

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ

Gabriela Rocha

**ESTUDO *IN VITRO* DA LIBERAÇÃO DE ÍONS
EM APARELHOS ORTODÔNTICOS APÓS
TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE**

Taubaté-SP

2005

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Gabriela Rocha

**ESTUDO *IN VITRO* DA LIBERAÇÃO DE ÍONS
EM APARELHOS ORTODÔNTICOS APÓS
TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE**

Dissertação apresentada para obtenção do Título de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Taubaté.

Subárea de concentração: Tecnologia de Materiais e Processos de Fabricação

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Ana Paula Rosifini Alves

Taubaté-SP

2005

Rocha, Gabriela
Estudo *in vitro* da liberação de íons em aparelhos ortodônticos
após tratamento de superfície / Gabriela Rocha- Taubaté: UNITAU,
2005.

75f.: il.

Orientador: Ana Paula Rosifini Alves
Dissertação (Mestrado) – Universidade de Taubaté,
Departamento de Engenharia Mecânica, 2005.

1. Biomateriais, 2. Tratamento de Superfície, 3. Liberação de
Íons, 4. Aparelhos Ortodônticos - Dissertação. I. Universidade de
Taubaté, Departamento de Engenharia mecânica. II. Título

GABRIELA ROCHA
ESTUDO IN VITRO DA LIBERAÇÃO DE ÍONS EM APARELHOS ORTODÔNTICOS APÓS
TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE

Dissertação apresentada para obtenção do Título de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Taubaté.

Subárea de concentração: Tecnologia de Materiais e Processos de Fabricação

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Ana Paula Rosifini Alves

Data: _____

Resultado: _____

COMISSÃO JULGADORA

Prof. Dr. _____ Universidade de Taubaté

Assinatura _____

Prof. Dr. _____ Universidade _____

Assinatura _____

Prof. Dr. _____ Universidade _____

Assinatura _____

Aos meus pais Roderico e Norma,
pelos bons exemplos de dignidade, humildade e respeito ao próximo,
pelo apoio de sempre, pelo amor incondicional e pela vida

A meus irmãos Raul e Renata
por compartilharem os sacrifícios da minha profissão
sem terem as alegrias que ela me dá.
Pela paciência, tolerância e
por darem um sentido ainda mais feliz à minha vida.

AGRADECIMENTOS

A Professora Doutora Ana Paula Rosifini Alves, orientadora brilhante e incansável, que estimulou e acreditou em meu trabalho.

Ao Professor Doutor Gerval de Almeida e à Professora Doutora Rosana Villela Chagas que com muita dedicação incentivaram meu ingresso à Ortodontia.

Aos funcionários do Departamento da Engenharia Mecânica da UNITAU, José Arauto Ribeiro e Luiz Flávio Martins Pereira, pela amizade, carinho e dedicação explícita no auxílio deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Durval Rodrigues Júnior do Departamento de Materiais da FAENQUIL, pela realização das análises em MEV indispensáveis para o trabalho.

Ao Prof. Dr. Luis Rogério de Oliveira Hein da FEG-UNESP pela análise em microscópio ótico.

À Dr^a Elizabeth Dantas do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares da USP pela realização das análises químicas.

Aos colegas da XI Turma de Mestrado da UNITAU e em especial aos colegas da Engenharia Mecânica, que tornaram a caminhada mais fácil.

A todos os professores deste curso, por tornarem meu ingresso à Engenharia uma jornada tão fascinante.

Aos funcionários da Universidade de Taubaté por toda atenção dedicada a mim e a meus colegas de turma.

A todos aqueles que direta ou indiretamente colaboraram para que este trabalho pudesse ser realizado.

ROCHA, G. **ESTUDO *IN VITRO* DA LIBERAÇÃO DE ÍONS EM APARELHOS ORTODÔNTICOS APÓS TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE.** 2005. 75p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Taubaté, Taubaté, 2005.

RESUMO

A seleção de materiais viáveis em Ortodontia depende de fatores como propriedades físicas, mecânicas e biológicas. As ligas de titânio tais como TMA, TiNb, NiTi e CuNiTi são os materiais mais comumente empregados na fabricação de arcos ortodônticos por suas interessantes propriedades físicas. A deterioração da resistência à corrosão dos arcos ortodônticos tem duas conseqüências: a primeira é a perda das propriedades físicas, a qual implica no sucesso do tratamento clínico; a segunda é a liberação de íons de níquel, que tem demonstrado ser tóxico e ser a causa de reações alérgicas. O propósito desse estudo foi avaliar a liberação de íons a partir de aparelhos ortodônticos fixos após tratamento de superfície por meio de implantação iônica e imersão a plasma. Seis conjuntos idênticos, divididos em dois grupos com e sem tratamento de superfície, foram testados cada um simulando um aparelho ortodôntico completo usado no arco dentário. Foram avaliados arcos de Ni-Ti com diâmetro de 0,45 mm. A pesquisa foi conduzida com a imersão dos aparelhos durante oito semanas em solução salina a 0,9% (saliva humana), em 37°C. Durante a imersão os aparelhos foram escovados e submetidos diariamente por um minuto em solução fluoretada. O produto da corrosão analisado foi o níquel. Esse elemento foi quantificado em média usando a espectroscopia de absorção atômica. Os resultados desse estudo indicaram que a liberação de íons em arcos de NiTi com revestimento foi menor do que para os arcos sem tratamento.

Palavras-chave: biomateriais, tratamento de superfície, liberação de íons, aparelhos ortodônticos

ROCHA, G. **STUDY *IN VITRO* OF IONS RELEASE FROM ORTHODONTIC APPLIANCES AFTER SURFACE TREATMENT.** 2005. 75p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Taubaté, Taubaté, 2005.

ABSTRACT

The choice of materials available in orthodontics depends on factors such as physical, mechanical and biological properties. Titanium alloys such as TMA, TiNb, NiTi and CuNiTi are the most commonly used materials for making orthodontic wires because of their interesting physical properties. The deterioration of the corrosion resistance of orthodontic wires has two consequences: the first is loss of the physical properties which play in the success of the clinical treatment; the second is the release of Ni ions, which have been shown to be toxic and the cause of allergic reactions. The purpose of this study was to evaluate ions release from fixed orthodontic appliance after plasma immersion ion implantation surface treatment. Six identical sets, divided into two groups with and without surface treatment, were tested each simulating a complete orthodontic appliance used on dental arch. Ni-Ti archwires with a diameter of 0,45mm were evaluated. The investigation was conducted with the appliances immersed for eight weeks in 0,9% saline solution (physiological serum) at 37 degrees C. During immersion time appliances were brushed and exposed for one minute to fluoride mouthwash daily. The corrosion product analyzed was nickel. This element was quantified in media using plasma atomic emission spectroscopy. The results of this study indicated that ions release

Key words: biomaterials; surface treatment; ions release; orthodontic appliances

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Exemplo de aparelho ortodôntico fixo empregado na Ortodontia	10
Figura 2 - Processo por deposição por plasma	15
Figura 3 – Desenho esquemático do sistema de implantação iônica	16
Figura 4 - Fluxograma da metodologia empregada na realização do trabalho	35
Figura 5 – Vista da arcada superior com aparelho ortodôntico	41
Figura 6 – Meio bucal simulado contendo recipientes com arcadas e soro fisiológico.	42
Figura 7 – Microscópio eletrônico de varredura	44
Figura 8. – Braquetes utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias	46
Figura 9 – Superfície das aletas dos braquetes utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias	47
Figura 10 – Superfície das canaletas dos braquetes utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias	48
Figura 11 – Superfície dos arcos utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias	49
Figura 12 – Braquetes utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias	50
Figura 13 – Superfície das aletas dos braquetes utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias	51
Figura 14 – Superfície das canaletas dos braquetes utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias	52
Figura 15 – Superfície dos arcos utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias	53
Figura 16 – Braquetes utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias	54
Figura 17 – Superfície das aletas dos braquetes utilizados no estudo após imersão em	

soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias	55
Figura 18 – Superfície das canaletas dos braquetes utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias	56
Figura 19 – Superfície dos arcos utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias	53
Figura 20 - Braquetes utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias	70
Figura 21 – Superfície das aletas dos braquetes utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias:	71
Figura 22 – Superfície das canaletas dos braquetes utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias	72
Figura 23 – Superfície dos arcos utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias	73
Figura 24 – Aspecto da superfície do arco como recebido	74
Figura 25 – Aspecto da superfície do arco após imersão em colutório Oral-B®	74
Figura 26 – Aspecto da superfície do arco após imersão em colutório Cepacol®	75
Figura 27 – Aspecto da superfície do arco após imersão em colutório Noplak®	75

LISTA DE QUADROS

Quadro 1- Composição e pH dos colutórios avaliados	40
Quadro2 –Valores obtidos após análise da solução (60 dias)	45
Quadro 3 – Elementos liberados após 60 dias	69

SUMÁRIO

<i>RESUMO</i>	6
<i>ABSTRACT</i>	7
<i>LISTA DE FIGURAS</i>	8
<i>LISTA DE QUADROS</i>	10
1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DE LITERATURA	15
2.1 CONSIDERAÇÕES GERAIS	15
2.1.1 Tratamentos de Superfície por Imersão a Plasma	19
2.1.2 Implantação de íons por imersão em plasma	20
2.1.3 Tratamento de Superfície em materiais odontológicos	22
2.2 CARACTERÍSTICAS DAS LIGAS USADAS EM APARELHOS ORTODÔNTICOS	23
2.3 BIOCOMPATIBILIDADE E CITOTOXICIDADE DAS LIGAS	24
3 PROPOSIÇÃO	34
4 MATERIAL E MÉTODO	35
4.1 TRATAMENTO SUPERFICIAL	36
4.1.1 Nitretação	36
4.1.2 Carbonitretação	37
4.1.3 Carbonitretação	39
4.2 ENSAIO DE LIBERAÇÃO DE ÍONS	40
4.2.1 Seleção do colutório	40
4.2.2 Montagem do ensaio para avaliação da liberação de íons	42
4.2.3 Análise das soluções	42
4.2.4 Avaliação da superfície	43
5 RESULTADOS	45
5.1 LIBERAÇÃO DE ÍONS	45
5.2 AVALIAÇÃO DA SUPERFÍCIE	45
6 DISCUSSÃO	58
6.1 LIGAS USADAS EM ORTODONTIA	58
6.2 LIBERAÇÃO DE ÍONS	58
6.3 TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE	61
6.4 METODOLOGIA	63
7 CONCLUSÃO	64
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	66
Apêndice A - Seleção do colutório	69

1 INTRODUÇÃO

Segundo Mockers, Deroze e Camps, 2002 a escolha de materiais para utilização em Ortodontia depende de alguns fatores como propriedades físicas, mecânicas e biológicas. Os materiais usados em aparelhos ortodônticos podem ser metálicos, conhecidos como ligas, e não-metálicos como as cerâmicas, os compósitos e os policarbonatos. (Figura 1).



Figura 1 – Exemplo de aparelho ortodôntico fixo empregado na Ortodontia

Ligas a base de titânio, tais como TMA, TiNb, NiTi e CuNiTi, aço inoxidável e a base de Co-Cr-Ni são empregadas na fabricação de fios ortodônticos. Esses materiais exibem elevada resistência à corrosão devido à formação de filme fino em sua superfície (SCHIFF et al., 2004). Nas ligas de Co-Cr-Ni e aço inoxidável, os filmes são formados por óxido de cromo enquanto que o filme das ligas de Ni-Ti ou titânio beta é composto por óxido de titânio (KANEKO, 2004). O titânio pode formar vários óxidos (TiO_2 , TiO e Ti_2O_5). O dióxido de titânio (TiO_2) é o mais comum e o

mais estável sendo encontrado em três formas cristalinas: anatase, rutila e brooquita.

Durante o tratamento ortodôntico, os profissionais recomendam a seus pacientes o uso de enxaguatórios fluoretados, especialmente em adolescentes que não apresentam boa higiene bucal, por consequência, alto risco de cárie. O flúor promove a formação de glóbulos fluoretados que aderem aos dentes e estimulam a remineralização enquanto protegem os dentes contra o ataque de ácidos. Deste modo, os enxaguatórios fluoretados ajudam a prevenir o desenvolvimento de cáries e proteger o esmalte dentário (SCHIFF et al., 2004).

Os efeitos dos fluoretos na resistência à corrosão do titânio e suas ligas têm sido pesquisadas por diversos autores (RECLARU, MEYER, 1998; NAKAGAWA, MATSUYA, UDOH, 2001; NAKAGAWA, MATSUYA, UDOH, 2001; NAKAGAWA, MATSUYA, UDOH, 2002; HUANG, 2002; SHIFF et al., 2002; ALVES et al., 2004). Fluoretos são inimigos de todos os metais reativos tais como titânio e suas ligas, especialmente em meio ácido, causando a corrosão devido à destruição da camada passiva e perda propriedades mecânicas (AL-MAYOUF, 2004).

O maior problema associado à corrosão está na liberação de íons metálicos, o que pode induzir processos patológicos. Esse fato tem atraído o interesse de muitos pesquisadores (EL MEDAWAR et al., 2002; ELIADES et al., 2004).

Como as bandas ortodônticas usualmente são confeccionadas em aço inoxidável 304 e 316L, os quais contêm níquel e cromo, e os fios em aço inoxidável ou níquel-titânio a quebra do filme pode levar a liberação de íons desses elementos (STAFFOLANI et al., 1999). Geralmente, o níquel é o metal mais associado a dermatite de contato, com mais casos de reações alérgicas do que outros metais (RAHILLY; PRICE, 2003).

Estudos in vivo têm indicado aumento na concentração de níquel e ferro encontrados na saliva, três semanas após o início da terapia ortodôntica. Entretanto, elevadas variações individuais, derivam da grande variabilidade da

quantidade de bandas e braquetes em cada paciente, determinando as diferentes concentrações de níquel liberado. De modo muito semelhante, estudos com níquel e cromo em contato com a saliva não revelam diferenças nas concentrações salivares de íons liberados desses elementos, quando se compara a saliva antes e um mês após o início do tratamento ortodôntico. Por outro lado, outras investigações revelam que o níquel liberado de aparelhos ortodônticos pode não ser mensurável na saliva local ou no sangue após uma semana (ELIADES e ATHANASIOU, 2002).

Os tratamentos superficiais, empregados comumente para aumentar a resistência à fadiga e ao desgaste de ligas (CLARO, 2004), podem eventualmente constituir-se em alternativa para minimizar esse problema.

Dessa forma, a partir do exposto, o presente trabalho teve como objetivo empregar a técnica de tratamento superficial de imersão a plasma em aparelhos ortodônticos para minimizar a liberação de íons metálicos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 CONSIDERAÇÕES GERAIS

Raramente as propriedades do material atendem todos os requisitos necessários para determinadas aplicações. Por exemplo, os materiais para aplicações ortopédicas podem ter propriedades mecânicas ideais e, no entanto apresentar reação biológica adversa com o meio em que estiver inserido.

Mesmo após a consideração de todas as opções e a seleção do melhor material, as propriedades de superfície podem limitar o desempenho e função, e até mesmo impedir sua utilização.

O emprego da engenharia de superfície pode ser solução de valor para este problema. Esta ciência estuda o processo que modifica a superfície, preservando as características do volume. Pode ser modificado o espectro de propriedades da superfície do biomaterial, incluindo tribológica (atrito), mecânica, química dentre outras que influenciam diretamente a biocompatibilidade e funcionalidade (SIOHANSI e TOBIN, 1996).

As técnicas empregadas para a formação da camada superficial podem ser divididas em seis grandes grupos: mecânicas; termo-mecânicas; térmicas; termo-químicas; eletroquímicas; químicas e físicas.

Cada grupo de técnicas permite obter um tipo específico de camada superficial, com dada espessura e aplicação. Essas técnicas são subdivididas em muitos tipos e estes podem ser executados de diferentes formas.

- a) Técnicas Mecânicas: nestas o efeito utilizado é a pressão ou a energia cinética de uma ferramenta ou partículas a fim de obter o endurecimento da camada superficial do metal ou da liga a temperatura ambiente.

- b) Técnicas Termo-mecânica: utilizam os efeitos combinados de calor e pressão a fim de obter revestimento ou, menos freqüentemente, camadas superficiais. As técnicas empregadas são aspersão térmica, endurecimento por explosão e deformação plástica.
- c) Técnicas Térmicas: empregam efeitos relacionados com a influência do calor sobre os materiais. Alguns exemplos de emprego dessa técnica são os tratamentos térmicos como têmpera, recozimento e endurecimento por precipitação.
- d) Técnicas Termo-químicas: as técnicas termo-químicas utilizam o efeito combinado de calor com relação ao metal tratado, a fim de saturá-lo com dado elemento ou elementos, levando a mudanças de composição e microestrutura desejadas na camada. Dependendo do estado do meio quimicamente ativo, podem ser distinguidas as seguintes técnicas: pó sólido; pasta (pó sólido com ligante); banho (banho contendo componentes saturantes, isto é, banho de sal para a carburização ou nitritação ou banho composto de metais fundidos); gás (mistura de hidrocarbonetos).

d1. Saturação por difusão: processo de introdução da camada superficial, por difusão, de átomos ou íons de metais ou gases que aumentam suas propriedades tribológicas (atrito), resistência à fadiga e resistência à corrosão. Este processo depende principalmente da temperatura, tempo e concentração do meio ativo (difusão). Dois tipos de saturação podem ocorrer:

Não-assistida: aquela que ocorre sem a participação de fatores adicionais que afetam o processo. Usualmente, ocorrem com tempos longos (acima de 10 horas) enquanto o meio ativo pode ser sólido (pós e pastas), líquido (banho, usualmente e de sal) ou gases.

Assistida: ocorre com a participação de um fator ativando o processo (ativando a superfície e aumentando a absorção do material formador da camada). O tempo de duração desse tratamento é curto. Este termo é utilizado para alguns tratamentos termo-químicos, modificados pela ativação da superfície, e principalmente para as técnicas Deposição Química de Vapor (DQV).

e) Técnicas Eletroquímicas e Químicas: nessas técnicas vários efeitos podem ser utilizados, tais como:

e1. **Deposição eletrolítica:** permite a criação de revestimentos de metal ou liga, como resultados da redução, pela corrente elétrica do catodo, de íons do revestimento metálico da solução eletrolítica. O revestimento obtido pode ser uma camada única, com espessura de 0.3 a 300 μm , ou multi-camadas. Os revestimentos metálicos mais comumente empregados são o cromo, níquel, zinco, cobre, prata, outro, bem como as ligas Sn-Pb, Sn-N, Cu-Zn, dentre outras.

e2. **Deposição Química:** permite a obtenção de revestimentos metálicos de metais ou ligas como resultado de troca, contato ou redução com ou sem a participação de catalisador.

f) Técnicas Físicas: nas técnicas físicas existe a produção de revestimentos orgânicos ou metálicos ou ainda cerâmicos (disposição) sobre as superfícies dos metais ou não-metals. Esse evento ocorre com união por difusão ou adesão, ou a criação de camada sobre a superfície utilizando vários efeitos físicos. Essas técnicas podem ser aplicadas sob pressão atmosférica (evaporação do solvente) ou pressões mais baixas. Na maioria dos casos ocorre com a participação de íons ou elementos metálicos ou não-metálicos.

f1. **Deposição por Plasma:** vários são os métodos para deposição por plasma. Eles são distribuídos em diferentes famílias que podem estar associados com a energia das partículas, aplicação, semelhança de configuração, etc. a figura abaixo apresenta o organograma desta metodologia.

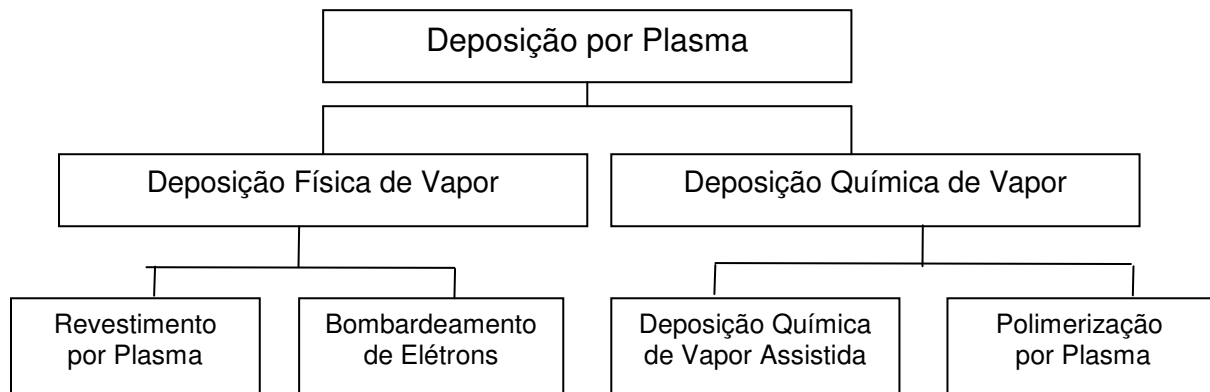


Figura 2 - Processo por Deposição por Plasma

f2. **Implantação Iônica:** a implantação iônica de metais e não-metais consiste na ionização do metal ou vapores de gás e aceleração de íons positivos pelo campo elétrico. Essa aceleração acontece com velocidade tal que a energia cinética do íon é suficientemente para penetrar no metal ou não-metal a uma profundidade de várias camadas atômica (BURAKOWSKI e WIERZCHÓN, 1999).

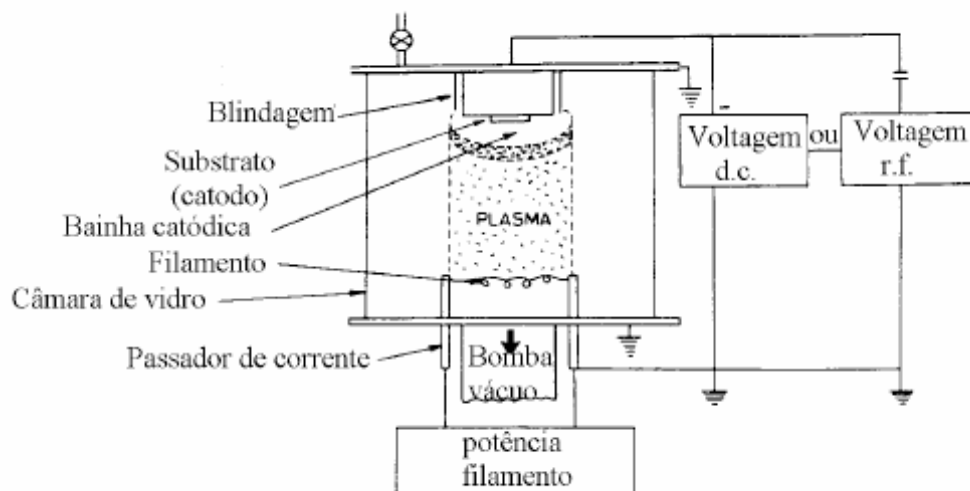


Figura 3 - Desenho Esquemático do sistema de implantação iônica

2.1.1 Tratamentos de Superfície por Imersão a Plasma

Nas últimas décadas tem-se observado grande avanço em técnicas para modificação da superfície. Essas técnicas fazem uso de plasmas, lasers, feixes de íons e feixe de elétrons como fontes energéticas para alteração estrutural e/ou composicional da superfície, ou ainda para deposição de filmes. Os materiais modificados superficialmente são aplicados numa variedade de campos, incluindo dispositivos opto–eletrônicos, isolantes térmicos, revestimentos ou deposição tribológicas e revestimentos decorativos.

Quando são usadas espécies ionizadas para modificação da superfície, elas podem ser empregadas de dois diferentes modos. Um deles é a implantação iônica, a qual consiste de pequeno fluxo iônico com alta energia média por íon. O segundo método é a deposição assistida por plasma, que consiste de grande fluxo iônico com energia média por íon, suficiente para causar pulverização catódica (sputtering) e defeitos na rede cristalina do material. Esses processos oferecem a possibilidade de variar amplamente as propriedades dos filmes por meio do controle dos parâmetros do plasma (densidade de elétrons, energia e sua função de distribuição). As possibilidades de combinações desses parâmetros dão origem as mais diversas técnicas de processamento de filmes por plasma como o revestimento por plasma (ion plating), deposição por corrente contínua e deposição por radio frequência, deposição magnética, entre outros. O termo “plasma” também referido como “descarga elétrica”, “descarga gasosa” ou “descarga luminescente” se aplica a um gás contendo espécies neutras e eletricamente carregadas como elétrons, íons negativos, átomos e moléculas. Na média, um plasma é eletricamente neutro. Qualquer desbalanceamento de carga resultará em campos elétricos que tendem a mover as cargas de modo a restabelecer o equilíbrio. Como resultado disso, a densidade de elétrons mais a densidade de íons negativos deve ser igual à densidade de íons positivos. Um importante parâmetro do plasma é o grau de ionização, que é a fração das espécies neutras originais que foram ionizadas.

São ditos fracamente ionizados aqueles plasmas com graus de ionização muito menores que a unidade. Em geral as características do plasma diferem-se dependendo dos átomos e moléculas constituintes, densidade, energia e grau de ionização.

Existe, entretanto, característica que independe destes parâmetros chamada de quase-neutralidade. As cargas livres no plasma podem mover-se em resposta a qualquer campo elétrico no sentido de neutralizá-lo. Se uma carga qualquer é inserida em plasma ou o campo elétrico é imposto, produzindo potencial V_0 , as cargas livres, compostas de elétrons na grande maioria, se moverão formando blindagem elétrica, denominada blindagem de Debye.

Outro conceito importante no estudo do plasma é o da oscilação do plasma. Quando há desbalanceamento de carga no plasma, os elétrons presentes movem-se no sentido de neutralizar os seus efeitos. Este movimento é oscilatório em torno da carga, cuja frequência de oscilação é denominada frequência do plasma.

O tratamento por imersão a plasma ou iônica é processo utilizado para a melhoria de várias propriedades físicas de superfícies metálicas como, por exemplo, dureza, ductilidade, resistência ao desgaste e à corrosão, o que resulta em aumento da vida útil das peças tratadas.

O processo de imersão a plasma pode ser utilizado no tratamento de peças feitas a partir de aços-carbono, liga e aços sinterizados.

2.1.2 Implantação de íons por imersão em plasma

Neste processo, a peça a ser tratada é isolada eletricamente e colocada em câmara de vácuo, à qual, por meio de sistemas de bombeamento e alimentação, se faz a admissão de gás ativo a baixa pressão, o qual é então convertido em plasma que toma todo o volume da câmara de vácuo ao redor do objeto a ser tratado. O plasma é por vezes chamado de quarto estado da matéria, pois se é fornecida energia suficiente a um sólido este se transforma em líquido; continuando-se o fornecimento de energia, o líquido se transforma em gás e este passa a se ionizar, tornando-se plasma.

Na seqüência, é aplicado ao objeto em tratamento um alto pulso de tensão negativa fazendo com que os elétrons do plasma existente sejam fortemente repelidos enquanto os cátions (íons positivos) do plasma, devido à inércia própria de seu maior peso, irão permanecer em suas posições, levando a formação de zona uniforme de cargas positivas, chamada “bainha” de íons.

No instante seguinte, devido às forças de atração elétrica, estes íons serão acelerados com alta energia cinética em direção perpendicular a superfície do objeto, onde podem penetrar resultando a implantação ou sofrer retro-espalhamento. Neste último caso, parte da energia é transferida para os átomos da superfície que podem ser ejetados (“sputtering”). Este material removido passa a fazer parte do plasma e, dependendo do seu estado de ionização, pode também ser implantado concorrendo com os íons do gás precursor.

Finalmente, a redução na densidade de íons na zona interna do plasma causa queda correspondente na densidade de elétrons de tal forma que a bainha se expande em alta velocidade.

O pulso de tensão, que é suficientemente curto (da ordem de microssegundos) para evitar que a expansão da bainha de íons atinja as paredes do implantador abrindo arco, é então repetido reiniciando-se o processo.

O gás ativo utilizado no processo é normalmente nitrogênio, hidrogênio ou argônio. O plasma pode ser produzido por diferentes técnicas, entre elas a descarga luminescente (“glow”) com corrente contínua, radiofreqüência ou excitação por microondas.

A pressão do plasma é aproximadamente 2 a 3 x 10⁻² Pa. A polarização, obtida normalmente com fontes pulsadas de alta voltagem, é da ordem de 50 a 100 kV, tem curta duração e é repetida em intervalos de centenas de microssegundos.

A corrente elétrica no implantador é alta (entre 100 a 1000 mA) em contraste com a faixa de 10 e 15 mA usada no processo de feixe de íons. A potência elétrica no implantador de plasma pode alcançar até 1KW e quanto maior a potencia maior a densidade do plasma.

O aquecimento do objeto sendo tratado resulta da taxa de energia depositada durante o tratamento. Esse aquecimento amplia a espessura da implantação permitindo que o processo seja realizado em tempos menores. Esse processo ocorre, ainda que o limite de temperatura seja ditado pela aplicação a ser dada ao material sendo tratado. Especialmente quando existe tolerância à presença de novas fases ou alterações das fases existentes.

As doses de íons implantados são comumente da ordem de 10^{16} a 10^{17} íons/cm² (esta unidade equivale ao número de íons implantados em uma camada de 1,0 cm² de área e profundidade de 1,0 cm) e os tempos de implantação podem variar entre duas e três horas. Normalmente quanto maior o tempo maior a dose a ser aplicada.

2.1.3 Tratamento de Superfície em materiais odontológicos

Sioshansi e Tobin (1996) estudaram o tratamento de superfície em diversos tipos de biomateriais. O processo de implantação iônica ocorre quando os íons a serem implantados são acelerados em direção à superfície do material. A energia dos íons em contato com a superfície do material está entre 20 e 200 KeV. A alta energia promove a penetração de íons na superfície a ser implantada. Esses íons geralmente penetram com profundidade de até 1,0 µm, por isso as modificações observadas após esse processo se limitam à superfície do biomaterial. Dentre os biomateriais estudados pelos autores, estão os arcos ortodônticos de Níquel-titânio e Titânio β. A implantação iônica nesses casos tem mostrado diminuição significativa nos coeficientes de fricção contra o aço do canal de encaixe do braquete. No caso do Titânio β a redução foi bastante significativa (75%).

A superfície de limas endodônticas foi tratada pela implantação de íons de Argônio, no ano de 2002 por Pelletier et al.. As limas apresentavam 46% de níquel e 54% de titânio e diâmetro de 1,5 mm. A implantação iônica foi realizada com energia de 1,5 MeV Ar⁺ e com doses variando de $1,0 \times 10^{16}$ a $1,0 \times 10^{17}$ átomos x cm⁻². A densidade de corrente do alvo era de alcançar densidade homogênea variando entre 1,0 a 2,0 µA cm⁻². A liga exibiu

ótima flexibilidade e resistência, também boas propriedades mecânicas e elétricas. Houve aumento da resistência à corrosão e à fadiga. Este trabalho demonstra que a implantação de argônio em alta energia pode ser benéfica quanto ao uso e à resistência à fadiga dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio. A implantação deverá ser aplicada para preparar a camada superficial com qualidades bastante controladas, para melhor uso pelo endodontista.

2.2 CARACTERÍSTICAS DAS LIGAS USADAS EM APARELHOS ORTODÔNTICOS

As ligas de níquel-titânio possuem maior força e menor módulo de elasticidade quando comparadas às ligas de aço inoxidável, além de apresentarem memória de forma. O comportamento destas ligas demonstra que quando a força exercida sobre as mesmas é removida, seu formato original é recuperado. (THOMPSON, 2000).

O desenvolvimento de materiais recentes tem apresentado novas ligas para arcos ortodônticos e melhorado as propriedades daqueles já existentes. A própria seleção e compreensão da biomecânica e das necessidades de cada caso requer estudos característicos das ligas dos arcos. Krishnan et al., em 2004, estudaram três arcos ortodônticos: aço inoxidável, beta-titânio e titânio-molibidênio (TMA). Neste trabalho foram usadas sete amostras de cada arco para avaliar os seguintes parâmetros: força de tensão máxima, módulo de elasticidade, características da carga de deflexão, propriedades friccionais, características da superfície e análise qualitativa dos elementos do titânio-molibidênio. Foi usada uma máquina universal para testes de tensão, teste de curvatura de três pontos e avaliação das características friccionais. Foi usada Microscopia eletrônica de varredura para avaliar o aspecto da superfície e fluorescência de raios-X para a análise elementar do titânio-molibidênio. O arco com liga de aço inoxidável foi o mais forte, com maior força de tensão, maior módulo de elasticidade, e menor fricção da interface braquete-arco. O arco de beta-titânio exibiu melhor carga de deflexão com menor rigidez que os outros dois arcos. A superfície do beta-titânio apresentou rugosidade e valores

muito altos de fricção na interface braquete-arco. Os elementos do titânio-molibidênio encontrados foram titânio, alumínio e vanádio.

De acordo com Iijima et al. (2004), as propriedades dos arcos de níquel-titânio dependem da proporção e das características das suas fases microestruturais (austenita, martensita e fase-R). A análise por difração de micro raios-X (micro XRD) foi usada para determinar as fases em dois arcos ortodônticos de níquel-titânio com e sem memória de forma. A análise de micro XRD foi empregada na temperatura de zero a 55° C, que corresponde à ingestão de líquidos frios e quentes e foram analisadas amostras tanto retas quanto dobradas em 135°C. Os resultados mostraram que para o teste com amostra lisa a fase-R esteve definitivamente presente no produto de fio com memória de forma, mas esteve aparentemente ausente no produto de um fio superelástico que não apresentava memória de forma. A martensita foi observada em todos os três arcos após flexão. As transformações de fases ocorreram nas faixas de temperatura que simulavam o meio bucal, para os dois arcos com efeito memória de forma. No entanto, nenhuma mudança foi observada para o arco superelástico. As transformações de fases observadas foram compatíveis com os resultados recentemente encontrados utilizando a técnica de calorimetria por varredura diferencial.

O titânio tem sido recentemente introduzido como material alternativo para a produção braquetes ortodônticos metálicos. A razão da sua escolha é explicada pela sua maior biocompatibilidade, menor alergenicidade e resistência à corrosão aumentada (GIOKA et al. 2004).

2.3 BIOCAMPATIBILIDADE E CITOTOXICIDADE DAS LIGAS

Kerosuo et al., 1996, observaram que o nível de níquel em saliva e secreções aumentou significativamente nos indivíduos, após a inserção de aparelhos ortodônticos fixos. Os autores estudaram grupos de adolescentes, separados por gênero, e compararam-nos entre si quanto à alergia ao níquel. Dois fatores foram levados em

consideração: adolescentes submetidos a aparelhos ortodônticos metálicos fixos e indivíduos detentores de acessórios metálicos contendo níquel (brincos). A partir dessa pesquisa foi possível verificar que a prevalência de alergia ao níquel em adolescentes é dez vezes maior em meninas. Os resultados demonstraram que aqueles indivíduos submetidos ao alérgeno por mais de uma vez, são os que desenvolvem mais facilmente a reação alérgica. Dos pacientes que apresentavam sensibilidade ao níquel, apenas 2% não tinham suas orelhas furadas. Esse fato explica a grande diferença entre meninos e meninas, já que dentro do estudo, todas as garotas apresentavam em seus lóbulos brincos metálicos.

Green, Grant e Wood (1997) acreditam que a interface produzida pelo contato entre ligas de níquel-titânio e organismo humano deve ser muito estudada para que se entenda o mecanismo de biocompatibilidade em biomateriais. Ao longo de seus estudos, os autores puderam verificar que a presença de óxido de titânio (TiO_2) contribui de forma decisiva no quesito biocompatibilidade e ainda, age como barreira contra a migração e dissolução de íons de níquel a partir da superfície do material.

A liberação de íons de níquel, a partir de ligas empregadas em seres humanos, pode provocar efeitos tóxicos. Dentre esses efeitos, alergias, reações imunológicas e cânceres têm sido documentados. A presença de íons de níquel no organismo vem demonstrando ser a causa de liberação de mediadores da inflamação. Dentre esses mediadores se encontram a interleucina- 1β ($1\text{L-}1\beta$), fator- α de necrose tumoral ($\text{TNF-}\alpha$), moléculas de adesão intercelular (ICAMs), queratinócitos, monócitos e células endoteliais. De acordo com os estudos de Wataha et al. (1999) o níquel é considerado alérgeno potente, podendo se tornar extremamente tóxico e em algumas formas é conhecido ou suspeito como elemento carcinogênico. Mais recentemente, outros efeitos de íons de níquel têm demonstrado serem os promotores de inflamações em tecidos moles. Os íons de níquel causam a liberação do ICAM-1 em concentrações subtóxicas de queratinócitos ($10 \mu\text{g/ml}$). A expressão do ICAM-1 é importante, pois esse elemento recruta outras células inflamatórias ao sítio da inflamação. Os íons de níquel também promovem a

liberação do fator- α de necrose tumoral (TNF- α), e citocinas ao centro do processo inflamatório. Os íons de níquel têm demonstrado serem capazes de ativar as moléculas de adesão intercelulares ICAM-1, VCAM-1 e ELAM-1 (todas essas moléculas de adesão intercelulares) às células endoteliais com concentrações de 10 $\mu\text{g/ml}$. A expressão de ICAM-1 em células endoteliais é especialmente relevante, pois estas células são sítios primários para recrutamento de células inflamatórias a partir da corrente sanguínea. Finalmente, o níquel parece ser responsável pela ativação de monócitos, provocando a secreção de citocinas inflamatórias 1L-1 β e TNF- α a partir de monócitos.

O titânio e suas ligas são biomateriais metálicos largamente utilizados, graças à alta resistência à corrosão e elevada biocompatibilidade. Entretanto, o titânio por vezes é detectado nos tecidos ao redor desse elemento. Conforme descrito por Mu et al., no ano de 2000, os íons de titânio liberados por vezes combinam com biomoléculas, tais como proteínas, podendo induzir efeitos biológicos (toxicidade e alergia). Quando determinado material é implantado, este é reconhecido como corpo estranho pelos processos imunológicos. A partir desse evento, macrófagos aderem à superfície do material. Os macrófagos geram espécies de oxigênio ativo livres da reação de partículas capazes de serem fagocitadas. O oxigênio livre é produzido em quantidades muito maiores quando essas células fagocitam partículas. O O_2 (espécie de oxigênio ativo) inicia e propaga reações em cadeia de radicais livres. A mutação intracelular de O_2 , catalizado pela super-óxido dismutase (SOD), produz H_2O_2 . Esse novo elemento tem tempo de vida muito maior e permeabilidade mais elevada contra a membrana celular que o O_2 . O H_2O_2 alcança o local onde os macrófagos estão aderidos. A superfície do titânio é super-oxidada pelo H_2O_2 , podendo induzir a liberação de íons de titânio.

São usados braquetes de titânio em pacientes com alergia a níquel e a outras substâncias específicas. Em estudos recentes, a influência corrosiva das propriedades do flúor, contido em pastas de dente com diferentes valores de pH foi investigada. Harzer et al., em 2001, investigaram in vivo como a superfícies dos braquetes de titânio reagem à influência corrosiva da pasta de dente contendo flúor acidulado durante o tratamento

ortodôntico. Foram colocadas bandas nos molares de dezoito pacientes sob tratamento ortodôntico. Nos mesmos pacientes, foram colados braquetes de titânio no quadrante esquerdo e braquetes de aço inoxidável no quadrante direito do arco superior e inferior. Quinze pacientes usaram dentifrício do tipo gel da marca Kam, contendo fluoreto de estanho (pH 3,2) enquanto três pacientes usaram pasta de dente sem flúor. Os braquetes foram removidos, para análise por microscopia ótica e de varredura, de 5,5 a 7,0 meses e 7,5 a 17,0 meses depois de colados. A qualidade e quantidade dos elementos presentes foram medidas por microscopia de varredura. A evolução macroscópica mostrou cor verde mate do braquete de titânio prevalecendo sobre o brilho prateado dos braquetes de aço. A placa acumulada nos braquetes de titânio é maior por causa da alta rugosidade da superfície. Foram observadas covas e fendas em apenas três dos 165 braquetes testados. Foram confirmados os resultados do estudo in vitro, mas as chances de braquetes de titânio poderem seguramente ser usados acima de 18 meses são bem menores. A superfície da aleta do braquete deve ser melhorada modificando o processo de produção.

Es-Souni et al., em 2002, compararam o comportamento de transformação e as propriedades mecânicas de dois fios ortodônticos de composição química fechada. Também foram estudados os efeitos na superfície topográfica e os resíduos finais da superfície no comportamento de uma corrosão dinâmica em potencial e biocompatibilidade. Os testes de citotoxicidade foram realizados em ambas as ligas em cultura de fibroblastos de gengiva humana usando o teste MTT. Este teste consiste em meio de cultura para testar a citotoxicidade de fibroblastos de células gengivais. Foi demonstrado que a superfície final e a quantidade de resíduos liberados afetaram dramaticamente a resistência à corrosão. As superfícies finais que apresentaram imagens topográficas com aspectos mais rugosos resultaram em resistência à corrosão menor. A biocompatibilidade in vitro, apesar de não afetar a resistência à corrosão, é também reduzida pela rugosidade de superfície e pela quantidade aumentada de resíduos. Considera-se que isso ocorre devido a efeitos da corrosão de superfície e liberação de íons metálicos.

De acordo com El Medawar et al. (2002) fios e arcos ortodônticos são, na maioria das vezes, feitos de ligas e constituem o motor da movimentação dentária. A base de titânio na liga rapidamente substituiu arcos de aço inoxidável usados anteriormente, devido à sua excelente resistência à corrosão, às suas características mecânicas melhores e biocompatibilidade aumentada. A liga de níquel-titânio com memória de forma adicionou a essas vantagens, capacidade de força de deformação. Níquel-titânio, níquel altamente puro (hp-Ni) e titânio comercialmente puro (cp-Ti), foram testados por análises eletroquímicas em saliva artificial e por testes biológicos in vitro. Todos os testes concordaram nos resultados: a análise eletroquímica, os testes de proliferação, o método de formação de colônia e o teste inflamatório claramente mostraram que o níquel é um material corrosivo e citotóxico. Titânio e Níquel-titânio são citocompatíveis e têm particular resistência à corrosão. Não foi observada diferença significativa para ambos os materiais no teste eletroquímico e biológico. A liga de níquel-titânio com memória de forma é o trunfo principal para quem pratica a reparação de defeitos oclusais, movimentando dentes sobre condições biológicas otimizadas. Apesar de seu alto conteúdo de níquel, é biocompatível. Esse fato reduz consideravelmente o tempo do tratamento.

Segundo Eliades e Athanasiou, em 2002, apesar do grande número de estudos investigando a liberação de níquel de aparelhos ortodônticos de aço inoxidável e níquel-titânio, existe falta de evidências conclusivas a respeito da composição e cinética da liberação de produtos corrosivos. Foram apresentadas recentemente evidências sugerindo a formação de biofilme protéico, em materiais ortodônticos, que posteriormente calcificou.

Mockers, Deroze e Camps (2002) verificaram a biocompatibilidade e a citotoxicidade do metal de aparelhos ortodônticos. Os aparelhos foram avaliados com três e 14 dias. As amostras eram compostas por aço, níquel-titânio, titânio-molibidênio, titânio puro). As amostras foram depositadas em tubos de ensaio vedados a 37°C e imersos em solução salina. Os resultados demonstraram que os materiais metálicos são semelhantes em termos de toxicidade. Desta forma foi possível concluir que os materiais testados não

puderam ser considerados citóxicos. De acordo com os autores os resultados podem ser alterados caso se aumente o período do ensaio.

White, no ano de 2003, estudou os efeitos deletérios de agentes fluoretados em ligas empregadas na Ortodontia. Foram avaliados quanto à dureza e ao módulo de elasticidade arcos de níquel-titânio (Ni-Ti) e de cobre-níquel-titânio (Cu-Ni-Ti). Os arcos foram expostos a flúor gel acidulado (1,1% NaF) e a solução de fluoreto de sódio (1,1% NaF) diluídos em água destilada por 90 minutos. As propriedades mecânicas dos arcos diminuíram significativamente após a exposição a ambos agentes fluoretados. As mudanças corrosivas na superfície topográfica foram verificadas em ambas as ligas, sendo que foi mais severa na liga de cobre.

O níquel é o metal que provoca mais comumente dermatites em ortodontia. Este elemento pode ser encontrado nas ligas metálicas aplicadas na prática ortodôntica, como o aço inoxidável e o níquel-titânio. Rahilly e Price (2003) observaram que a dermatite por contato decorrente da exposição ao níquel é considerada como resposta imune de hipersensibilidade retardada do Tipo IV. Este processo apresenta duas fases distintas. A fase de sensibilização ocorre a partir do momento em que o alérgeno entra em contato com o organismo. Assim que o alérgeno é reconhecido, a resposta é iniciada. A fase da dermatite ocorre após a re-exposição ao alérgeno até o aparecimento da reação clínica completa. Pode haver outros sintomas ao início da exposição, mas ocorrendo nova exposição, essa conduz a reações mais importantes. Como já dito anteriormente, o níquel é metal mais associado à dermatite por contato em ortodontia, e com a maior quantidade de casos de reações alérgicas comparado a quaisquer outros metais associados. Assim que se estabeleceu a hiper-sensibilidade, toda mucosa bucal pode ser acometida. Vêm sendo sugerido, que o limiar de concentração de aproximadamente 30 ppm de níquel, pode ser suficiente para desencadear reações citotóxicas. Acredita-se que a sensibilidade ao níquel é aumentada pela irritação mecânica, maceração da pele ou injúrias na mucosa bucal. Todos esses fatores apresentam-se como eventos comuns ao longo do tratamento ortodôntico. O potencial de promoção de reações alérgicas em aparelhos ortodônticos

metálicos está relacionado ao padrão e ao modo de corrosão, com subsequente liberação de íons metálicos, para a cavidade bucal. Essa liberação depende não só da composição do metal, mas também da temperatura e pH do ambiente a que está submetido. A aplicação do material (abrasão, fricção, presença de soldas, entre outros) também influencia nessa liberação. Dos materiais empregados em ortodontia, o aço contém aproximadamente oito por cento de níquel, ao passo que as ligas de níquel-titânio podem conter mais de 50%. Algumas alternativas são apresentadas visando minimizar problemas com pacientes alérgicos ao níquel. A maioria das pesquisas concluem que o aço inoxidável é seguro para uso intra-bucal em pacientes sensíveis ao níquel. Em contrapartida o níquel-titânio libera quantidades elevadas de níquel quando em contato com a saliva. A maneira de substituir os arcos de níquel-titânio, seria a aplicação de fios de aço trançados ou fibras de compósitos reforçadas (polímeros). Os arcos de titânio-molibidênio, titânio puro ou arcos revestidos com ouro também se apresentam como alternativas de substituição. A substituição de braquetes também pode ser feita. Apesar do aço inoxidável se apresentar como material seguro existem no mercado acessórios confeccionados em cerâmica, alumina, safira e zircônia. Os braquetes de policarbonato, titânio puro e revestidos com ouro são outras opções. A partir do recobrimento de metais em geral, os tratamentos de superfície tornaram-se alternativa para o problema. A implantação iônica de hidrogênio ou nitrogênio em arcos de níquel-titânio e braquetes de aço inoxidável confere maior resistência à corrosão e conseqüentemente menor resposta alérgica.

Watanabe (2003) investigou o efeito de agentes fluoretados na superfície de arcos ortodônticos confeccionados em titânio. Por possuir alta reatividade química, o titânio forma fina camada de óxido de titânio (TiO_2) quando exposto ao ar. Essa camada passivadora não é facilmente desfeita quando submetida às condições fisiológicas (saliva). O uso contínuo de bochechos fluoretados é justificável, pois o mesmo reduz drasticamente a desmineralização do esmalte dentário. Entretanto, este elemento promove corrosão e descoloração do titânio e de suas ligas. Este estudo avaliou a rugosidade da superfície e a

imagem em microscopia eletrônica dos arcos ortodônticos de titânio, quando submetidos aos efeitos do uso profilático do flúor. Os arcos foram divididos em quatro grupos (controle, imersão por cinco minutos, uma hora e 24 horas). Cinco tipos de enxaguatórios fluoretados, entre 0,4% a 2,59% de fluoreto de sódio, foram empregados. De acordo com os resultados obtidos foi possível concluir que o menor contato com o fluoreto de sódio pode causar descolorações e alterações superficiais nas ligas que contenham titânio.

Segundo Kaneko et al. (2003), o embricamento de hidrogênio em arco ortodôntico de liga de beta-titânio foi examinado como meio de testar posteriores fraturas de arco na presença de soluções aquosas de flúor neutro e ácido e análise térmica de liberação de hidrogênio. O tempo para que ocorra fratura aumenta com a diminuição da aplicação de força em 2,0% e com 0,2% de flúor fosfato acidulado. O modo de fratura modificou de dúctil para quebradiço quando a aplicação de força foi menor que 500 megapascal (MPa), em 2,0% de solução de flúor fosfato acidulado. Por outro lado, a fratura posterior não ocorreu sem mil horas na solução neutra de fluoreto de sódio (NaF), embora corrosões, em geral similares também possam ser observadas naquela solução de flúor fosfato acidulado. A liberação de hidrogênio de amostras do teste de fratura posterior foi observada com pico de aproximadamente 500° C. A quantidade de hidrogênio absorvido foi de 5.000 a 6.500 ppm abaixo de aplicação de força em solução com 2,0% de flúor fosfato acidulado por 24 horas. Concluíram que a imersão em flúor leva à degradação de propriedades mecânicas e fratura da liga de beta-titânio associada à absorção de hidrogênio.

Eliades et al., em 2004^a, estudaram as características qualitativas e quantitativas de substâncias liberadas por braquetes e arcos ortodônticos de níquel-titânio. Os autores ainda avaliaram, comparativamente, a citotoxicidade dos íons liberados por estas ligas ortodônticas. Foram imersos em solução salina a 0,9% dois aparelhos completos de aço inoxidável, com 20 braquetes cada, com peso de 2,1 g e dois grupos de arcos de Ni-Ti de 0,018" x 0,025" contendo dez arcos cada (peso 2,0 g). A imersão foi analisada pela técnica de espectroscopia por absorção a plasma (ICP-AES) e o conteúdo iônico foi

estatisticamente analisado por análise estatística (ANOVA). Foram expostos a várias concentrações em duas imersões fibroblastos do ligamento periodontal humano e fibroblastos gengivais. Foi usado cloreto de níquel como controle para comparação. Foram investigadas a citotoxicidade e atividade citostática pelo MTT e pelo ensaio de síntese de DNA. Os resultados indicaram nenhuma liberação iônica para a liga de níquel-titânio na solução de envelhecimento. Por outro lado, foram encontrados vestígios mensuráveis de cloro e níquel em braquetes de aço inoxidável em meio de envelhecimento. Constatou-se que concentrações de cloreto de níquel acima de dois milímetros reduzem mais de 50% da viabilidade e da síntese de DNA de fibroblastos; entretanto nenhum material ortodôntico teve algum efeito sobre a sobrevivência e síntese de DNA de outras células.

Huang et al. em 2004 compararam a liberação de íons em aparelhos ortodônticos novos e reciclados. Os braquetes foram imersos em saliva artificial a temperatura de 37°C por 48 semanas. Dois grupos distintos foram analisados: o grupo de aparelhos novos e o grupo de aparelhos reciclados. A liberação de íons pôde ser avaliada pela espectrofotometria de absorção atômica por meio de tubos de grafite. Para isso 0,5 ml de cada solução foram enviados para análise. Os íons encontrados livres na solução foram os de níquel, cromo, cobre, cobalto, ferro e manganês. Apesar de tal revelação, apenas os íons de níquel e de cobre foram considerados de real importância no estudo já que suas concentrações eram muito maiores comparadas aos demais elementos. Os íons de níquel e cobre foram ainda aqueles que apresentaram diferenças estatisticamente significantes quando se compararam os grupos do estudo. Por isso, os autores puderam concluir que os aparelhos reciclados quando submetidos à saliva, liberam maior quantidade de íons que os aparelhos novos.

Eliades et al., em 2003^b, avaliaram o conteúdo de níquel liberado e absorvido dos arcos com liga de aço inoxidável e níquel-titânio. A marca, composição, e secção transversal semelhante de arcos novos e usados foram submetidos à microscopia eletrônica de varredura e micro-análise por sonda de elétron dispersor de energia. A análise dos elementos foi feita em três áreas selecionadas randomicamente e o conteúdo

de níquel expressado na razão de Ni/Ti (nos arcos NiTi) ou Ni/Fe (em aço inoxidável), foram estatisticamente analisados com o teste t ($\alpha = 0,05$). Nenhuma mudança foi detectada a respeito do conteúdo de níquel na razão entre absorvido e liberado, tanto para arco NiTi quanto para aço inoxidável, sugerindo ausência na liberação no níquel. O fenômeno de uso e corrosão na superfície do fio e na formação de par galvânico entre os arcos de aço inoxidável e os braquetes soldados intra-bucais pode modificar a susceptibilidade das ligas do fio em condições clínicas.

Schiff et al., em 2004, classificaram as diferentes ligas comumente usadas de acordo com a sua resistência à corrosão. Os quatro materiais analisados foram: TMA, TiNb, NiTi e CuNiTi, os quais foram testados em três colutórios contendo flúor Elmex, Meridol e Acorea, assim como saliva artificial Fusayama-Meyer. O estudo eletroquímico mostrou que as ligas podem ser divididas em dois grupos. O primeiro grupo foi baseado em ligas de NiTi que foram sujeitas à forte corrosão na presença de monofluorofosfato encontrado em solução de Acorea. O outro grupo foi TiNb, que foi mais resistente à corrosão, e TMA, que corroeu fortemente na presença de fluoreto de estanho encontrado no Meridol. Com este resultado pode-se recomendar o colutório de acordo com a fase do tratamento e a liga que está sendo usada. Os autores concluíram ser lícito indicar Elmex para pacientes que usam TMA e NiTi e sugerem Acorea ou Meridol para pacientes que usam arco TiNb.

Em outro estudo, Kaneko et al., em 2004, investigaram a degradação de quatro ligas ortodônticas: NiTi, TMA (beta titânio), aço inoxidável e níquel-cromo-cobalto, causada pela absorção de hidrogênio durante curto período de imersão em solução de flúor fosfato acidulado a 2,0% a temperatura de 37° C por 60 minutos. Essa análise foi feita por meio de teste de tensão, observação em microscopia eletrônica de varredura e análise de liberação térmica de hidrogênio. Após imergir, a força de tensão dos arcos de NiTi e TMA diminuíram. Particularmente, o arco de NiTi fraturou antes, o modo de fratura mudou de dúctil para quebradiço. A quantidade de hidrogênio absorvido nos arcos de níquel-titânio e beta-titânio foi de 200 e 100 ppm, respectivamente. Por outro lado, a força de tensão dos

arcos de aço inoxidável e níquel-cromo-cobalto foi apenas levemente afetada pela imersão. Os resultados desse estudo sugerem que a degradação de arcos ortodônticos de ligas de titânio ocorre por causa da absorção de hidrogênio mesmo depois de curto período de imersão.

Huang et al., em 2003, avaliaram quatro tipos de arcos ortodônticos obtidos comercialmente, em termos de liberação iônica quando imersos em saliva com vários ácidos. Os arcos foram imersos em saliva artificial a 37° C com pH 2,5 a 6,25 por diferentes períodos (de um a 28 dias). A quantidade de íons de níquel e titânio liberados por arcos de NiTi foi determinada usando espectroscopia de absorção atômica. A morfologia e rugosidade da superfície dos arcos foram relacionadas à resistência à corrosão. Os resultados mostraram que a produção, o pH e o período imerso, respectivamente, tiveram influência estatística significativa na quantidade de liberação de íons de níquel e titânio. A quantidade de íons liberados em todas as soluções testadas foi bem menor que o valor crítico necessário para induzir reações alérgicas e abaixo do nível admitido para dieta diária. A quantidade de titânio liberado em solução com pH maior ou igual a 3,75 não foi praticamente detectada, representando que o TiO₂ presente nos arcos de NiTi, exibem boa proteção à corrosão. Defeitos pré-existentes na superfície dos arcos de NiTi mostraram-se locais preferidos para corrosão. O arco NiTi com a maior quantidade de liberação de íons metálicos teve aumento da superfície rugosa após o teste de imersão, enquanto que superfície rugosa não corresponde à alta liberação de íons metálicos.

Kobayashi et al. (2005) estudou arcos de níquel-titânio que sofreram deposição por DLC (Diamond-like-Carbon Film - filme de diamante carbono). Os arcos foram polidos durante 24 horas durante seis meses, o que simulava escovações diárias. Um grupo foi então imerso em solução salina por 14 dias em 80°C. Outro grupo foi imerso em solução salina por seis meses a 37°C. Após esse período, a liberação de íons de níquel foi avaliada por meio de espectroscopia de absorção atômica e pela análise da superfície do material em microscopia eletrônica de varredura. Os autores puderam concluir que o recobrimento de DLC em arcos de níquel-titânio apresentou excelente adesão mecânica quando o material

foi escovado. O filme também aumentou a resistência à corrosão do material estudado, mantendo as propriedades mecânicas do mesmo, promovendo com isso boa compatibilidade biológica em meio bucal.

3 PROPOSIÇÃO

O presente trabalho tem como objetivo empregar a técnica de tratamento superficial de imersão a plasma em aparelhos ortodônticos buscando avaliar liberação de íons por esses aparelhos.

4 MATERIAL E MÉTODO

Nesse estudo foram avaliados três aparelhos ortodônticos submetidos a tratamento superficial (Grupo Experimental), os quais foram comparados ao mesmo aparelho livre de qualquer tratamento (Grupo Controle). O Grupo Experimental foi dividido em três subgrupos, onde cada um destes sofreu um tipo de tratamento superficial diferente (T1, T2 e T3). A metodologia empregada no trabalho pode ser observada na Figura 4.

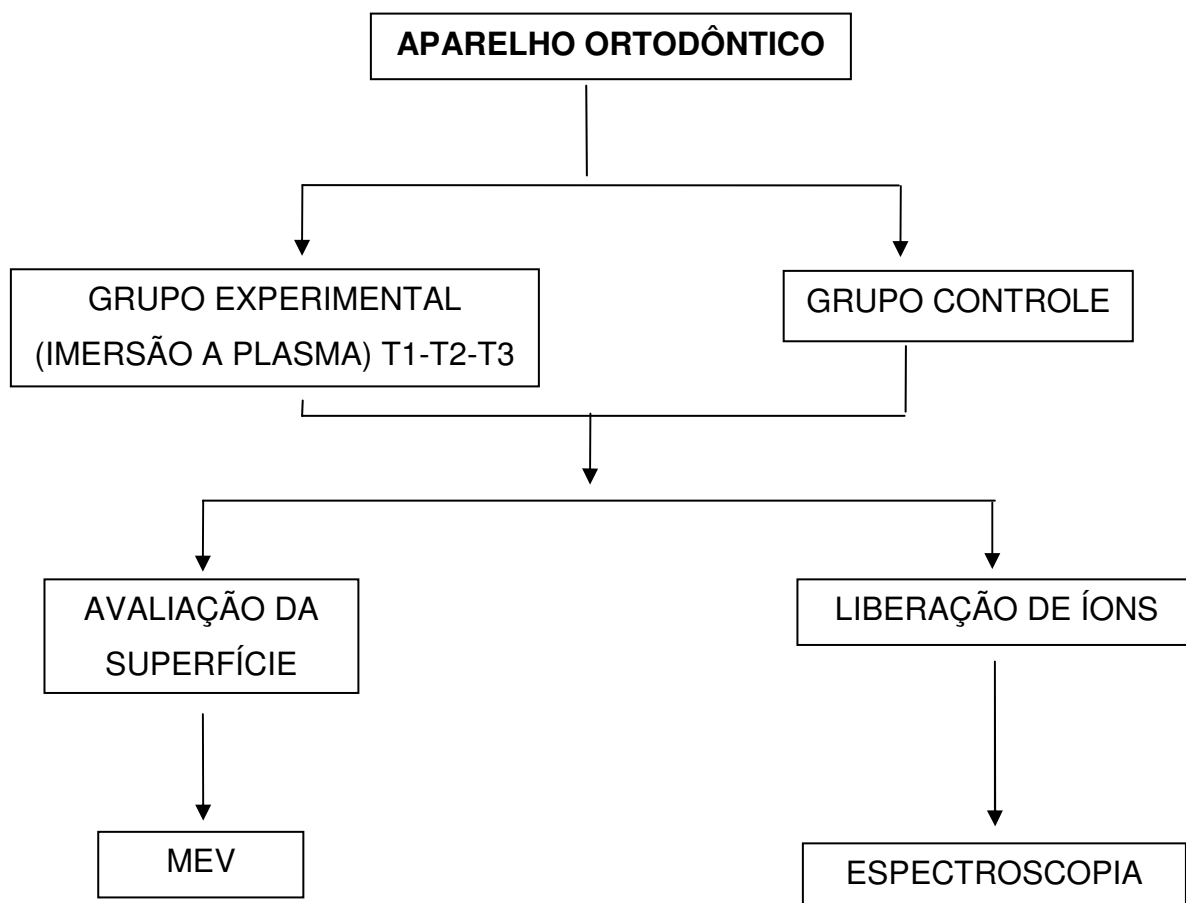


Figura 4 - Fluxograma da metodologia empregada na realização do trabalho

O grupo controle correspondeu a uma arcada idêntica a do grupo experimental que foi imersa em solução de soro fisiológico e posteriormente submetida aos mesmos tratamentos empregados nas arcadas com o aparelho que sofreram tratamento de superfície.

4.1 TRATAMENTO SUPERFICIAL

4.1.1 Nitretação

Antes da montagem dos modelos para o grupo experimental, todos os arcos, braquetes e tubos do subgrupo T1 foram submetidos a tratamento superficial. A limpeza das amostras foi feita visando remover contaminantes químicos e/ou orgânicos presentes. Esse procedimento foi realizado fora do reator e dividido em quatro etapas:

- ❖ etapa 1: Lavagem ultra-sônica do material por 10 minutos em tricloroetileno;
- ❖ etapa 2: Lavagem ultra-sônica do material por 10 minutos em acetona;
- ❖ etapa 3: Lavagem ultra-sônica do material por 10 minutos em álcool isopropílico.

Ao final da terceira lavagem os materiais (arcos, braquetes e tubos) foram transferidos para recipiente fechado contendo álcool isopropílico onde permaneceram armazenados até o início do tratamento.

O tratamento de superfície foi realizado de acordo com as seguintes etapas:

- a) Inicialmente, os arcos, braquetes e tubos foram transferidos, sem secagem prévia, do recipiente contendo álcool isopropílico para a porta-peça dentro do reator;
- b) O reator foi fechado promovendo-se a formação do vácuo de limpeza (10^{-6} Torr) alcançado em 60 minutos;
- c) A diferença de potencial de (400 V) foi estabelecida no material e introduziu-se hidrogênio (99,999% - alta pureza) reduzindo-se o vácuo no interior do reator para 10^{-2} Torr. Nestas

condições, mantidas por 120 segundos, oxidação eventualmente foram observadas na superfície da material;

- d) Desligou-se a fonte de corrente contínua (DC) negativa pulsada, cessando a formação do plasma;
- e) A etapa de formação de vácuo foi repetida, como descrito no item (b);
- f) Iniciou-se o bombeamento de nitrogênio (99,999% - alta pureza) para o interior do reator até atingir-se a pressão de trabalho (35 –45 Torr);
- g) O aparelho foi novamente polarizado a (400 V), estabeleceu-se o plasma de nitrogênio;
- h) O material foi mantido sob imersão por quinze minutos, monitorando-se a corrente de plasma (20 mA) para manutenção da temperatura em 300°C máximo (controlada por um termopar tipo “k”). Ao final deste período, a fonte de energia foi desligada e interrompido o bombeamento de nitrogênio; concluindo-se o processo quando a pressão e a temperatura interna se equilibravam com a do ambiente, instante em que o reator foi aberto e o material removido.

4.1.2 Carbonitreção

O subgrupo T2 também foi submetido a tratamento superficial. A limpeza das amostras foi feita visando remover contaminantes químicos e/ou orgânicos presentes.

Esse procedimento foi realizado fora do reator e dividido em cinco etapas:

- ❖ etapa 1: Lixamento das amostras em lixa de carbeto de silício e politriz rotativa.
- ❖ etapa2: Lavagem ultra-sônica do material por 10 minutos em tricloroetileno;
- ❖ etapa 3: Lavagem ultra-sônica do material por 10 minutos em acetona;
- ❖ etapa 4: Lavagem ultra-sônica do material por 10 minutos em álcool isopropílico.

Ao final da terceira lavagem os materiais (arcos, braquetes e tubos) foram transferidos para recipiente fechado contendo álcool isopropílico onde permaneceram armazenados até o início do tratamento.

O tratamento de superfície foi realizado de acordo com as seguintes etapas:

- a) inicialmente, o arco, braquete ou tubo foram transferidos, sem secagem prévia, do recipiente contendo álcool isopropílico para a porta-peça dentro do reator;
- b) A etapa de formação de vácuo foi repetida, como descrito no item (b) do tópico 4.1.1;
- c) Iniciou-se o bombeamento de argônio (99,999% - alta pureza) para o interior do reator até atingir-se a pressão de trabalho (35 –45 Torr);
- d) O aparelho foi novamente polarizado a (400 V), estabeleceu-se o plasma de argônio;
- e) A etapa de formação de vácuo foi repetida, conforme já descrito anteriormente;
- f) Iniciou-se o bombeamento de argônio (99,999% - alta pureza) para o interior do reator até atingir-se a pressão de trabalho (35 –45 Torr);
- g) O aparelho foi novamente polarizado a (400 V), estabeleceu-se o plasma de argônio;
- h) O material foi mantido sob imersão por quinze minutos, monitorando-se a corrente de plasma (20 mA) para manutenção da temperatura em 300°C máximo (controlada por um termopar tipo “k”). Ao final deste período, a fonte de energia foi desligada e interrompido o bombeamento de nitrogênio; concluindo-se o processo quando a pressão e a temperatura interna se equilibravam com a do ambiente, instante em que o reator foi aberto e o material removido.

4.1.3 Carbonitreção

O subgrupo T3 também foi submetido a tratamento superficial. A limpeza das amostras foi feita visando remover contaminantes químicos e/ou orgânicos presentes.

Esse procedimento foi realizado fora do reator e dividido em quatro etapas:

- ❖ etapa 1: Lavagem ultra-sônica do material por 10 minutos em tricloroetileno;
- ❖ etapa2: Lavagem ultra-sônica do material por 10 minutos em acetona;
- ❖ etapa 3: Lavagem ultra-sônica do material por 10 minutos em álcool isopropílico.

Ao final da terceira lavagem os materiais (arcos, braquetes e tubos) foram o transferidos para um recipiente fechado contendo álcool isopropílico onde ficaram armazenados até o início do tratamento.

O tratamento de superfície foi realizado de acordo com as seguintes etapas:

- a) Inicialmente, o arco, braquete ou tubo foram transferidos, sem secagem prévia, do recipiente contendo álcool isopropílico para a porta-peça dentro do reator;
- b) A etapa de formação de vácuo foi repetida, como descrito no item (b);
- c) Iniciou-se o bombeamento de argônio (99,999% - alta pureza) para o interior do reator até atingir-se a pressão de trabalho (35 –45 Torr);
- d) O aparelho foi novamente polarizado a (400 V), estabeleceu-se o plasma de argônio;
- e) A etapa de formação de vácuo foi repetida, como descrito no item (b);
- f) Iniciou-se o bombeamento de argônio (99,999% - alta pureza) para o interior do reator até atingir-se a pressão de trabalho (35 –45 Torr);
- g) O aparelho foi novamente polarizado a (400 V), estabeleceu-se o plasma de argônio;
- h) O material foi mantido sob imersão por quinze minutos, monitorando-se a corrente de plasma (20 mA) para manutenção da temperatura em 300°C máximo (controlada

por um termopar tipo “k”). Ao final deste período, a fonte de energia foi desligada e interrompido o bombeamento de nitrogênio; concluindo-se o processo quando a pressão e a temperatura interna se equilibravam com a do ambiente, instante em que o reator foi aberto e o material removido.

4.2 ENSAIO DE LIBERAÇÃO DE ÍONS

4.2.1 Seleção do colutório

Previamente a imersão dos aparelhos dos grupos experimental e controle foi realizada a escolha do colutório. Três marcas comerciais foram avaliadas, conforme se observa no Quadro 1. O colutório Oral-B se apresentou como o mais agressivo (Apêndice A) sendo utilizado no estudo.

Quadro 1 – Composição e pH dos colutórios avaliados

Colutório	Composição	pH
Oral-B®	(Fluoreto de Sódio 0,05%),	5,754
Cepacol®	(Cloreto de Cetilpiridíneo 0,500mg)	7,497
Noplak®	(Digluconato de Clorexidina).	5,493

Três conjuntos sem tratamento de superfície (braquetes, tubos, arcos e amarrilhos) foram montados. Cada arcada recebeu um aparelho ortodôntico fixo (Mecânica Straight-Wire, prescrição Roth), contendo dez braquetes e quatro tubos com canal de encaixe com 0,022” de diâmetro e 0,028” de espessura. O conjunto ainda era formado por um arco confeccionado em

níquel-titânio com 0,018" de diâmetro e 0,025" de espessura. Na Figura 5 é possível visualizar os modelos ensaiados.

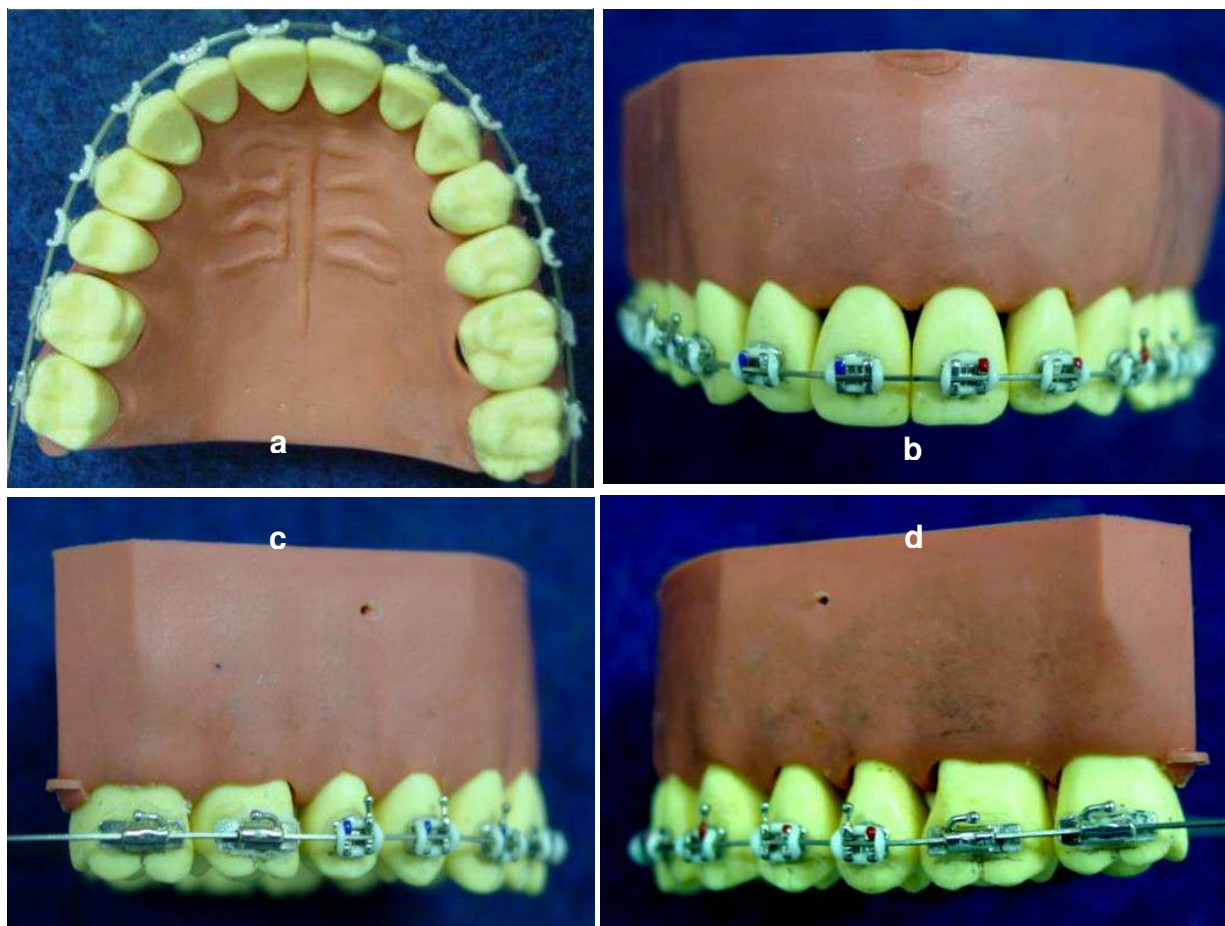


Figura 5 – Vista da arcada superior com aparelho ortodôntico: (a) vista oclusal, (b) vista frontal, (c) vista lateral direita, (d) vista lateral esquerda.

Após montagem, os modelos foram colocados dentro de recipiente fechado contendo 150 ml de solução de soro fisiológico conforme visualizado na Figura 6. Após a armazenagem dos quatro modelos em recipientes distintos, os mesmos foram colocados em aquário de vidro contendo água a 37°C.

O tempo de execução do ensaio foi de sessenta dias. Durante o período de armazenamento, as amostras foram escovadas uma vez ao dia. A escovação foi realizada com

escova de dente macia da marca Sorriso[®] e creme dental Colgate[®], contendo flúor, por três minutos. As arcadas foram mergulhadas diariamente em colutório bucal por um minuto, (o que equivale à escovação e bochechos diários, simulando métodos de escovação utilizados pelos pacientes).



Figura 6 – Meio bucal simulado contendo recipientes com arcadas e soro fisiológico.

As soluções nas quais cada conjunto (controle e experimental) ficou imerso foram submetidas à análise para verificar a possível liberação dos íons metálicos encontrados no material.

4.2.2 Montagem do ensaio para avaliação da liberação de íons

Para a realização dessa etapa da pesquisa, inicialmente, foram montadas quatro arcadas com dentes confeccionados em resina, conforme metodologia descrita no item 4.2.1. Todo o ensaio de escovação e imersão em colutório já foi descrito anteriormente no item 4.2.1.

o colutório que apresentou mais agressivo, e portanto o selecionado para esta etapa foi o Oral-B®.

Os arcos e aparelhos inferiores foram tratados (imersão a plasma) enquanto o arco e braquetes correspondentes a arcada superior (grupo controle) não foram submetidos a nenhum tipo de tratamento.

Cada solução teve seu volume total mensurado e anotado, para que se tornasse possível relacionar a quantidade de íons liberados à quantidade de líquido existente em cada grupo.

Os conjuntos foram desmontados e limpos com auxílio de álcool etílico e ultra-som. Toda a resina aplicada no processo de colagem, que ainda permaneceu aderida à malha dos braquetes, foi removida com auxílio de lâminas de bisturi. A partir desse evento, as amostras se encontram prontas para realização das microscopias.

4.2.3 Análise das soluções

A análise química das soluções foi realizada em espectrofotômetro de absorção atômica com forno de grafite (Analyst 800, Perkin Elmer, USA) pertencente ao Laboratório de Análises Químicas e Ambiental do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), para avaliação do desprendimento dos íons Ni, Cr, e Ti.

4.2.4 Avaliação da superfície

Os fios, braquetes e tubos foram observados em microscópio eletrônico antes e após tratamento de superfície. Também foram avaliados os conjuntos após imersão de

sessenta dias em solução fluoretada. A observação foi feita em microscópio eletrônico de varredura (MEV – Leo-14SOV) (Figura 7).



Figura 7 – Microscópio eletrônico de varredura

5 RESULTADOS

5.1 LIBERAÇÃO DE ÍONS

No Quadro 2 é possível observar os valores obtidos após a imersão dos aparelhos ortodônticos em solução por sessenta dias. Verifica-se que para o grupo experimental T1 a liberação de íons de níquel foi mais elevada.

Quadro 2 – Valores obtidos após análise da solução (60 dias)

n° da amostra	Elementos analisados			
	Cr (µg/ml)	Ni (µg/ml)	Ti (µg/ml)	Peso Total Líquido (ml)
1	0,019	8,0	0,027	102,96
2	0,011	4,9	0,024	110,30
3	0,020	8,4	0,022	113,02
4	0,011	8,4	0,011	108,83

5.2 AVALIAÇÃO DA SUPERFÍCIE

Nas Figuras 8, 9, 10 e 11 são apresentadas as micrografias obtidas para o grupo controle e o grupo experimental T1 na seguinte seqüência: braquetes, aletas dos braquetes, canaletas dos braquetes e arcos após imersão de sessenta dias.

Da mesma forma, as superfícies do grupo controle e as superfícies tratadas dos braquetes e arcos para os grupos T2 (Figuras 12, 13, 14 e 15) e T3 (Figuras 16, 17, 18 e 19) foram avaliadas.

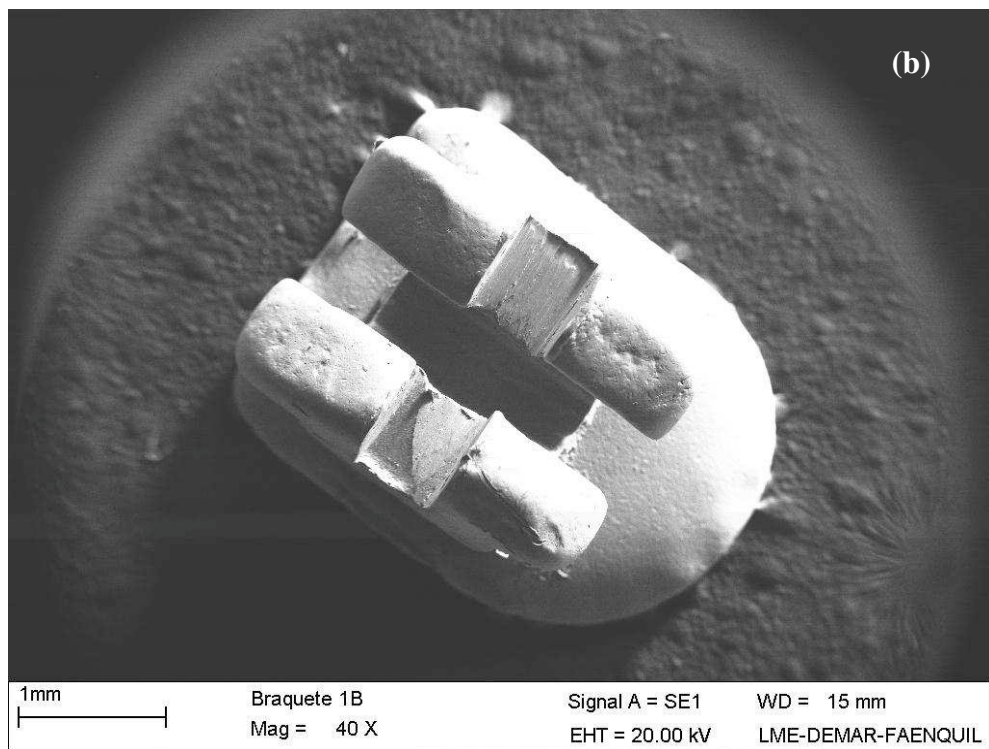
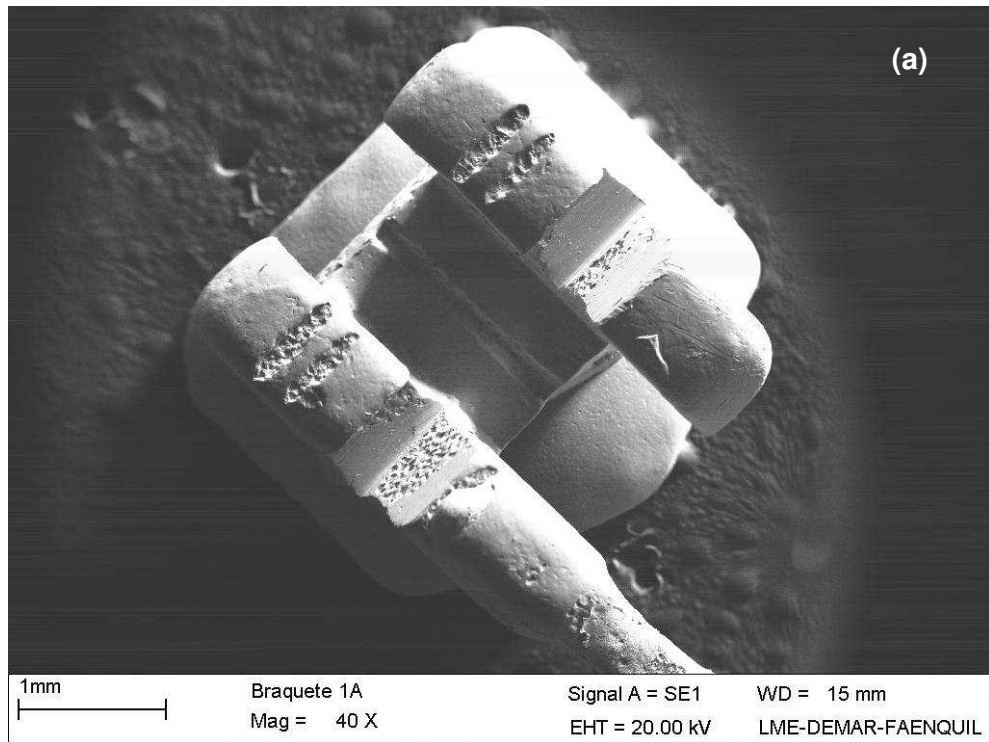


Figura 8 – Braquetes utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias: (a) grupo controle; (b) grupo experimental T1

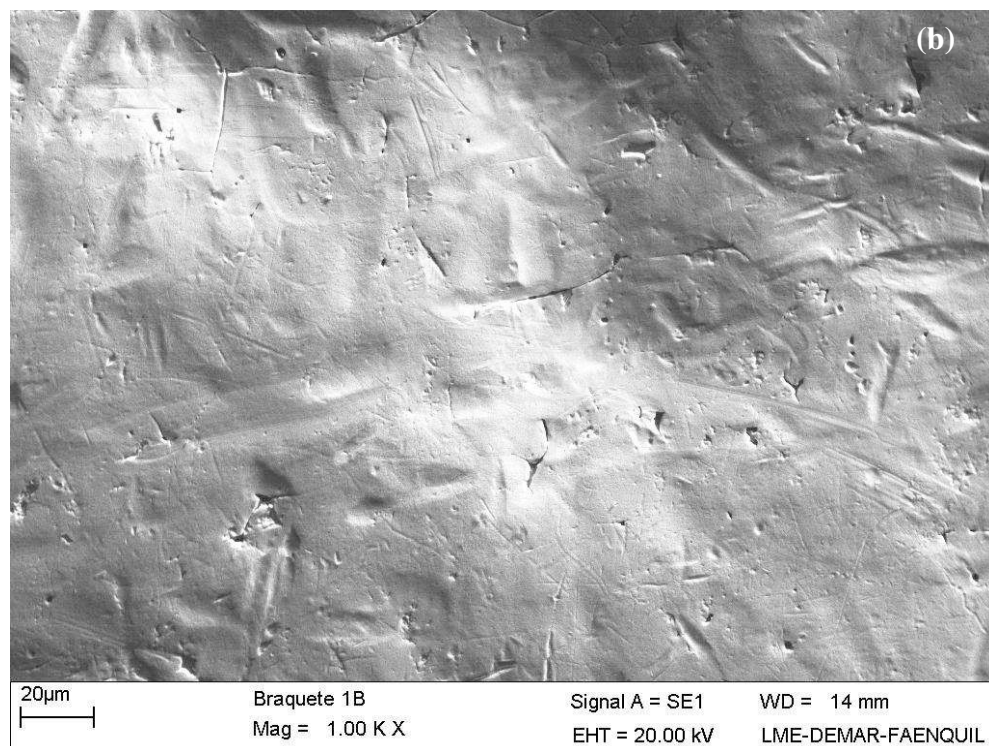
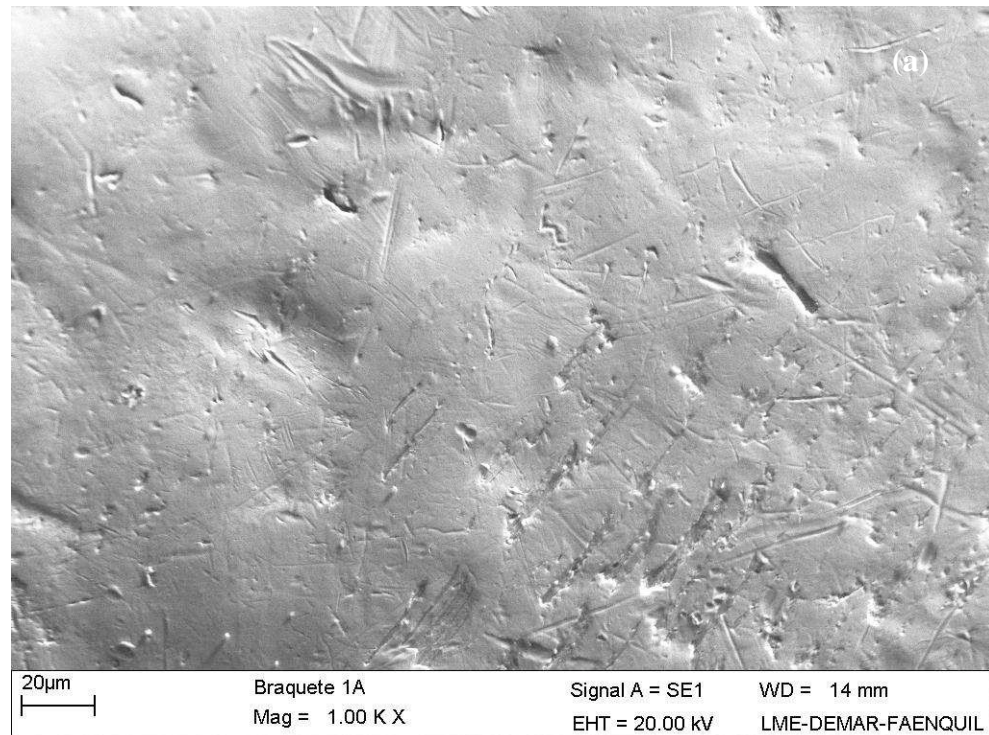


Figura 9 – Superfície das aletas dos braquetes utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias: (a) grupo controle; (b) grupo experimental T1

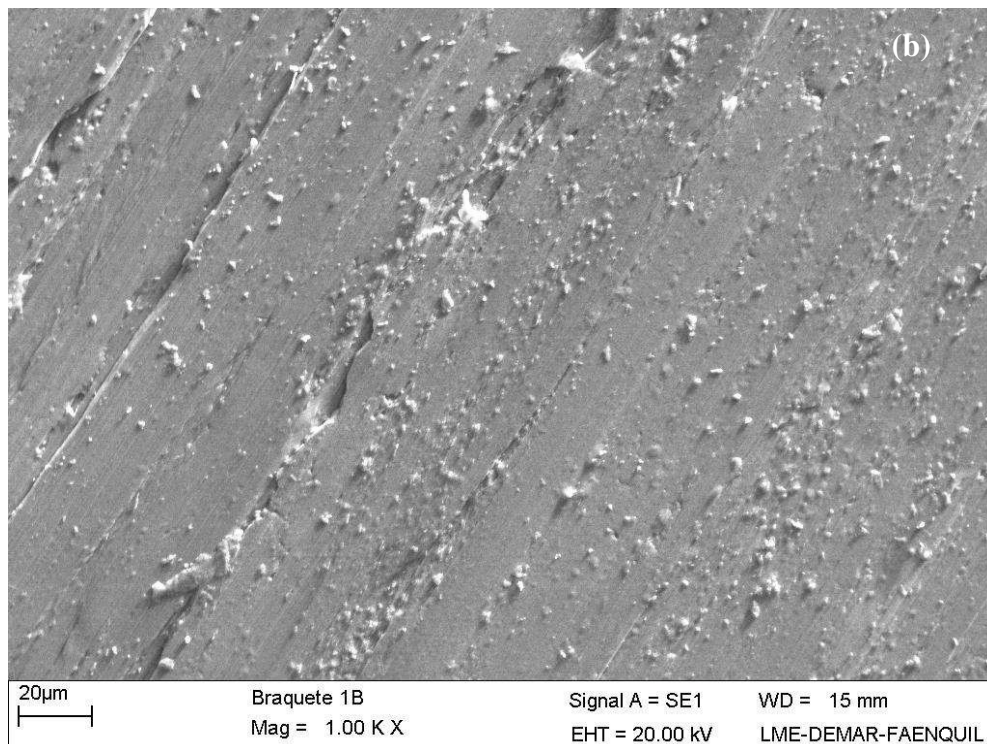
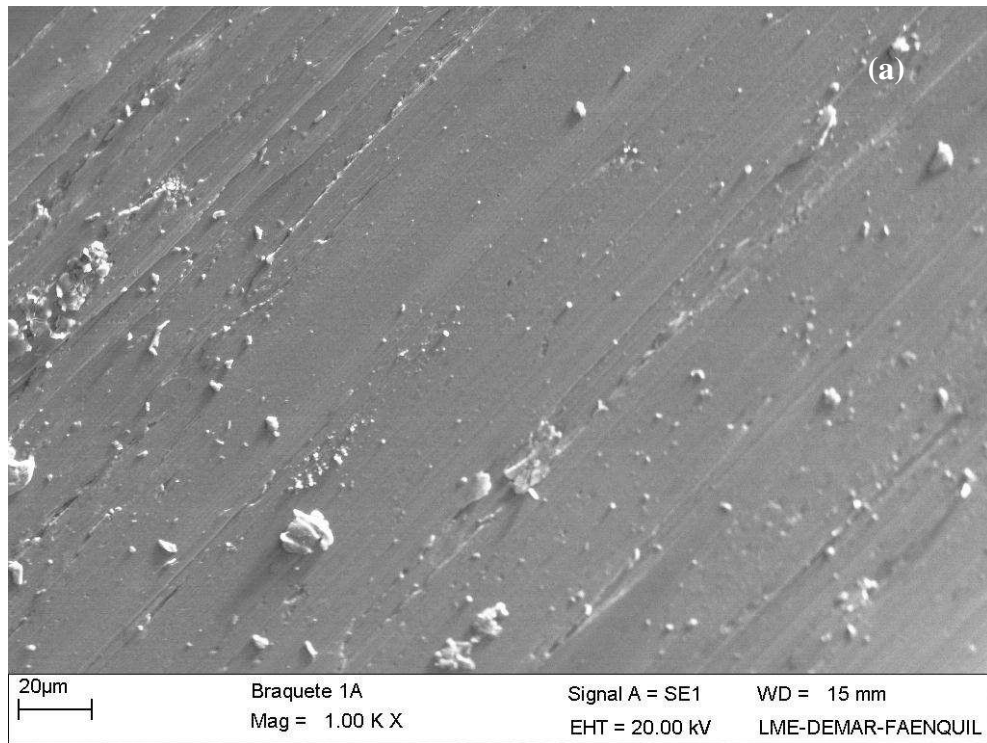


Figura 10 – Superfície das canaletas dos braquetes utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias: (a) grupo controle; (b) grupo experimental T1

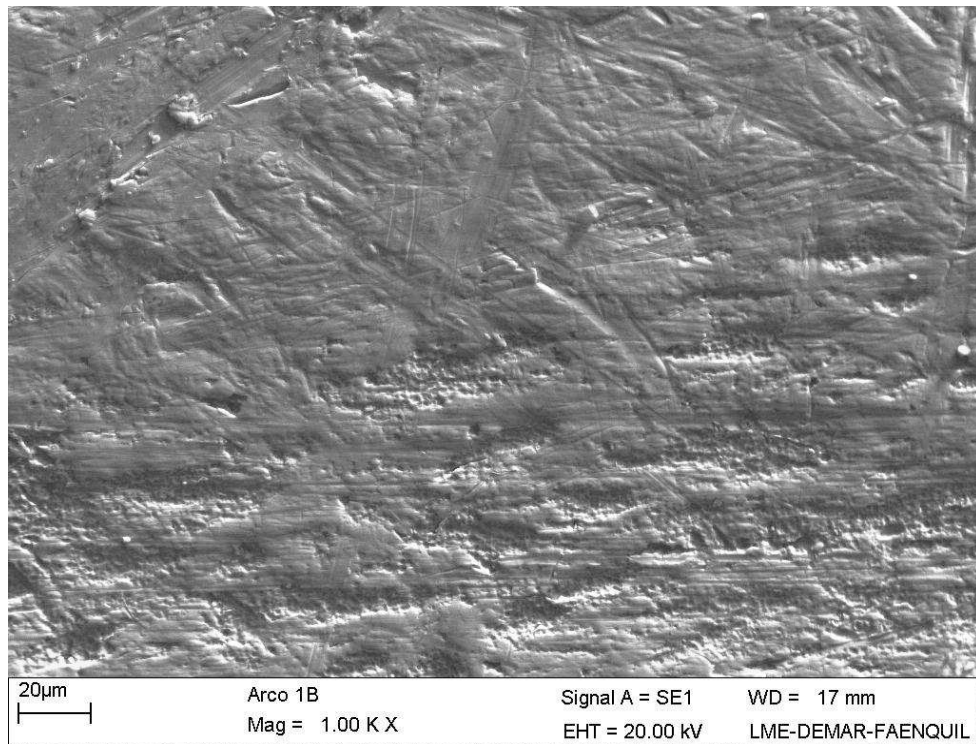
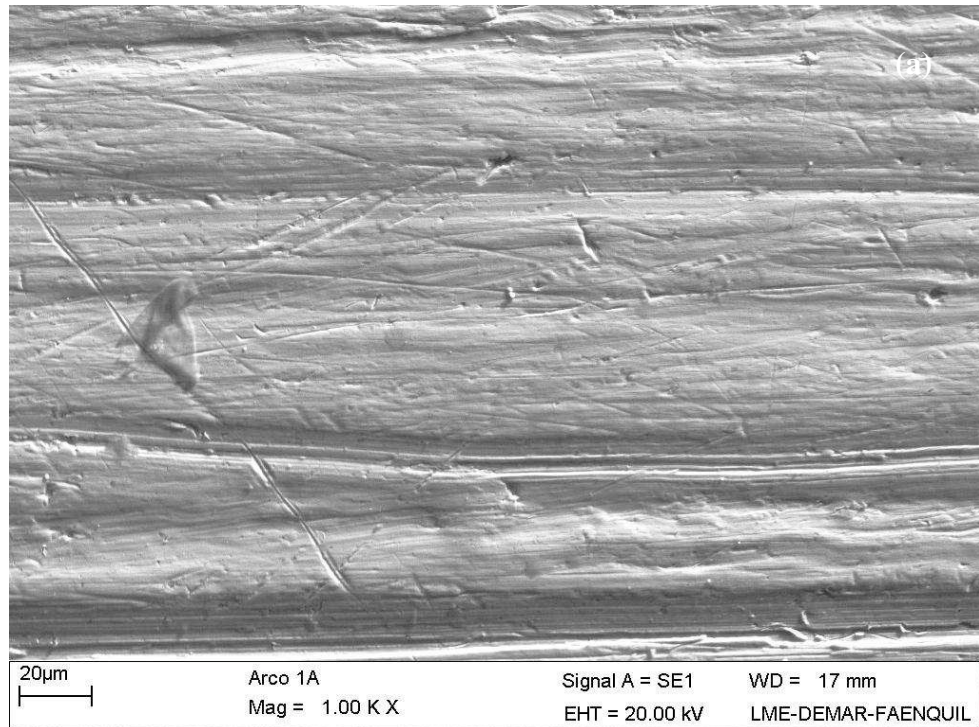


Figura 11 – Superfície dos arcos utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias: (a) grupo controle; (b) grupo experimental T1

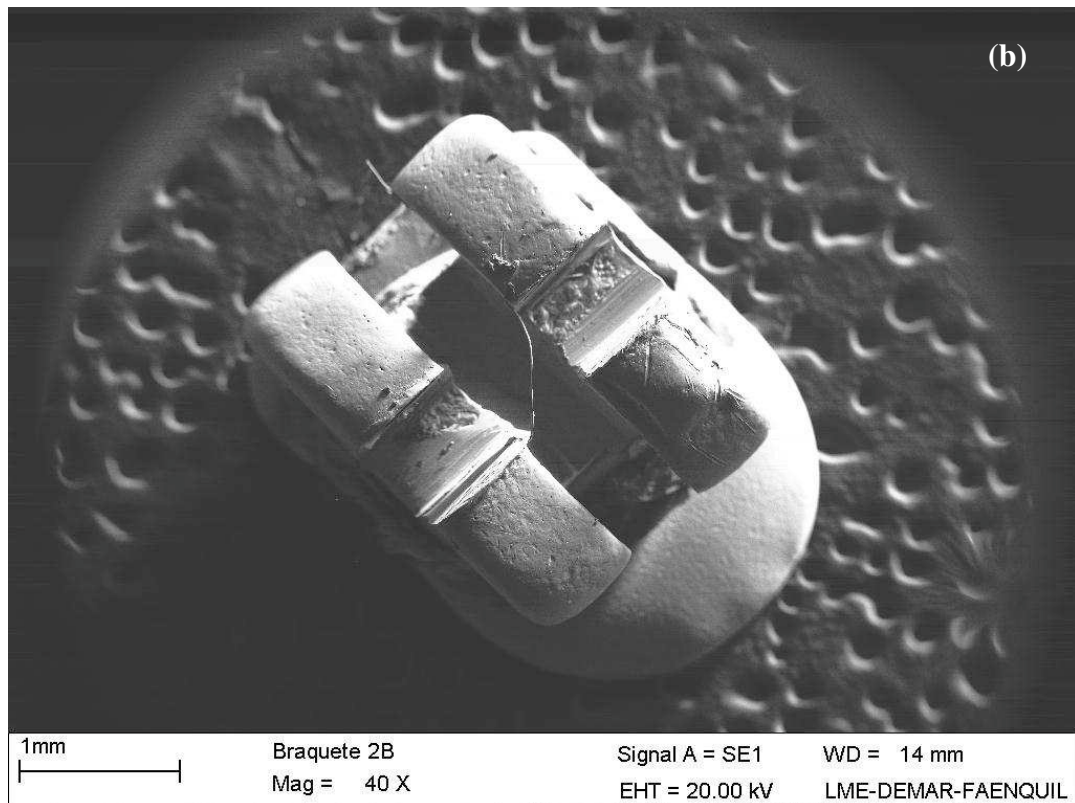
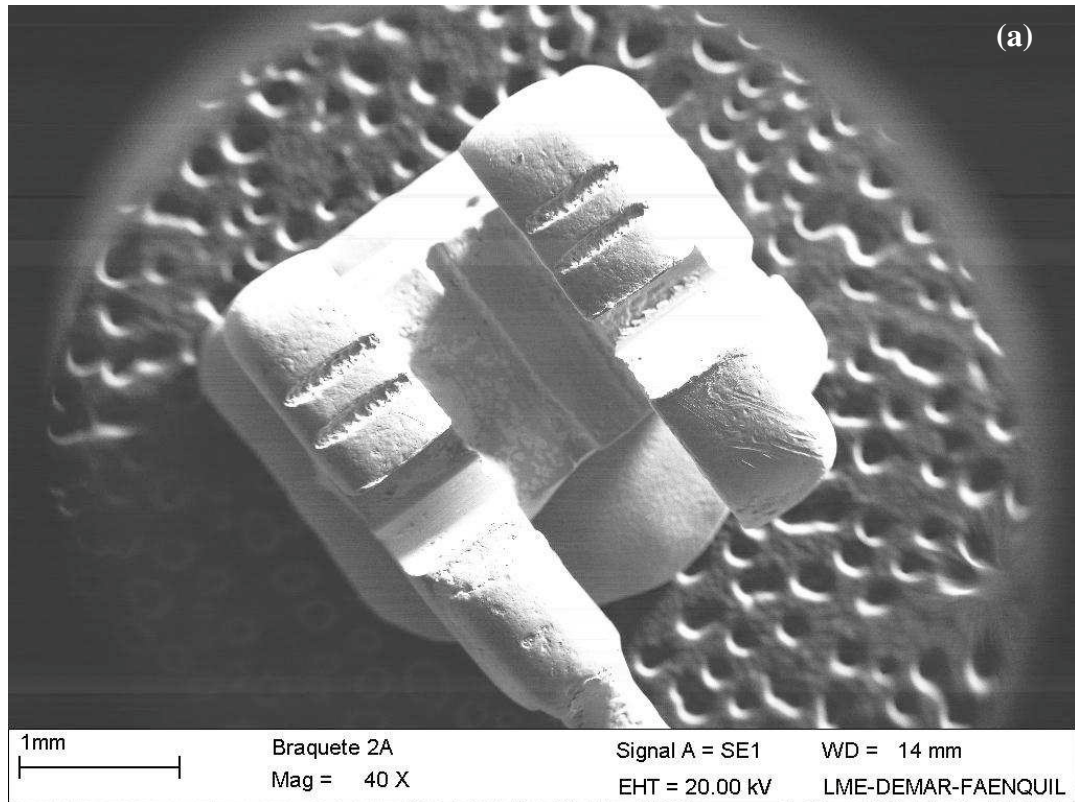


Figura 12 – Braquetes utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias: (a) grupo controle; (b) grupo experimental T2

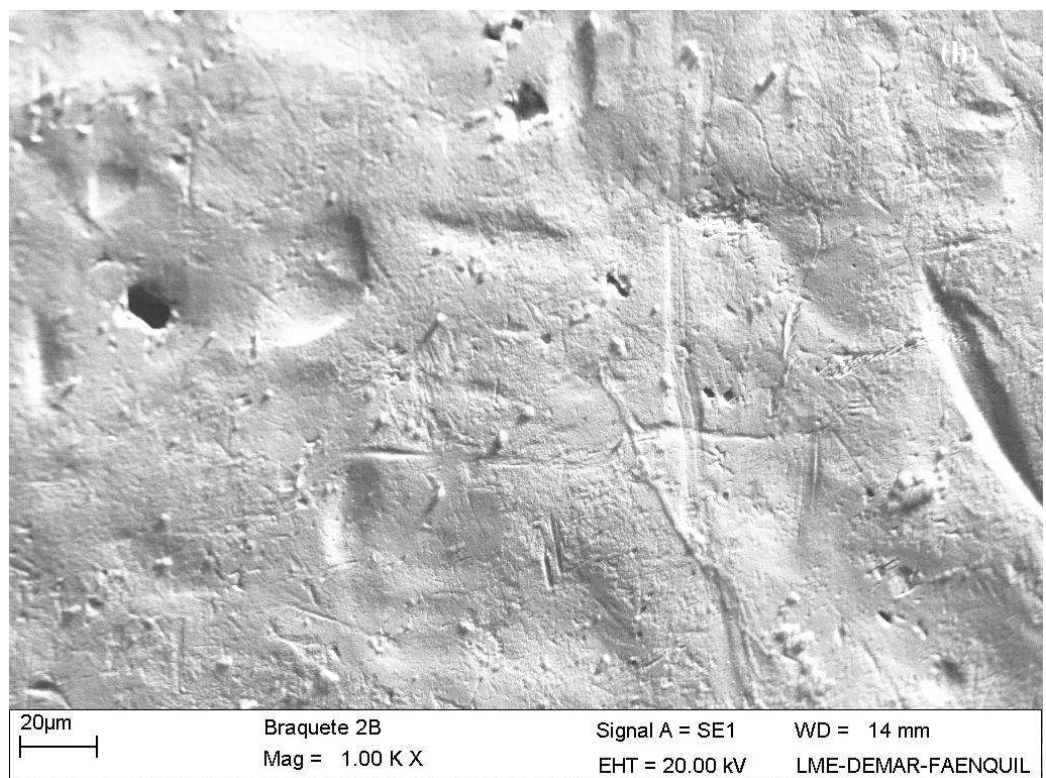
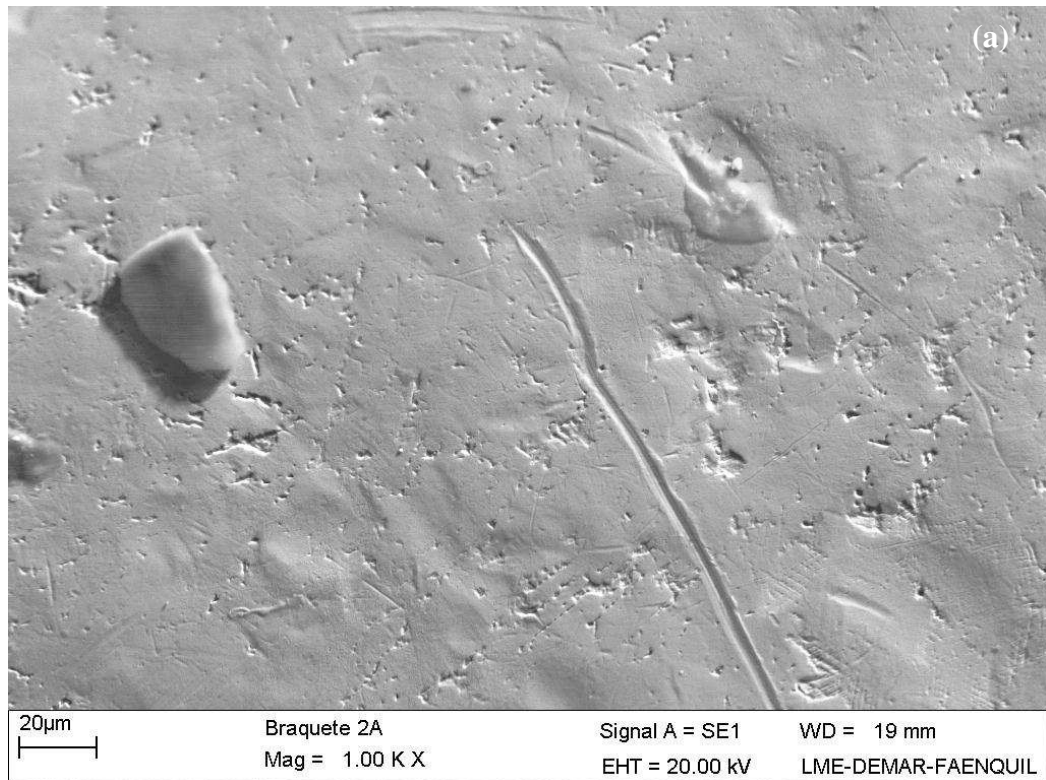


Figura 13 – Superfície das aletas dos braquetes utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias: (a) grupo controle; (b) grupo experimental T2

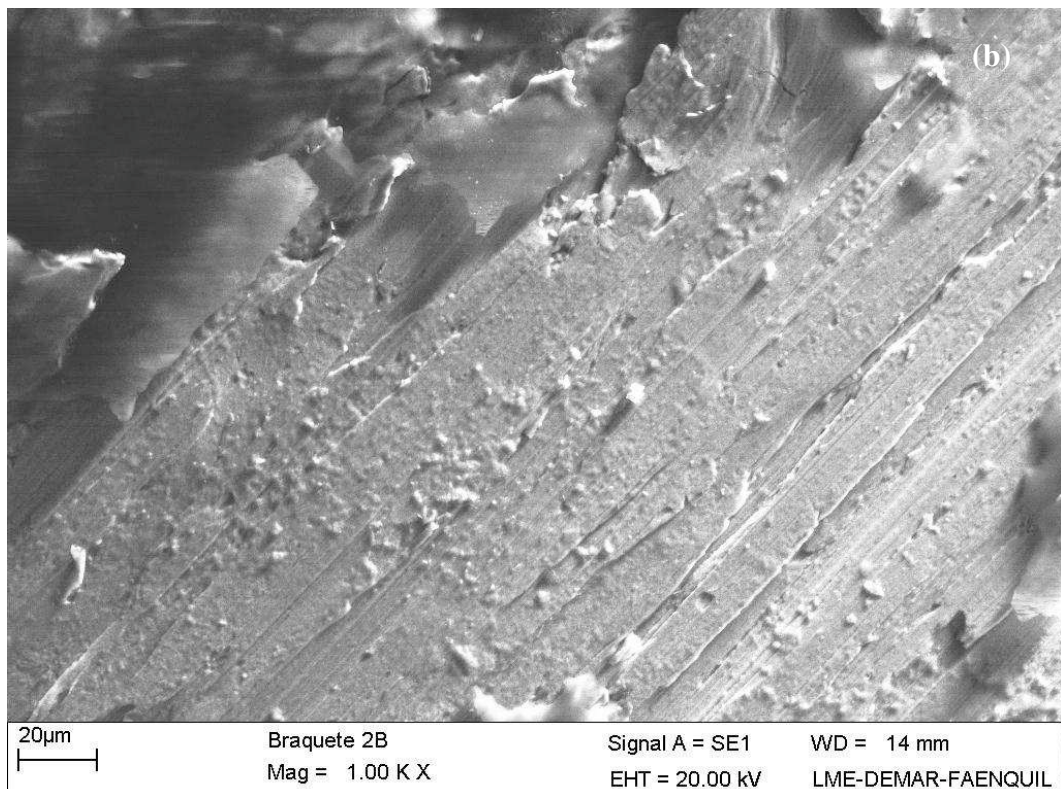
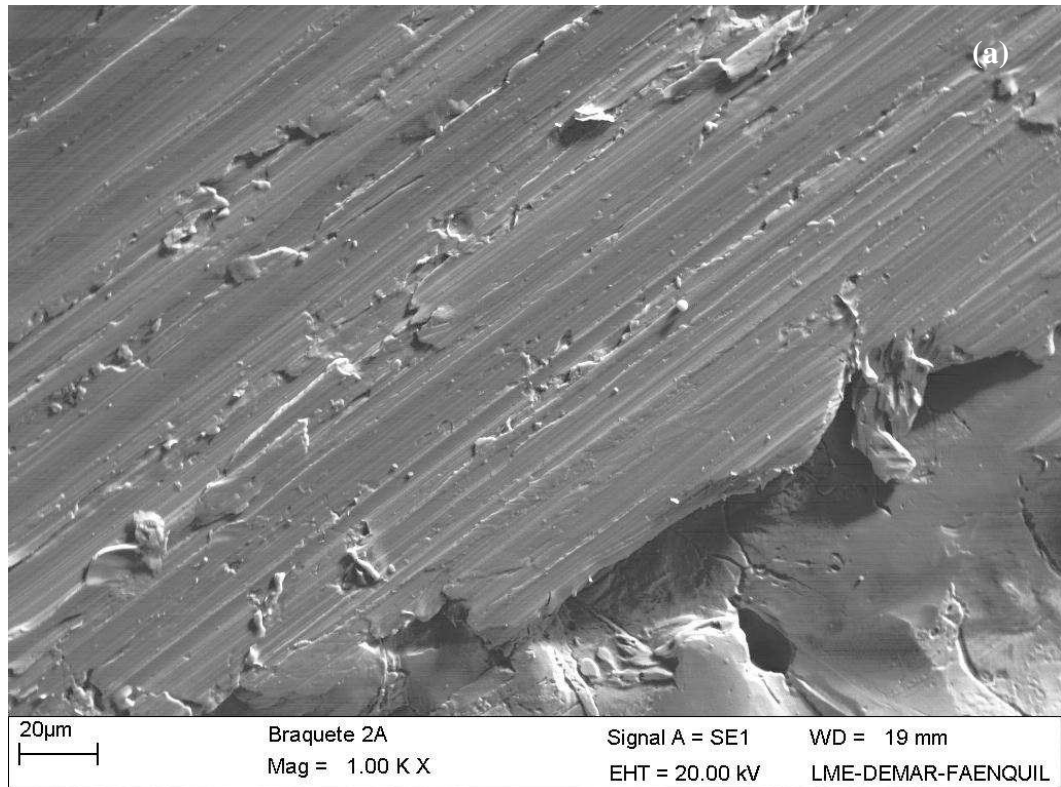


Figura 14 – Superfície das canaletas dos braquetes utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias: (a) grupo controle; (b) grupo experimental T2

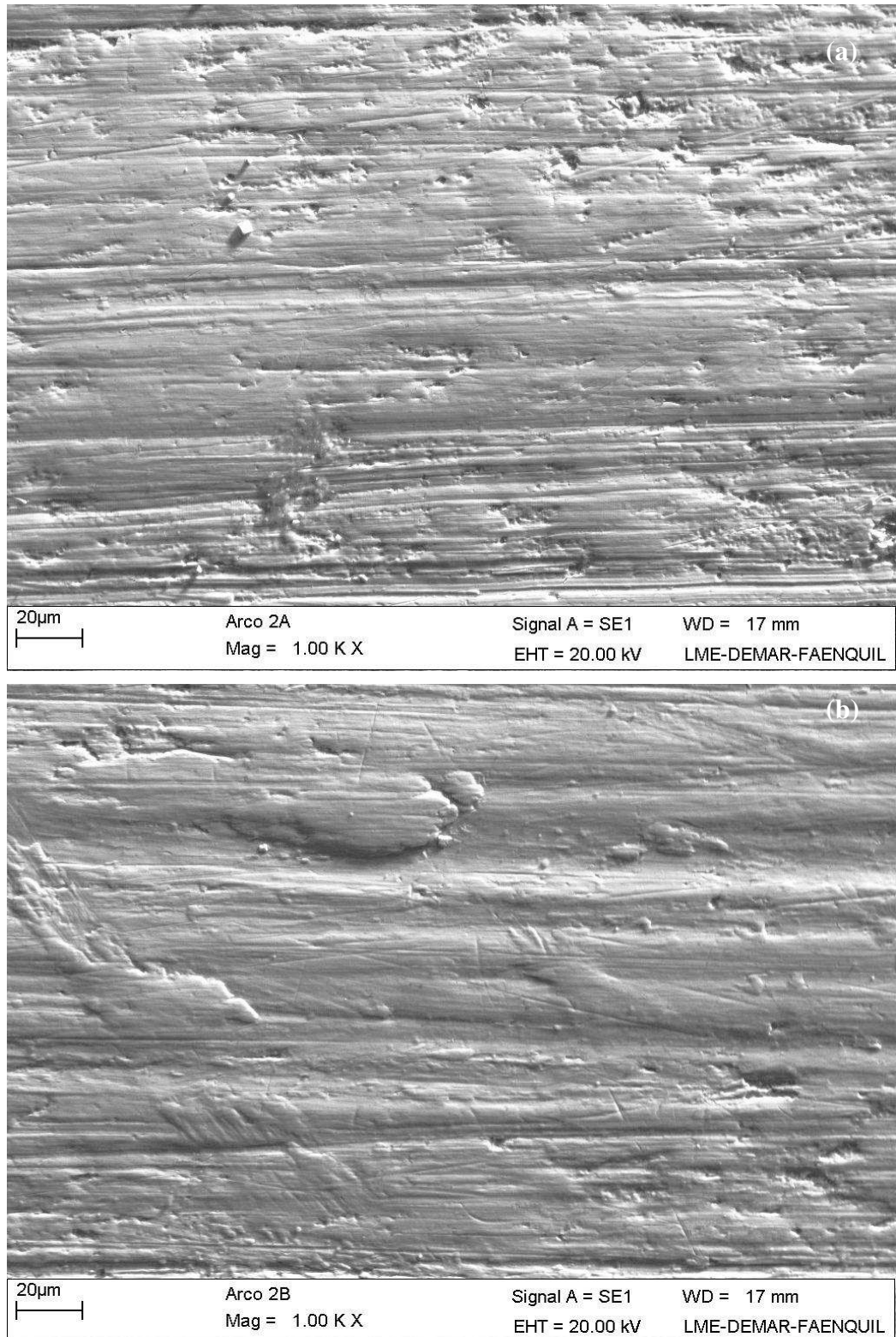


Figura 15 – Superfície dos arcos utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias: (a) grupo controle; (b) grupo experimental T2

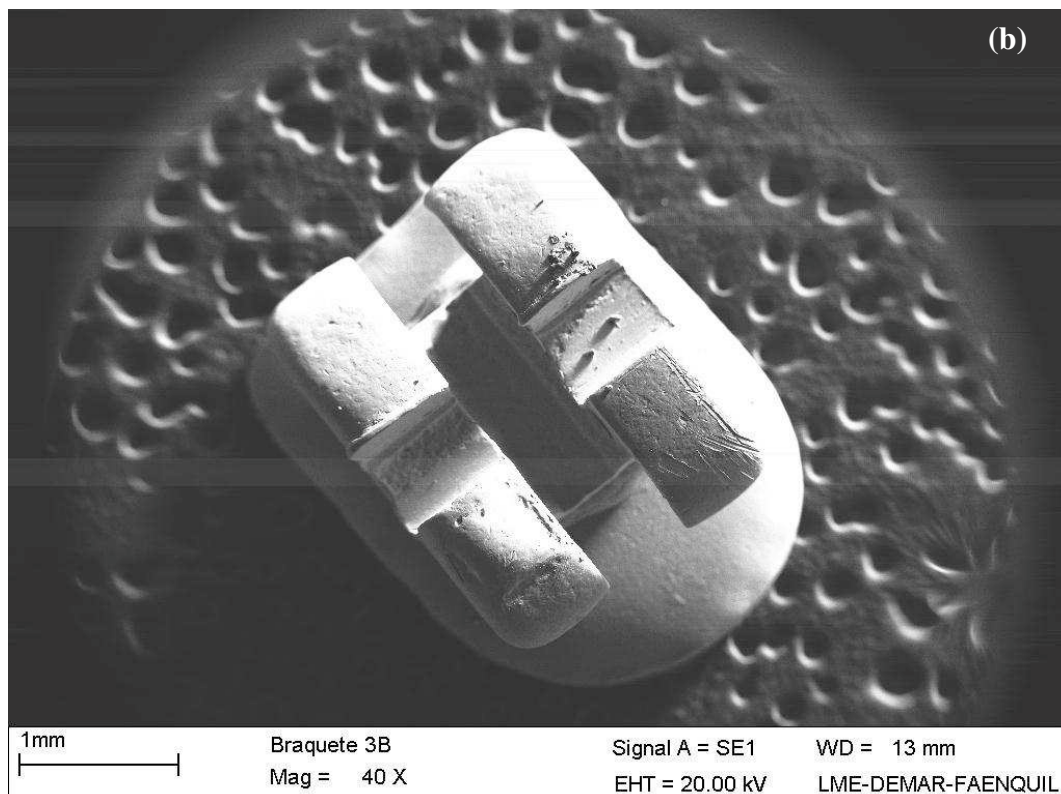
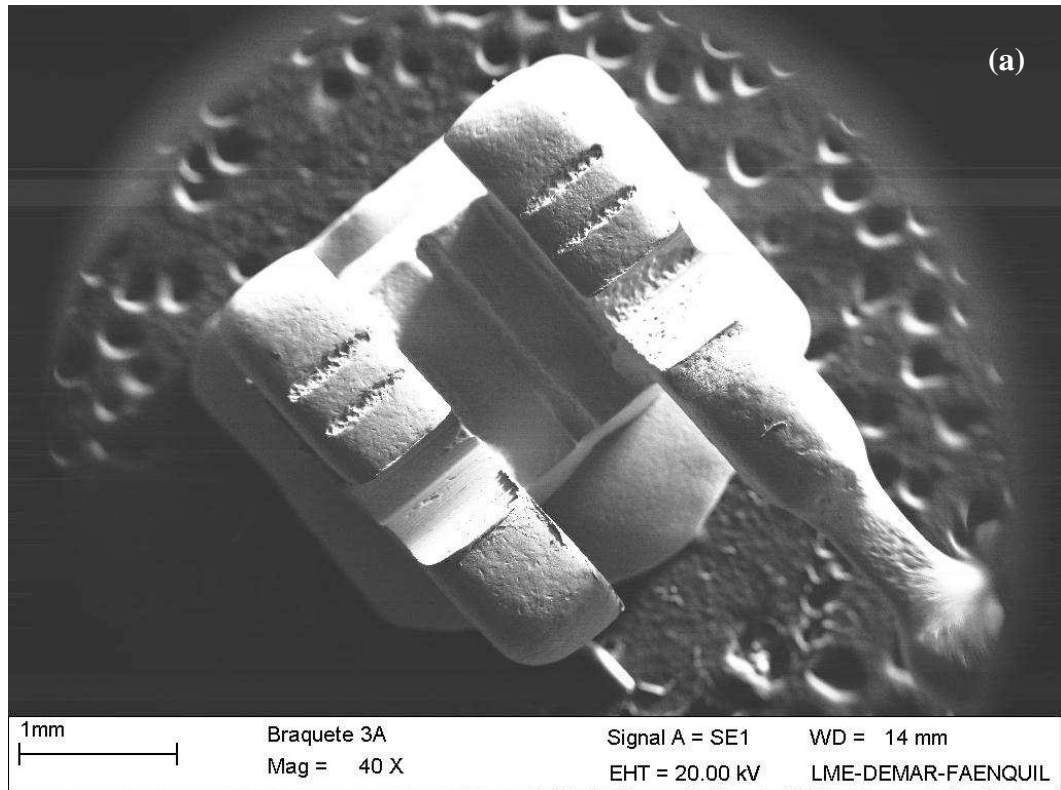


Figura 16 – Braquetes utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias: (a) grupo controle; (b) grupo experimental T3

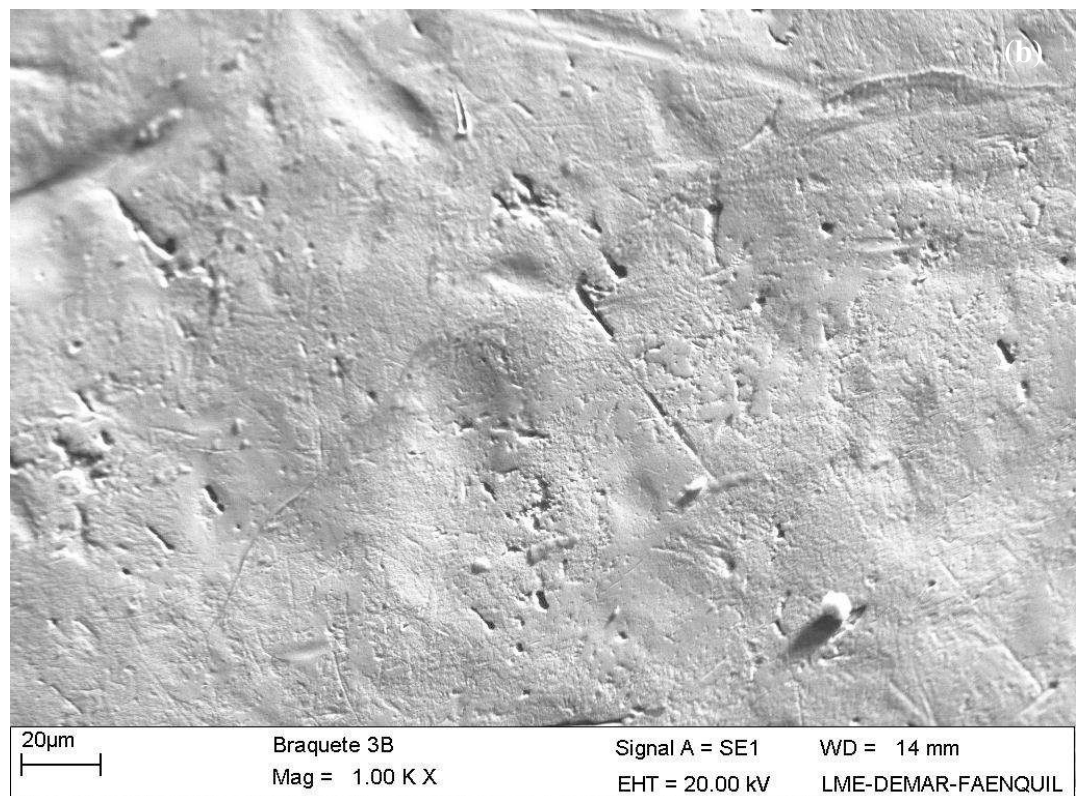
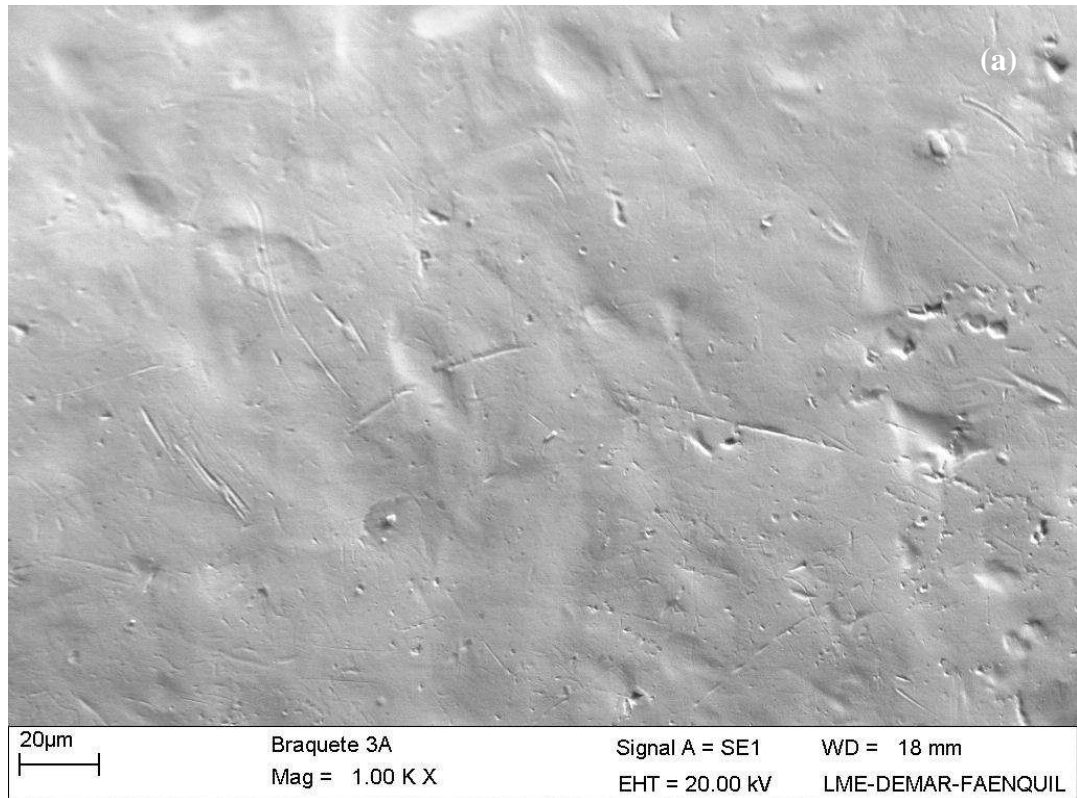


Figura 17 – Superfície das aletas dos braquetes utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias: (a) grupo controle; (b) grupo experimental T3

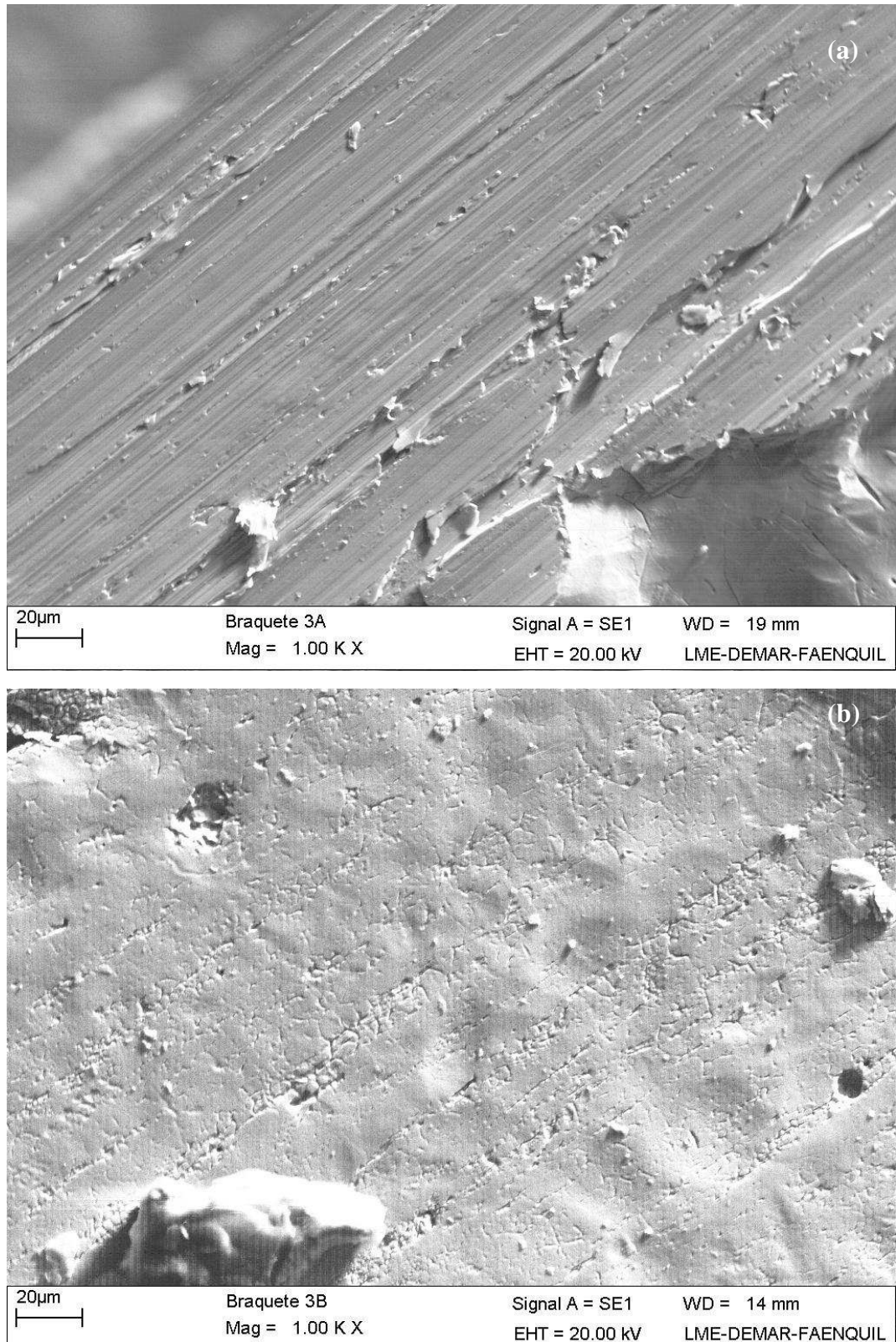


Figura 18 – Superfície das canaletas dos braquetes utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias: (a) grupo controle; (b) grupo experimental T2

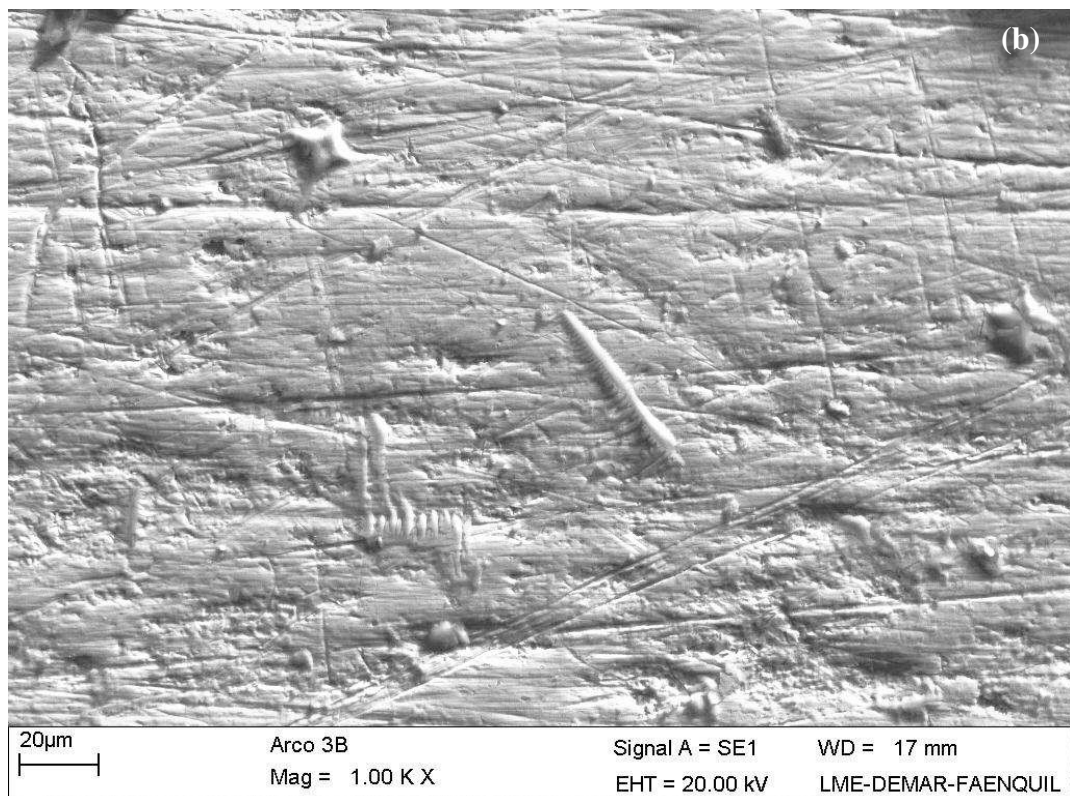
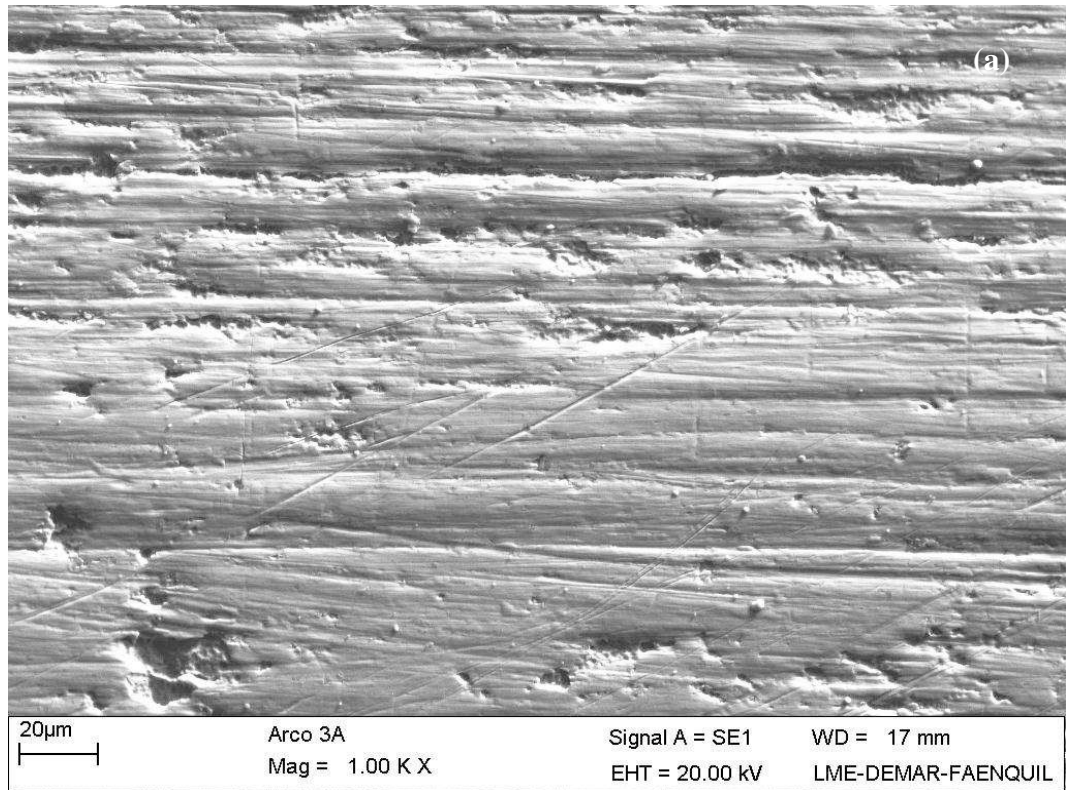


Figura 19 – Superfície dos arcos utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias: (a) grupo controle; (b) grupo experimental T3

6 DISCUSSÃO

6.1 LIGAS USADAS EM ORTODONTIA

O desenvolvimento de materiais tem levado ao surgimento de novas ligas para arcos ortodônticos, bem como ao aprimoramento das propriedades daqueles já existentes. A própria seleção e compreensão da biomecânica e das necessidades de cada caso requer estudos característicos das ligas dos arcos.

A aplicação dos mais diversos tipos de ligas vem sendo estudada em Ortodontia. No presente trabalho, os materiais em questão são o níquel-titânio e o aço inoxidável. De acordo com os estudos de Thompson (2000) as ligas de níquel-titânio possuem maior força e menor módulo de elasticidade quando comparadas às ligas de aço inoxidável, além de apresentarem o efeito memória de forma. O comportamento destas ligas demonstra que quando a força exercida sobre as mesmas é removida, seu formato original é recuperado.

Recentemente, o titânio tem sido introduzido como material alternativo para a produção braquetes ortodônticos metálicos. A razão da sua escolha é explicada pela sua maior biocompatibilidade, menor alergia e elevada resistência à corrosão (GIOKA et al. 2004).

6.2 LIBERAÇÃO DE ÍONS

De acordo com Grimsdottir, Hensten-Pettersen e Kulmann (1992) e Staffolani et al. (1999), os aços inoxidáveis contêm porcentagens variáveis de cromo e níquel. Os autores verificaram em seus estudos que o níquel é o elemento que mais comumente promove reações alérgicas.

Barret, Bishara e Quinn (1993) propuseram que o pH ácido (por volta de 6,5), a alta atividade enzimática da saliva, os ácidos orgânicos e a flora bacteriana podem promover

meio bucal favorável à corrosão. Conforme se verificou nos ensaios com colutórios, não só a solução salina é agressiva, como sua combinação com o fluoreto de sódio tornou o material mais susceptível à corrosão, como pode se verificar no Quadro 3.

Kerosuo et al., 1996, observaram que o nível de níquel em saliva e secreções aumentou significativamente nos indivíduos, após a inserção de aparelhos ortodônticos fixos. Os resultados demonstraram que aqueles indivíduos submetidos ao alergeno por mais de uma vez, são os que desenvolvem mais facilmente a reação alérgica. O conjunto que não sofreu tratamento de superfície e os conjuntos que foram imersos em colutórios, demonstrou grande liberação de íons de níquel na solução salina. Essa análise foi possível graças à espectroscopia de absorção atômica.

Segundo Eliades e Athanasiou (2002) apesar do grande número de estudos investigando a liberação de níquel de aparelhos ortodônticos de aço inoxidável e níquel-titânio, existe falta de evidências conclusivas a respeito da composição e cinética da liberação de produtos corrosivos. Foram apresentadas recentemente evidências sugerindo a formação de biofilme protéico, em materiais ortodônticos, que posteriormente calcificou.

De acordo com El Medawar et al. (2002) as ligas a base de titânio vêm substituindo os arcos de aço inoxidável usados anteriormente, devido a sua excelente resistência à corrosão, as suas melhores características mecânicas e biocompatibilidade aumentada. Todos os testes concordaram nos resultados: a análise eletroquímica, os testes de proliferação, o método de formação de colônia e o teste inflamatório claramente mostraram que o níquel é um material corrosivo e citotóxico.

O níquel é o metal que provoca mais comumente dermatites em ortodontia. Este elemento pode ser encontrado nas ligas metálicas aplicadas na prática ortodôntica, como o aço inoxidável e o níquel-titânio. Rahilly e Price (2003) observaram que a dermatite por contato decorrente da exposição ao níquel é considerada como resposta imune de hipersensibilidade retardada.

Green, Grant e Wood (1997) acreditam que a presença de óxido de titânio (TiO_2) contribui de forma decisiva no quesito biocompatibilidade e ainda, age como barreira

contra a migração e dissolução de íons de níquel a partir da superfície do material. Já White, no ano de 2003, estudou os efeitos deletérios de agentes fluoretados em ligas empregadas na Ortodontia. Esses autores encontraram corrosão por pite em seus resultados. No presente estudo, não foi possível verificar corrosão por pite, já que o processo de escovação promovia abrasão removendo e renovando a camada passivadora, o que impediu que esse tipo de corrosão ocorresse.

Segundo Es-Souni et al., em 2002, a biocompatibilidade *in vitro*, apesar de não afetar a resistência à corrosão, é também reduzida pela rugosidade de superfície e pela quantidade aumentada de resíduos. Considera-se que isso ocorra devido a efeitos da corrosão de superfície e liberação de íons metálicos. Nessa pesquisa, não houve mudanças significativas nas superfícies de nenhum dos materiais estudados.

Kaneko et al. (2003) avaliaram o embriamento de hidrogênio em arco ortodôntico de liga de titânio β foi examinado como meio de testar posteriores fraturas de arco na presença de soluções aquosas de flúor neutro e ácido e análise térmica de liberação de hidrogênio. A quantidade de hidrogênio absorvido foi de 5.000 a 6.500 ppm abaixo de aplicação de força em solução com 2,0% fosfato de flúor por 24 horas. Concluíram que a imersão em flúor leva à degradação de propriedades mecânicas e fratura da liga de beta-titânio associada à absorção de hidrogênio.

De acordo com o presente estudo, os colutórios em geral demonstram ser agressivos para as ligas metálicas em geral. O fluoreto de sódio a 0,05% é o mais crítico.

Schiff et al., em 2004, classificaram as diferentes ligas comumente usadas de acordo com a sua resistência à corrosão. Com este resultado pode-se recomendar o colutório de acordo com a fase do tratamento e a liga que está sendo usada. Os autores concluíram ser lícito indicar Elmex[®] para pacientes que usam TMA e NiTi e sugerem Acorea[®] ou Mediol[®] para pacientes que usam arco TiNb.

A partir da análise das micrografias foi possível constatar nos braquetes e fios “como recebidos” marcas resultantes do processo de fabricação, como pode ser observado nas Figuras 8 (a), 9 (a), 10 (a) e 11 (a).

Após os ensaios verificou-se a formação de sulcos provenientes da escovação as quais podem ter levado ao desgaste dos mesmos e conseqüentemente à liberação de íons. Esse evento pode ser observado nas Figuras 11 (b), 15 (b) e 19 (b).

6.3 TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE

A implantação iônica em arcos ortodônticos de níquel-titânio e titânio- β tem mostrado diminuição significativa nos coeficientes de fricção contra o aço do canal de encaixe do braquete. No caso do titânio- β a redução foi bastante significativa (75%) (SIOHANSI e TOBIN, 1996).

A superfície de limas endodônticas foi tratada pela implantação de íons de argônio, no ano de 2002 por Pelletier et al. aumentando ainda a resistência à corrosão e à fadiga. Os estudos dessa dissertação apontam na mesma direção que os estudos de Pelletier et al. (2002).

Huang et al. em 2004 compararam a liberação de íons em aparelhos ortodônticos novos e reciclados. Os autores puderam concluir que os aparelhos reciclados quando submetidos à saliva, liberam maior quantidade de íons que os aparelhos novos.

De acordo com o presente estudo, os materiais que não sofreram tratamento de superfície foram aqueles que apresentaram em suas soluções maior quantidade de íons de níquel liberados (Quadro 2).

Harzer et al. (2001) investigaram *in vivo* como as superfícies dos braquetes de titânio reagem à influência corrosiva da pasta de dente contendo flúor acidulado durante o tratamento ortodôntico, a placa acumulada nos braquetes de titânio é maior por causa da alta rugosidade da superfície. A superfície da aleta do braquete deve ser melhorada modificando o processo de produção.

Os resultados do presente trabalho evidenciaram que os materiais que sofreram tratamento de superfície apresentaram maior resistência aos meios corrosivos empregados no ensaio.

Eliades et al. (2004^b) avaliaram o conteúdo de níquel liberado e absorvido dos arcos com liga de aço inoxidável e níquel-titânio. Nenhuma mudança foi detectada a respeito do conteúdo de níquel na razão entre absorvido e liberado, tanto para arco NiTi quanto para aço inoxidável, sugerindo ausência na liberação no níquel. O fenômeno de uso e corrosão na superfície do fio e na formação de par galvânico entre os arcos de aço inoxidável e os braquetes soldados intra-bucais pode modificar a susceptibilidade das ligas do fio em condições clínicas.

Em outro estudo, Kaneko et al., em 2004, investigaram a degradação de quatro ligas ortodônticas: NiTi, TMA (beta titânio), aço inoxidável e níquel-cromo-cobalto, causada pela absorção de hidrogênio durante curto período de imersão em solução fosfato de flúor a 2,0% a temperatura de 37° C por 60 minutos. Os resultados desse estudo sugerem que a degradação de arcos ortodônticos de ligas de titânio ocorre por causa da absorção de hidrogênio mesmo depois de curto tempo de imersão.

Huang et al., em 2003, avaliaram quatro tipos de arcos ortodônticos obtidos comercialmente, em termos de liberação iônica quando imersos em saliva com vários ácidos. O arco NiTi com a maior quantidade de liberação de íons metálicos teve aumento da superfície rugosa após o teste de imersão, enquanto que superfície rugosa não corresponde à alta liberação de íons metálicos.

Kobayashi et al. (2005) estudou arcos de níquel-titânio que sofreram deposição de DLC (Diamond-like-Carbon film - filme de carbono diamante). Os arcos foram polidos durante 24 horas, simulando seis meses de escovação diária. Um grupo foi imerso em solução salina por 14 dias em 80°C enquanto outro grupo foi imerso em solução salina por seis meses a 37°C. Após esse período, a liberação de íons de níquel foi avaliada por meio de espectroscopia de absorção atômica e pela análise da superfície do material em microscopia eletrônica de varredura. Os autores puderam concluir que o recobrimento de DLC em arcos de níquel-titânio apresentou excelente adesão mecânica quando o material foi escovado. O filme também aumentou a resistência à corrosão do material estudado,

mantendo as propriedades mecânicas do mesmo, promovendo com isso boa compatibilidade biológica em meio bucal.

O presente estudo demonstrou que os materiais que sofreram tratamento de superfície, onde se depositou íons por meio de nitretação, foram aqueles que sofreram menor liberação iônica (Quadro 2), sendo assim considerados os de maior biocompatibilidade.

6.4 METODOLOGIA

O uso de enxaguatórios fluoretados foi empregado nos estudos de Benington et al. (2001). O objetivo dessa aplicação era aumentar a concentração de fluoreto de sódio na saliva. Quando se aumenta tal concentração, o índice de ocorrência de cáries diminui, pois há a elevação do pH bucal, diminuindo a desmineralização do esmalte que eventualmente resulta em lesões cariosas. A metodologia empregada pelos autores nesse estudo teve como objetivo avaliar o comportamento dos cimentos de ionômero de vidro perante fluoreto de sódio circulante na saliva.

O presente estudo comprovou que a associação de soluções fluoretadas ao tratamento ortodôntico, apesar de serem benéficas aos pacientes, são extremamente prejudiciais aos materiais empregados em Ortodontia.

Watanabe (2003) investigou o efeito de agentes fluoretados na superfície de arcos ortodônticos confeccionados em titânio. De acordo com os resultados obtidos foi possível concluir que o menor contato com o fluoreto de sódio pode causar descolorações e alterações superficiais nas ligas que contenham titânio.

Schiff et al. (2004) classificaram as diferentes ligas comumente usadas de acordo com a sua resistência à corrosão. Os quatro materiais analisados foram: TMA, TiNb, NiTi e CuNiTi, que foram testados em três colutórios contendo flúor, a saber: Elmex[®], Meridol[®] e Acorea[®], assim como saliva artificial Fusayama-Meyer. Os resultados permitem recomendar o colutório de acordo com a fase do tratamento e a liga que está sendo usada. Os autores

concluíram ser lícito indicar Elmex para pacientes que usam TMA e NiTi e sugerem Acorea ou Meridol para pacientes que usam arco TiNb.

Stafffolani et al. (1999) promoveu estudo estático, com imersão dos aparelhos em soluções ácidas, onde se acreditava que nessa condição ocorria menor liberação de íons e manutenção da camada passiva, comparada a estudos dinâmicos. No presente estudo, onde se empregaram escovações diárias e imersões em solução agressiva, foi possível observar que esse procedimento permitia a repassivação do filme.

7 CONCLUSÃO

De acordo com esse estudo foi possível concluir que:

- ❖ O colutório que se apresentou mais agressivo para o material foi o Oral-B[®], onde se observou maior liberação de íons;
- ❖ Os aparelhos sem tratamento de superfície apresentaram maior liberação de íons quando comparados aos que foram tratados;
- ❖ Apenas o Tratamento 2, a Carbonitreção, levou a menor liberação de íons, sendo necessários maiores estudos para validar seu emprego.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AL-MAYOUF, A. M. Et al. Corrosion behaviour of a new titanium alloy for dental implant applications in fluoride media. **Materials Chemistry and Physics**, v. 88, p. 320-29, 2004.

ALVES, A.P.R. et al. A study on corrosion resistance of the Ti-10Mo experimental alloy after different processing methods. **Mater Sci Eng C**, v. 24, p.693-96, 2004.

BARRET, R. D.; BISHARA, S. E.; QUINN, J. K. Biodegradation of orthodontic appliance. Part. I. Biodegradation of nickel and chromium in vitro. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 103, p. 243-50, 1993.

BENINGTON, P. C. M. et al. Daily exposure to fluoride mouthrinse sustained fluoride release from orthodontic adhesives in vitro. **Journal of Dentistry**, v. 29, p. 23-39, 2001.

BURAKOWSKI, T.; WIERZCHÓN, T. **Surface engineering of metals: principles, equipment, technologies**, u.s.a., crc press; p. 525-579, 1999.

ELIADES, T., ATHANASIOU, A. E. In vivo aging of orthodontic Alloy: implications for corrosion potential, níquel. Release, and biocompatibility. **Angle Orthod.**, v. 72, n. 3, p. 222-37, 2002.

ELIADES, T., et al. Nickel content of as-received, retrieved, and recycled stainless steel brackets. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, v. 122, p. 217-20, 2002.

ELIADES, T., et al. Characterization and cytotoxicity of ions released from stainless steel and nickel-titanium orthodontic alloys. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop**, v.125, p. 24-9, 2004^a.

ELIADES, T., et al. Nickel content of As-Received and Retrieved NiTi and Stainless Stell Archwires: Assessing the Nickel Release Hypothesis. **Angle Orthod.**, v. 74, p.151-54, 2004^b.

EL MEDAWAR, L., et al. Eletrochemical and cytocompatibility.assessment of NITINOL memory shape alloy for orthodontic use. **Biomolecular Engineering**, v.19, p.153-60, 2002.

ES-SOUNI M., et al. On the properties of two binary NiTi shape memory alloys. Effects of surface finish on the corrosion behavior and in vitro biocompatibility. **Biomaterials**, v. 23, p. 2887-94, 2002.

GIOKA, C., et al. Titanium orthodontic brackets: structure, composition, hardness and ionic release. **Dental Materials**, v. 20, p. 693-00, 2004.

GRIMSDOTTIR, M. R.; HENSTEN-PETTERSEN, A.; KULMANN, A. Cytotoxic effect of orthodontic appliances. **European Journal of Orthodontics**, v. 14, p. 47-53, 1992.

HARZER, W., et al. Sensitivity of Titanium brackets to the corrosive influence of fluoride-containing toothpaste and tea. **Angle Orthod.**, v. 71, p. 318-23, 2001.

HUANG, H., et al. Ion release from NiTi orthodontic wires in artificial saliva with various acidities. **Biomaterials**, v. 24, p. 3585-92, 2003.

HUANG, H-H. Effects of fluoride concentration and elastic tensile strain on the corrosion resistance of commercially pure titanium. **Biomaterials**, v. 23, p. 1995-02, 2002.

HUANG, T., et al. Metal ion release from new and recycled stainless steel brackets. **European Journal of Orthodontics**, v. 26, p. 171-77, 2004.

IJIMA, M., et al. Micro-X-ray diffraction observation of nickel-titanium orthodontic wires in simulated oral environment. **Biomaterials**, v. 25, p. 171-76, 2004.

KANEKO, K., et al. Delayed fracture of beta titanium orthodontic wire in fluoride aqueous solutions. **Biomaterials**, v. 24, p. 2113-20, 2003.

KANEKO, K., et al. Degradation in performance of orthodontic wires caused by hydrogen absorption during short-term immersion in 2.0% acidulated phosphate fluoride solution. **Angle Orthod.**, v. 74, p. 487-95, 2004.

KRISHNAN, V., et al. Mechanical properties and surface characteristics of three archwire alloys. **Angle Orthod.**, v. 74, p. 823-29, 2004.

MOCKERS, O.; DEROZE, D.; CAMPS, J. Cytotoxicity of orthodontic bands, brackets and archwires in vitro. **Dental Materials**, v. 18, p. 311-17, 2002.

NAKAGAWA, M.; MEYER, J-M. Effects of fluorides on titanium and other dental alloys in dentistry. **Biomaterials**, v. 19, p. 85-92, 1998.

NAKAGAWA, M.; MATSUYA, S.; UDOH, K. Corrosion behavior of pure titanium and titanium alloys in fluoride-containing solutions. **Dent. Mater. J.**, v. 20, p. 305-14, 2001.

NAKAGAWA, M.; MATSUYA, S.; UDOH, K. Effects of fluoride and dissolved oxygen concentrations on the corrosion behavior of pure titanium alloys. **Dent. Mater. J.**, v. 21, p. 83-92, 2002.

PELLETIER, H., et al. Effect of high energy argon implantation into NiTi shape memory alloy. **Surface and Coatings Technology**. v. 158-159, p. 301-08, 2002.

RAHILLY, G.; PRICE, N. Nickel allergy and orthodontics. **Journal of Orthodontics**, v. 30, p. 171-74, 2003.

RECLARU, L.; MEYER, J-M. Effects of fluorides on titanium and other dental alloys in dentistry. **Biomaterials**, v. 19, p. 85-92, 1998.

SCHIFF, N. et al. Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys. **Biomaterials**, v. 23, p. 1995-02, 2002.

SCHIFF, N. et al. Influence of fluoridate mouthwashes on corrosion resistance of orthodontics wires. **Biomaterials**, v. 25, p. 4535-42, Aug. 2004.

SIOSHANSI, P.; TOBIN, E. J. Surface treatment of biomaterials by ion beam process. **Surface and Coatings Technology**. v. 83, p. 175-82, 1996.

STAFFOLANI, N. et al. Ion release from orthodontic appliances. **Journal of Dentistry**, v. 27, p. 449-54, 1999.

THOMPSON, S.A. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. **International Endodontic Journal**, v. 33, p. 297-310, 2000.

WATAHA, J.C. Alloys for prosthodontic restorations. **The journal of prosthetic dentistry**, v. 87, n. 4, p. 351-63, 2002.

WATANABE, I. Surface changes induced by fluoride prophylactic agents on titanium-based orthodontic wires. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, v. 123, n. 6, p. 653-56, Jun. 2003.

Apêndice A - Seleção do colutório

Análise química

No Quadro 3 é possível verificar os valores obtidos após o ensaio para avaliação da liberação de íons após sessenta dias.

Quadro 3 – Elementos liberados após 60 dias

Tipo de Colutório	Elementos analisados			
	Cr ($\mu\text{g/ml}$)	Ni ($\mu\text{g/ml}$)	Ti ($\mu\text{g/ml}$)	Peso Total Líquido (ml)
Oral-B [®]	0,011	8,4	0,011	102,96
Cepacol [®]	0,010	4,2	0,016	110,30
Noplak [®]	0,003	2,2	0,007	113,02

Avaliação da superfície

Nas Figuras 20, 21, 22 e 23 são apresentadas as micrografias obtidas para o grupo controle e após imersão (60 dias) para os colutórios Oral-B[®], Cepacol[®] e Noplak[®].

Nas Figuras 24, 25, 26 e 27 observa-se o resultado da microscopia óptica para os fios estudados.

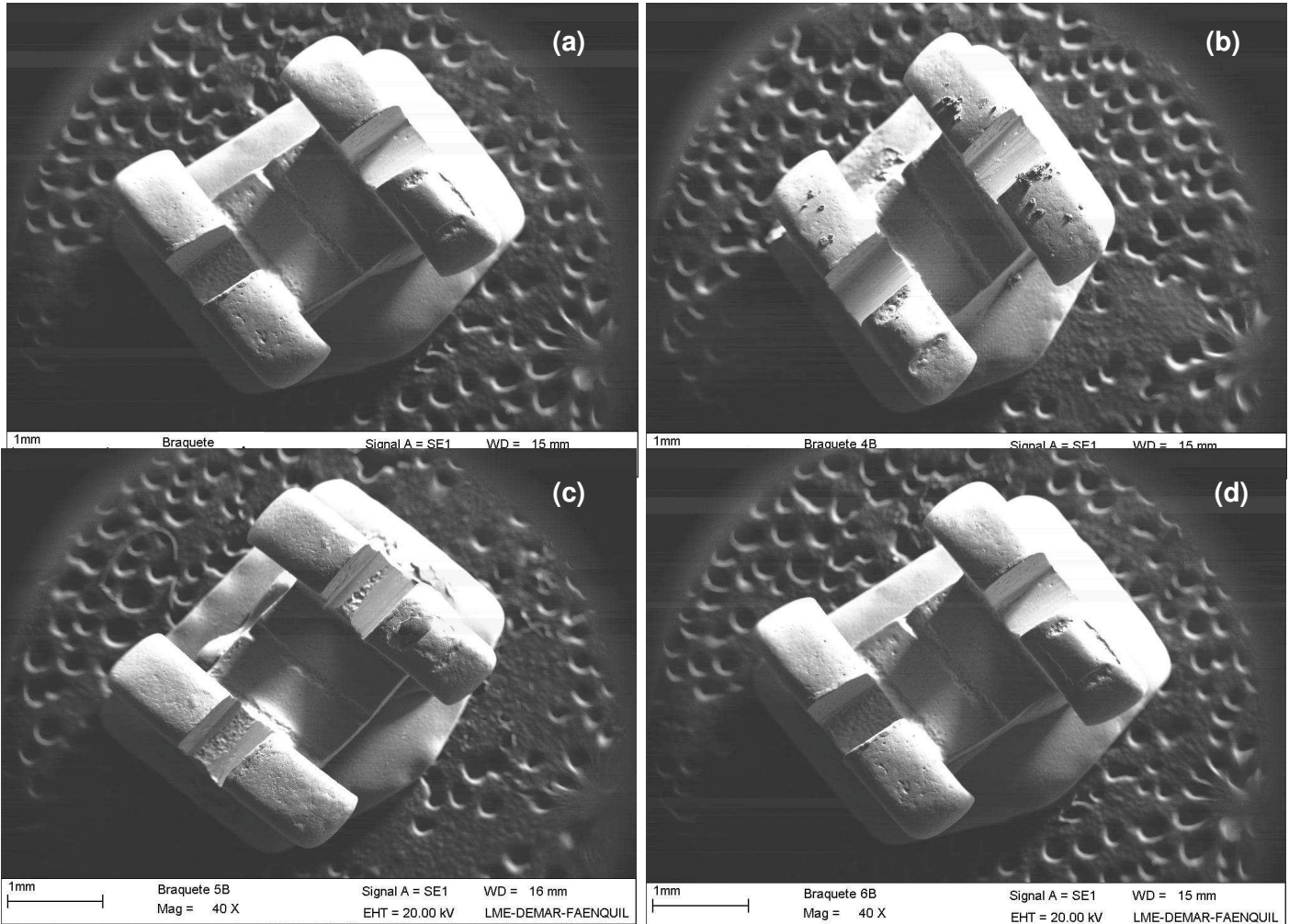


Figura 20 - Braquetes utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias: (a) grupo controle; (b) Oral-B® ; (c) Cepacol® ; (d) Noplak®

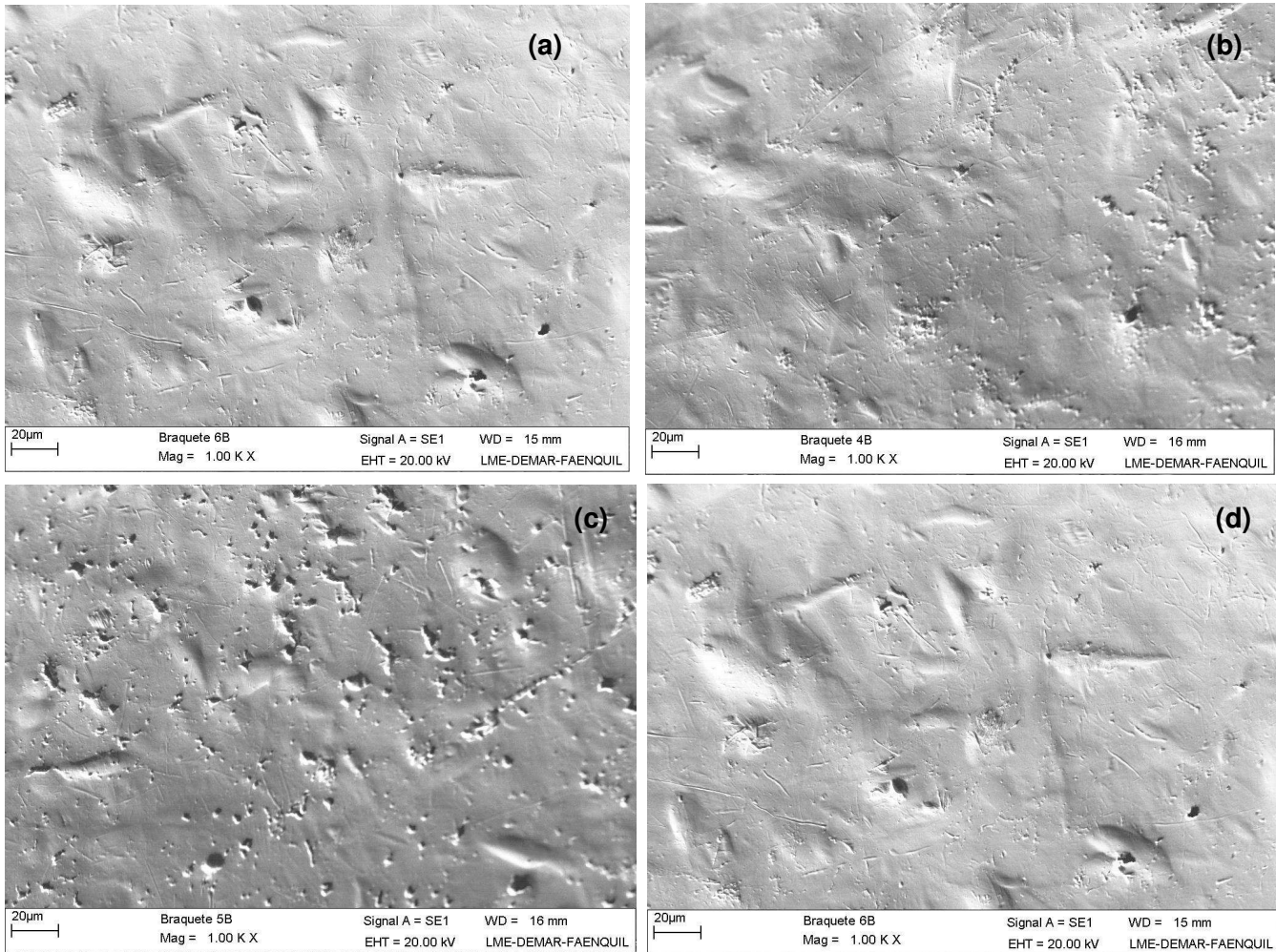


Figura 21 – Superfície das aletas dos braquetes utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias: (a) grupo controle; (b) Oral-B[®] ; (c) Cepacol[®] ; (d) Noplak[®]

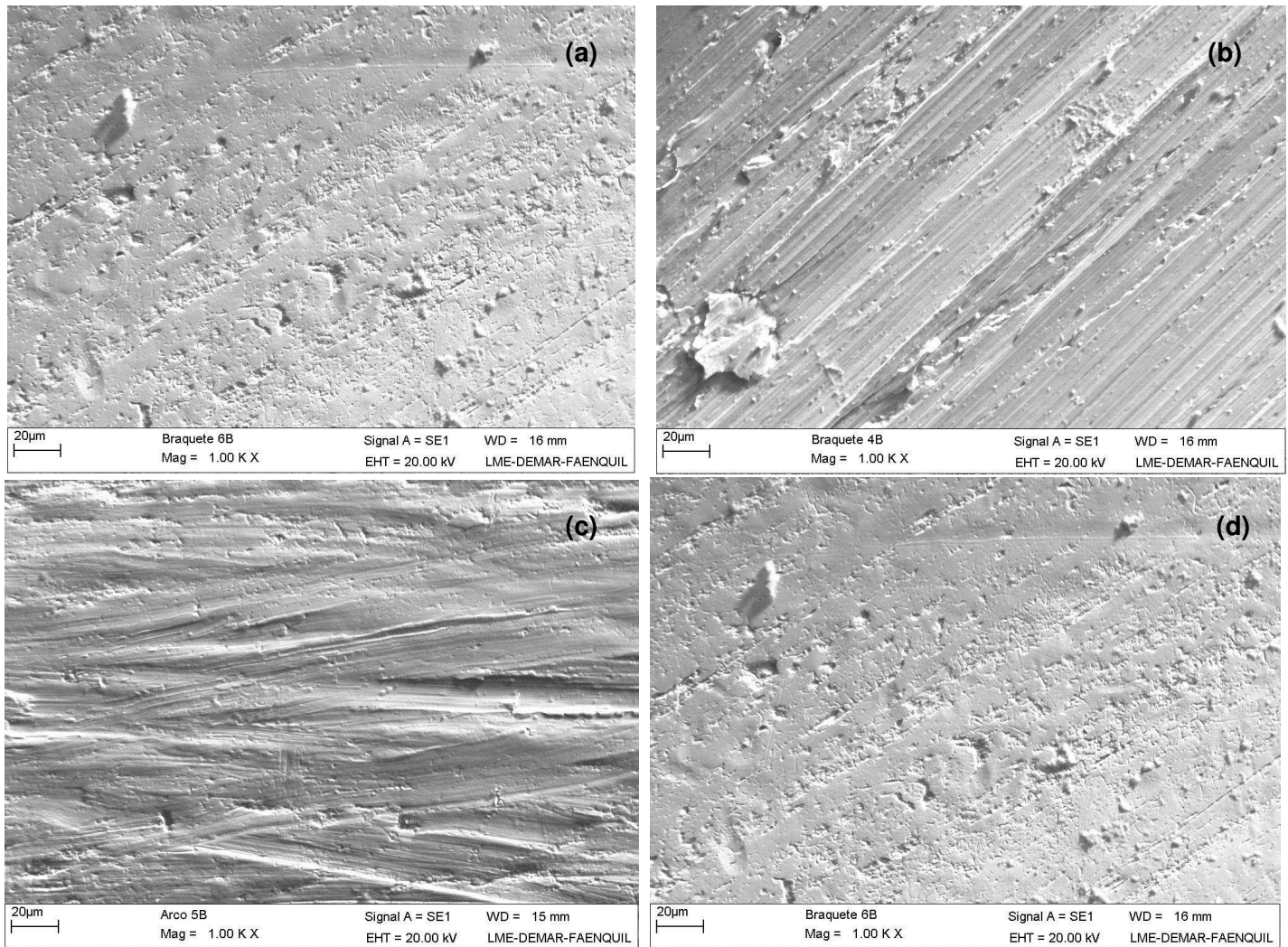


Figura 22 – Superfície das canaletas dos braquetes utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias: (a) grupo controle; (b) Oral-B[®] ; (c) Cepacol[®] ; (d) Noplak[®]

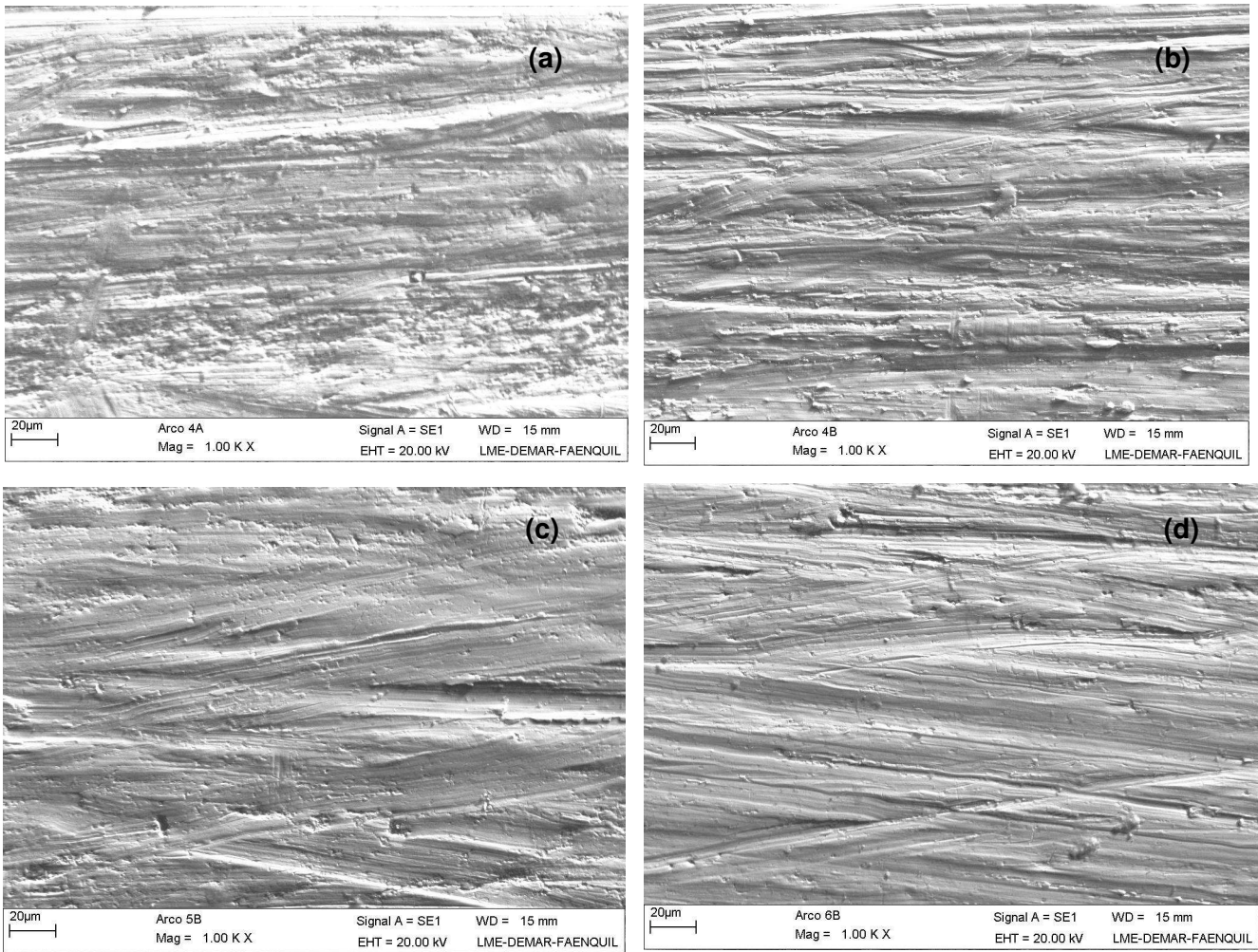


Figura 23 – Superfície dos arcos utilizados no estudo após imersão em soro fisiológico, com escovação e imersão em colutórios diariamente, durante sessenta dias: (a) grupo controle; (b) Oral-B® (c) Cepacol® ; (d) Noplak®

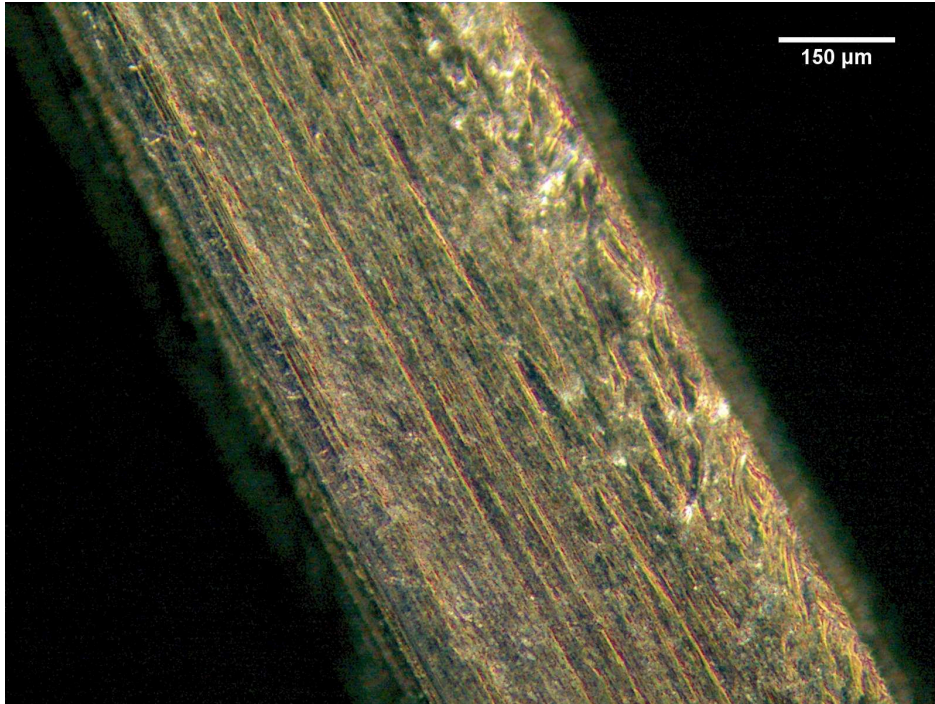


Figura 24 – Aspecto da superfície do arco como recebido

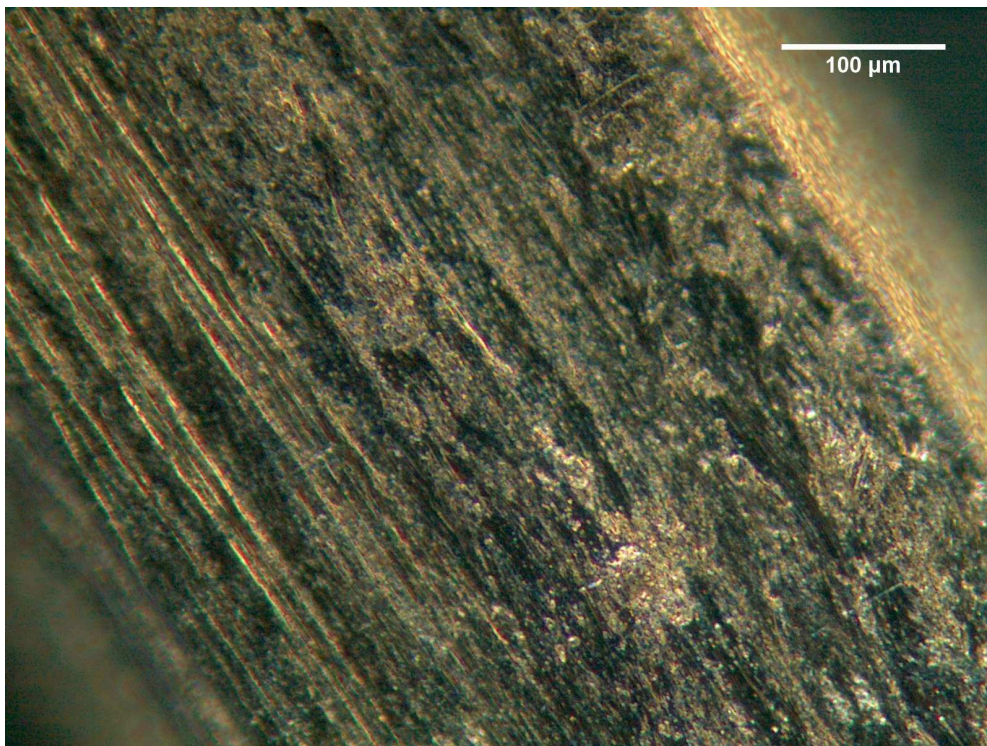


Figura 25 – Aspecto da superfície do arco após imersão em colutório Oral-B®

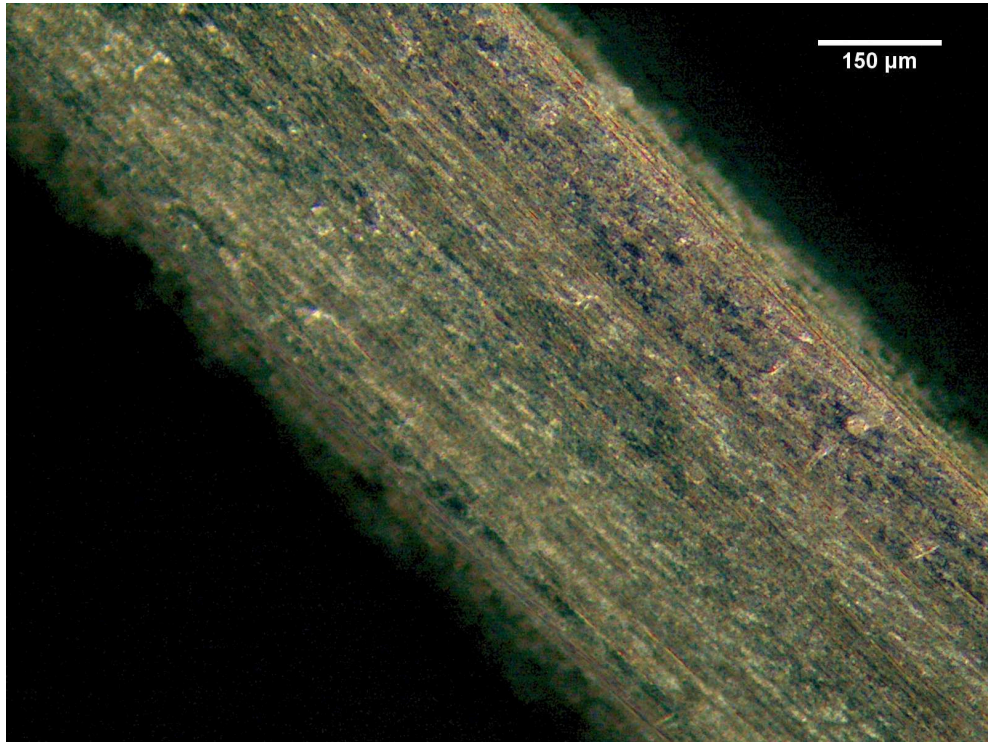


Figura 26 – Aspecto da superfície do arco após imersão em colutório Cepacol®

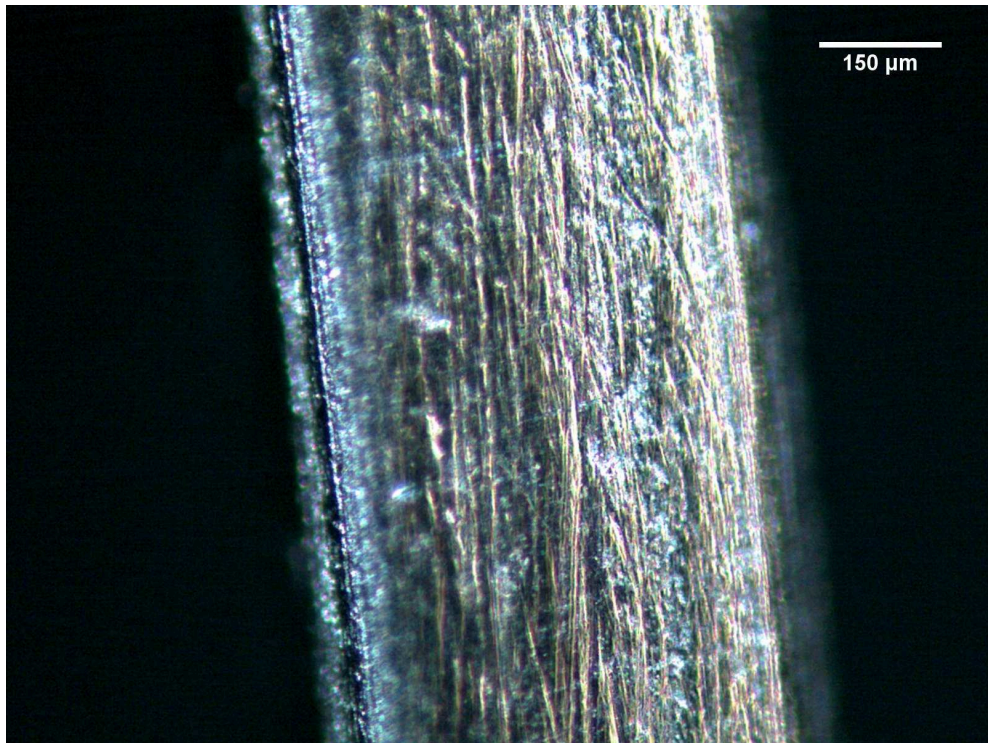


Figura 27 – Aspecto da superfície do arco após imersão em colutório Noplak®