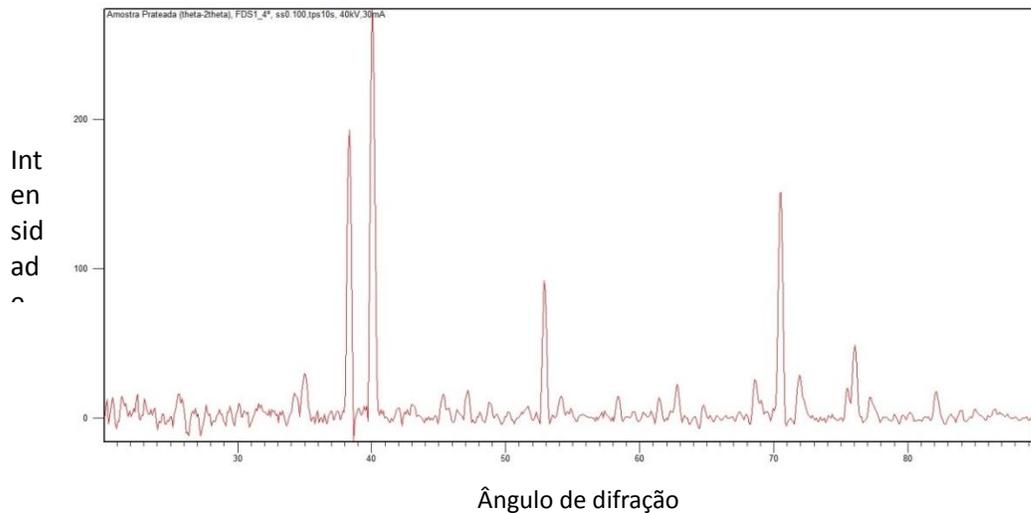


Figura 2: Difratoograma para uma amostra de titânio.

Uma vez que a difração de raios X fornece informações detalhadas sobre a superfície do material, pode-se determinar a constituição da amostra e a presença de partículas de impureza. Isto é um fato de grande importância, pois o desenho das placas e parafusos e suas composições químicas influenciam diretamente nos valores obtidos em ensaios de flexão, tanto para as placas como para os parafusos (Trivellato et al., 2000).

A avaliação da constituição superficial é importante na determinação de impurezas, que podem afetar o estado de homeostasia entre o sistema de fixação e o leito tecidual. Segundo Lee et al. (2012), a melhora na hidrofiliabilidade superficial e na adesão osteoblástica sobre substratos de titânio podem ser obtidas com a eliminação de contaminantes da superfície.

Os microscópios ópticos convencionais utilizam fonte de luz visível para determinação microscópica, estando limitados a um aumento máximo de 2000 vezes, porque acima deste valor, detalhes menores são imperceptíveis, uma vez que o poder de resolução dos olhos humanos é de cerca de 0,1 a 0,2 mm (Williams & Carter, 2009; Dedavid et al., 2007). Para aumentar a resolução, pode-se utilizar uma radiação com comprimento de onda menor que a luz visível como fonte de iluminação do objeto. Nesse sentido, um microscópio eletrônico de

varredura (MEV) utiliza um feixe de elétrons no lugar de fótons, empregados em microscópio óptico convencional, o que permite solucionar o problema de resolução relacionado com a fonte de luz branca (Dedavid et al., 2007).

Atualmente, o microscópio eletrônico de varredura constitui a ferramenta mais eficiente e versátil para a caracterização dos materiais em escalas espaciais, desde proporções nanométricas (de < 1 nm a 100 nm) até medidas maiores que o micrometro (Williams & Carter, 2009).

Uma das vantagens de usar radiação ionizante é a produção de uma série de sinais secundários a partir da amostra, tais como elétron Auger, elétrons retroespalhados, elétrons secundários, raios X característicos, luz visível, radiação *Bremsstrahlung*, dispersão elétrica não-elástica, feixe direto e dispersão elétrica elástica. Muitos desses sinais são usados em microscopia eletrônica analítica (MEA) – refere-se à análise de dados espectroscópicos no microscópio eletrônico baseados em vários sinais. Estes sinais podem ser usados para identificar e quantificar a concentração dos elementos presentes na área analisada, mapear sua distribuição na amostra com alta resolução (1 nm ou menos) e até mesmo determinar seu estado químico. A MEA usa espectrometria de energia dispersiva de raios-X (Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy - EDS). Em contrapartida, microscópios que usam radiação não-ionizante, como a luz visível, comumente geram apenas luz (Williams & Carter, 2009).

A espectrometria por dispersão de energia (EDS) fornece uma análise qualitativa dos elementos químicos presentes nas amostras analisadas, sendo uma excelente ferramenta para investigações da microestrutura das amostras (Trivellato et al., 2000).

Trivellato et al. (2000) buscaram avaliar o comportamento mecânico e microestrutural de diferentes sistemas de fixação interna (placas e parafusos), por meio de espectrometria por dispersão de energia (EDS) e espectrometria de emissão atômica. Os autores encontraram constituição microestrutural diferente entre os grupos avaliados, com os parafusos da marca comercial *W. Lorenz* sendo

compostos à base de liga Ti6Al4V e os parafusos e placas das demais marcas comerciais sendo constituídos de titânio comercialmente puro. Essa diferença microestrutural acarretou alteração na resistência mecânica ao teste de tensão entre os grupos.

Lee et al. (2012) utilizaram análise no MEV para avaliar a relação entre hidrofiliabilidade superficial e diferenciação osteoblástica em substratos de titânio com microirregularidades. Os autores encontraram que microrranhuras superficiais e ataque ácido em superfícies de titânio aumentam a hidrofiliabilidade superficial, levando a um aumento na atividade da fosfatase alcalina e, conseqüentemente, na atividade osteoblástica.

Segundo Obwegesser (2007), a osteotomia sagital dos ramos mandibulares (OSRM) é o procedimento mais comumente realizado para correções de deformidades mandibulares. A técnica cirúrgica tem sofrido modificações, tanto no desenho da osteotomia como nas formas de fixação desde a descrição original de Blair em 1907, seguidas por Schuchardt em 1954, Obwegesser em 1955, 1957 e em 1968, Epker em 1977 e Ellis em 2007.

A técnica original foi descrita por Trauner & Obwegesser em 1957, consistindo de uma osteotomia através da cortical lateral do ramo da mandíbula, que vai da região distal do segundo molar até a borda posterior da mandíbula e uma corticotomia horizontal mais alta, através da face medial do ramo, acima da língua. Uma osteotomia sagital divide esses dois cortes, separando a mandíbula em dois segmentos, uma incluindo o côndilo e a outra o segmento dentado, permitindo maior versatilidade na correção das deformidades mandibulares. Uma das inovações introduzidas pelos autores foi a execução intra-bucal da técnica. Essa técnica inicialmente propiciou a correção da deficiência e do prognatismo mandibulares e conferiu a possibilidade de fechamento de mordida aberta. (Trauner & Obwegesser, 1957; Obwegesser, 2007).

Historicamente, pesquisas mecânicas envolvendo fixação de osteotomias sagitais dos ramos mandibulares (OSRM) realizadas ao longo do tempo buscaram avaliar a estabilidade do sistema de fixação. Assim, parafusos posicionais bicorticais tem sido a técnica de fixação de OSRM mais avaliada, uma vez que é um método relativamente simples de ser realizado e apresenta alta estabilidade. Enquanto parafusos posicionais bicorticais em padrão de “L” invertido são considerados o “padrão ouro” com a qual outras técnicas são comparadas, outros padrões de inserção de parafusos e vários tipos de placas tem sido alvo de constantes investigações mecânicas (Murphy et al., 1997; Haug et al., 1999).

Além disso, o foco dessas investigações era relacionado apenas com a estabilidade da fixação, sem considerar outros fatores cirúrgicos. Uma dessas considerações é a facilidade e habilidade de posicionar apropriadamente os côndilos na fossa articular. Algumas vezes, após a fixação e subsequente remoção do bloqueio maxilo-mandibular, surgem discrepâncias oclusais devido ao posicionamento impreciso da fixação, o que causa o deslocamento do côndilo em uma posição não natural (Peterson et al., 2005).

Chuong et al. (2005) utilizaram avaliação por meio de elemento finito para analisar o comportamento de duas formas de fixação da osteotomia sagital bilateral do ramo. Os autores constataram que a disposição de três parafusos em padrão de “L” invertido ofereceu melhor resultado mecânico, ou seja, apresentou maior resistência à carga compressiva e ao deslocamento, quando comparado a outros métodos de fixação.

Sato et al. (2010) avaliaram comparativamente a resistência mecânica e as áreas de tensão criadas após aplicação de carga, através de teste mecânico de tensão e análise fotoelástica, em quatro métodos de fixação de osteotomias sagitais. Os autores concluíram que o padrão de fixação altera a distribuição de tensão entre o sistema de fixação e os segmentos ósseos e que o padrão de fixação com parafusos em padrão linear inseridos com angulação de 90º com a cortical óssea e em padrão de “L” invertido apresentaram melhor comportamento.

Estudos laboratoriais podem ser úteis na determinação da resistência dos materiais frente a cargas de tração e compressão, desta forma, auxiliando no desenvolvimento desses materiais para que haja adequada aplicação clínica (Erkmen et al.,2005).

De uma forma geral, há três formas de fixação de OSRM, que incluem parafusos compressivos, parafusos posicionais e miniplacas com parafusos monocorticais (Stoelinga & Borstlap, 2003).

Parafusos compressivos – *lag screw* – foram introduzidos por Spiessl em 1976 e tiveram maior divulgação com Paulus & Steinhauser em 1982. Geralmente, são usados três parafusos, com engajamento das roscas dos parafusos apenas na cortical lingual (Fujioka et al., 2000).

Parafusos posicionais são provavelmente usados mais frequentemente e seguem o mesmo princípio de instalação dos parafusos compressivos, havendo engajamento nas duas corticais; porém não há compressão entre os segmentos, e as roscas do parafuso atuam nas duas corticais (Jeter et al., 1984; Turvey & Hall, 1986; Niederdellman & Collins, 1987).

O princípio do uso de miniplacas para fixação de segmentos foi introduzido por Michelet et al. em 1971, quando pequenas placas de fixação com parafusos monocorticais foram usadas em pacientes que foram submetidos à osteotomia sagital para recuo mandibular.

Sato et al. (2010) usaram teste mecânico e fotoelástico para avaliar diferentes tipos de fixação de OSRM. Os testes foram realizados com mandíbulas sintéticas e indicaram que, nos casos em que a fixação foi realizada com placas e parafusos monocorticais, a tensão se concentrava nas proximidades do sistema de fixação, o que justificaria a menor resistência mecânica desse sistema de fixação, em comparação à resistência encontrada para fixação com parafusos posicionais.

Os resultados de testes mecânicos podem fornecer indícios, de acordo com dados laboratoriais, o melhor desempenho dos sistemas de fixação frente às forças de tensão. Assim, em casos de necessidade imediata de retorno às funções mandibulares, tais como em pacientes com grande carga oclusal, é aconselhável emprego de fixação mais rígida, tais como instalação de parafusos posicionais bicorticais; diferente dos casos em que são planejados grandes movimentos, quando seria indicada fixação com placas e parafusos monocorticais (Sato et al., (2010).

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho teve como objetivo avaliar dois sistemas de fixação interna utilizados para correção de deformidades dentofaciais. Existe diferença entre dois sistemas de fixação interna quanto à resistência mecânica, rugosidade e composição química superficiais? Uma avaliação minuciosa desses materiais pode revelar algumas questões que justifiquem a diferença de comportamento entre eles. Assim, os sistemas de fixação foram submetidos à macro e microanálises:

- Teste macroestrutural: análise de resistência mecânica ao deslocamento de osteotomias sagitais mandibulares fixadas com placas e parafusos de dois sistemas diferentes.
- Teste microestrutural: análise da rugosidade superficial, microscopia eletrônica de varredura e espectroscopia por difração de raios-X das placas de dois sistemas de fixação interna.

4 MATERIAL E MÉTODOS

- **Seleção dos materiais: placas e parafusos**

Foram selecionadas 5 placas retas do sistema 2,0 mm com quatro furos e 20 parafusos de 6 mm de comprimento para cada sistema de fixação interna, dividindo-os em grupo I: sistema Tóride (Tóride Indústria e Comércio Ltda. – Mogi Mirim, São Paulo - Brasil) e grupo II: sistema Medartis (Medartis AG – Basel, Suíça). Foram selecionadas 10 hemimandíbulas de poliuretano (Nacional Ossos, Jaú-SP) servindo como substrato para a fixação das placas e parafusos e posterior realização do teste mecânico, distribuindo cinco hemimandíbulas para cada grupo. As hemimandíbulas foram fornecidas com a osteotomia sagital do ramo mandibular padronizada de fábrica e estabilizadas com cianoacrilato, de acordo com a técnica proposta por Epker, (1977). Os materiais de fixação foram doados, intactos, em embalagens lacradas individuais (Figura 3).

Os materiais, sistema de fixação e substrato, foram organizados em dois grupos distintos:

-**Grupo I: marca Tóride®** (Tóride Indústria e Comércio Ltda. – Mogi Mirim, São Paulo – Brasil) – placas prateadas.

-**Grupo II: marca Medartis®** (Medartis AG – Basel, Suíça) – placas douradas.



Figura 3: Mandíbula sintética de poliuretano (Nacional Ossos, Jaú-SP) com osteotomia sagital do ramo mandibular padronizada (a) e amostras de placas dos grupos Medartis (b) e Tóride (c).

O teste mecânico foi realizado com base em biomodelo simulando aplicação de forças mastigatórias em réplicas de hemimandíbulas. Este método foi descrito em estudos anteriores, os quais avaliaram *in vitro* modelos de avanço e recuo mandibulares com outros dispositivos de fixação interna (Brasileiro, 2009 e 2012).

As hemimandíbulas foram fixadas com emprego de um guia de perfuração confeccionado em resina acrílica, sendo um guia para cada grupo. As placas foram instaladas sobre a cortical em região de base de mandíbula, região que apresentava maior contato plano com a superfície da placa, não necessitando de modelagem da mesma para acomodação sobre o leito ósseo. Os segmentos foram estabilizados sem realização de movimentos de avanço ou recuo, uma vez que o objetivo era avaliar a resistência mecânica do sistema e a placa utilizada não permitia amplitudes de movimentação ântero-posterior devido à sua conformação sem segmento intermediário sem elos (Figuras 4 e 5).



Figura 4: Imagem de hemimandíbula com uso de guia de perfuração confeccionado em acrílico para instalação dos sistemas de fixação.

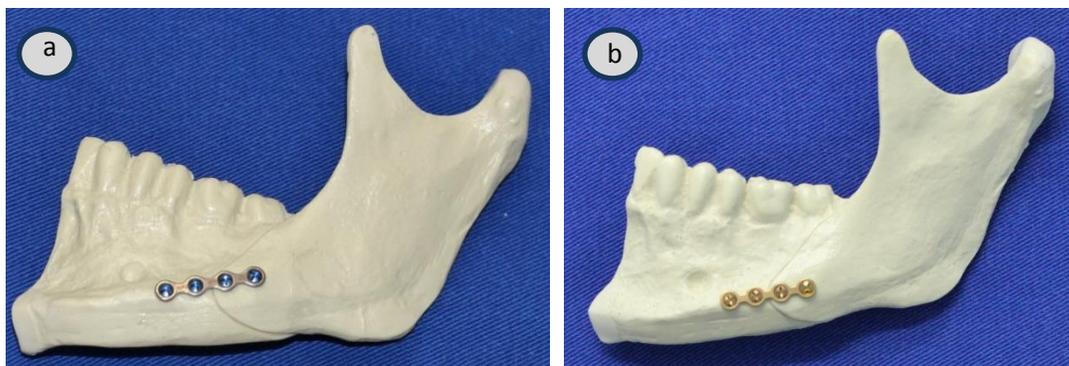


Figura 5: Mandíbulas sintéticas de poliuretano (Nacional Ossos, Jaú-SP) fixadas com sistema Tórde (a) e sistema Medartis (b).

- **Análise de rugosidade superficial**

O teste de rugosidade superficial foi realizado no perfilômetro Veeco Daktak 150 (Veeco[®] Tucson, AZ-USA) do Laboratório de Plasmas Tecnológicos (LaPTeC) do Campus Experimental de Sorocaba - UNESP em todas as placas, nos lados “osso” e “mucosa”, dos dois sistemas, antes do teste mecânico (Figura 6). Os dados foram submetidos à análise de variância de dois fatores (ANOVA) e teste de Tukey.

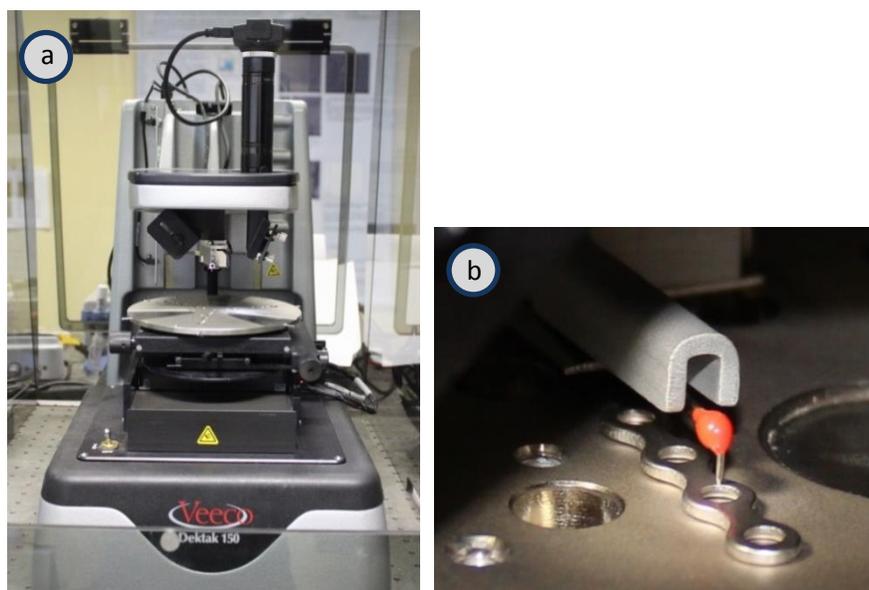


Figura 6: Rugosímetro (a) Veeco Daktak 150 (Veeco[®] Tucson, AZ-USA) e perfilômetro posicionado sobre placa para realização de análise imagem (b).

O teste de rugosidade foi realizado com uma carga de 3 mg aplicada pelo perfilômetro, com duração de 12 segundos para cada análise, avaliando um comprimento de cerca de 2500 μm (2,5 mm), seguindo as especificações da máquina, medidos nos segmentos intermediários (região central e margem lateral) das duas superfícies da placa: em contato com o osso e com a mucosa. (Figura 7).

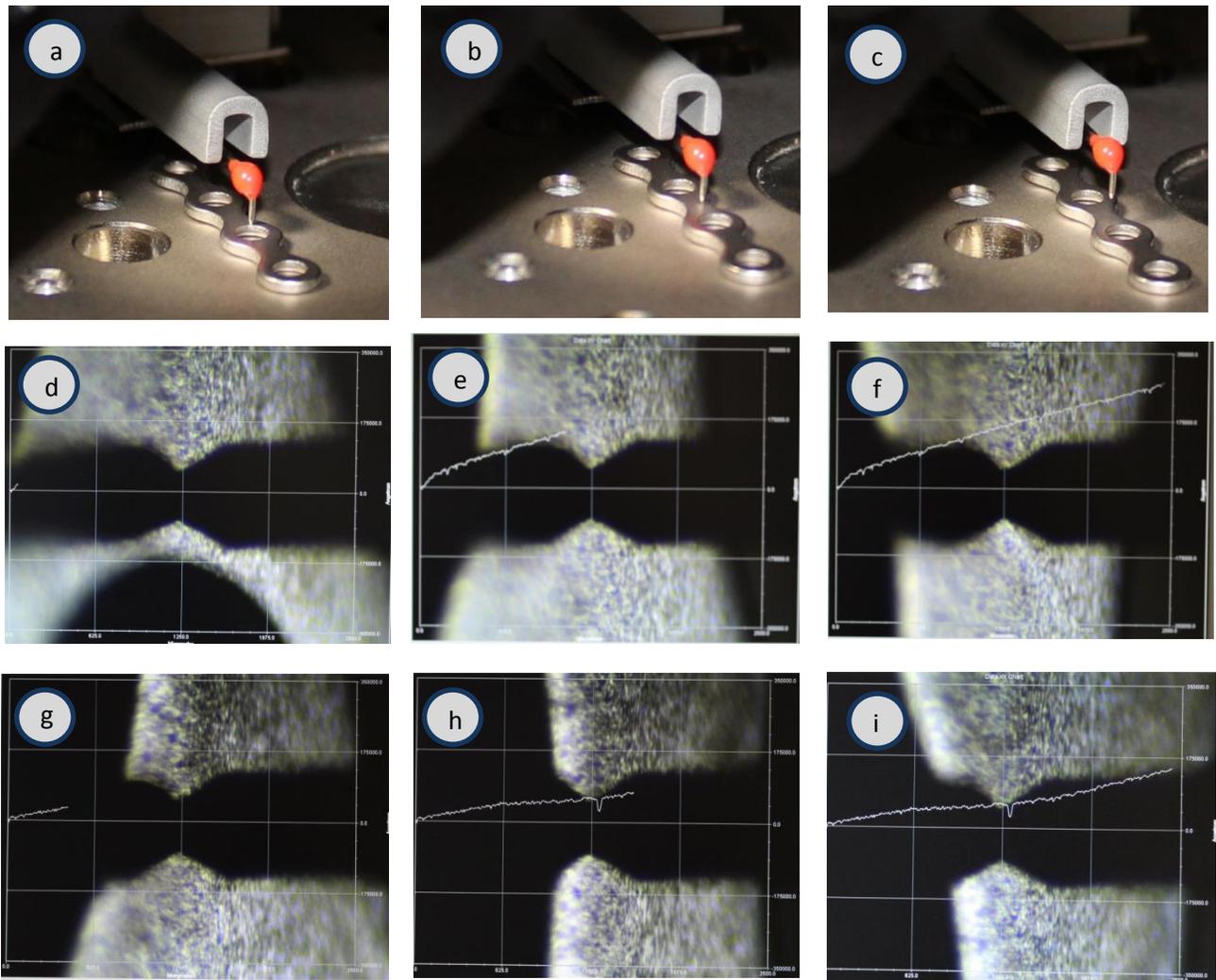


Figura 7: Regiões analisadas no perfilômetro: início e final do teste com agulha do perfilômetro percorrendo todo o segmento intermediário entre os elos de cada placa (a - c), centro (d - f) e margem (g - i) de segmento intermediário de placas visualizadas durante a realização dos testes no programa Veeco Daktak V9 (Veeco[®] Tucson, AZ-USA).

A resolução do aparelho é dada em função da movimentação vertical da agulha. Assim, 65,5 micrometros (μm) representa a amplitude máxima de deslocamento vertical da agulha do perfilômetro, definindo a resolução ou a precisão da medida. Os parâmetros usados na medida de rugosidade foram definidos de maneira que fosse possível obter uma varredura com dimensões significativas em relação ao tamanho das amostras.

A agulha do perfilômetro move-se por voltagem; por convenção, a cada 5 volts. Dessa forma, divide-se o comprimento de 65,5 μm por 5 volts, de forma a caracterizar melhor a rugosidade do material. A medida é obtida através da mensuração do maior pico e o maior vale. O valor médio entre essas medidas é o valor "Ra" da rugosidade do material. O valor é fornecido em Angstrom ($1\text{\AA} = 10^{-10}\text{ m}$), que foi convertido em micrometros ($1\mu\text{m} = 10^{-6}\text{ m}$), posteriormente.

- **Espectroscopia por difração de Raios-X**

Para analisar a composição química superficial e a forma cristalina do metal, foi realizada espectroscopia por raios X no difratômetro DRX X'Pert Pro PANalytical (PANalytical®, Netherlands) com uma placa de cada grupo. Para a realização da análise, é necessária uma superfície plana (segmento intermediário da placa do lado osso) para que possa ocorrer a difração de raios X. Dessa forma, cada placa foi introduzida e presa ao suporte (a), de forma a ficar perfeitamente posicionada para receber o feixe de raios-X de cobre oriundos do tubo (b) e absorvidos pelo contador (c). Os dados foram analisados e fornecidos na forma de gráficos pelo próprio difratômetro. A análise foi realizada com 30 miliamperes (mA) de potência sob tensão de 40 quiovolts (kV), com 10 segundos de tempo por passo de 0,001º e fenda fixa de ¼ de grau de abertura do feixe de raios X (Figura 8).

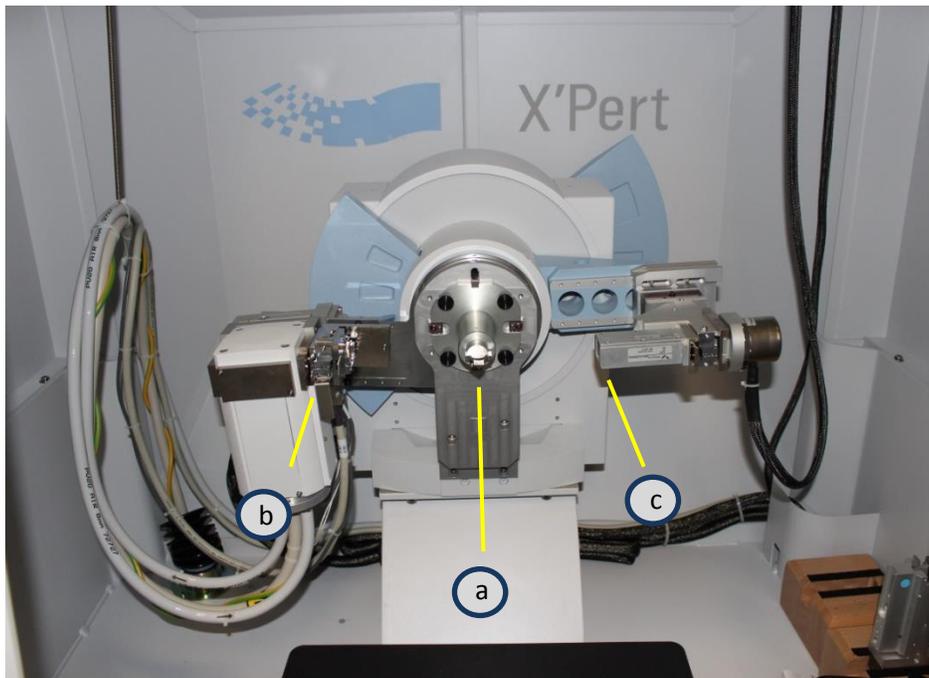


Figura 8: Difratômetro DRX X'Pert Pro PANalytical (PANalytical®, Netherlands), com amostra posicionada em "a", tubo de cobre emissor de raios X em "b" e célula contadora em c".

- **Microscopia Eletrônica de Varredura**

Foi realizada análise no microscópio eletrônico de varredura - MEV (JEOL, JSM-6010LA-Analytical Scanning Eletron Microscope, Tokyo-Japão) do Laboratório de Plasmas Tecnológicos (LaPTeC), Campus Experimental de Sorocaba – UNESP com as amostras de placa do grupo Tóride e Medartis, com voltagem de 10 kV (Figura 9).



Figura 9: Microscópio eletrônico de varredura-MEV (JEOL, JSM-6010LA-Analytical Scanning Eletron Microscope, Tokyo-Japão).

Foram analisados os lados da placa correspondentes em contato com mucosa e com osso, nas regiões de centro de placa (escala de 20 μm e 500 μm), margem externa de elo (escala de 20 μm e 100 μm), centro de elo (escala de 20 μm e 100 μm) e margem interna de elo (escala de 20 μm e 100 μm), incluindo bordas superior e inferior da margem e região biselada que se destina a ficar em contato com a cabeça do parafuso. Nas margens externa e interna de elo foram analisadas as imagens com escala de 20 μm com angulação perpendicular e com 25 graus em relação à superfície da placa, uma vez que as margens da placa são arredondadas.

Durante a análise no MEV, foi realizado o teste de espectroscopia de raios X por dispersão em energia – EDX (*Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy - EDS*) na imagem do centro do elo da placa, com escala de 20 µm, sendo possível verificar a composição, mas não a porcentagem dos elementos.

- **Teste Mecânico de Tensão**

Para os testes mecânicos de carregamento, dez hemimandíbulas de poliuretano foram divididas entre os dois grupos, igualmente, sendo cinco amostras para fixação da osteotomia sagital do ramo mandibular com o sistema Tóride® e outras cinco hemimandíbulas para fixação das osteotomias com sistema Medartis®, de acordo com a quantidade de material de fixação fornecido por cada fabricante.

As placas foram fixadas às hemimandíbulas de poliuretano e submetidas ao teste de carregamento na máquina para ensaio universal mecânica Instron, modelo 4411 (Instron Corp, Norwood, MA) do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP-UNICAMP).

Depois de fixadas, as hemimandíbulas foram inseridas em resina acrílica e instaladas ao suporte para a realização do teste mecânico (Figura 10).

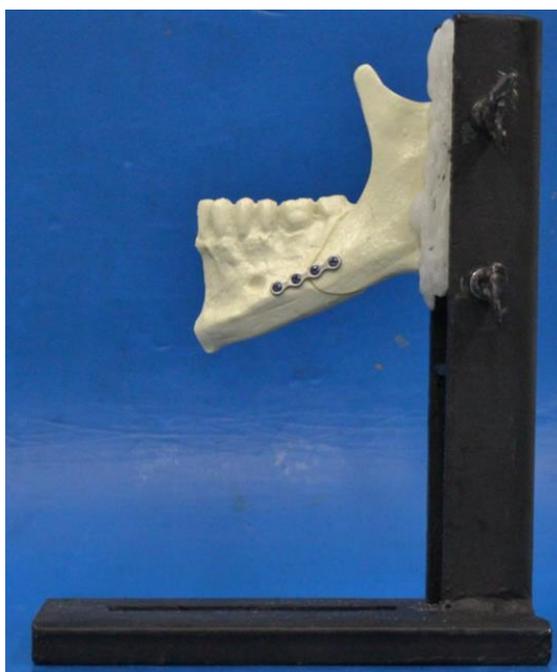


Figura 10: Hemimandíbula do grupo I inserida em resina acrílica e presa ao suporte para realização de teste mecânico.

Os dados foram analisados em seguida para avaliar, quantitativamente, as médias das cargas de pico (em Newtons) e o deslocamento de pico (mm) para os grupos estudados. Foi aplicado o teste *t*, com nível de significância de 5% para a comparação entre as médias. A carga foi aplicada em região de fossa central oclusal de primeiro molar, com velocidade de 1mm/minuto, até que ocorresse a falha do sistema (Figura 11).

Foi aplicada carga compressiva apenas na região de primeiro molar, que se localizava em relação direta com o sistema de fixação. Dessa forma, a aplicação direta de carga nesse ponto provocaria tensão no sistema, causando a deformação por flexão e torsão da placa instalada, simulando uma das cargas oclusais presentes na mastigação precoce. Uma vez que o segmento condilar (proximal) da osteotomia está posicionado na fossa articular, o segmento dentado (distal) passa a ser uma zona vulnerável à aplicação de carga, precoce, pois o sistema de fixação, nesse momento, é o único responsável pela estabilidade dos

segmentos. A aplicação de carga na região de molar, portanto, tende a promover forças de flexão para inferior e forças de torsão para lingual, deslocando o conjunto sistema de fixação-segundo dentado para inferior e lingual (figura 11). Não houve fratura de nenhuma placa.

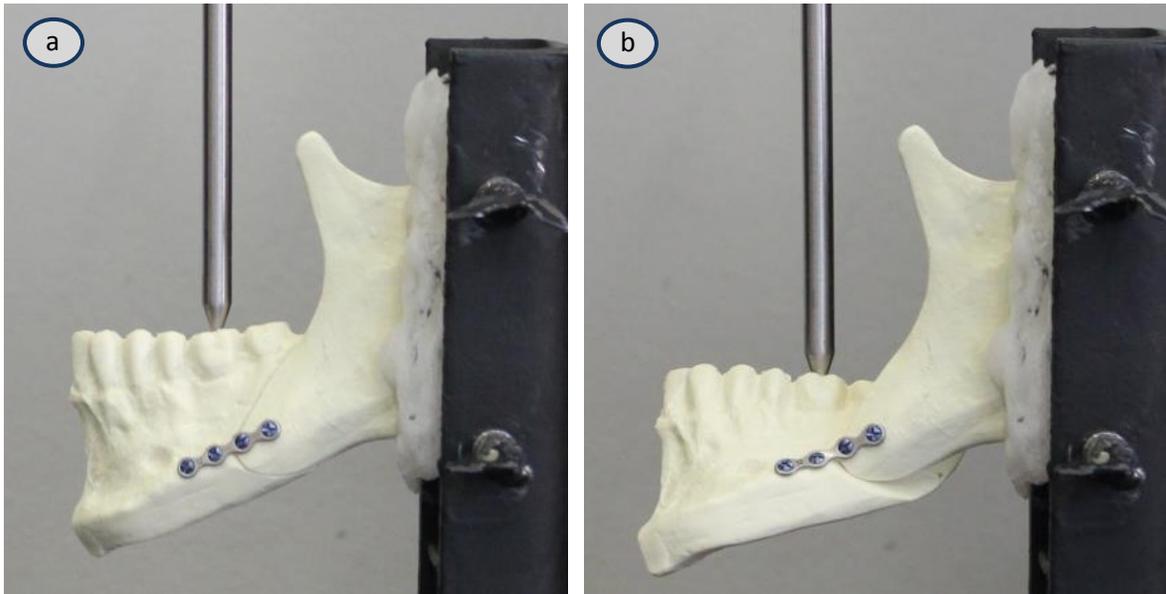


Figura 11: Amostras do grupo Tóride no início (a) e no final do teste mecânico (b) com a máquina para ensaio universal mecânica Instron, modelo 4411 (Instron Corp, Norwood, MA).

5 RESULTADOS

- **Análise de rugosidade superficial**

Tabela 01: Rugosidade superficial Ra, das placas dos grupos Tóride e Medartis, de acordo com a localização e lado da placa.

	G-I: Tóride - Ra (μm)	G-II: Medartis - Ra (μm)
Centro-Osso	2,673 (0,811) b A	3,422 (0,423) a A
Margem-Osso	8,611 (4,704) a A	5,978 (2,158) a A
Centro-Mucosa	3,385 (1,385) b A	4,272 (0,959) a A
Margem-Mucosa	9,648 (3,518) a A	5,955 (2,445) a B

Letras distintas minúsculas em coluna e maiúsculas em linha diferem significativamente ($p < 0,05$).

De acordo com os dados da análise de rugosidade superficial das placas, houve uma diferença entre os dois grupos testados. No grupo I houve diferença entre as regiões de um mesmo lado – ver letras minúsculas em coluna. As placas do grupo I apresentaram menor rugosidade na região central de elo da placa (lado osso Ra = 2,673 μm e lado mucosa Ra = 3,385 μm) em comparação com a região de margem lateral (lado osso Ra = 8,611 μm e lado mucosa Ra = 9,648 μm). No grupo II, os dados revelaram haver uniformidade na rugosidade entre as regiões de centro de placa e margem de elo do mesmo lado e entre ambos os lados – ver letras minúsculas em coluna. Ao se comparar a rugosidade entre os grupos, encontrou-se que o valor de rugosidade na região “margem-mucosa” do grupo I foi maior do que o valor encontrado no grupo II; todas as outras regiões analisadas apresentaram o mesmo valor entre os grupos – ver letras maiúsculas em linha. Foi encontrado um maior valor de desvio padrão (DP) para o grupo I, pois houve maior variação entre os valores de rugosidade encontrados nas amostras desse grupo (Tabela 1).

- **Espectroscopia por difração de Raios-X**

Após análise no espectrômetro, pôde-se concluir que o material das placas dos dois grupos apresenta constituição à base de liga de titânio (ASTM F-67), estando de acordo com as informações dos fabricantes, com forma cristalina hexagonal compacta. Após comparação com o banco de dados já definidos pelo programa do difratômetro, a análise da placa Medartis revelou presença de camada à base de nitreto de titânio, apresentando grãos com forma cristalina cúbica de corpo centrada (Figuras 11 a 14).

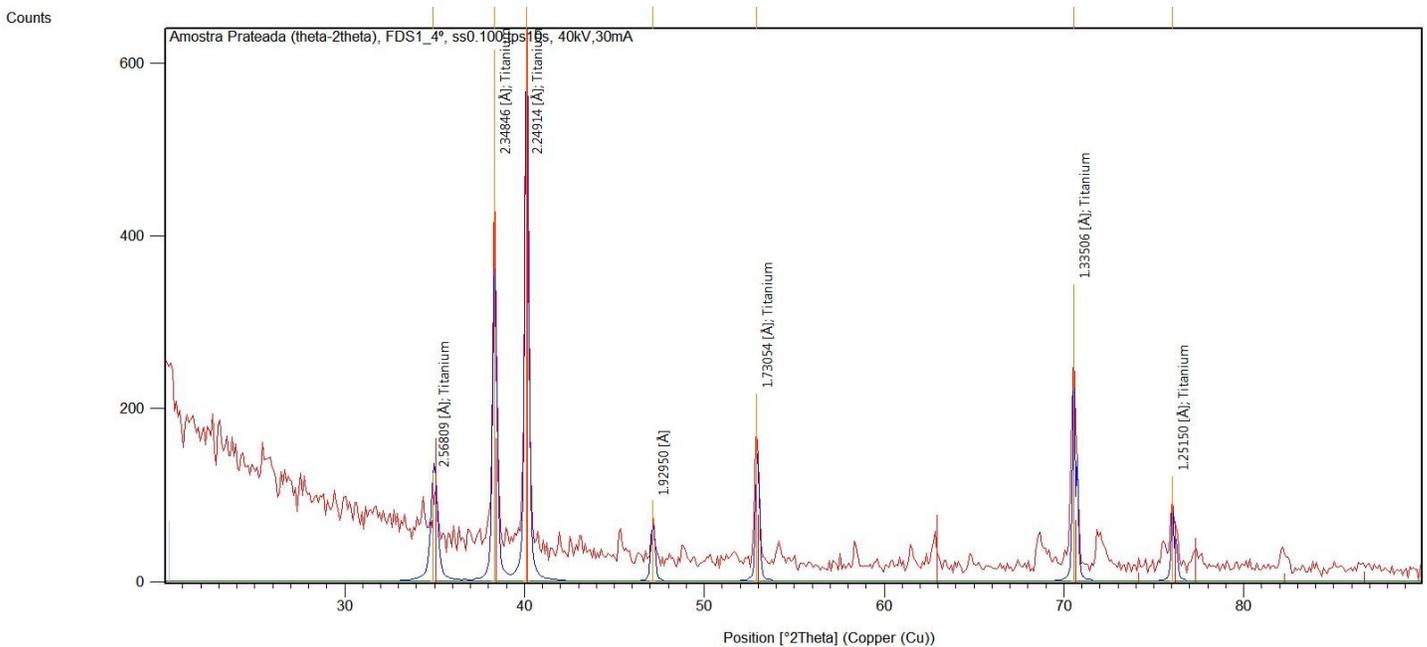


Figura 12: Sobreposição dos espectros da placa Tóride e do padrão de titânio, revelando picos e distâncias interatômicas características.

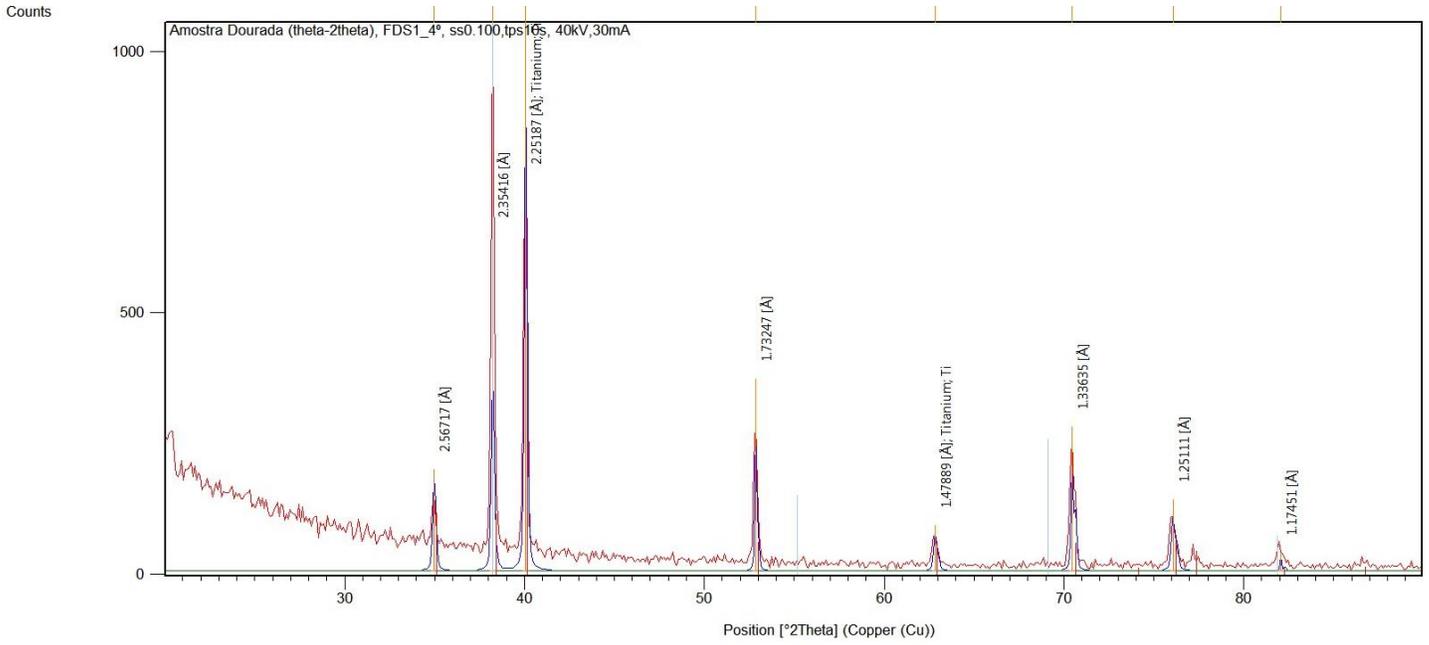


Figura 13: Sobreposição dos espectros da placa Medartis e do padrão de titânio, revelando picos e distâncias interatômicas características.

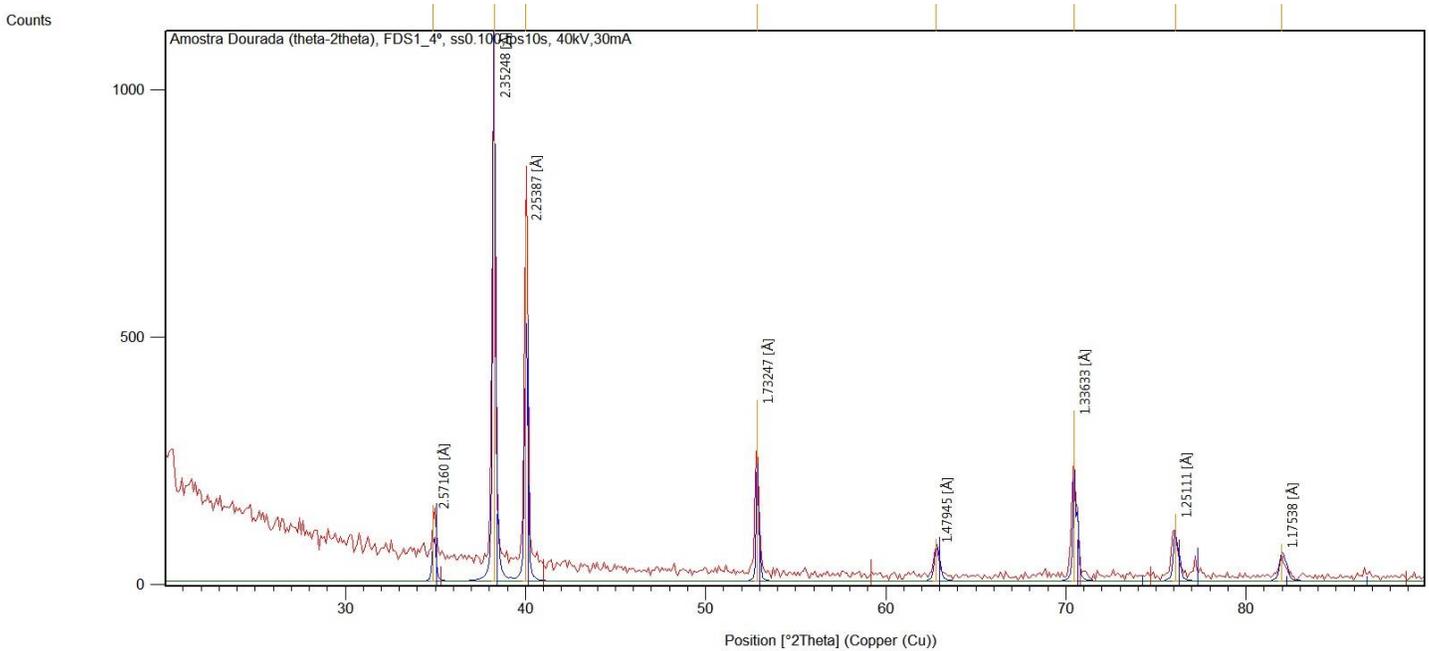


Figura 14: Sobreposição dos espectros da placa Medartis e do padrão de nitreto de titânio, revelando picos e distâncias interatômicas características.

- **Microscopia Eletrônica de Varredura**

Os dados obtidos com a microscopia eletrônica de varredura foram dispostos de acordo com os respectivos grupos, avaliando os lados “mucosa” e “osso”, das regiões de elo e de centro de placa. Os resultados revelaram em ambos os grupos a presença de vestígios dos processos de usinagem, principalmente nas regiões de margem interna e externa de elo de placa, com a presença de ranhuras e microorifícios (Figuras 15 a 56).

- **Grupo Medartis: lado mucosa – imagem panorâmica**

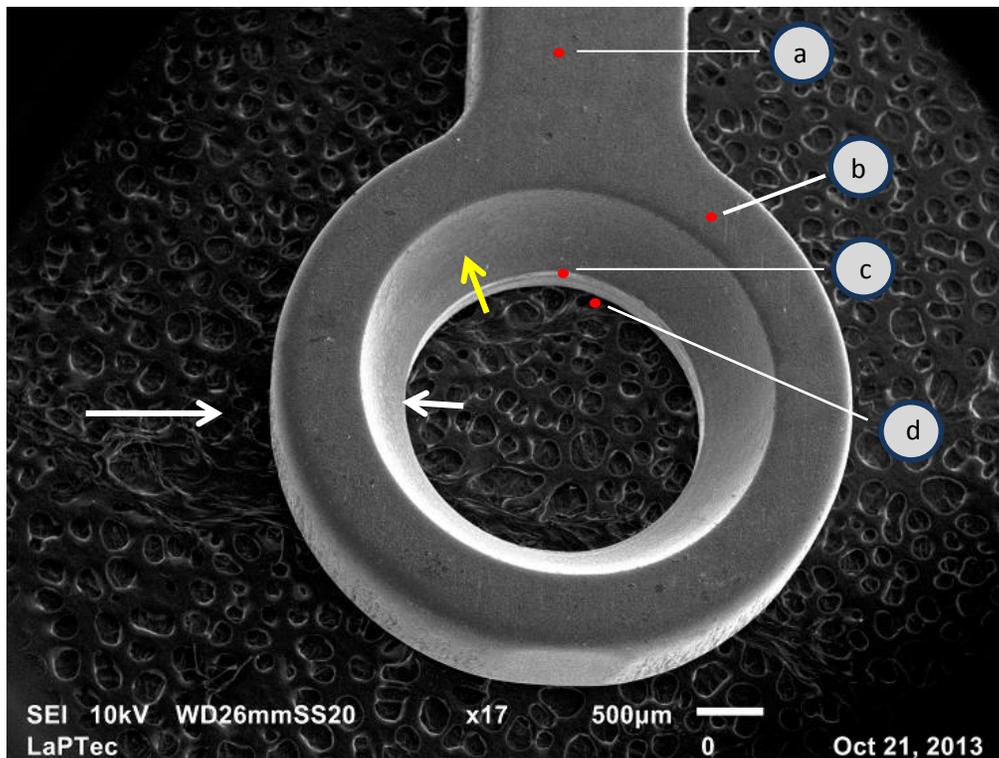


Figura 15: Imagem panorâmica revelando todas as regiões analisadas na placa Medartis (lado mucosa) com escala de 500µm, mostrando região de centro de placa (a), margens interna (seta branca menor) e externa (seta branca maior) e centro de elo (b) de placa, região biselada de encaixe com parafuso (seta amarela) e bordas superior (c) e inferior (d) de margem interna de elo.

○ **Grupo Medartis: lado mucosa – centro de placa**

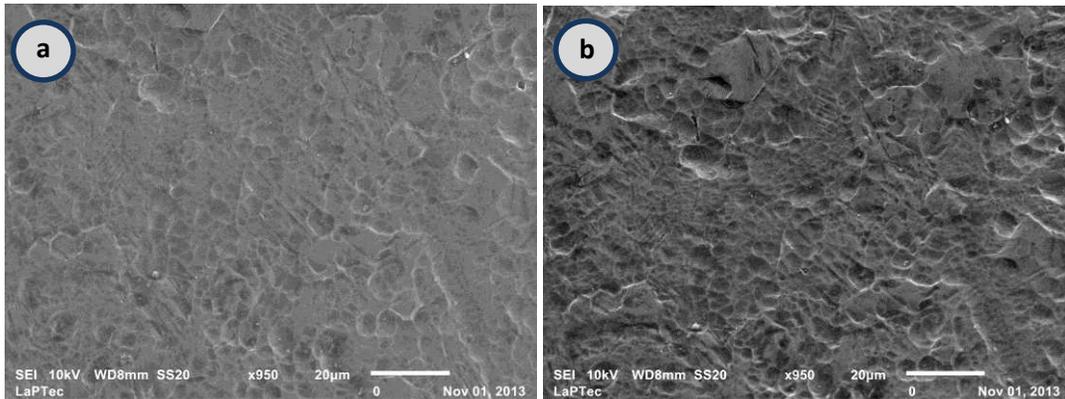


Figura 16: Imagem de centro de placa Medartis, com escala de 20µm, perpendicular (a) e com angulação de 25 graus em relação à superfície da placa (b). Observa-se o contorno dos grãos de titânio, conferindo certa rugosidade superficial, mais evidentes em vista com angulação em (b).

○ **Grupo Medartis: lado mucosa – centro de elo**

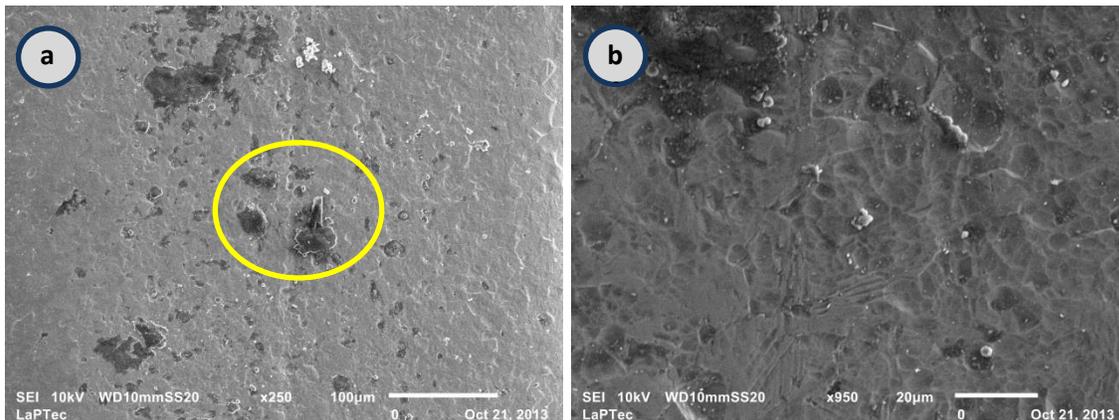


Figura 17: Imagem de centro de elo Medartis, com escala de 100µm (a), apresentando resíduos de carbono provenientes da base do suporte do MEV (amarelo) e com escala de 20µm (b), apresentando depressões e ondulações (rugosidade superficial) decorrentes da disposição dos grãos de titânio.

o **Grupo Medartis: lado mucosa – margem externa de elo**

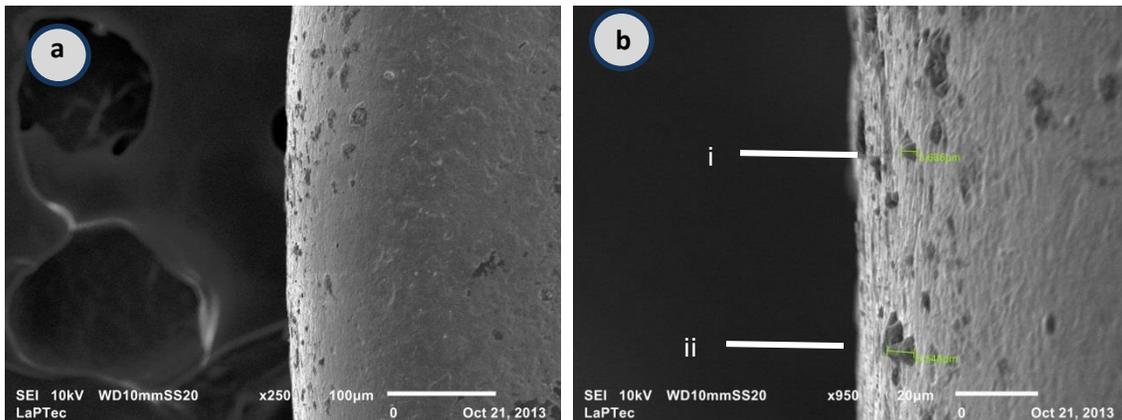


Figura 18: Imagem de margem externa de elo Medartis, com escala de 100 µm (a), apresentando projeções residuais decorrentes do processo de usinagem e com escala de 20 µm (b), apresentando medidas de projeções de partículas residuais (i = 3,686 µm e ii = 6,548 µm).

o **Grupo Medartis: lado mucosa – margem interna de elo**

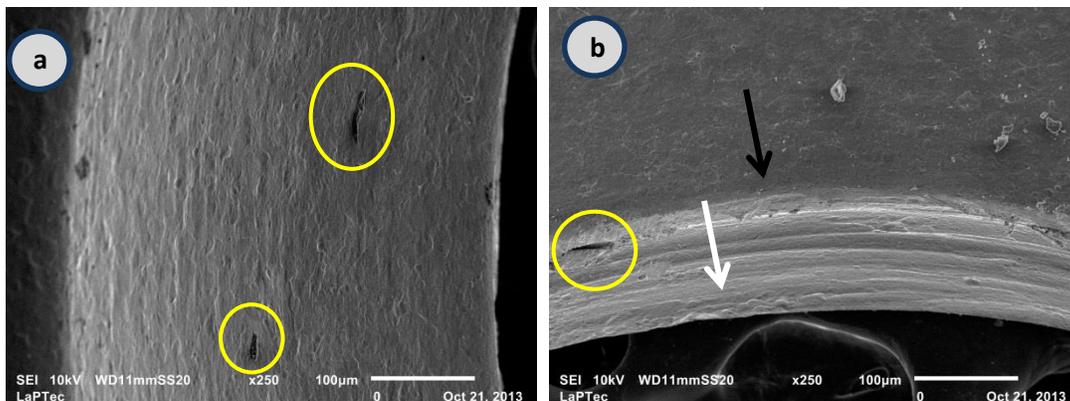


Figura 19: Imagem de margem interna de elo Medartis, com escala de 100 µm em “a”, perpendicular, mostrando região biselada de encaixe do parafuso com pontos de depressão indicando presença de microorifícios (amarelo) e com angulação de 25 graus em “b”, evidenciando porção superior de margem interna (seta preta) e inferior (seta branca), revelando presença de ranhuras e resíduos decorrentes do processo de usinagem do elo da placa.

- **Grupo Medartis: lado mucosa – EDS de centro de elo**

A análise por EDS revelou presença de partículas de impurezas compostas por vários tipos de elementos químicos na superfície da placa. A presença desses elementos no material lacrado indica ser proveniente de contaminação na usinagem e manuseio da fábrica até o fornecedor.

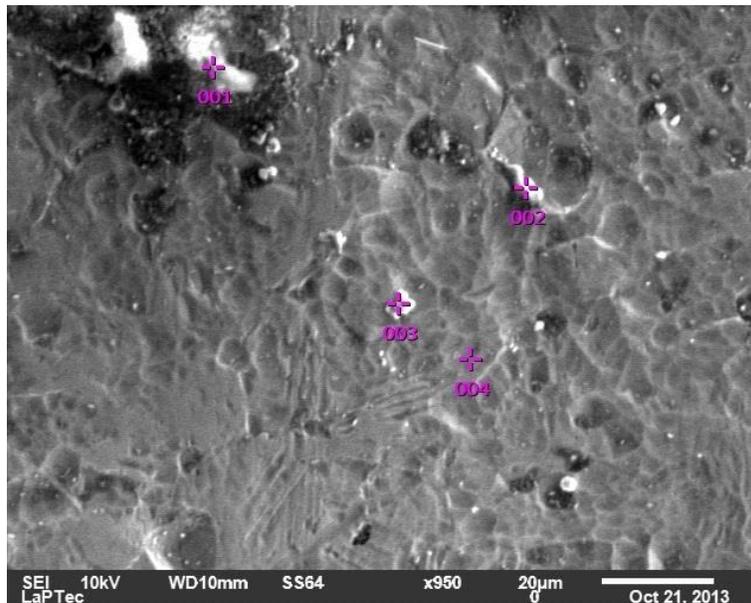


Figura 20: Imagem representativa da figura 14b com marcação de pontos 001, 002, 003 e 004 para análise de EDS de região de centro de elo.

- **Grupo Medartis: lado mucosa – representação gráfica gerada por EDS dos pontos de centro de elo.**

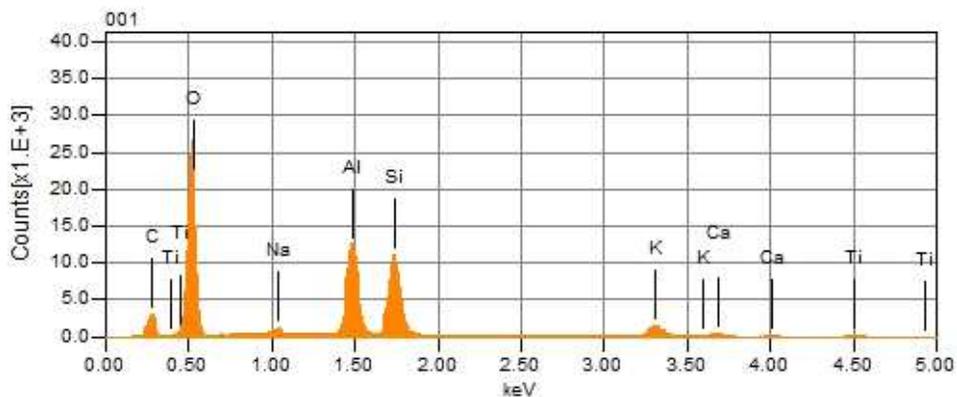


Figura 21: Constituição, segundo análise de EDS, mostrando elementos químicos carbono, oxigênio, sódio, silício, potássio, cálcio e titânio presentes no ponto 001, centro

de elo. A presença desses elementos no material lacrado indica ser proveniente de contaminação na usinagem e manuseio da fábrica até o fornecedor.

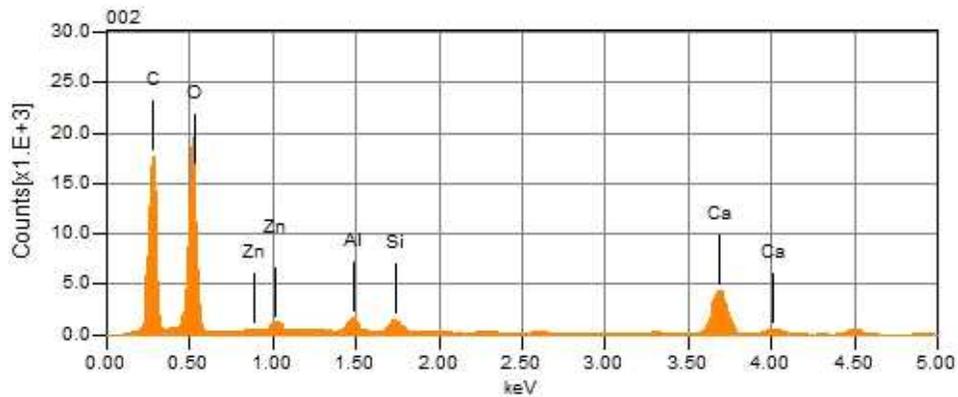


Figura 22: Constituição, segundo análise de EDS, mostrando elementos químicos carbono, oxigênio, zinco, alumínio, silício e cálcio presentes no ponto 002 localizado sobre partícula de impureza , centro de elo.

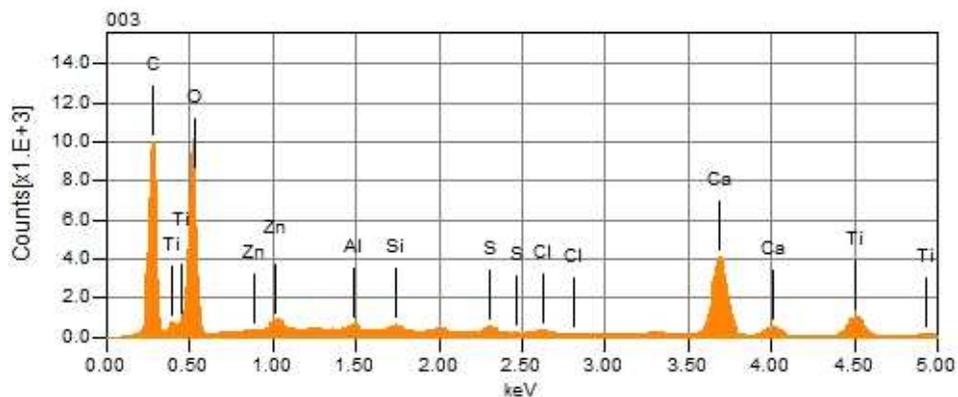


Figura 23: Constituição, segundo análise de EDS, mostrando elementos químicos carbono, titânio, zinco, alumínio, silício, enxofre, cloro e cálcio presentes no ponto 003, centro de elo.

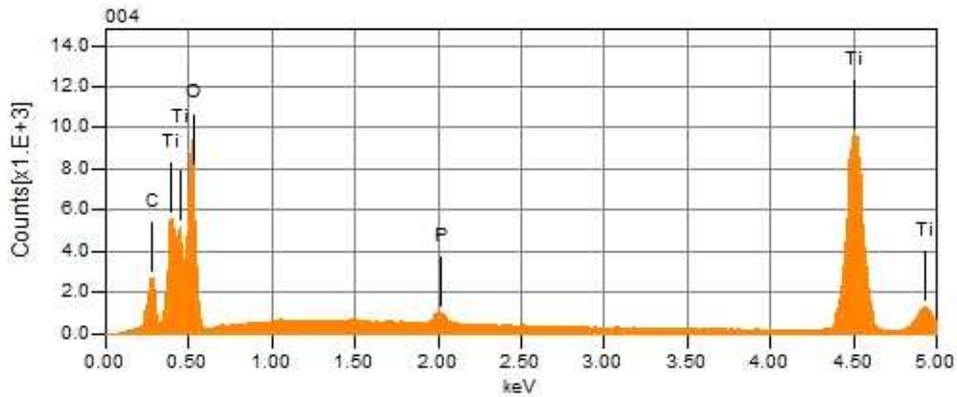


Figura 24: Constituição, segundo análise de EDS, mostrando elementos químicos carbono, titânio, oxigênio e fósforo presentes no ponto 004, centro de elo.

- **Grupo Medartis: lado mucosa – EDS de margem externa de elo**

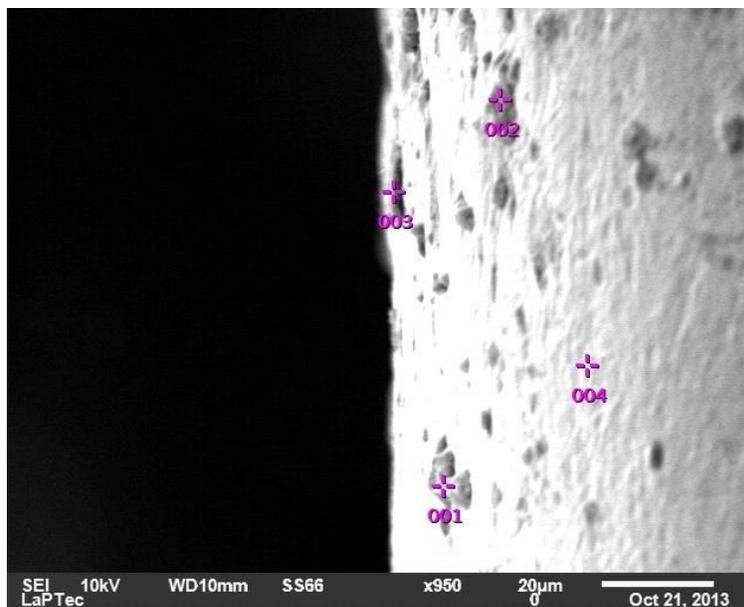


Figura 25: Imagem representativa da figura 15b com marcação de pontos 001, 002, 003 e 004 para análise de EDS de região de margem externa de elo.

- Grupo Medartis: lado mucosa – representação gráfica gerada por EDS dos pontos de margem externa de elo.

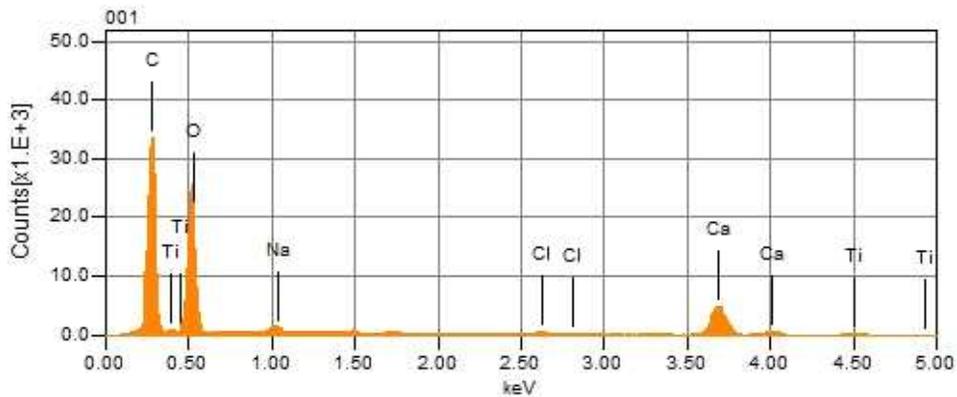


Figura 26: Constituição, segundo análise de EDS, mostrando elementos químicos carbono, titânio, oxigênio, sódio, cloro e cálcio presentes no ponto 001, de margem externa de elo.

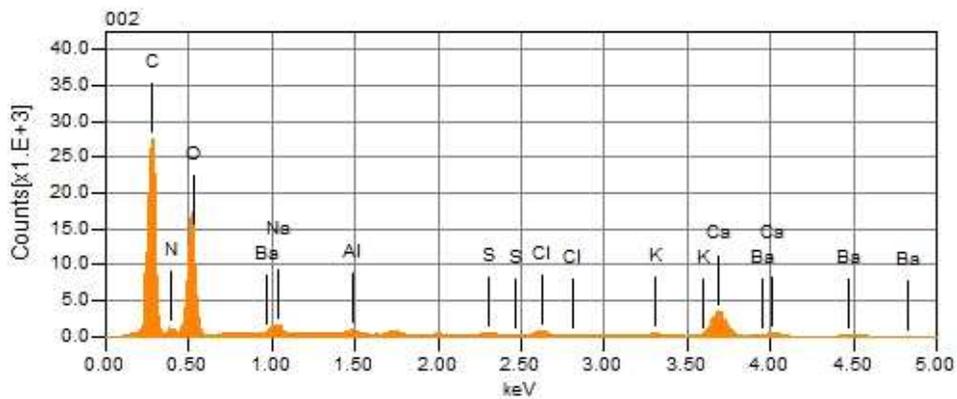


Figura 27: Constituição, segundo análise de EDS, mostrando elementos químicos carbono, oxigênio, bário, sódio, enxofre, cloro, potássio e cálcio presentes no ponto 002, de margem externa de elo.

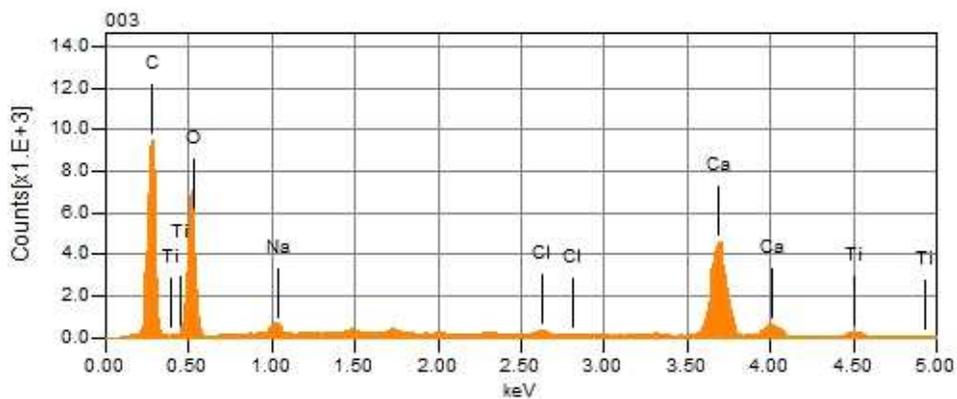


Figura 28: Constituição, segundo análise de EDS, mostrando elementos químicos carbono, titânio, oxigênio, sódio, cloro e cálcio presentes no ponto 003, de margem externa de elo.

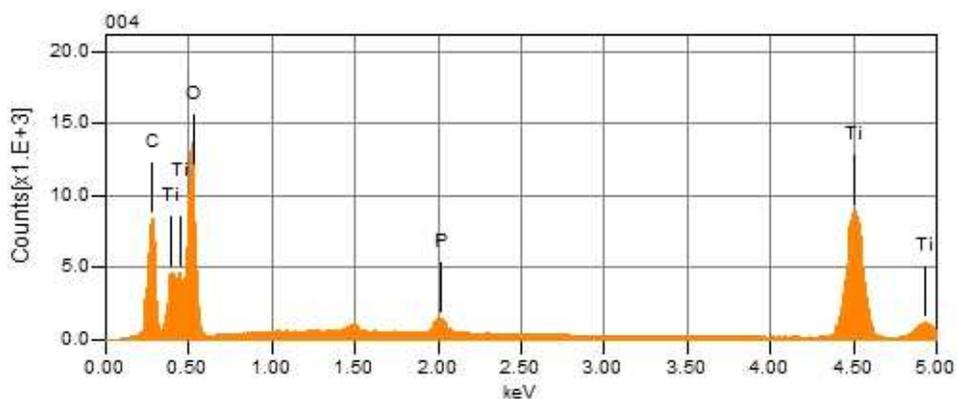


Figura 29: Constituição, segundo análise de EDS, mostrando elementos químicos carbono, titânio, oxigênio e fósforo presentes no ponto 004, de margem externa de elo.

- **Grupo Medartis: lado osso – imagem panorâmica**

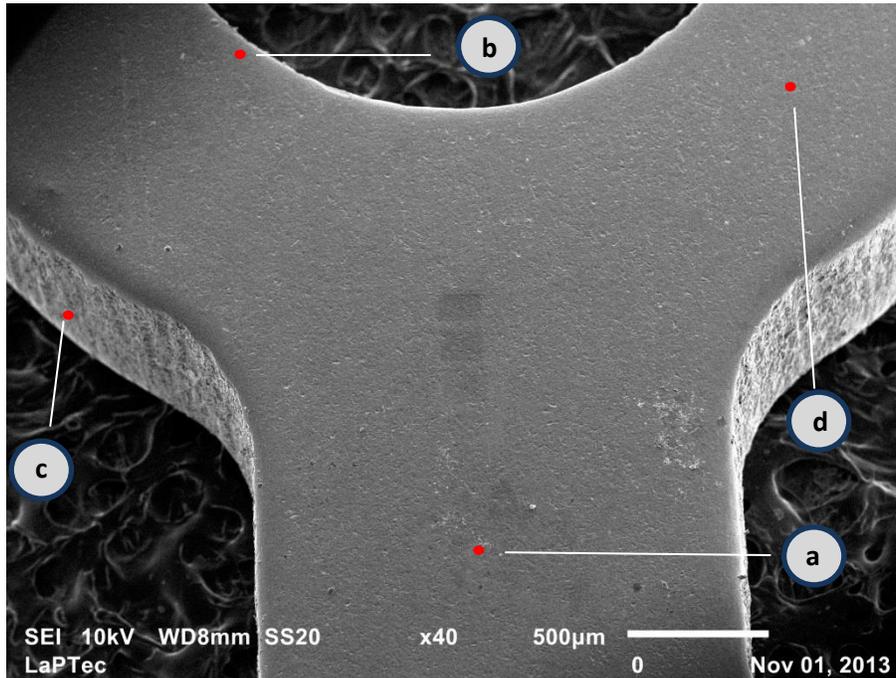


Figura 30: Imagem panorâmica revelando todas as regiões analisadas da placa Medartis (lado osso) com escala de 500 µm mostrando região de centro de placa (a), margens interna (b) e externa (c) e centro de elo (d) da placa.

- **Grupo Medartis: lado osso – centro de placa**

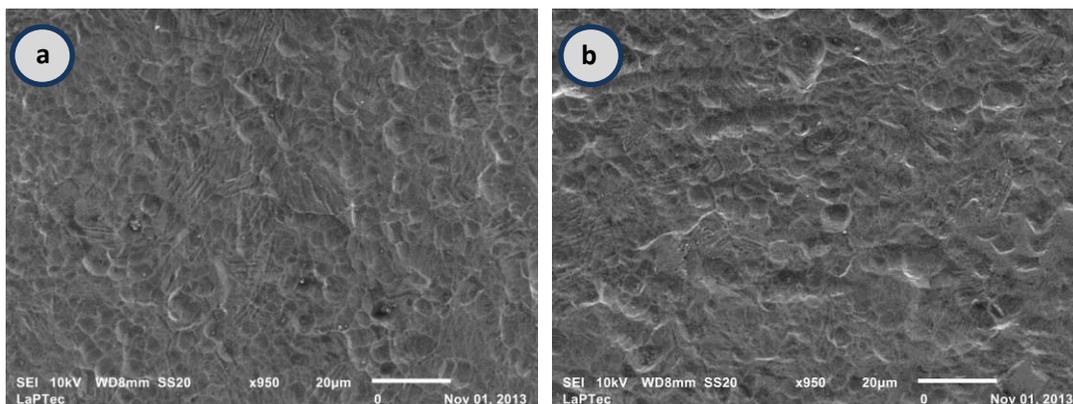


Figura 31: Imagem de centro de placa Medartis, com escala de 20 µm, perpendicular (a) e com angulação de 25 graus em relação à superfície da placa (b). Observa-se o contorno e as projeções dos grãos sobre a superfície do material, conferindo a característica rugosidade do material.

- **Grupo Medartis: lado osso – centro de elo**

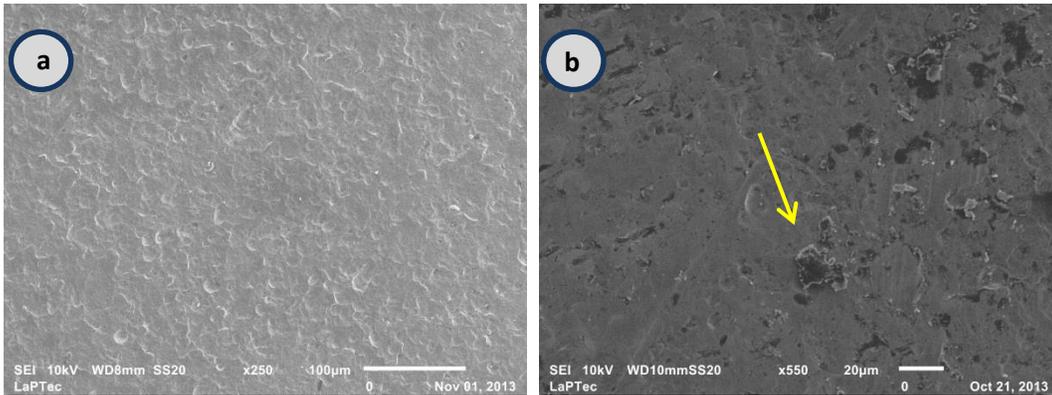


Figura 32: Imagem de centro de elo Medartis, com escala de 100 μm (a) e centro de elo com escala de 20 μm (b), perpendicular. Observam-se as projeções dos grãos e a presença de partículas de impureza sobre a superfície (b).

- **Grupo Medartis: lado osso – margem externa de elo**

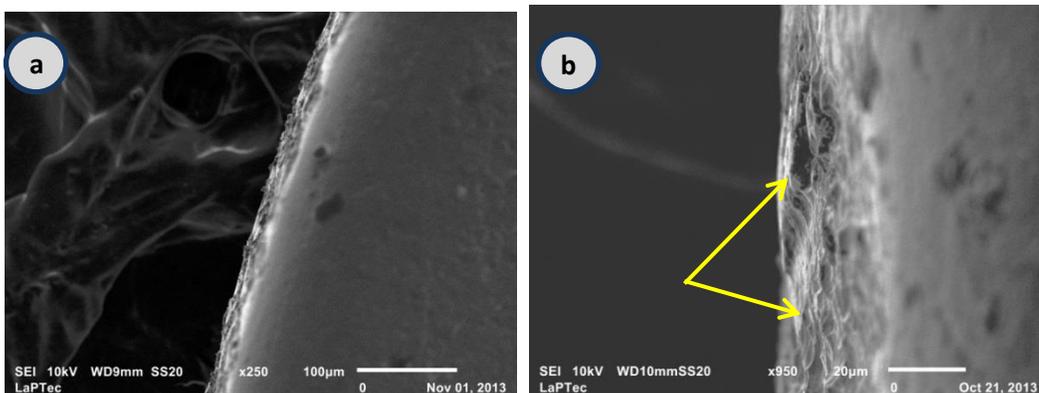


Figura 33: Imagem de margem externa de elo Medartis, com escala de 100 μm, perpendicular (a) e com escala de 20 μm, perpendicular (b). As imagens revelam a presença de zonas de depressão sobre a superfície, provenientes do processo de usinagem, expondo uma região com superfície irregular, em “b”.

○ Grupo Medartis: lado osso – margem interna de elo

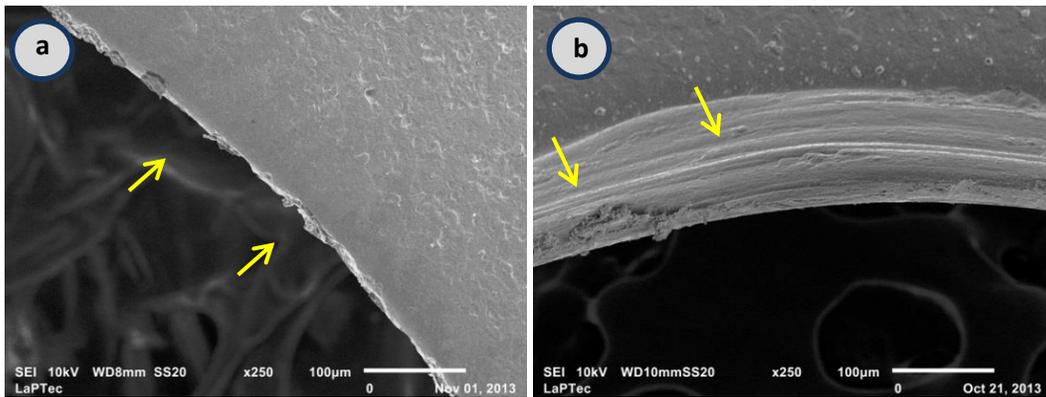


Figura 34: Imagem de margem interna de elo Medartis, com escala de 100 μm , perpendicular (a) e com angulação de 25 graus em relação à superfície da placa (b). Observam-se raspas do material projetadas sobre a superfície da margem (a) e presença de ranhuras e projeção de material sobre a superfície (b), decorrentes do processo de corte e usinagem do elo de placa.

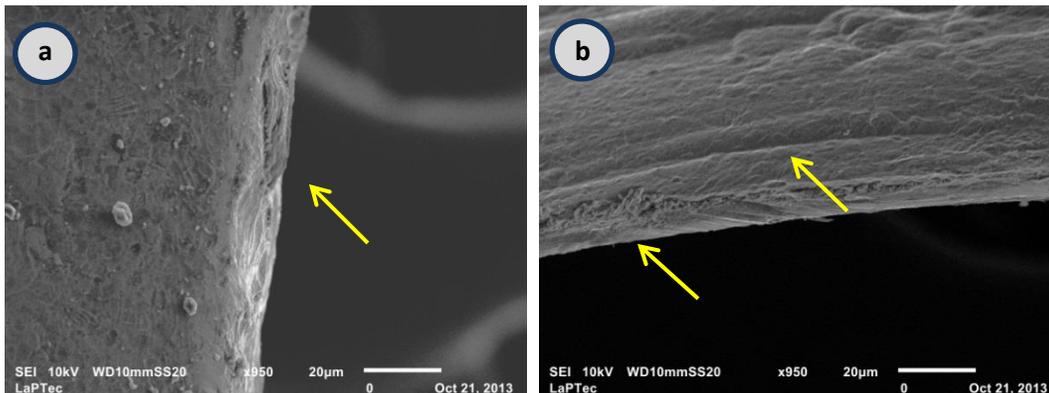


Figura 35: Imagem de margem interna de elo Medartis, com escala de 20 μm , perpendicular (a) e com angulação de 25 graus em relação à superfície da placa (b). Em ambas as imagens, fica evidente a presença de ranhuras e projeções (setas) de resíduos do material da placa provenientes do processo de usinagem.

○ **Grupo Tóride: lado mucosa – imagem panorâmica**

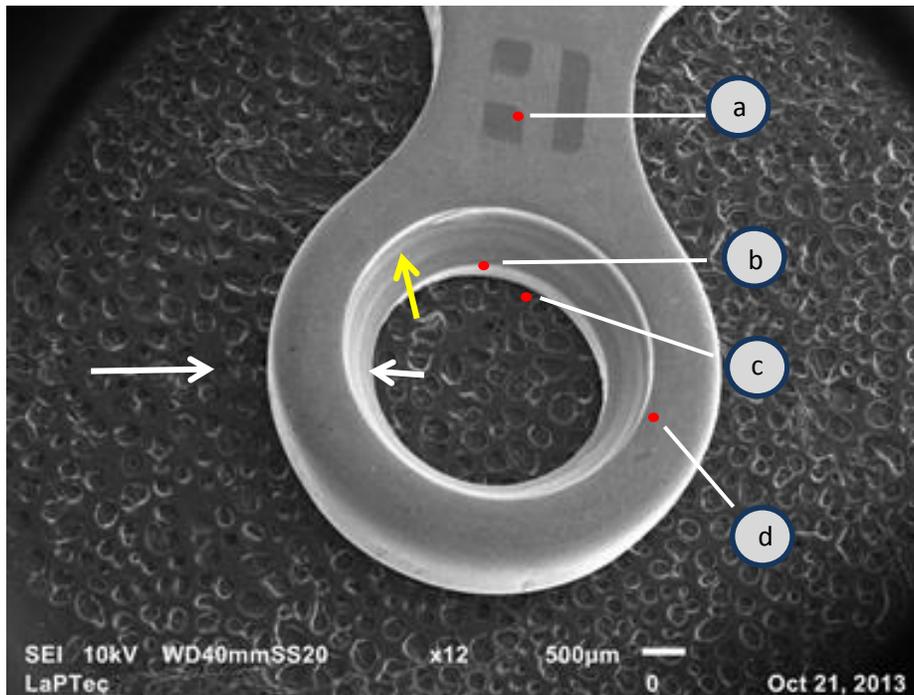


Figura 36: Imagem panorâmica revelando todas as regiões analisadas da placa Tóride (lado mucosa) com escala de 500 μm , mostrando região de centro de placa (a), região biselada de encaixe com parafuso (seta amarela), margens externa (seta branca maior) e interna (seta branca menor) e centro de elo (d) com bordas superior (b) e inferior (c) de margem interna de elo.

○ **Grupo Tóride: lado mucosa – centro de placa**

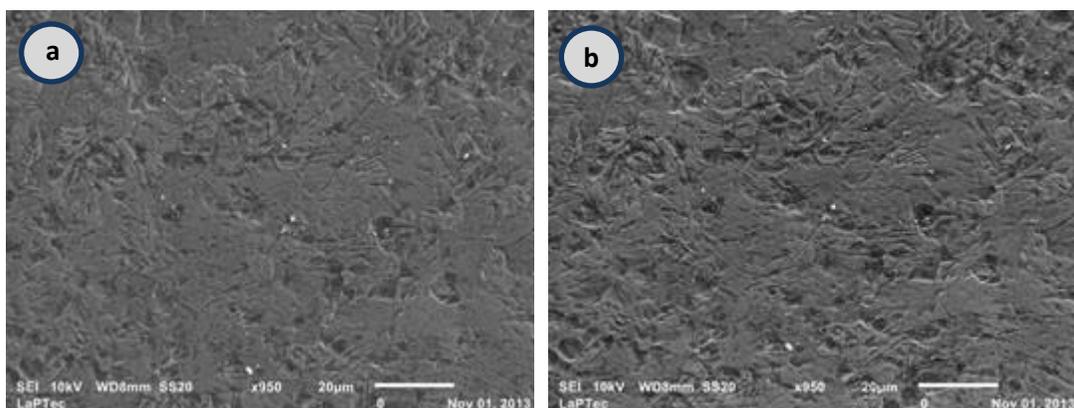


Figura 37: Imagem de centro de placa Tóride, com escala de 20 μm , perpendicular (a) e com angulação de 25 graus em relação à superfície da placa (b). Observa-se

conformação e disposição dos grãos diferentes ao que foi observado para o grupo anterior, porém mantendo uma superfície com irregularidades e rugosidade.

- **Grupo Tóride: lado mucosa – região marcada a laser**

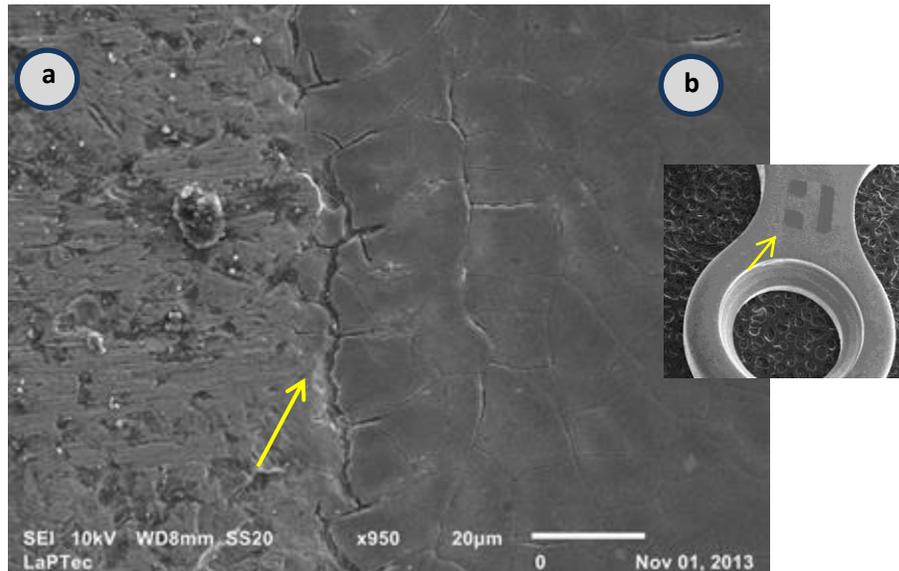


Figura 38: Imagem de centro de placa Tóride em região de logotipo gravada à laser (detalhe), com escala de 20 µm, perpendicular. Observa-se a linha de separação (seta) entre as duas regiões. Os grãos atingidos pelo laser sofreram deformação e união por calor, o que confere uma zona mais lisa e uniforme (b), em comparação com a zona não tratada (a). A linha de separação é formada por uma fissura, que circunda toda a gravação.

○ **Grupo Tóride: lado mucosa – centro de elo**

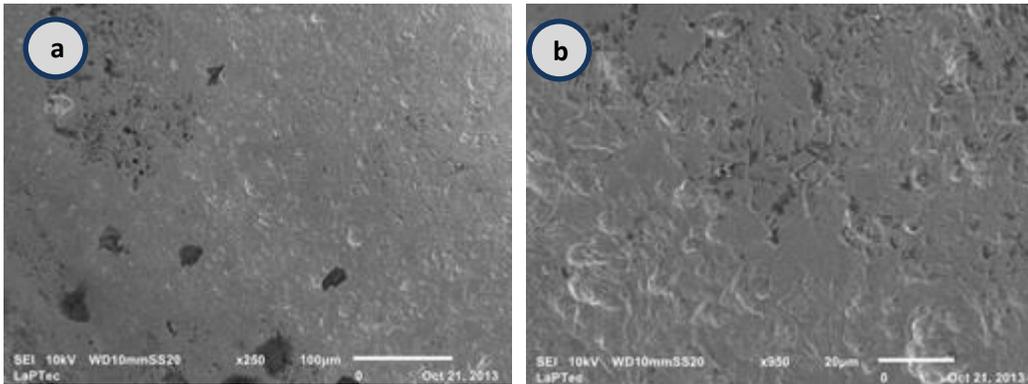


Figura 39: Imagem de centro de elo Tóride com escala de 100 µm (a) e com escala de 20 µm (b). Observa-se o contorno dos grãos na superfície e a presença de microirregularidades (b).

○ **Grupo Tóride: lado mucosa – margem externa de elo**

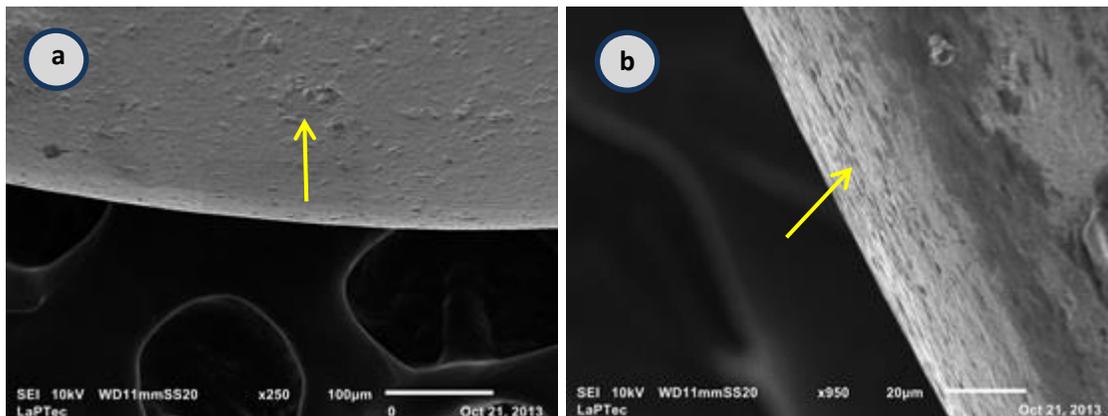


Figura 40: Imagem de margem externa de elo Tóride, com escala de 100 µm, com angulação de 25 graus em relação à superfície da placa (a) e com escala de 20 µm, perpendicular (b). Observa-se presença reduzida de depressões e irregularidades (seta) à medida que se percorre a circunferência do elo, resultantes do processo de usinagem.

○ **Grupo Tóríde: lado mucosa – margem interna de elo**

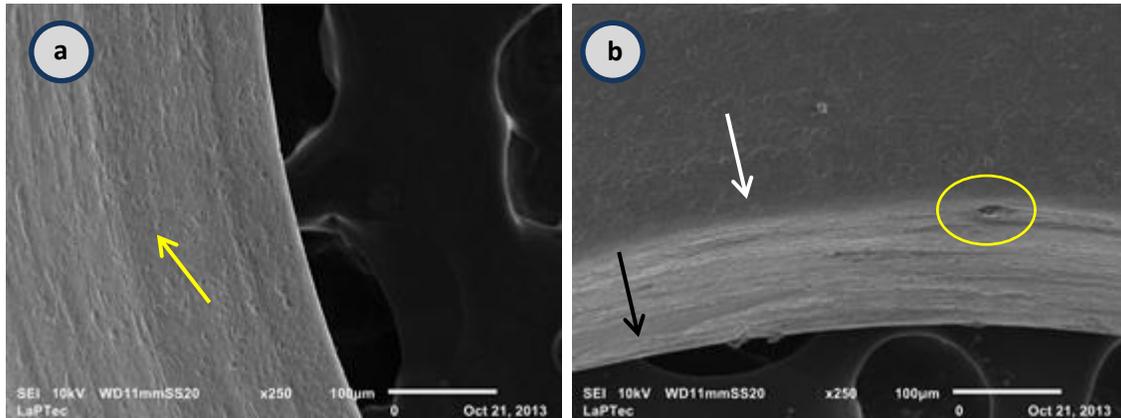


Figura 41: Imagem de região biselada a qual fica em contato com a cabeça do parafuso (seta amarela), com escala de 100µm, perpendicular (a) e com angulação de 25 graus em relação à superfície da placa (b), revelando regiões superior (seta branca) e inferior (seta preta) de margem interna de elo, em “b”. Observa-se presença de orifício e de ranhuras provenientes do processo de usinagem do elo (b).

○ **Grupo Tóríde: lado mucosa – margem interna de elo**

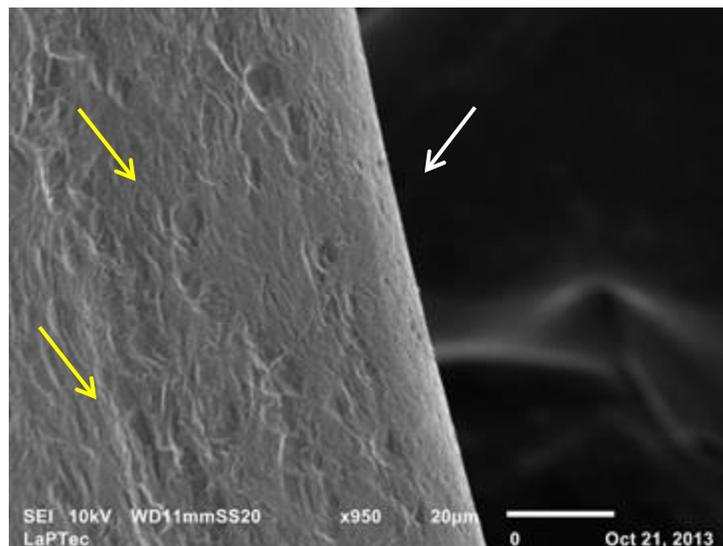


Figura 42: Imagem de região biselada de encaixe com parafuso, com escala de 20 µm, perpendicular, revelando margem interna regular (seta branca) e sem projeções, mas presença de irregularidades (setas amarelas) com depressões sobre superfície biselada a qual fica em contato com a cabeça do parafuso.

- **Grupo Tóride: lado mucosa – EDS de região de centro de placa**

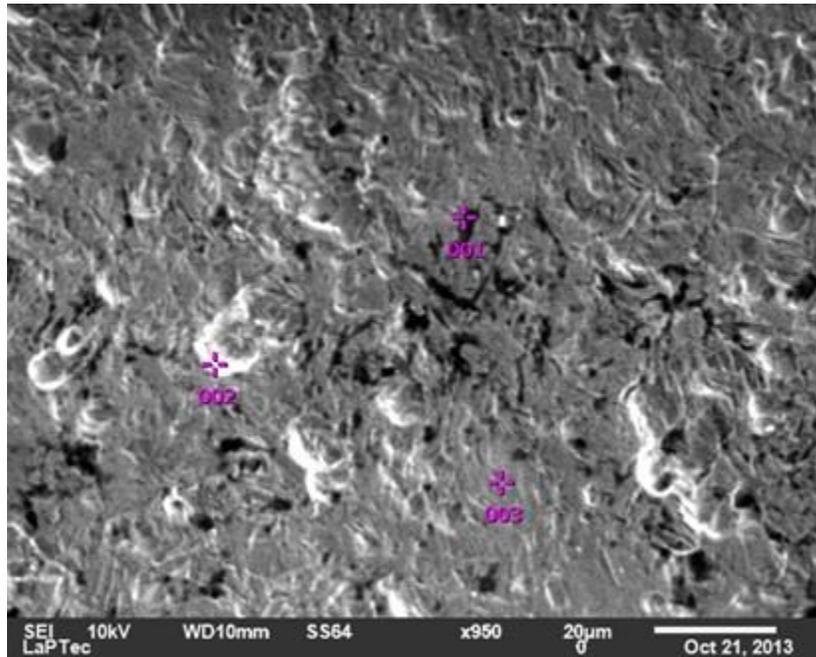


Figura 43: Imagem representativa de figura 28b com marcação de pontos 001, 002 e 003 para análise de EDS de região central de placa.

- **Grupo Tóride: lado mucosa – representação gráfica do gerada por EDS dos pontos de centro de placa.**

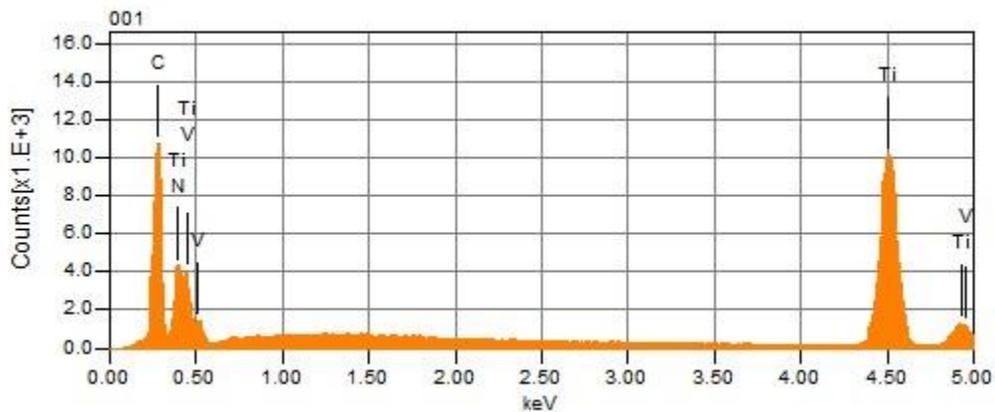


Figura 44: Constituição, segundo análise de EDS, mostrando elementos químicos carbono titânio, vanádio e nitrogênio presentes no ponto 001, de centro de placa.

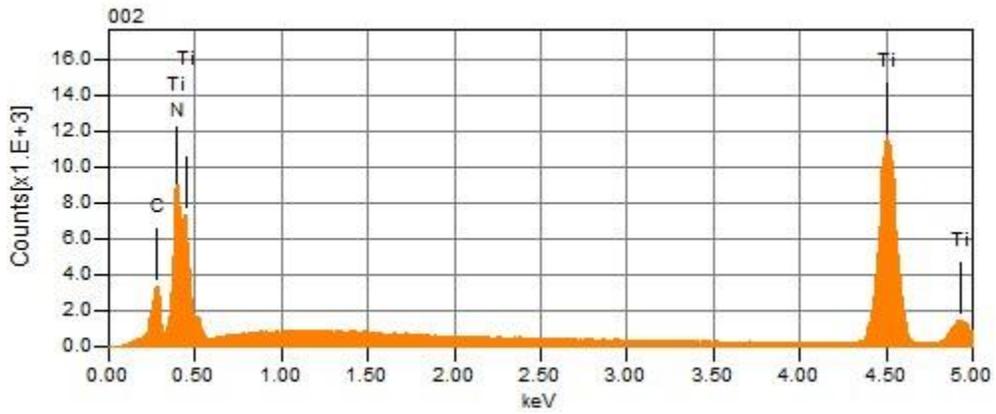


Figura 45: Constituição, segundo análise de EDS, mostrando elementos químicos carbono, titânio e nitrogênio presentes no ponto 002, de centro de placa.

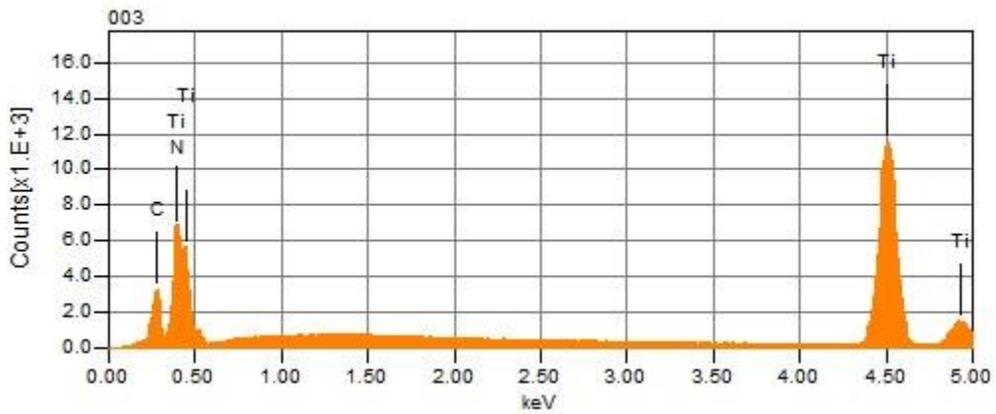


Figura 46: Constituição, segundo análise de EDS, mostrando elementos químicos carbono, nitrogênio e titânio presentes no ponto 003, de centro de placa.

○ **Grupo Tóride: lado osso – imagem panorâmica**

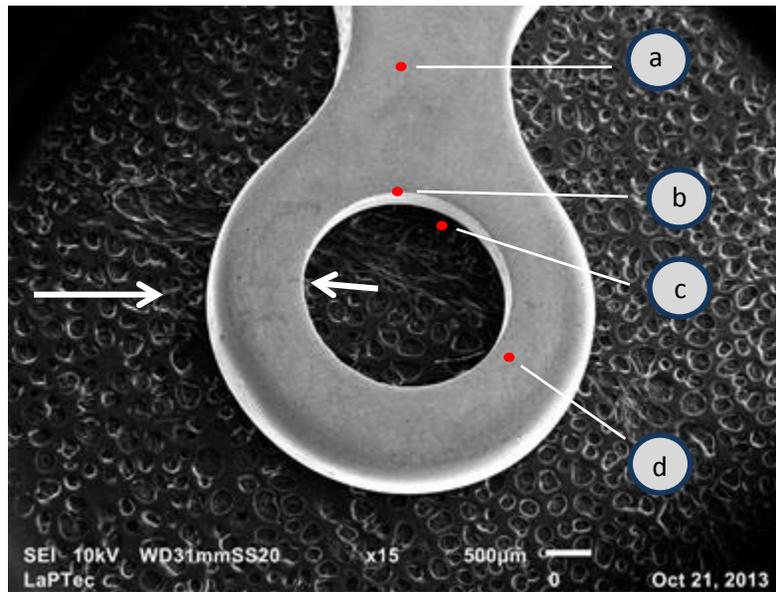


Figura 47: Imagem panorâmica de placa Tóride (lado osso) com escala de 500 μm , mostrando centro de placa (a), margem interna (seta branca menor) com bordas superior (b) e inferior (c) de margem interna de elo, margem externa (seta branca maior) e centro de elo (d) de placa.

○ **Grupo Tóride: lado osso – centro de placa**

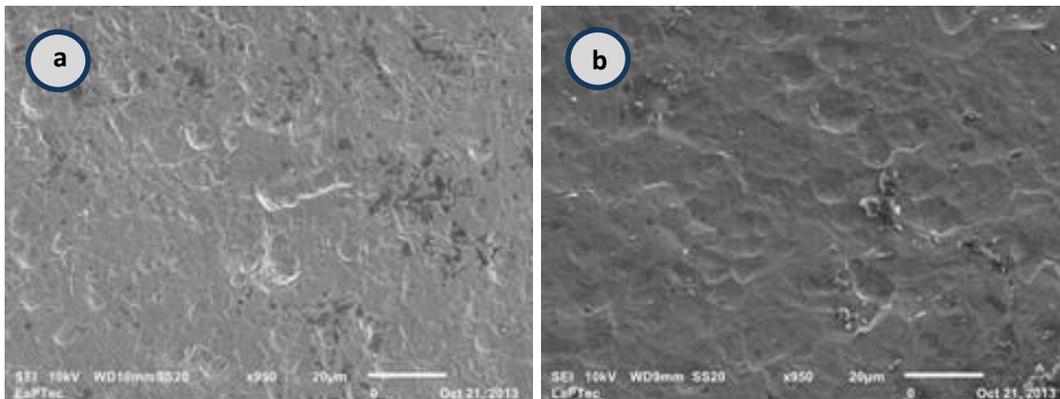


Figura 48: Imagem de centro de placa Tóride, com escala de 20 μm , perpendicular (a) e com angulação de 25 graus em relação à superfície da placa (b). Observam-se irregularidades devido às projeções dos grãos na superfície da placa.

- **Grupo Tóride: lado osso – centro de elo**

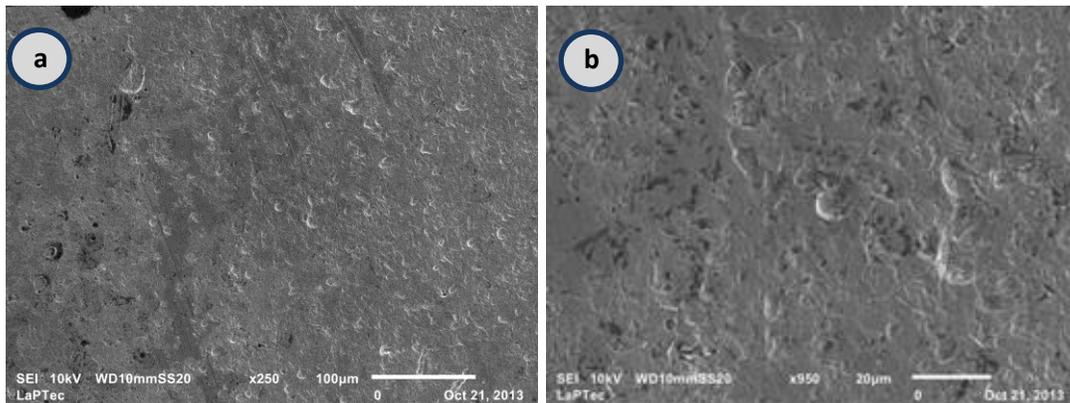


Figura 49: Imagem de centro de elo Tóride, com escala de 100 μm (a) e com escala de 20 μm , perpendicular (b). Observam-se irregularidades por toda a superfície da placa, que ficam mais evidentes com maior aumento (b).

- **Grupo Tóride: lado osso – margem externa de elo**

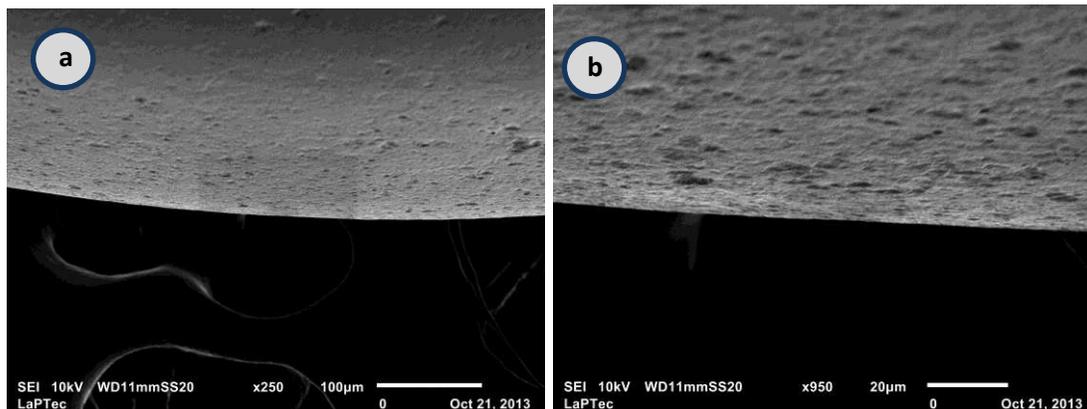


Figura 50: Imagem de margem externa de elo Tóride, com angulação de 25 graus em relação à superfície da placa em escala de 100 μm (a) e 20 μm (b). Observam-se irregularidades sobre toda superfície do material, mas evidentes em maior aumento (b), decorrentes do processo de usinagem.

○ Grupo Tóride: lado osso – margem interna de elo

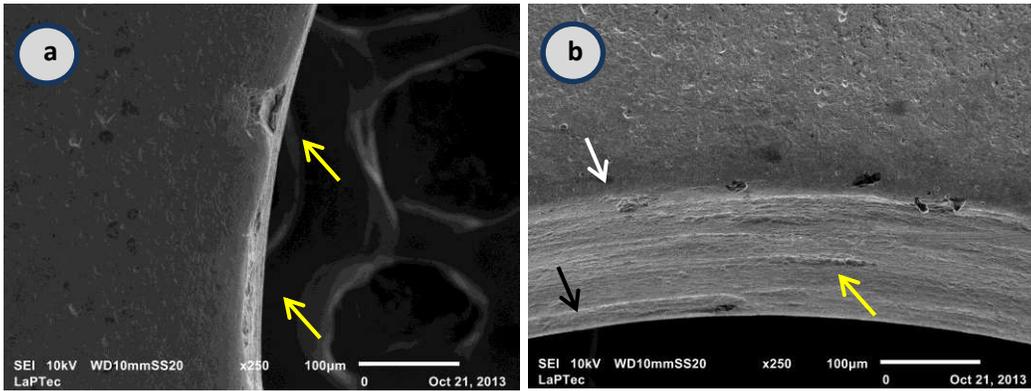


Figura 51: Imagem de margem interna de elo Tóride, com escala de 100 µm, perpendicular, com regiões de defeito/falha em contorno de margem interna (a) e com angulação de 25 graus em relação à superfície da placa (b), revelando bordas superior (seta branca) e inferior de margem interna (seta preta), com presença de ranhuras e pontos de depressão (seta amarela) decorrentes do processo de usinagem de elo de placa.

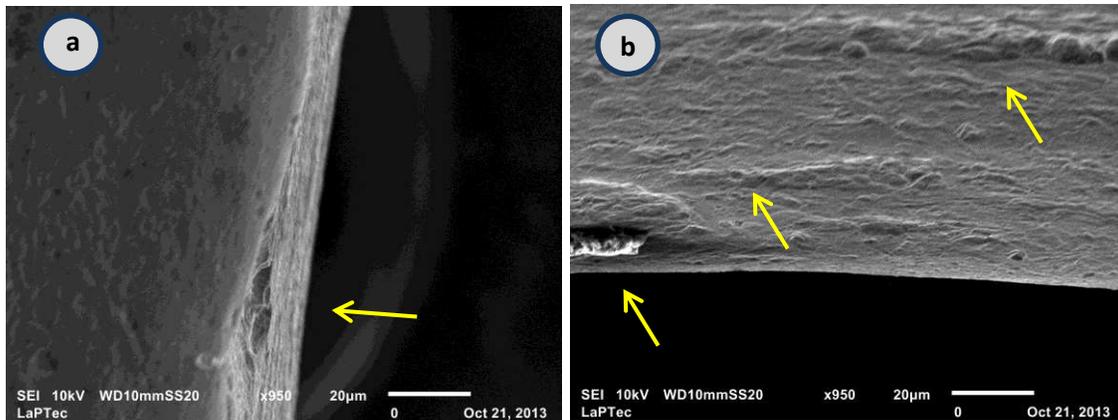


Figura 52: Imagem de margem interna de elo Tóride, com escala de 20 µm, perpendicular, revelando sinais de ranhuras (a) e com angulação de 25 graus em relação à superfície da placa, mostrando região inferior de margem interna e a presença de ranhuras decorrentes do processo de usinagem (b).

- Grupo Tóride: lado osso – EDS de centro de placa

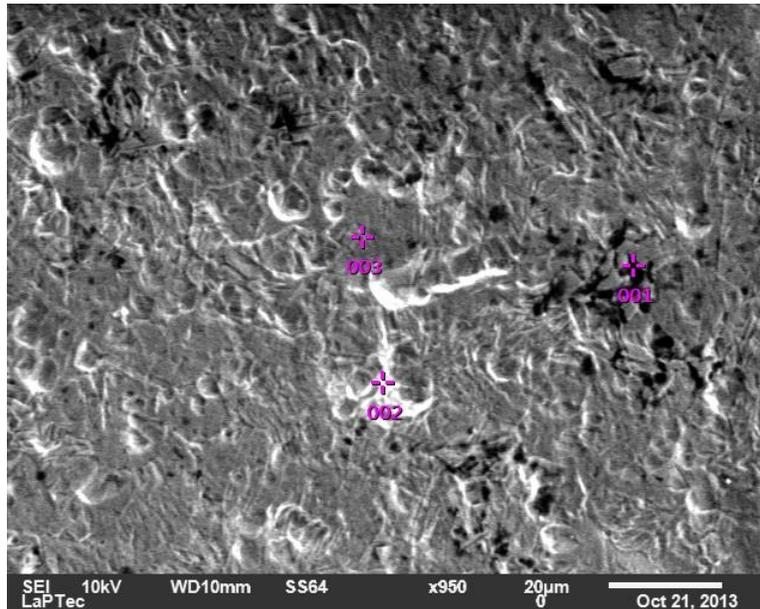


Figura 53: Imagem representativa de figura 34a com marcação de pontos 001, 002 e 003 para análise de EDS de região central de placa.

- Grupo Tóride: lado osso – representação gráfica gerada por EDS dos pontos de centro de placa.

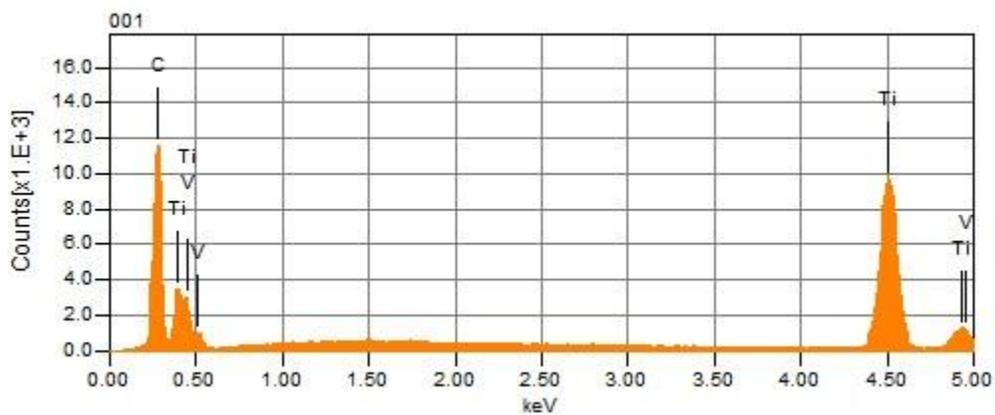


Figura 54: Constituição, segundo análise de EDS, mostrando elementos químicos carbono, titânio e vanádio presentes no ponto 001, de centro de placa.

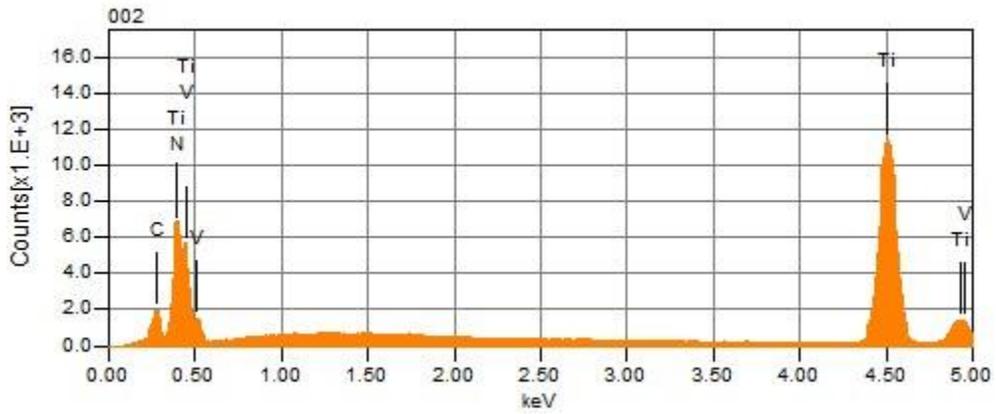


Figura 55: Constituição, segundo análise de EDS, mostrando elementos químicos carbono, nitrogênio, titânio e vanádio presentes no ponto 002, de centro de placa.

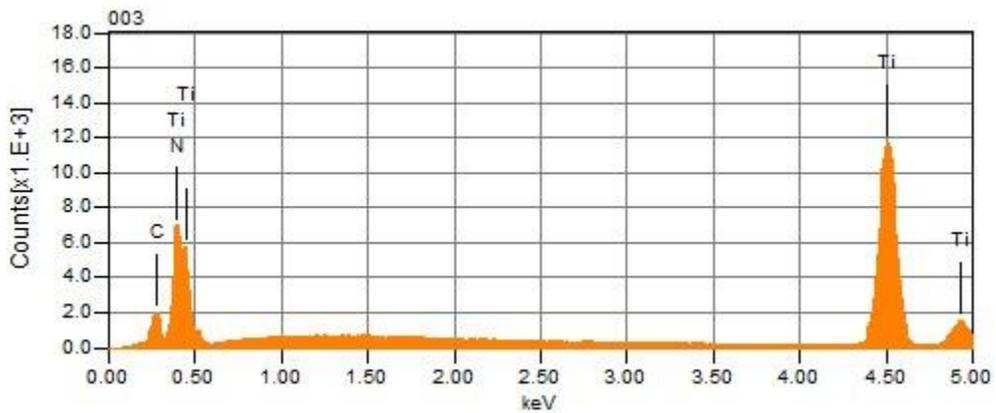


Figura 56: Constituição, segundo análise de EDS, mostrando elementos carbono, nitrogênio e titânio químicos presentes no ponto 003, de centro de placa.

- **Teste mecânico de tensão**

O teste mecânico forneceu dados sobre a resistência dos sistemas de fixação quando aplicada carga oclusal, sendo avaliada a carga e o deslocamento de pico, situação na qual o sistema passa da deformação elástica para a deformação plástica permanente (Figura 40).

Tabela 02: Valores da carga de pico obtidos através carregamento linear com mandíbulas de poliuretano fixadas com placas do sistema 2,0 mm e parafusos monocorticais Tóride[®] e Medartis[®] (p = 0,02).

Placa	Média (N)
G-I: Tóride	49,405 (12,557) b
G-II: Medartis	84,365 (25,172) a

Letras distintas minúsculas em coluna diferem significativamente (p < 0,05).

De acordo com os dados obtidos com o teste mecânico, o grupo II apresentou maior carga de pico (84,365 N) que o grupo I (Tóride), sendo estatisticamente significantes (p = 0,02). Isso representa que o grupo II suportou mais carga vertical, quando submetido a teste de carregamento linear.

O deslocamento de pico para cada grupo foi analisado e os dados não revelaram valores estatisticamente diferentes entre os grupos (p = 0,06).

Tabela 03: Valores do deslocamento de pico obtidos através de carregamento linear com mandíbulas de poliuretano fixadas com placas do sistema 2,0mm e parafusos monocorticais Tóride[®] e Medartis[®] (p = 0,06).

Placa	Média (mm)
G-I: Tóride	3,64 (0,81) a
G-II: Medartis	5,56 (2,02) a

Letras minúsculas em coluna representam valores iguais estatisticamente (p < 0,05).

De acordo com os dados obtidos com o teste mecânico, o deslocamento de pico em ambos os grupos, ou seja, a amplitude de deformação máxima da placa que cada grupo apresentou no instante de aplicação de carga de pico antes que o sistema sofresse deformação permanente e queda da sua resistência, foi igual entre os dois grupos avaliados.

Os dados referentes à carga e ao deslocamento de pico de cada grupo foram relacionados e, de acordo com o teste de correlação de Pearson, encontrou-se que:

- No grupo I não houve correlação entre a carga de pico aplicada e o deslocamento de pico encontrado ($p = 0,92$ e $r = - 0,0844$).
- No grupo II houve correlação forte positiva entre a carga de pico aplicada e o deslocamento de pico encontrado ($p = 0,05$ e $r = 0,9469$).

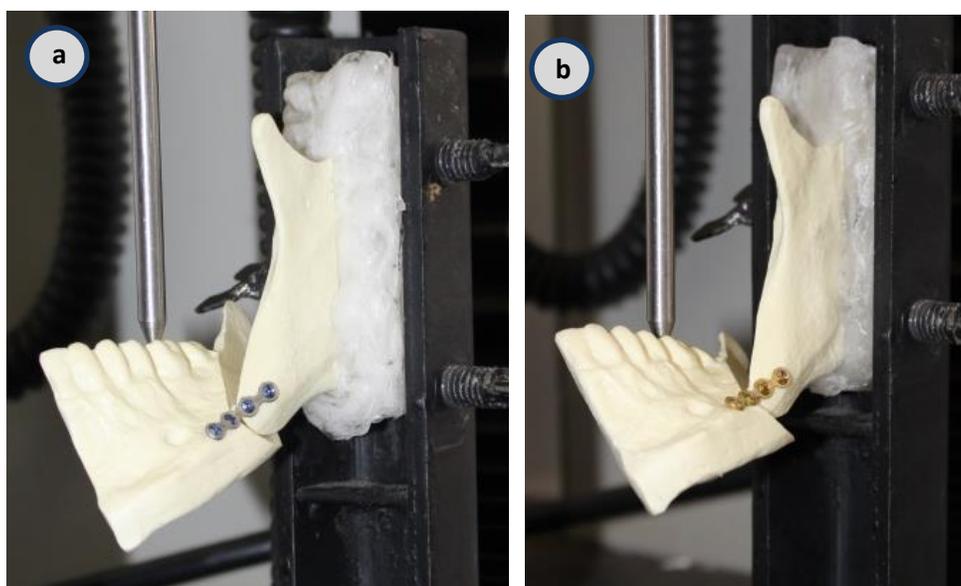


Figura 57: Teste mecânico mostrando deslocamento para inferior e lingual do segmento distal dentado, devido à flexão e torsão da placa causadas pela carga aplicada no grupo Tóride (a) e grupo Medartis (b).

Os dados obtidos ao relacionar a carga de pico com o deslocamento de pico correspondente indicam que o grupo I houve situações em que o sistema sofreu grande deformação (alto deslocamento de pico) até que fosse alcançada a carga de pico, sendo verdade a ocorrência da situação inversa. No grupo II,

observou-se que à medida que a carga era exercida no sistema até se atingir a carga de pico, o sistema sofria deformação progressiva, ou seja; quanto mais carga era aplicada maior era a amplitude de deformação (deslocamento de pico) apresentada pelo sistema.

6 DISCUSSÃO

Implantes metálicos cirúrgicos para fixação são componentes usados para auxiliar a consolidação óssea após a fratura. Um sistema de implantes para osteossíntese consiste de placas, de compressão ou posicionais, fixadas ao osso por parafusos posicionais ou compressivos. Isto é particularmente útil uma vez que o longo período de consolidação pelos métodos tradicionais, sem fixação, provavelmente provocaria a atrofia das cartilagens e articulações do corpo humano. Esses implantes são submetidos a condições extremas, tais como cargas mecânicas fisiológicas ou patológicas e são expostos a ambientes bioquímico e dinâmico do corpo humano, o que pode contribuir para acelerar o desgaste desses materiais (Tavares et al., 2010).

As réplicas sintéticas de mandíbulas humanas deste estudo foram escolhidas para eliminar muitas das variáveis associadas com mandíbulas cadavéricas ou de animais e já foram previamente utilizadas em outros estudos biomecânicos (Brasileiro et al., 2009; Sato et al., 2010).

As réplicas de poliuretano foram criadas exatamente à semelhança da anatomia da mandíbula humana em todas as dimensões e proporções. A uniformidade dessas réplicas proporciona amostras mais consistentes do que amostras cadavéricas, com módulos de elasticidade semelhantes. No trabalho de Brasileiro et al. (2009), as hemimandíbulas de poliuretano utilizadas nos testes, que foram do mesmo tipo das que foram utilizadas no atual trabalho, apresentaram um módulo de elasticidade de aproximadamente 0,07 GPa, estando de acordo com o trabalho de Cordey, (2000) que relatou um módulo de elasticidade do osso medular humano de até 0,1 GPa. Embora o comportamento clínico não possa ser completamente representado nesses estudos, tendências podem ser determinadas com os substitutos ósseos (Peterson et al., 2005; Sato et al., 2010; Pereira et al., 2013).

Estudo de Murakami et al. (2011) avaliou o comportamento biomecânico de mandíbulas cadavéricas após ressecção marginal através de teste mecânico de

tensão, relacionando a altura do rebordo residual e a oclusão. Em análises de elementos finitos a concentração de tensão von Mises ocorreu no ponto de aplicação de carga, no colo do côndilo do lado ressecado e na borda ressecada em resposta a cargas incisais. Nos modelos com carga em pré-molares e molares no lado não-ressecado, a tensão foi concentrada no ponto de aplicação de carga, na região retromolar da mandíbula no lado não ressecado, no colo condilar do lado ressecado e na borda ressecada. Nos modelos com carga em região de pré-molar e molar no lado ressecado, houve concentração de tensão no ponto de aplicação de carga, na região retromolar da mandíbula no lado ressecado, no colo condilar bilateral e na borda ressecada.

Em certos casos de osteotomia sagital da mandíbula, podemos encontrar dificuldade na instalação da fixação dos segmentos devido a defeitos ósseos ou a fraturas indesejadas, que se assemelham aos defeitos relatados no estudo de Murakami et al. (2011). Assim, a estabilização dos segmentos não depende apenas do sistema de fixação, mas também do contato ósseo entre os segmentos. No entanto, o sistema de fixação confere a estabilização necessária para que o processo de reparo ósseo ocorra, levando o paciente à cura.

Tavares et al., (2010) avaliaram sistemas de fixação (placas e parafusos de titânio) que apresentaram falha antes da consolidação das fraturas. Segundo o estudo, após cirurgia para instalação de implantes metálicos, os pacientes são estritamente aconselhados a manter repouso para que a consolidação óssea ocorra perfeitamente. Caso essa recomendação não seja obedecida, o sistema de fixação pode sofrer sobrecarga, levando ao insucesso no tratamento. A fadiga foi o principal mecanismo de falha nos implantes avaliados. Segundo os autores, as falhas teriam sido provocadas por forças de flexão, e o início localiza-se nas proximidades dos orifícios das placas, sendo acelerado pelo polimento superficial final deficiente produzido na usinagem. Além disso, desgaste por atrito e corrosão nas fendas ou interface dos materiais nos sistemas placa/parafuso podem iniciar fissuras superficiais.

No presente trabalho, ambos os grupos apresentaram, de acordo com a análise de superfície, vestígios do processo de produção e usinagem. Foi possível determinar a presença de ranhuras, principalmente na margem interna do elo e na região biselada em contato com a cabeça do parafuso, decorrentes do processo de usinagem. Além disso, na margem interna de ambos os sistemas, foram encontradas projeções, imperfeições presentes no contorno das margens que, durante o manuseio para sua instalação no paciente, podem se desprender da placa, podendo desencadear processos inflamatórios locais. Segundo Leyens & Peters, (2003) essas imperfeições podem se caracterizar como áreas de fragilidade, enfraquecendo o sistema e levando-o à falha mais facilmente (Figuras 15 a 19, 30 a 42, 47 a 52).

A rugosidade superficial determina se a resistência à fadiga entra em colapso primeiramente devido ao início da trinca – em superfícies lisas – ou por propagação das trincas – em superfícies rugosas. Para superfícies lisas, uma camada de superfície endurecida leva ao retardo do início da trinca devido ao aumento da força ou compactação dos grãos. Por outro lado, para superfícies rugosas, pode até mesmo não haver início de trincas de uma forma geral, mas a superfície endurecida é uma desvantagem, pois favorece a propagação das trincas devido à baixa ductilidade. Tensões residuais de compressão na camada superficial são muito favoráveis, uma vez que retardam fortemente a propagação de microfissuras se fendas já estão presentes (Leyens & Peters, 2003). De acordo com os resultados do presente estudo, as regiões planas das placas – lado osso e lado mucosa – estariam mais sujeitas ao início de trincas, por apresentarem menor rugosidade; já a região de margem interna de elos está mais propensa à propagação dessas trincas, as quais podem ocorrer, principalmente, durante modelagem da placa sobre o leito ósseo ou durante instalação dos parafusos (Figuras 19, 35 e 42).

Os materiais dos sistemas de fixação – placas e parafusos – são empregados para a estabilização e manutenção dos segmentos ósseos em posição, favorecendo o processo de reparo ósseo. Para isso, não é necessário

que ocorra osseointegração do sistema, apenas que a fixação permaneça inerte e mantenha-se imóvel sobre o leito ósseo.

Segundo estudos de Champy, há uma linha ideal de osteossíntese que corresponde ao curso de tensão ao longo da linha oblíqua mandibular. Conseqüentemente, as propriedades mecânicas dos materiais de osteossíntese deveriam garantir que as forças induzidas à região de corpo mandibular sejam neutralizadas após instalação do material de fixação ao longo dessa linha (Gerlach & Schwarz, 2002).

Apesar de o sistema de fixação ser o principal responsável pela relativa imobilidade e manutenção dos segmentos ósseos em posição, no pós-operatório imediato, o sucesso em se manter a posição dos segmentos conforme visualizado no transoperatório depende de vários outros fatores. Assim, é importante que a oclusão esteja estável, com pontos de contato distribuídos, que as osteotomias tenham sido realizadas completamente permitindo um movimento livre e que o sistema tenha sido instalado de forma passiva, com adaptação das placas diretamente sobre o leito ósseo cortical, sem impor tensão ou tendência de deslocamento aos segmentos (Throckmorton et al., 1996; Throckmorton et al., 1999).

A redução significativa da força de mordida após tratamento de fraturas e osteotomias de mandíbula pode ser justificada pelo próprio trauma no momento da fratura/osteotomia, pelo trauma ao músculo masseter relativo ao procedimento cirúrgico causando edema, ou ainda por um mecanismo neuromuscular protetor do sistema mastigatório quando, após fratura óssea, componentes musculares são ativados ou desativados para não sobrecarregar o osso fraturado (Tate et al., 1994). Além do mais, a compreensão do paciente em não sobrecarregar a força mastigatória é também um fator importante. Isto está relacionado ao comportamento psíquico mental do paciente quanto ao conforto oclusal. Assim, alguns pacientes, especialmente dentro das primeiras semanas pós-operatórias, ficam receosos em mastigar vigorosamente (Proffit et al., 1989).

Considerando esses fatos, estudos *in vitro* e recomendações pós-operatórias não podem ser transferidos diretamente para condições clínicas levando-se em conta apenas o sistema de fixação, uma vez que são baseadas na condição que a força de mordida no pós-operatório imediato estará normal, semelhante àquela em um indivíduo hígido (Gerlach & Schwarz, 2002).

Peterson et al. (2005) afirmam ainda que há outros fatores relacionados à força mastigatória para essa consideração. Os autores realizaram uma investigação sobre o comportamento mecânico de diversas técnicas de fixação interna utilizadas para fixação de OSRM. Embora a aplicação de carga incisal reproduzisse forças de deformação verticais e a aplicação de carga na região molar simulava forças tensionais que são encontradas em circunstâncias clínicas, elas não podem representar completamente a interação complexa entre a mandíbula e o sistema muscular fisiologicamente. Assim, pode-se apenas buscar pistas ou tendências de movimento e falhas que podem ocorrer e que seriam úteis para tomar decisões clínicas.

Apesar de suportar maiores cargas, o padrão L invertido, devido à sua resistência e imobilidade, impossibilita qualquer acomodação residual entre os segmentos, além de transmitir maior tensão ao côndilo. Assim, em pequenos movimentos de avanço ou recuo mandibulares, um padrão de fixação mais rígido, como o padrão L invertido, estaria bem indicado; no entanto, em movimentos de grandes dimensões, uma fixação mais passível, como instalação de placas e parafusos monocorticais, está mais bem indicada, uma vez que esse sistema permite acomodação entre os segmentos e minimiza o torque condilar (Peterson et al., 2005; Sato et al., 2010)

Uma das razões em se comparar inúmeras técnicas de fixação baseia-se na tentativa de encontrar a mais adequada capaz de suportar as forças que tendem ao deslocamento. Por isso, uma das principais recomendações ao paciente no pós-operatório imediato é não forçar a mordida.

Segundo Peterson et al. (2005), forças oclusais são classificadas como sendo de deglutição, mastigação ou força máxima de mordida. Os autores encontraram que a força máxima de mordida na região molar atinge valores desde 1,6kg a mais de 443kg (15,7N a 4341,4N). O valor médio da força de mordida na deglutição na região molar pode variar de 1,7kg a 30,2kg (16,7N a 296N). Já o valor médio da força de mordida na mastigação pode variar de 1,6kg a 26,7kg (15,7N a 261,7N) e são dependentes do tipo de alimentação que está sendo triturada e da condição oclusal. No entanto, todas essas medidas foram obtidas de pacientes hígidos, que não foram submetidos à intervenção cirúrgica.

Outros estudos firmam que a força de mordida em pós-operatório imediato é muito menor do que a encontrada na população não-operada e em pós-operatórios tardios (Throckmorton et al., 1996; Tate et al., 1994; Ellis et al., 1996). Durante estudo para avaliar a força de mordida previamente à cirurgia ortognática, encontrou-se que a força de mordida na região molar em homens hígidos foi de 52,3kg (512,5N) e mulheres hígidas 39,0kg (382,2N) e na região incisal 10,6kg (103,9N) e 14,2kg (139,2N) respectivamente (Throckmorton et al., 1996). No pós-operatório imediato, para a região molar encontrou-se o valor para a força de mordida de 13,3kg a 19,2kg (130,3N a 188,2N) para as mulheres e 21,5kg a 48,1kg (210,7N a 471,38N) para homens. Forças incisais foram estimadas como sendo um quarto da força encontrada na região molar (Throckmorton et al., 1996; Tate et al., 1994; Ellis et al., 1996).

No presente estudo, após teste mecânico, foi encontrada uma carga de pico de 49,4N para o grupo Tóride e 84,4N para o grupo Medartis. Esses valores foram estatisticamente diferentes ($p < 0,05$), apesar de representarem diferentes marcas comerciais de componentes de um mesmo sistema 2,0mm de fixação. A diferença de resistência à carga mecânica entre os dois sistemas foi relatado na literatura, estando de acordo com os dados do presente estudo (Mendes, 2012; Pereira et al., 2012). A maior resistência mecânica encontrada no grupo II provavelmente se deve à existência da camada de nitreto de titânio, que lhe justifica a cor dourada,

que funciona como uma camada de proteção contra processos de oxidação e corrosão e proporciona maior dureza e resistência à liga (Leyens & Peters, 2003).

Sato et al. (2010) encontraram 41,8N de carga de pico em seu estudo, e Peterson et al. (2005) encontraram 43,93N de carga de pico, com o mesmo substrato fixado com sistema 2,0mm. Estes valores são equivalentes ao encontrado para o sistema Tóride, no atual estudo, porém divergem do valor encontrado para o grupo Medartis que foi de 84,4N, praticamente o dobro do valor suportado pelos outros estudos.

Apesar de divergente, o valor da carga de pico encontrado para o grupo Medartis segue a mesma tendência relatada pelo estudo de Pereira et al. (2012), que apresentou, após teste mecânico de carregamento linear, uma carga de pico de 51,91N. Uma vez que um mesmo teste mecânico foi realizado com substratos semelhantes, mas com diferentes marcas comerciais de sistemas de fixação, surgem indícios de que a microestrutura de cada material seja única e exerça influência sobre o comportamento mecânico dos mesmos.

Mendes, (2012) avaliou quatro sistemas de fixação interna utilizados em OSRM. Após avaliação metalográfica e teste de dureza Vickers, o autor encontrou que o grupo Medartis apresentava microestrutura diferente, em relação aos demais grupos analisados Leibinger, Engimplan e Tóride. A principal diferença baseia-se no tamanho dos grãos de titânio, os quais apresentavam o dobro do tamanho dos demais grupos. Isso reflete no valor da dureza Vickers, uma vez que o valor encontrado para o grupo Medartis foi estatisticamente inferior.

Leyens & Peters, 2003 afirmam que quanto menor o grão e mais compactos eles estiverem, maior será a resistência à deformação. Dessa forma, um metal com grãos de titânio maiores apresentará mais facilidade de modelagem, ou seja menor dureza Vickers, sendo capaz de suportar mais carga antes do ponto de falha. No presente estudo, o grupo Medartis suportou carga maior que o grupo Tóride, apesar de não apresentar valor de deslocamento de pico estatisticamente diferente entre os grupos (Tabelas 2 e 3).

Murakami et al. (2011) buscaram relacionar a presença de defeitos ósseos em região de corpo mandibular com a possível alteração da resistência à aplicação de cargas oclusais. Os autores afirmam que a altura do rebordo residual tem uma grande influencia na força da mandíbula. Esta força reduz-se significativamente à medida que a altura do rebordo alveolar residual diminui de 15 para 10 mm, estando sujeita a fraturas patológicas. Os mesmo dados foram encontrados por Barttelbort & Aryan, 1993.

Barttelbort & Aryan, 1993 afirmaram que a relação entre a altura residual e a tensão von Mises sob cargas incisais, em pré-molares e molares em mandíbulas não ressecadas apresentou uma correlação linear e cargas aplicadas em região de pré-molar e molar no lado ressecado apresentaram uma correlação exponencial. Estes resultados indicam que cargas aplicadas em região de pré-molares e molares no lado ressecado têm mais influencia no aumento da tensão na borda ressecada devido à redução da altura residual do rebordo remanescente. Dessa forma, no tratamento de deformidades envolvendo grandes movimentos de avanço ou recuo ou em tratamento de fraturas nas quais a área de contato entre os segmentos encontra-se reduzida, o emprego de um material que suporte carga e deslocamento maiores, como o material do grupo II, sem que ocorra falha do sistema, provavelmente estaria bem indicado (Tabelas 2 e 3).

No presente estudo, as avaliações no MEV revelaram que os materiais de fixação apresentam certo grau de imperfeições superficiais, principalmente na região de margem interna de elo. Isso pode ter influência sobre a acomodação tecidual sobre o sistema de fixação. Prova disso é que, em estudo de Eisenbarth et al. (2003), a orientação dos fibroblastos, em substrato de titânio com diferentes valores de rugosidade, após dois dias de incubação, aumentou de 10% com Ra de 0,04 μm (superfície polida) para 60% e 72% com Ra de 0,34 μm e 1,36 μm , respectivamente (Eisenbarth et al., 2003). Tan & Saltzman, 2002 encontraram que ranhuras ou sulcos paralelos podem ser usados para controlar a direção e a taxa de migração celular na superfície dos materiais. Huang et al. (2004) afirmam que o fenômeno do contato guiado – adesão e proliferação celular através das

ranhuras – pode contribuir para a migração tecidual celular em direção à região ferida durante o período de cicatrização, embora isso possa limitar a distribuição e difusão celular (Tan & Saltzman, 2002).

Uma vez que encontramos valores R_a diferentes entre os grupos analisados no presente estudo, ocorrendo aumento da rugosidade nas proximidades das bordas nas placas do grupo I, a resposta tecidual fica sujeita a alterações no seu curso (Tabela 1). Decorrentes do processo de fabricação e usinagem, estas projeções e depressões encontradas principalmente na margem interna de elo podem induzir uma resposta tecidual, servindo de base para a adesão e proliferação osteoblástica e fibroblástica local. Dessa forma, em casos de fixação de segmentos com presença de defeitos de continuidade, o tecido mole pode proliferar-se com maior rapidez, retardando o reparo ósseo local. (Eisenbarth et al., 2003; Tan & Saltzman, 2002; Huang et al., 2004).

Os dados obtidos com o teste EDS indicaram a presença de elementos contaminantes na composição de ambos os grupos. Neles, detectou-se a presença, entre outros, dos elementos alumínio (Al) no grupo Medartis e vanádio (V) no grupo Tóride (Figuras 20 a 24, 25 a 29, 43 a 46 e 53 a 56). Estes achados indicam a possibilidade de contaminação do titânio durante as etapas de produção do lingote e usinagem das placas. Durante esses processos, são utilizados vários compostos para o corte e lubrificação. Assim, elementos químicos pertencentes a outras ligas, como o alumínio e o vanádio podem ser oriundos da liga Ti6Al4V e passam a integrar compostos de titânio comercialmente puro à medida que são processados pelos mesmos equipamentos. No entanto, mais estudos são necessários para atestar a concentração e o potencial desses elementos em processos de inflamação e rejeição dos componentes dos sistemas.

Apesar de a análise no MEV de ambos os grupos não revelar grandes alterações estruturais, com relação à topografia das placas, ainda encontramos indícios do processo de usinagem, como presença de bolhas e de ranhuras nas proximidades dos elos e nas margens interna e externa dos elos (Figuras 15 a 19; 30 a 42; 47 a 52). Na região biselada de elo da placa, a presença de indícios de

ranhura e de bolhas, embora sem sinais de propagação, pode favorecer à falha do sistema, já que representa um ponto de grande concentração de tensão devido à inserção do parafuso e sua interface com a placa (Figuras 19, 35 e 42). Esse quadro pode ser agravado ainda mais pelo fenômeno da corrosão galvânica, uma vez que duas ligas diferentes, como o titânio comercialmente puro das placas (Ti cp) e o Ti4Al6V dos parafusos estão em contato (Ciuccio et al., 2010).

Apesar de os sistemas de fixação serem compostos de diferentes metais, se o processo de corrosão galvânica ocorresse com repercussão clínica, mais complicações ocorreriam relacionadas aos diferentes metais no mesmo meio biológico. Além disso, a corrente elétrica que flui pelo par galvânico é muito baixa para causar qualquer alteração (Ciuccio et al., 2010).

Não existe um material que possua ótimas características sob todos os aspectos necessários, havendo a necessidade de avaliação dos pontos favoráveis e contrários, de forma a equilibrar os efeitos adversos e os que tragam os benefícios esperados. Da mesma forma, pode-se dizer que cada marca comercial apresenta características próprias devido ao processo de fabricação, contemplando as placas e parafusos com padrão de qualidade variado (Trivellato et al., 2000).

Além disso, o teste de difração de raios X e avaliação macroscópica da coloração das placas revelaram indícios da presença de outros compostos, além do titânio, no grupo Medartis. A coloração dourada das placas do grupo Medartis deve-se à presença de uma camada de nitreto de titânio. Sua presença foi associada a uma menor rugosidade superficial, em comparação às placas do grupo Tóride. A camada de nitreto de titânio torna a superfície mais plana, ao preencher, mesmo que de forma parcial, as concavidades presentes na rugosidade superficial final, após o processo de usinagem e acabamento finais (Figuras 12 a 14).

O estudo microestrutural dos materiais de fixação é importante para compreender os casos de insucesso no tratamento e aprimorar seu desempenho

mecânico. Tavares et al. (2010) avaliaram, por meio de análise no microscópio eletrônico de varredura (MEV) e espectroscopia, as falhas dos materiais de fixação utilizados em tratamento de fraturas ortopédicas e encontraram alterações importantes. Alguns materiais apresentavam microestrutura completamente diferente dos implantes originais, indicando haver deficiência na produção final, com falha no tratamento térmico e químico superficial. Além disso, encontraram deficiência no polimento final da superfície dos implantes, indicando que os orifícios das placas foram usinados sem cuidados com o acabamento final.

Diferentemente do resultado encontrado por Tavares et al. (2010), os resultados do presente estudo revelaram não haver grandes alterações superficiais nas placas. A presença de resíduos ou “raspas” nas margens não assegura a falha do sistema, porém requer avaliações mais aprofundadas para se atestar a importância desses achados na interação entre o sistema de fixação e o reparo ósseo (Figuras 34 e 51).

Braber et al. (1996) acreditam que a adesão tecidual inicial na superfície do material ocorre por travamento mecânico. Portanto, uma rugosidade superficial adequada pode proporcionar travamento mecânico benéfico no estágio inicial de adesão celular, ajudando no processo de adesão e proliferação subsequentes.

Anselme et al. (2000) encontraram que osteoblastos apresentaram melhor adesão superficial a estruturas à base da liga de Ti6Al4V com valores de Ra entre 0,16 a 0,20 μm , após 24 horas de incubação, em comparação a substratos com maior rugosidade (Ra: 0,30 μm). Linez-Bataillon et al. (2002) também encontraram que osteoblastos cultivados em substratos polidos à base de Ti6Al4V (Ra: 0,16 μm a 0,43 μm) demonstraram melhor distribuição/espalhamento do que em superfícies mais rugosas (Ra: 0,61 μm). Por outro lado, Deligianni et al. (2001) afirmaram que amostras tratadas da liga Ti6Al4V com Ra equivalente a 0,30 μm apresentam menor índice de adesão celular inicial do que aquelas com rugosidade maiores na faixa de 0,87 a 0,49 μm . Os resultados contraditórios encontrados na literatura sobre a rugosidade podem ser relacionados ao tipo de material metálico e/ou tipo celular envolvidos nos estudos.

A prática diária mostra que a forma de fixação dos segmentos ósseos, seja de uma osteotomia programada ou de uma fratura de mandíbula, não deve seguir uma “regra fixa”; ou seja, pacientes com perfis diferentes devem ter seu tratamento individualizado. Throckmorton et al. (1994) afirmam que o tamanho das placas (espessura, comprimento e quantidade de elos), o diâmetro e comprimento dos parafusos e o número de placas usadas no tratamento de fraturas de ângulo mandibulares diferem entre os pacientes e entre os profissionais. Em seu estudo, foi encontrada uma redução significativa na força de mordida incisal nas primeiras 6 semanas após a cirurgia, quando comparado com pacientes seis semanas após o procedimento. Os autores não encontraram diferença significativa entre os pacientes hígidos e os pacientes com pós-operatório de 6 semanas.

7 CONCLUSÃO

Os dados do trabalho revelaram que há houve diferença entre os dois sistemas de fixação avaliados, com o grupo II apresentando maior resistência mecânica, ambos os grupos apresentando valores de rugosidade diferentes e com diferentes composições químicas de superfície, interferindo na resistência mecânica ao teste de tensão.

A importância desses achados é que os requisitos relativos à quantidade de fixação necessária, baseada apenas na força de mordida voluntária em pacientes não traumatizados, pode estar elevada. A força de mordida em pacientes traumatizados pode ser consideravelmente menor. Além disso, deve-se lembrar de que os dados relatados são relativos à força máxima de mordida voluntária, ou seja, a maior força que uma pessoa pode gerar voluntariamente. A dimensão da força empregada durante atividades funcionais rotineiras é provavelmente bem menor. Essa pode ser a razão para que outras formas de fixação menos rígidas possam ser usadas com sucesso. No entanto, mais estudos seriam necessários para atestar o potencial reacional desses resíduos provenientes dos sistemas de fixação sobre a área traumatizada.

REFERÊNCIAS*

Ackerman JL, Proffit WR. Communication in orthodontic treatment planning: bioethical and informed consent issues. *Angle Orthod.* 1995; 65(4): 253-61.

Andrade VC. Avaliação Comparativa por Meio de Testes Mecânicos, Análise Extensométrica e Fotoelástica da Influência da Realização ou não da Osteotomia da Base nas Osteotomias Sagitais dos Ramos Mandibulares [dissertação]. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba; 2012.

Anselme K, Bigerelle M, Noël B, Iost A, Hardouin P. Effect of grooved titanium substratum on human osteoblastic cell growth. *J Biomed Mater Res.* 2002; 60: 529–540. doi: 10.1002/jbm.10101.

Anselme K, Bigerelle M. Topography effects of pure titanium substrates on human osteoblast long-term adhesion. *Acta Biomater.* 2005; 211-22.

Barttelbort SW, Aryan S. Mandible preservation with oral cavity carcinoma: Rim mandibulectomy versus sagittal mandibulectomy. *Am J Surg.* 1993; 166(4): 411-5.

Braber ET, Ruijter JE, Smots HTJ, Ginsel LA, Recum AF, Jansen JA. Quantitative analysis of cell proliferation and orientation on substrata with uniform parallel surface micro-grooves. *Biomaterials.* 1996; 17: 1093–9).

* De acordo com as normas da UNICAMP/FOP, baseadas na padronização do International Committee of Medical Journal Editors. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

Brasileiro BF, Gempel RG, Ambrosano GMB, Passeri LA. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009; 67: 809–17.

Brasileiro BF, Grotta-Gempel R, Ambrosano GMB, Passeri LA. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal spit ramus osteotomies: setback surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2012; 70(4): 941–51.

Callister Jr. WD. Fundamentos da ciência e engenharia de materiais: uma abordagem integrada. 2ª ed. Rio de Janeiro: LTC; 2006. Cap. 3, p. 54-60.

Ciuccio RL, Luiz NE, Jacomini-Filho A, Alvarado PP. Testing of galvaniccorrosion of titanium plates and screws used in rigid internal fixation. *Innov. Implant. J., Biomater. Esthet.* 2010; 5(3): 19-22.

Cordey J. Introduction: basic concepts and definitions in mechanics. *Injury.* 2000; 31 Suppl 2: S B1-13.

Chuong C, Borotikar B, Schwartz-Dabney C, Sinn DP. Mechanical characteristics of the mandible after bilateral sagittal split ramus osteotomy: Comparing two different fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005; 63: 68-76.

Dedavid BA, Gomes CI, Machado G. Microscopia eletrônica de varredura: aplicações e preparação de amostras – materiais poliméricos, metálicos e semicondutores. Porto Alegre: EDIPUCRS; 2007. Cap 1

Eisenbarth E, Meyle J, Nachtigall W, Breme J. Biomaterials. 1993; 17: 1398. Apud Leyens C, Peters M. Titanium and Titanium Alloys. Fundamentals and Applications. WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, ISBN: 3-527-30534-3, 2003.

Ellis E, Throckmorton GS, Sinn DP. Bite forces before and after correction of mandibular prognathism. J Oral Maxillofac Surg. 1996; 54(2): 176-81.

Erkmen E, Simsek B, Yücel E, Kurt A. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using threedimensional finite elements analysis. Part 1: Advancement surgery posterior loading. Int J Oral Maxillofac Surg. 2005; 34(5): 551-8.

Fujioka M, Fujii T, Hirano A. Comparative study of mandibular stability after sagittal split osteotomies: Bicortical versus monocortical osteosynthesis. Cleft Palate Craniofac J. 2000; 37: 551-5.

Gabrielli MRF. Stable fixation of the sagittal split ramus osteotomy. Selected Readings in Oral and Maxillofacial Surgery. 2007; 15(1): 1- 46.

Gerlach KL, Schwarz A. Bite forces in patients after treatment of mandibular angle fractures with miniplate osteosynthesis according to Champy. Int J Oral Maxillofac Surg. 2002; 31(4): 345-8.

Haug RH, Punjabi AP, Barber E. An in vitro comparison of the effect of number and pattern of positional screws on load resistance. J Oral Maxillofac Surg. 1999; 57: 300-9.

Huanga HH, Ho CT, Lee TH, Lee TL, Liao KK, Chen FL. Effect of surface roughness of ground titanium on initial cell adhesion. *Biomolecular Engineering*. 2004; 21: 93–97.

Jeter FS, Van Sickels JE, Dolwick MF. Modified techniques for internal fixation of sagittal ramus osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg*. 1984; 42: 270-2.

Korovessis PG, Deligianni DD. Role of surface roughness of titanium versus hydroxyapatite on human bone marrow cells response. *J Spinal Disord Tech*. 2002; 15(2): 175-83.

Lee SW, Lee MH, Oh N, Park JA, Leesungbok R, Ahn SJ. Correlation Between Surface Hydrophilicity and Osteoblastic Differentiation on Microgrooved Titanium Substrata. *J Oral Implantol*. 2012; 38(1): 11-9.

Leyens C, Peters M. *Titanium and Titanium Alloys: fundamentals and Applications*. Weinheim, Alemanha: Wiley-VCH, 2003. Cap. 16.3: Examples of Tailor-made Ti-based Composites, p 437.

Mendes MBM. *Metalografia, análise de oxigênio e nitrogênio e teste de dureza vickers dos materiais de fixação interna usados no esqueleto craniofacial [dissertação]*. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba; 2012.

Michelet FX, Benoit JP, Festal F, et al: Contention sans blocage des ostéotomies sagittales des branches montantes de la mandibule par plaques visseées endobuccales dans le traitement des dysmorphoses antéro-postérieures. *Rev Stomat.* 1971; 72:531.

Murakami K, Sugiura T, Yamamoto K, Kawakami M, Tsutsumi S, Kirita T. Biomechanical Analysis of the Strength of the Mandible After Marginal Resection. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 69:1798-1806.

Murphy MT, Haug RH, Barber JE. A comparison of the mechanical characteristics of three sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997; 55: 489.

Niederdelman H, Collins FJV. Controlled osteosynthesis utilizing the position screw. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg.* 1987; 2: 159.

Obwegeser HL. Orthognathic Surgery and a Tale of How Three Procedures Came to Be: A Letter to the Next Generations of Surgeons. *Clin Plastic Surg.* 2007; 34: 331–355.

Ochs MW. Bicortical screw stabilization of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003; 61(12): 1477-84.

Pereira VA, Iamashita HY, Monnazzi MS, Gabrielli MF, Vaz LG, Passeri LA. In vitro biomechanical evaluation of sagittal split osteotomy fixation with a specifically designed miniplate. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2012; 42(3): 316-20.

Peterson GP, Haug RH, Van Sickels J. A Biomechanical Evaluation of Bilateral Sagittal Ramus Osteotomy Fixation Techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005; 63: 1317-1324.

Proffit WR, Turvey TA, Fields HW, Philipps C. The effect of orthognathic surgery on occlusal force. *J Oral Maxillofac Surg.* 1989; 47: 457–463.

Sato FRL, Asprino L, Consani S, de Moraes. Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal split ramusost eotomy in mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010; 68: 160-166.

Spiessl, B. *New Concepts in Maxillofacial Bone Surgery.* New York, NY, Springer-Verlag, 1976.

Stoelinga PJW, Borstlap WA. The Fixation of Sagittal Split Osteotomies With Miniplates: The Versatility of a Technique. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003; 61: 1471-1476.

Tan J, Saltzman WM. Topographical control of human neutrophil motility on micropatterned materials with various surface chemistry. *Biomaterials.* 2002; 23: 3215–25.

Tavares SSM, Mainier FB, Zimmerman F, Freitas R, Ajus CMI. Characterization of prematurely failed stainless steel orthopedic implants. *Engineering Failure Analysis.* 2010; 17: 1246–1253.

Tate GS, Ellis E, Throckmorton G. Bite forces in patients treated for mandibular angle fractures: Implications for fixation recommendations. *J Oral Maxillofac Surg.* 1994; 52: 734–736.

Thomas PM, Tucker MR, Prewitt JR. Early skeletal and dental changes following mandibular advancement and rigid internal attachment. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1986; 1: 171.

Trauner R, Obwegeser H. The surgical correction of mandibular prognathism e retrognathia with consideration of genioplasty. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1957, 10(7): 677-689.

Trivellato AE, Mazzonetto R, Passeri LA, Consani S. Estudo químico, macroscópico e da resistência à flexão de placas e parafusos de titânio usados na fixação interna rígida. *Pesqui Odontol Bras.* 2000; 14(4): 392-398.

Throckmorton GS, Buschang PH, Ellis E. Improvement of maximum occlusal forces after orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996; 54: 1080.

Throckmorton GS, Buschang PH, Ellis E. Morphologic and Biomechanical Determinants in the Selection of Orthognathic Surgery Procedures. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999; 57: 1044-56.

Turvey TA, Hall DJ. Intraoral self-threading screw fixation for sagittal osteotomies: Early experiences. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg.* 1986; 1: 243.

Van Sickels JE, Flanary CM. Stability associated with mandibular advancement treated by rigid osseous attachment. *J Oral Maxillofac Surg.* 1985; 43: 338.

Watzke IM, Turvey TA, Phillips C, Profitt WR. Stability of mandibular advancement after sagittal osteotomy with screws or wire fixation: a comparative study. J Oral Maxillofac Surg. 1990; 48(2): 108-21.

Williams DB, Carter CB. Transmission Electron Microscopy: part 1: basics. 2.ed. New York: Springer; 2009. Cap. 1, p. 3-9.

Wirth C, Grosgeat B, Lagneau C, Jaffrezic-Renault N, Ponsonnet L. Biomaterial surface properties modulate *in vitro* rat calvaria osteoblasts response: Roughness and or chemistry? Materials Science and Engineering C. 2008; 28: 990–1001.

Young HD, Freedman RA. Sears e Zemansky física IV: ótica e física moderna. 10^a ed. São Paulo: Addison Wesley, 2004. Cap. 38, p. 126-134.