



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
INSTITUTO DE TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA INDUSTRIAL**

MARCELO HENRIQUE VILHENA DA SILVA

***AVALIAÇÃO IN VITRO* DA CORROSÃO EM BRÁQUETES ODONTOLÓGICOS**

Belém-PA

2018

MARCELO HENRIQUE VILHENA DA SILVA

AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA CORROSÃO EM BRÁQUETES ODONTOLÓGICOS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Industrial do Instituto de Tecnologia, Universidade Federal do Pará, para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Industrial. Área de concentração: Materiais e Metalurgia.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Elza Monteiro Leão
Filha

Belém-PA

2018

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) de acordo com ISBD
Biblioteca do Instituto de Tecnologia/UFPA-Belém-PA

S586a Silva, Marcelo Henrique Vilhena da, 1981-
Avaliação *in vitro* da corrosão em bráquetes odontológicos /
Marcelo Henrique Vilhena da Silva. — 2018.

Orientadora: Elza Monteiro Leão Filha

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal do Pará,
Instituto de Tecnologia, Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Industrial, Belém, 2018.

1. Metais - Corrosão. 2. Adesivos dentários - Testes. 3. Aço
austenítico. 4. Aço inoxidável. I. Título.

CDD 23.ed. – 620.11223

MARCELO HENRIQUE VILHENA DA SILVA

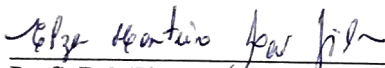

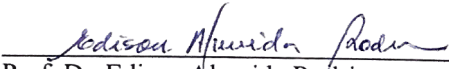
AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA CORROSÃO EM BRÁQUETES ODONTOLÓGICOS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Industrial do Instituto de Tecnologia, Universidade Federal do Pará, para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Industrial. Área de concentração: Materiais e Metalurgia.

Orientadora: Prof^ª. Dr^ª. Elza Monteiro Leão Filha

Data de Aprovação: 27 de novembro de 2018.

Banca examinadora:

 Prof ^ª . Dr ^ª . Elza Monteiro Leão Filha (IFPA)	- Orientadora/Presidente PPGEI/UFPA
 Prof. Dr. Jean da Silva Rodrigues (IFPA)	- Membro Interno PPGEI/UFPA
 Prof. Dr. Edison Almeida Rodrigues	- Membro Externo PPGMAT/IFPA

AGRADECIMENTOS

Agradeço à prof^a. Elza, pela dedicação e paciência; ao prof. Edison Rodrigues, pelas conversas esclarecedoras desde a graduação. Agradeço a todos os professores que tive no decorrer da minha vida.

Agradeço aos meus pais, Henrique e Cleonice, por todo incentivo e amor. A minha irmã Cinthia e ao meu sobrinho João Henrique pelo amor e carinho. As minhas filhas Maria Luísa e Maria Sofia, por tornarem minha vida mais doce. A minha esposa Cristiane por dividir agonias e felicidades, te amo ao infinito e além.

“Faça as coisas o mais simples que você puder,
porém não se restrinja às mais simples.”

Albert Einstein

RESUMO

A pesquisa para utilização de ligas metálicas na fabricação de bráquetes odontológicos é contínua na indústria e a corrosão é uma questão levantada ante ao meio agressivo aos quais os bráquetes estão submetidos, o meio bucal. O objetivo do presente trabalho foi avaliar *in vitro* o possível processo corrosivo sofrido pelos bráquetes de uso comum na odontologia. Apesar da variedade de materiais para a fabricação de bráquetes, o metálico ainda é o mais usado. Neste estudo, utilizamos as marcas comerciais: Morelli, Eurodonto, Orthometric e Aditec. Cada bráquete foi avaliado através da técnica de microscopia eletrônica de varredura com sistema de micro análise (EDS), pesado em balança analítica de 5 (cinco) dígitos, antes e após simulação na condição bucal, na presença de ácido láctico, e teste eletroquímico de potencial a campo aberto. Os bráquetes foram submetidos à ação do ácido láctico $3,16 \times 10^{-5}$ mol/L, mantidos ao pH de 4,5, com temperatura controlada a $37^\circ \text{C} (\pm 1)$, no período de 30 dias em estufa. A melhor performance do material empregado na fabricação dos bráquetes foi comprovada para as marcas Morelli e Aditek, apresentando ganho de massa e perda de massa desprezível respectivamente, bem como melhor resposta na avaliação da lisura superficial após o MEV. Quanto ao potencial em circuito aberto, a amostra Aditek apresentou melhor resultado quanto ao tempo e potencial de corrosão. Os resultados desses experimentos permitiram relacionar as características microestruturais do aço austenítico que garantem sua boa atuação mesmo em sítios agressivos como a boca.

Palavras-Chave: Bráquete. Corrosão. Aço Austenítico. Aço inoxidável. Microestrutura.

ABSTRACT

The research for the use of metal alloys in the manufacture of orthodontic brackets is continuous in the industry and the corrosion is a question raised before the hostile environment to which the brackets are submitted, the oral environment. The aim of this study was to evaluate in vitro the possible corrosive process suffered by the brackets of common use in dentistry. Despite the variety of materials for the manufacture of brackets, the metallic still remains as the most used. In this study, we used the trademarks: Morelli, Eurodonto, Orthometric and Aditec. Each bracket was assessed through the scanning electron microscopy technique and microanalysis system (EDS), weighed on a 5(five) - digit analytical balance, before and after simulation in the oral condition, in the presence of lactic acid, and Electrochemical Potential test in open field. The brackets were submitted to the action of lactic acid $3,16 \times 10^{-5}$ mol/L, maintained at pH 4.5, with temperature controlled at $37^{\circ} \text{C} (\pm 1)$, within the 30-day period in the incubator. The best performance of the material employed in the manufacture of brackets has been proved for the brands Morelli and Aditek, presenting weight gain and negligible loss in mass respectively and they presented the best response in the evaluation of surface smoothness after the SEM. Concerning the potential in open circuit the sample Aditek presented the best result relating to the length of time and the corrosion potential. The results of these experiments enabled to link microstructural characteristics of the austenitic steel that guarantee its good performance even in hostile places such as the mouth.

Key Words: Bracket. Corrosion. Austenitic Steel. Stain lesssteel. Microstructure.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Bráquete, Fio, Liga e Banda odontológica.....	13
Figura 2: Bráquete odontológico	14
Figura 3: Tipos de corrosão	19
Figura 4: Aparelho odontológico na cavidade oral	22
Figura 5: Variação do potencial de corrosão, em função do tempo, do aço inoxidável AISI 304, em solução de 5 % HNO ₃	24
Figura 6: Corrosão Uniforme	29
Figura 7: Corrosão Puntiforme	29
Figura 8: Corrosão Intergranular	30
Figura 9: Corrosão por fricção.....	30
Figura 10: Corrosão galvânica.....	31
Figura 11: Vias catabólicas das bactérias lácticas. Homofermentação (A), heterofermentação (B) e fermentação de vários ácidos a partir do piruvato (C). P = fosfato, LDH = Lactato desidrogenase, PFL = piruvato formato liase, e PDH = piruvatodesidrogenase (Modificado). NADH = Dinucleótido de nicotinamida e adenina.....	33
Figura 12: Molécula de ácido láctico	33
Figura 13: Ácido láctico	34
Figura 14: Fluxograma de realização do estudo.....	35
Figura 15: Imagem representativa das amostras.....	36
Figura 16: Cuba ultrassônica	37
Figura 17: Conjunto bráquete + fio + liga	37
Figura 18: MEV e EDS	38
Figura 19: Amostras acondicionadas em estufa.....	38
Figura 20: Pesagem das amostras, balança de 5 dígitos, modelo SHIMADZU – AUW220D	39
Figura 21: Multímetro ET-2231 A da marca Minipa	41
Figura 22: Amostras para avaliação do potencial a campo aberto	42
Figura 23: Amostra Morelli – (A) MEV 50x, Vista geral do bráquete, EDS antes (B) e depois (C) o processo de envelhecimento em ácido láctico por um período de 30 dias	44
Figura 24: Amostra Morelli antes e após o processo de envelhecimento de 30 dias. (A) Imagem do “slot” antes do envelhecimento, (B) Imagem do “slot” depois do envelhecimento, (C) espectro de soma dos mapas (C)	45

Figura 25: Amostra Aditekantes e após o processo de envelhecimento de 30 dias. (A) Vista geral do bráquete, (B) Imagem do “slot” antes do envelhecimento, (C) Imagem do “slot” depois do envelhecimento	46
Figura 26: Amostra Aditek – EDS antes (A) e depois (B)do processo de envelhecimento de 30 dias, espectro de soma dos mapas (C)	47
Figura 27: Amostra Eurodontoantes e após o processo de envelhecimento de 30 dias. (A) Vista geral do bráquete, (B) Imagem do “slot” antes do envelhecimento, (C) Imagem do “slot” depois do envelhecimento	48
Figura 28: Amostra Eurodonto– EDS antes (A) e depois (B)do processo de envelhecimento de 30 dias, espectro de soma dos mapas (C)	49
Figura 29: Amostra Orthometric antes e após o processo de envelhecimento de 30 dias. (A) Vista geral do bráquete, (B) Imagem do “slot” antes do envelhecimento, (C) Imagem do “slot” depois do envelhecimento.....	520
Figura 30: Amostra Orthometric– EDS antes (A) e depois (B) ao processo de envelhecimento de 30 dias, espectro de soma dos mapas (C)	51
Figura 31: Variação do potencial de circuito aberto ao longo de 24h de imersão em solução de ácido láctico, pH 4,5, a 37°C(± 1), marca 1: Morelli, marca 2:Aditek, marca 3: eurodonto, marca 4: Orthometric	52

LISTAS DE TABELAS

Tabela 1: Tipos de aço.....	16
Tabela 2: Composição das ligas empregadas na ortodontia do século XX (KUSY, 2002)	20
Tabela 3: Composição química do aço austenítico (%)	21
Tabela 4: Aplicabilidade do aço inoxidável	26
Tabela 5: Principais metais e respectivas aplicações na área biomédica	27
Tabela 6: Bráquetes separados em grupos.....	37
Tabela 7: Valores de massa antes e após o teste de imersão em solução de ácido láctico durante 30 dias.....	43

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADK	BráqueteAditek
Ag	Prata
AISI	American Iron and Steel Institute
Au	Ouro
Be	Berílio
C	Carbono
Co	Cobalto
Cr	Cromo
Cu	Cobre
D	Dextrogiro
EDS	Sistema de micro análise
ER	Eletrodo de Referência
ET	Eletrodo de Trabalho
EUR	BráqueteEurodonto
eV	Eletrovolt
Fe	Ferro
H	Hidrogênio
IFPA	Instituto Federal de Educação do Pará
Ir	Írídio
L	Levogiro
Máx	Máximo
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
Min	Mínimo
Mn	Manganês
Mo	Molibdênio
MRL	Bráquete Morelli
mV	Milivolt
N	Nitrogênio
Nb	Nióbio
Ni	Níquel
ORT	BráqueteOrthometric
Pb	Chumbo
PCA	Potencial a campo aberto
Pd	Paládio
Pt	Platina
S	Enxofre
Si	Silício
Sn	Estanho
Ti	Titânio
V	Vanádio
Zn	Zinco
Zr	Zircônio

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
1.1 Considerações iniciais	13
2 OBJETIVOS	15
2.1 Objetivos gerais	15
2.2 Objetivos específicos	15
3 REVISÃO DE LITERATURA	16
3.1 Biomateriais	24
3.1.1 Metais	26
3.2 Resistência à corrosão	28
3.3 Ácido lático	32
4 MATERIAL E MÉTODO	35
4.1 Procedimentos experimentais	35
4.2 Pesagem dos bráquetes	39
4.3 Análise micro estrutural do bráquete por MEV e EDS	40
4.4 Análises por Espectroscopia de Energia Dispersiva (EDS)	40
4.5 Potenciais em circuito aberto <i>versus</i> tempo de imersão.	40
5 RESULTADOS	43
5.1 Ensaio de perda de massa	43
5.2 Microscopia Eletrônica de Varredura/ Espectroscopia por Dispersão de Energia (EDS)..	44
5.3 Potenciais em circuito aberto.....	52
6 CONCLUSÕES	55
7 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	57
REFERÊNCIAS	58

1 INTRODUÇÃO

1.1 Considerações iniciais

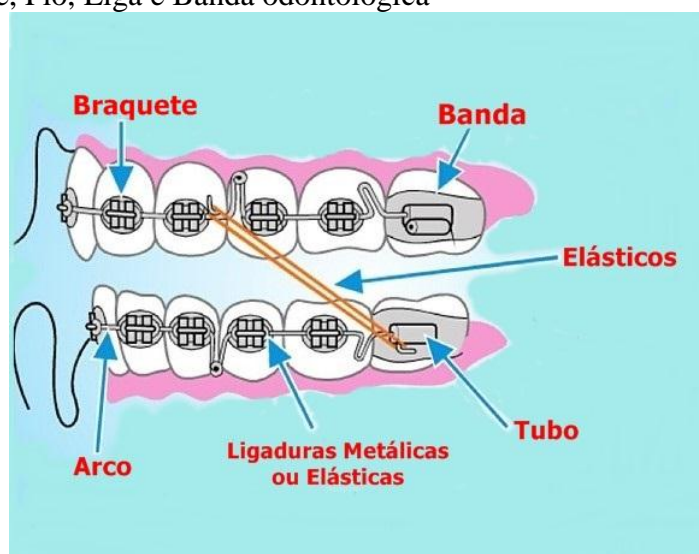
A utilização de bráquetes para correção de deformidades dento-alveolares torna o estudo deste principal componente do aparelho ortodôntico primordial para a sua utilização no tratamento das deformidades dentárias, para isso o estudo de seu comportamento em um meio tão agressivo se torna relevante ante a necessidade de a indústria oferecer um material de qualidade e eficácia sem oferecer risco de reações adversas prejudiciais à saúde.

Os estudos realizados sobre a degradação dos materiais têm como premissa identificar e avaliar a capacidade de diversos materiais em condições não ideais, as ligas são avaliadas do ponto de vista da degradação e do custo de fabricação. A corrosão apresenta um importante capítulo desses estudos devido ao custo, pois possui ligação direta com a corrosão do material.

A utilização e a aplicação de ligas metálicas na odontologia são pesquisas contínuas na indústria, todavia vêm apresentando diversas questões sem esclarecimento. A corrosão aparece como fator de grande relevância quando se trata das ligas biocompatíveis.

O aparelho ortodôntico composto por bráquetes, fio, liga e bandas (ver Figura 1) tem nos bráquetes de Edgewise um dos componentes mais importantes que constituem o aparelho e, mesmo sofrendo inúmeras alterações no decorrer do tempo, com mudanças nas formas e tipos, o metálico continua sendo o mais utilizado.

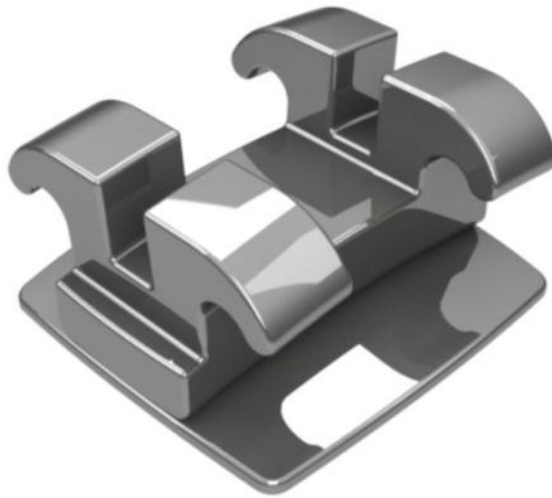
Figura 1: Bráquete, Fio, Liga e Banda odontológica



Fonte: Autor (2017)

Na confecção, os aparelhos devem ser produzidos de tal forma que as dimensões internas do encaixe do “*slot*” (Figura 2) sejam precisas, pelo menos em milésimos de polegadas, além de possuírem resistência à deformação provenientes da força mastigatória às quais estão submetidos.

Figura 2: Bráquete odontológico



Fonte: Autor (2017)

Tendo em vista o grande uso de aparelhos ortodônticos e o grande número de fatores que influenciam na biodegradação de seus componentes, o presente estudo teve a intenção de investigar, *in vitro*, o processo de corrosão de bráquetes e utilizados na montagem do aparelho odontológico, sendo estes submetidos ao envelhecimento químico na presença de ácido láctico.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivos gerais

Avaliar, *in vitro*, na presença de fluido manipulado, a simulação da biodegradação de bráquetes odontológicos fabricados em aço austeníticos.

2.2 Objetivos específicos

Analisar, por meio de microscopia eletrônica de varredura e EDS, as alterações químicas e morfológicas de bráquetes metálicos submetidos a um processo de biodegradação *in vitro*;

Avaliar possível ganho ou perda de massa nos bráquetes;

Avaliar o potencial de corrosão a campo aberto(PCA);

Avaliara possível formação de camada passivadora e produto de corrosão nos bráquetes de quatro marcas comerciais, tais como Morelli, Eurodonto, Orthometric e Aditek.

3 REVISÃO DE LITERATURA

A grande procura pelo tratamento ortodôntico trouxe junto a preocupação com os efeitos da utilização desse material. A liga mais comum de uso nos bráquetes odontológicos é o aço inoxidável austenítico. A utilização dessa liga decorre das suas principais características como resistência mecânica, resistência à corrosão e a biocompatibilidade.

Os bráquetes são fabricados segundo a especificação da AISI, American Iron and Steel Institute, diferenciando as ligas segundo sua composição e proporção dos metais que a constituem (PLATT *et al.*, 1997).

Os aços inoxidáveis podem ser classificados em cinco famílias: austeníticos, martensíticos, ferríticos, duplex (ferrítico-austenítica) e endurecíveis por precipitação (LO, SHEK e LAI, 2009). Essas ligas contêm ferro (Fe) e cromo (Cr) (COSTA E SILVA, 2006).

Tabela 1: Tipos de aço

Tipo de aço	Faixa de composição			Temperável	Magnético
	% C	%Cr	% Ni		
Ferrítico	<0,8	12-14	-	Não	Sim
	<0,10	16-19	-		
	<0,25	24-28	-		
Martensítico	>0,09	12-14	-	Sim	Sim
	0,17	16-18	1,25-2,5		
Ferrítico-austenítico (Duplex)	<0,10	24-27	4,5-7	Não	Sim
Austenítico	<0,10	16-26	7-26	Não	Não

Fonte: COSTA E SILVA (2006)

Martensíticos – são ligas magnéticas, contendo ferro e cromo (11-18%) e teor de carbono acima de 0,1%. Como essas composições interceptam o campo austenítico, os aços inoxidáveis martensíticos são endurecíveis por tratamento térmico. Incluem-se nesta família os aços AISI 403, 410, 414, 416, 420, 431, 440 A, B e C, 501.

Ferríticos – são ligas de ferro e cromo, essencialmente ferríticas a todas as temperaturas, que não são endurecíveis por tratamento térmico de têmpera. Quando comparados aos aços inoxidáveis martensíticos, possuem teores mais elevados de Cr e menores teores de carbono. As principais famílias são AISI 405, 430, 430F, 446, 502.

Austeníticos – são ligas não-magnéticas, a base de ferro, cromo (16 – 30%), níquel (8 -35%) e teor de carbono é inferior a 0,08%, sendo predominantemente austeníticas após tratamento térmico. Incluem-se nesta família os aços (AISI) 301, 302, 304, 304L, 308, 310, 316, 316L, 317, 321, 347.

Ferríticos-austeníticos (duplex) - microestruturas contendo austenita e ferrita em frações aproximadamente iguais são obtidas com composições balanceadas de Fe, Cr (10-27%), Ni (4-7%), Mo (1-4%) e outros elementos de liga, principalmente nitrogênio. Pertencem a essa família os aços AISI 329, UNS S 32304 e S 31803. Esta família possui teor de níquel inferior ao dos aços austeníticos e, por outro lado, propriedades mecânicas e resistência à corrosão superior.

Endurecidos por precipitação – ligas de ferro, cromo (12-17%), Ni (4-8%), Mo (0-2%), contendo adições que permitem o endurecimento da martensita de baixocarbono pela precipitação de compostos intermetálicos (alumínio, cobre, titânio e/ou nióbio).

O aço inoxidável austenítico foi introduzido na área de materiais devido a sua elevada resistência à corrosão em ambientes salinos. A adição de 4% de Mo proposta por Strauss torna-o mais resistente a meios ácidos. Devido ao teor de carbono contido no metal 18Cr-8Ni-Mo ser inferior a 0,08%, isso levou esse aço a ser conhecido como aço inoxidável 304 (Lowcarbon) (CASTRO e CADENET, 1975).

O aço inoxidável austenítico é comumente usado na fabricação de aparelhos e arcos ortodônticos, devido ao seu baixo custo e propriedades mecânicas (ductilidade e resistência). Apesar da sua elevada resistência à corrosão, característica intrínseca aos aços austeníticos, estes materiais podem, no meio oral, com o baixo pH, sofrerem corrosão devido aos íons clorídricos, o que leva à liberação de íons níquel e cromo (ANUSAVICE e PHILLIPS, 2003; KAPILA e SACHDEVA, 1989; LUCAS e LEMONS, 1992; PLATT, 1997).

A Corrosão é um processo eletroquímico, uma reação química na qual ocorre a transferência de elétrons de um componente para outro, resultando na perda de propriedades essenciais do metal (CALLISTER, 2008). A corrosão ocorre com a perda de íons do metal para a solução ou por uma dissolução progressiva da camada superficial deste metal (CALLISTER, 2008; GENTIL, 1982). Classificamos o processo de corrosão em três tipos: corrosão química, corrosão eletroquímica e corrosão eletrolítica, como demonstrada na Figura 1. Essencialmente, a corrosão ocorre através de duas reações simultâneas: oxidação e redução (redox). O nível de corrosão de qualquer metal depende da química do solvente em que ele está imerso (HOUSE *et al.*, 2008), o que caracteriza a corrosão do tipo eletroquímica a qual ataca os bráquetes.

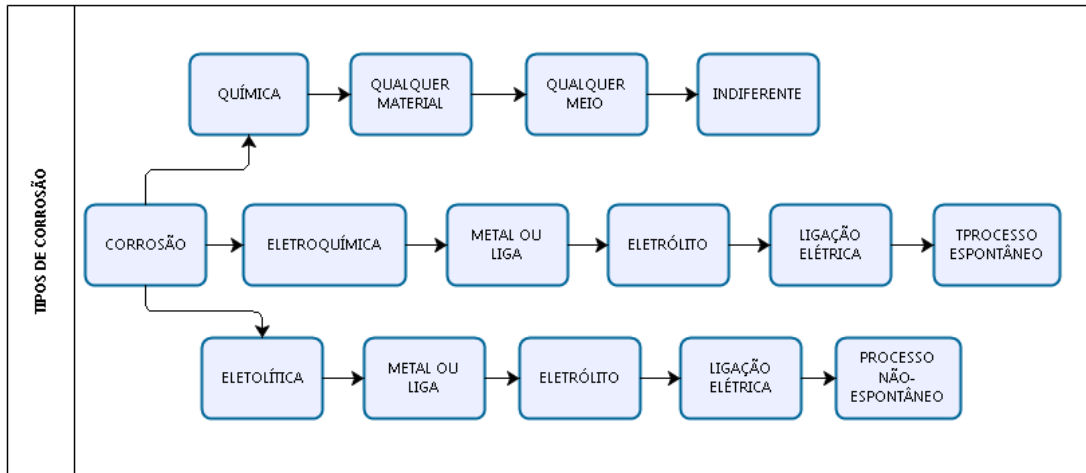
Os metais perdem ou cedem elétrons na oxidação ou reação anódica, enquanto na redução ou reação catódica, os elétrons perdidos ou cedidos são transferidos para elementos químicos, dando origem a compostos diferentes ou íons. Estes, por sua vez, podem ser transferidos para a solução corrosiva ou podem ficar insolúveis e se manterem aderidos à superfície do material (CALLISTER, 2008). No caso dos aços inoxidáveis, a camada superficial de óxido tem a possibilidade de se renovar por meio do processo de passivação, que é um fato importante para a não progressão da oxidação, resultando na prevenção da desintegração do metal (VON FRAUNHOFER, 1997).

As ligas inoxidáveis com teor de cromo superior a 11% possuem a capacidade de formar na superfície da liga uma película aderente, não porosa e auto-regenerativa chamada de película passivadora. Tal película protege e confere ao aço proteção e resistência à corrosão. Já os aços inoxidáveis austeníticos recebem esta denominação por apresentarem a fase austenita (a estrutura CFC do ferro) estável inclusive em temperaturas inferiores à ambiente (SEDRIKS, 1996).

Na corrosão podemos visualizar a formação de uma camada de material não metálico depositado sobre a superfície do metal (CALLISTER, 2008). Quando na cavidade bucal, esta camada resulta em danos às propriedades mecânicas de dispositivos ortodônticos, causando perda de massa e enfraquecimento da estrutura daqueles (MATASA, 1995).

Existem várias formas de corrosão enumeradas na literatura, dentre elas podemos citar: corrosão uniforme, puntiforme ou por pite, em trinca, inter-granular, por fricção, induzida por microrganismos e corrosão galvânica (ELIADES e ATHANAIOU, 2002; MATASA, 1995).

Figura 3: Tipos de corrosão



Fonte: Autor (2017)

Os materiais metálicos empregados na fabricação de implantes ósseos são o titânio e suas ligas, ligas Cr-Co e os aços inoxidáveis austeníticos utilizados na substituição de componentes do corpo humano lesionados. Para esse propósito, os materiais metálicos devem possuir principalmente alta resistência à corrosão, compatibilidade com o meio biológico, baixo módulo de elasticidade, resistência desgaste e principalmente ausência de ferromagnetismo. Os aços inoxidáveis são largamente utilizados em função da boa resistência à corrosão, boas propriedades mecânicas, adequada biocompatibilidade, além do baixo custo comparado aos outros materiais (HERMANAWAN, RAMDAN e DJUANSJAH, 2011; PIERETTI e COSTA, 2013; ROFFEY, 2012).

Diante do aparecimento de pacientes que apresentavam alergias ao níquel presente na liga inoxidável, novos materiais começaram a ser estudados e utilizados na confecção do aparelho (ANUSAVICE, 1998; JASON, 1998; MENESES, 2004), diversas ligas foram testadas e estão em uso como demonstrado na Tabela 1.

Tabela 2: Composição das ligas empregadas na ortodontia do século XX (KUSY, 2002)

Material	Composição (%p)
14-18 ouro	58-75Au, 7-18Cu, 10-26Ag, 1-10Pd, 5-25Pt, 0-19Ir, 1-2Ni
Níquel-prata	47-65Cu, 10-25Ni, 15-42Zn, 0-1Pb
Aço inoxidável	45-84Fe, 8-30Cr, 8-25Ni, 0,1-0,2C
Cobalto-cromo	40Co, 20Cr, 16Fe, 15Ni, 7Mo, 2Mn, 0,15C, 0,04Be
Titânio CP	99Ti, <0,10C, <0,50Fe, <0,06H, <0,4N, <0,40°
Ti ($\alpha + \beta$)	88-91Ti, 5-7Al, 3-5V
Ni-Ti-M (Martensítico)	44-52Ni, 45-5 Ti, 5-6Cu, 0,2-0,5Cr, 0-3Co
Ni-Ti-A (Austenítico)	44-52Ni, 45-51Ti, 5-6Cu, 0,2-0,5Cr, 0-3Co
Titânio- β	78-82Ti, 10-12Mo, 5-7Zr, 3-5Sn
Titânio-nióbio	51 i-49Nb

Fonte: KUSY (2002)

Os aços inoxidáveis são selecionados como materiais de engenharia principalmente por sua excelente resistência à corrosão, atribuída principalmente ao alto teor de cromo. Pequenas quantias de cromo, por volta de 5%, fazem com que o ferro tenha resistência à corrosão, mas, para que se obtenha um aço inoxidável, é necessário que a liga possua no mínimo 11% de cromo. De acordo com a teoria clássica, o cromo torna a superfície do ferro “inerte” devido à formação de uma camada de filme de óxido, o qual protege o metal da corrosão (SEDRIKS, 1996).

O aço inoxidável austenítico (AISI aço inoxidável tipo 304, 316, 316L) é o mais utilizado na confecção dos bráquetes, ele apresenta na sua constituição 18% de cromo, 8% de níquel, 2 a 3% de molibdênio, baixo conteúdo de carbono (PLATT *et al.*, 1997; SÓRIA *et al.*, 2005). Demonstra-se a composição do aço austenítico na Tabela 2.

Mesmo contando com uma boa resistência à corrosão, quando se leva em consideração as condições em que estas ligas estão submetidas na cavidade bucal, essa resistência se torna questionável (BISHARA, BARRETT e SELIM, 1993).

Tabela 3: Composição química do aço austenítico (%)

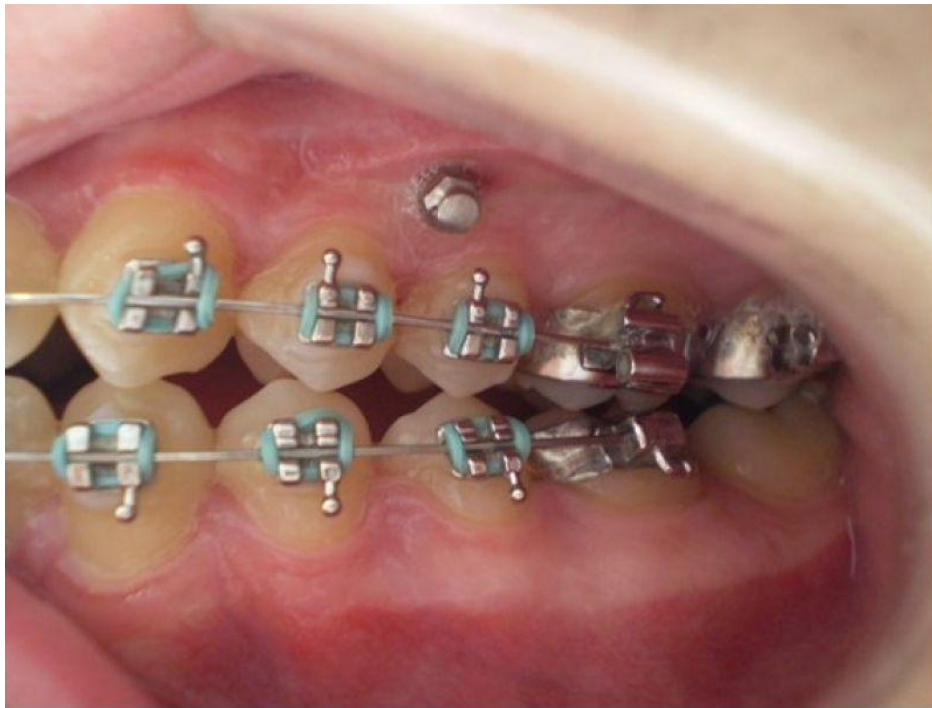
Composição Química									
Tipo	C máx	Mn _{máx}	Si _{máx}	P _{máx}	S _{máx}	Cr	Ni	Mo	N _{2 máx}
301	0,15	2,00	1,00	0,045	0,030	16 a 18	6 a 8	----	0,10
304	0,08	2,00	1,00	0,045	0,030	18 a 20	8 a 10,5	----	0,10
304L	0,03	2,00	1,00	0,045	0,030	18 a 20	8 a 12	2 a 3	0,10
316	0,08	2,00	1,00	0,045	0,030	16 a 18	10 a 14	2 a 3	0,10
316L	0,03	2,00	1,00	0,045	0,030	16 a 18	10 a 14	2 a 3	0,10

Fonte: GIORDANI (2001)

Esse tipo de aço apresenta como característica a boa resistência mecânica e tenacidade, resistência ao calor e à corrosão, o que torna excelente o seu uso nos bráquetes odontológicos (COLPAERT, 1974).

Contudo, a cavidade oral é um ambiente hostil e favorável ao ataque corrosivo devido a fenômenos enzimáticos e microbiológicos que aceleram a corrosão (MAIJER e SMITH, 1981). A troca iônica do biomaterial instalado no corpo humano em contato com tecidos e líquidos corpóreos vem sendo estudada devido à possibilidade de os resíduos ou produtos de degradação estimularem uma reação de corpo estranho ou desencadearem processos patológicos (ELIADES *et al.*, 2003). A opção de usar acessórios que apresentem menor biodegradação reduz o risco à saúde, já que estes tendem a liberar menos íons metálicos para o meio intrabucal (Figura 4).

Figura 4: Aparelho odontológico na cavidade oral



Fonte: Autor (2017)

Os aços inoxidáveis austeníticos não possuem a mesma osseointegração que as ligas de titânio e, por essa razão, são utilizados em implantes temporários (JAIMES, AFONSO, *et al.*, 2010). Concomitante a isso, a formação do filme passivo na superfície dos aços inoxidáveis austeníticos é susceptível à corrosão localizada como pites, frestas e corrosão sob tensão. O problema vital vinculado ao uso de inoxidáveis como biomateriais é o resultado prejudicial da liberação de íons metálicos no interior do corpo humano, devido aos processos de corrosão e desgaste (TERADA *et al.*, 2006). Por conta disso, estudá-los em meios que simulem as condições corporais são de grande valia para futuras utilizações, a fim de buscar na biocompatibilidade mecânica e biológica dos materiais metálicos (NIINOMI, NAKAI e HIEDA, 2012).

O ataque eletrolítico parece ser a maior causa da corrosão. As bactérias e seus produtos de degradação celular, e interações seletivas com gases, tais como oxigênio e dióxido de carbono, podem contribuir com a degradação dos materiais instalados na cavidade oral. A grande população de bactérias e fungos presentes na boca pode acelerar a corrosão dos aparatos ortodônticos metálicos. Ácidos orgânicos e enzimas, em particular, também podem afetar os vários metais e o pH do ambiente em que os aparatos estão instalados e têm grande influência no padrão de corrosão, onde o aço inoxidável perde sua passividade quando há diminuição do

pH de 7 para 5(MAIJER e SMITH, 1981). A avaliação da atuação do meio sobre o aço austenítico pode ser medida pelo cálculo do seu potencial a campo aberto.

O potencial de corrosão do circuito aberto consiste na medição da diferença entre o potencial de eletrodo (potencial entre o metal e a solução conhecida) e o eletrodo de referência (ER), quando na ausência da passagem de corrente (GENTIL, 2014).

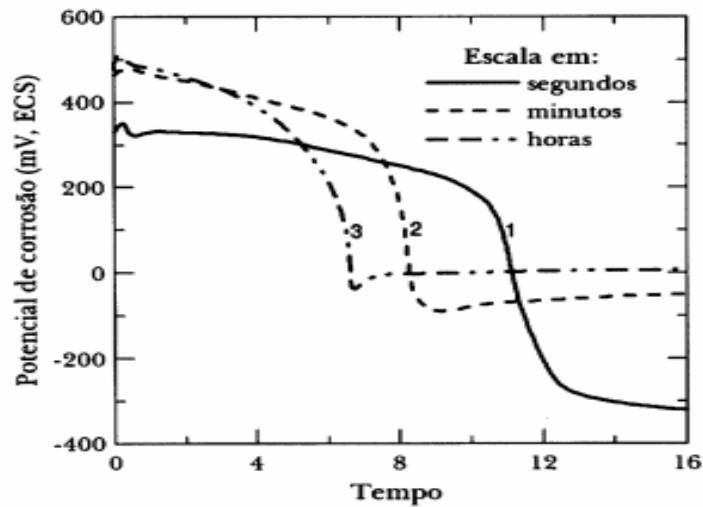
A partir desse procedimento, pode-se obter a medida de potencial de corrosão de maneira direta ou observar o valor no decorrer da corrosão. O eletrodo de trabalho (ET) será o metal cujo valor do potencial de corrosão medido é definido. Conectam-se as extremidades do ET e do ER a um multímetro de alta impedância para que se possa medir o potencial de corrosão. No caso de acompanhar o valor de corrosão, é necessário acoplar um registrador ao multímetro (WOLYNEC, 2003).

Em vários estudos e aplicações, faz-se necessário acompanhar a variação do potencial de corrosão com o tempo, realizando um registro contínuo da variação do potencial.

Este tipo de análise é recomendada nos estágios iniciais do ensaio, devido à maioria dos metais, sobretudo os que se passivam, apresentarem a formação de uma película protetora de óxido na sua superfície. No momento em que o metal é imerso em uma solução corrosiva, no início ocorre a dissolução dessa película. Geralmente, nesta fase, nota-se uma variação acentuada do potencial de corrosão, como pode ser observada na Figura 5.

No primeiro momento, o potencial de corrosão se mantém em um valor mais elevado, somente após certo tempo é que o potencial cai de forma abrupta para valores mais baixos. Isso ocorre devido à dissolução da película de óxido pelo processo de dissolução redutiva (WOLYNEC, 2003).

Figura 5: Variação do potencial de corrosão, em função do tempo, do aço inoxidável AISI 304, em solução de 5 % HNO_3



Fonte: WOLYNEC (2003)

Os valores obtidos no potencial de corrosão do circuito aberto correspondem aos valores do potencial de equilíbrio entre as espécies que fazem parte do eletrodo de trabalho e a solução eletrolítica, sendo o registro gerado em função do tempo de exposição do eletrodo no eletrólito.

Historicamente, o primeiro relato do uso de materiais metálicos em aplicações cirúrgicas data do século XVI, momento em que se descreve a reparação do osso do palato utilizando uma placa de ouro e um reparo em um defeito craniano. O fracasso na inicial utilização desses materiais aconteceu em função da falta de conhecimento em assepsia e anti-sepsia, fato que causava sérias infecções. Desde essa época, tem se utilizado implantes metálicos para substituir partes danificadas do corpo humano que perderam sua funcionalidade devido a doenças degenerativas ou acidentes. Os sucessos cirúrgicos iniciaram no final do século XIX com a introdução de técnicas anti-sépticas por Joseph Lister (1827 - 1912)(GOTMAN, 1997), cirurgião inglês que descobriu que o pus não se formava em feridas cuja contaminação era evitada. No seu estudo, usou ácido carbólico para lavar as feridas e evitar a contaminação, dando início à doutrina da anti-sepsia.

3.1 Biomateriais

O termo biomateriais é definido como dispositivos que entram em contato com sistemas biológicos, com aplicações em diagnósticos, vacinas, cirurgia etc., podendo ser

constituídos de compostos de origem sintética ou natural, assim como de materiais naturais quimicamente modificados, tanto na forma de sólidos quanto de géis, pastas ou mesmo líquidos.

A classificação é realizada a partir da sua origem, em naturais e sintéticos. Os biomateriais naturais são o colágeno, cartilagens, ossos, quitosina, corais etc. Os sintéticos são os metais e suas ligas, polímeros, cerâmicos e compósitos (HENCH e WILSON, 1993).

A biocompatibilidade é definida como a capacidade de o material interagir com os tecidos e o meio orgânico e produzir resposta favorável aos tecidos e células do hospedeiro sob uma utilização específica (RATNER, 2004). O contato físico entre os tecidos humanos e o material metálico deve gerar uma resposta química e biológica favorável, isto é não deve causar reações alérgicas, tóxicas, inflamatórias, mutagênicas e carcinogênicas (HERMANAWAN, RAMDAN e DJUANSJAH, 2011).

Em relação aos materiais utilizados como biomateriais, torna-se fundamental abordar as formas de interação entre a superfície do implante e os tecidos adjacentes. Existem quatro formas de interação (HENCH e WILSON, 1993):

- Se o material for tóxico, o tecido adjacente morre.
- Se o material não for tóxico e biologicamente inativo, ao redor do implante ocorre a formação de uma cápsula de tecido fibroso.
- Se o material não for tóxico e biologicamente ativo (bioativo), são estabelecidas ligações entre o implante e os tecidos adjacentes.
- Se o material não for tóxico e sofre dissolução, o tecido adjacente o substitui.

Em 1926, os aços inoxidáveis foram utilizados na medicina na área ortopédica. Na década seguinte, ligas cromo-cobalto foram introduzidas na produção de implantes. O titânio e suas ligas foram utilizados com essa finalidade nos anos 60, tendo sua utilização em larga escala na década seguinte (GIORDANI, 2001). Ver Tabela 4 com as principais aplicações dos tipos de aço austenítico.

Tabela 4: Aplicabilidade do aço inoxidável

Tipo	Aplicação
301	Fins estruturais; correias transportadoras; utensílios domésticos; ferragens; diafragmas; adornos de automóveis; equipamentos para transporte; aeronaves; ferragens para postes; fixadores (grampos, fechos, estojos); conjuntos estruturais nos quais alta resistência lhe é exigida, em aeronaves, automóveis, caminhões e carrocerias, carros ferroviários
304	Utensílios domésticos; fins estruturais; equipamentos para indústria química e naval; indústria farmacêutica; indústria têxtil; indústria de papel e celulose; refinaria de petróleo; permutadores de calor; válvulas e peças de tubulações; indústria frigorífica; instalações criogênicas; depósitos de cerveja; tanques de fermentação de cerveja; equipamentos para refino de produtos de milho; equipamentos para leiteria; cúpula para casa de reator de usina nuclear; tubos de vapor; condutores de águas pluviais; calhas.
304L	Tanques de pulverização de fertilizantes líquidos; tanques para estoque de massa de tomate; carros ferroviários e aplicações quando se faz necessário um teor de carbono menor que o tipo 304 para restringir a precipitação de carbonetos resultantes de operações de soldagem.
316	Peças que exigem alta resistência à corrosão localizada; equipamentos de indústrias químicas, farmacêuticas, têxteis, de petróleo, de papel e celulose, de borracha; peças e componentes diversos usados na construção naval; equipamentos criogênicos; cubas de fermentação; instrumentos cirúrgicos.
316L	Peças de válvulas; bombas; tanques; evaporadores e agitadores; equipamentos têxteis; condensadores; peças expostas à atmosfera marítima; adornos; tanques soldados para estocagem de produtos químicos e orgânicos; componentes cirúrgicos, bandejas; revestimento para fornos de calcinação.

Fonte: COLPAERT (1974)

3.1.1 Metais

Entre os diferentes tipos de matérias-primas disponíveis para a obtenção de biomateriais, a classe dos metais destaca-se por apresentar excelente desempenho mecânico, como alta resistência à fadiga e à fratura. Devido a estas características, os metais têm sido amplamente utilizados como componentes estruturais visando à substituição, reforço ou estabilização de tecidos rígidos, os quais são constantemente submetidos a altas cargas de tração e compressão. Neste âmbito, as aplicações mais comuns incluem fios, parafusos e placas para fixação de fraturas, implantes dentários e próteses para substituição de articulações (SUMITA, HANAWA e TEOH, 2004; POINERN, BRUNDAVANAM e FAWCETT, 2012).

A ampla utilização dos metais deve-se à versatilidade para o uso biomédico, à possibilidade de polimento e abrasão da superfície, bem como à facilidade de esterilização. Esta última característica torna-se responsável pela extensa aplicação dos metais em instrumentação

cirúrgica (biomateriais de uso ultrarrápido), como tesouras, agulhas, fórceps, pinças e afastadores. Atualmente, os metais mais utilizados na área médica são os grupos dos aços inoxidáveis, as ligas de titânio e o titânio comercialmente puro, e as ligas à base de cobalto-cromo (HOLZAPFEL *et al.*, 2013; SUMITA, HANAWA e TEOH, 2004). Na Tabela 5, estão detalhados os principais tipos de metais ou ligas e exemplos de suas aplicações mais frequentes.

Tabela 5: Principais metais e respectivas aplicações na área biomédica

Metal ou Liga	Aplicações
Aço inox	Fixação de fraturas, <i>stents</i> , instrumentos cirúrgicos
CP-Ti, Ti-Al-V, Ti-Al-Nb, Ti-13Nb-13Zr, Ti-Mo-Zr-Fe	Substituição de ossos e articulações, implantes dentários, encapsulação de marca-passo
Co-Cr-Mo, Cr-Ni, Cr-Mo	Substituição de ossos e articulações, restaurações e implantes dentários, válvulas cardíacas
Ni-Ti	Placas ósseas, <i>Stents</i> , fios ortodônticos
Ligas de ouro, amálgama de Hg-Ag-Sn	Restaurações dentárias
Prata	Agentes antimicrobianos
Platina e Pt-Ir	Eletrodos

Fonte: HOUSE *et al.* (2008)

As propriedades dos metais são governadas basicamente pela sua estrutura em retículo cristalino e pela força das ligações. A alta densidade advém do agrupamento dos átomos em um padrão cristalino tridimensional, de forma ordenada e repetida. Os núcleos de íons carregados positivamente ficam imersos em uma nuvem de elétrons que podem movimentar-se livremente, sendo responsáveis pela boa condutividade térmica e elétrica dos metais. A resistência à tração é consequência da intensidade das ligações metálicas e a deformação plástica ocorre devido às ligações não-direcionadas, que permitem que a posição dos íons metálicos seja alterada sem destruir a estrutura cristalina (DEE e BIZIOS, 2002; PARK e KIM, 2002). Para que possam ser aplicados com segurança no corpo humano, os metais ou ligas devem cumprir uma série de requisitos.

Fundamentalmente, devem ser biocompatíveis, de forma a não produzir reações inflamatórias, tóxicas ou alérgicas. Ainda, devem ser quimicamente estáveis e apresentar apropriada resistência à corrosão, a fim de prevenir a degradação no ambiente biológico. No caso de implantes ósseos, alta força de adesão entre os osteoblastos e o implante é requerida.

Adequadas propriedades mecânicas, como módulo de elasticidade similar ao do osso humano e resistência à fadiga, também devem ser consideradas.

3.2 Resistência à corrosão

A corrosão é o processo de interação química ou eletroquímica entre os metais ou ligas com o meio ao seu redor, que resulta na deterioração do material e de suas propriedades essenciais, como resistência mecânica, ductilidade e produto da corrosão formado possui propriedades inferiores ao metal (ASM, 2000).

O processo de corrosão de aparelhos ortodônticos na cavidade bucal tem sido discutido e pesquisado há um bom tempo: pesquisas realizadas levando em consideração os produtos da corrosão e a sua absorção pelo organismo e seus possíveis efeitos locais ou sistêmicos; e a influência da corrosão nas propriedades físicas e no desempenho clínico dos acessórios ortodônticos (HOUSE *et al.*, 2008).

Os aparatos ortodônticos ficam muito mais expostos à agressão devido ao seu sítio de utilização, recebendo agressão contínua. Existem diferentes formas de corrosão que podem atacar as ligas utilizadas na ortodontia (VAN VLACK, 1984).

O processo de corrosão em biomateriais metálicos possui uma grande complexidade, visto que há fatores metalúrgicos, geométricos, mecânicos, temperatura, pH, e da solução que entra em contato com o material. A completa compreensão desses fatores e suas interações elucidam o porquê desses materiais sofrerem corrosão em contato com os fluidos corporais.

Um dos fatores de grande importância que reduz a resistência à corrosão dos biomateriais é a baixa concentração de oxigênio dissolvido no fluido corporal, quatro vezes menor do que no ar. Esse fator prejudica a regeneração da camada superficial de óxido após sua dissolução (HANAWA, 2004).

Como já citado, existem inúmeras formas de o processo de corrosão apresentar-se, a exemplo de: corrosão uniforme, puntiforme ou por pite, em trinca, intergranular, por fricção, induzida por microrganismos e corrosão galvânica (CALLISTER, 2008; GENTIL, 1982).

A corrosão uniforme é a mais comum e é caracterizada pelo fato de toda a estrutura da liga metálica ser atacada de maneira igual, resultando na diminuição de suas propriedades mecânicas, proporcionalmente com a sua perda de massa. Este tipo de corrosão só é facilmente detectado quando grandes quantidades do material já foram dissolvidas (CALLISTER, 2008; ELIADES e ATHANAIIOU, 2002).

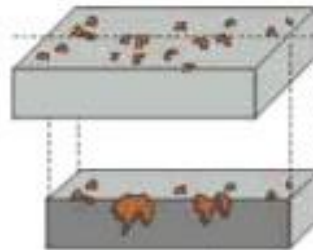
Figura 6: Corrosão Uniforme



Fonte: GENTIL (1982)

Já a corrosão puntiforme ou por pite tem como característica básica um processo corrosivo localizado, formando pites ou poros na superfície do metal (CALLISTER, 2008; ELIADES e ATHANAIOU, 2002). Neste caso, tem-se maior efeito sobre as propriedades mecânicas e a aparência do metal do que perda de massa. Este é o tipo de corrosão que normalmente acomete os acessórios ortodônticos (MATASA, 1995). Porém, estudos relatam que antes mesmo dos acessórios estarem em contato com a cavidade bucal, o início do processo de corrosão puntiforme já pode ter ocorrido por defeitos e/ou contaminação no processo de fabricação destes acessórios (ELIADES e ATHANAIOU, 2002; MATASA, 1995).

Figura 7: Corrosão Puntiforme



Fonte: GENTIL (1982)

Os aços inoxidáveis austeníticos são susceptíveis a este tipo de corrosão, entretanto, a adição de aproximadamente 2% de molibdênio à liga metálica ocasiona o aumento de sua resistência à corrosão puntiforme (PLATT *et al.*, 1997).

A corrosão em trincas ou em frestas se caracteriza pela formação de crateras e trincas, resultando em grande desintegração da superfície do metal (CALLISTER, 2008), levando a altos níveis de dissolução deste metal no meior bucal. Também comum em bráquetes de aço inoxidável, este tipo de corrosão parece ser favorecido pelo atrito das ligaduras elásticas com as aletas dos bráquetes, deixando estas áreas mais propensas a este tipo de corrosão (ELIADES e ATHANAIOU, 2002).

Na corrosão intergranular, a variação de temperatura sensibiliza a estrutura da liga, provocando uma alteração microestrutural. Nos bráquetes, a corrosão intergranular afeta a solubilidade dos carbeto de cromo (ZABEL *et al.*, 1988). Nesse tipo de corrosão, tem-se uma desintegração que geralmente reduz o material metálico a forma de grãos, levando à diminuição de suas propriedades mecânicas e altera sua microestrutura (CALLISTER, 2008). Os bráquetes de aço inoxidável que contêm área de solda entre seu corpo e sua base são exemplos de regiões críticas para a ocorrência da corrosão intergranular, visto que este tipo de corrosão é mais comum em materiais metálicos com grandes variações de temperatura durante a sua fabricação (ELIADES e ATHANAIU, 2002). Pode-se resultar, com isso, numa fratura destes acessórios quando submetidos a esforços mecânicos (GENTIL, 1996).

Figura 8: Corrosão Intergranular



Fonte: GENTIL (1982)

A corrosão por fricção ocorre na interface de materiais metálicos quando submetidos ao atrito. A deterioração do aço inoxidável por este tipo de corrosão está ligada à perda da camada de proteção de óxido de cromo devido ao atrito entre as duas partes metálicas, levando a trincas e porosidades. Uma região que está sujeita a este tipo de corrosão é a área entre “slot” e o fio nela encaixado (ELIADES e ATHANAIU, 2002).

Figura 9: Corrosão por fricção



Fonte: Disponível em: <http://eurodonto.com.br/>

O processo de corrosão por microrganismos acontece quando estes são capazes de metabolizar os metais constituintes das ligas, independentemente do ambiente em que estão localizados. Os *Bacteroides corrodens*, *Thiobacillus ferrooxidans* e o *Aerobactersp.* são alguns exemplos destes microrganismos e todos possuem a capacidade de deteriorar o ferro do aço inoxidável, criando assim uma situação favorável aos processos de oxidação e corrosão (MATASA, 1995). Os *Streptococcus mutans* são responsáveis por este processo de corrosão na cavidade bucal, isto porque os produtos de seu metabolismo resultam em substâncias ácidas que alteram a estrutura superficial das ligas metálicas (ELIADES e ATHANAIYOU, 2002).

A corrosão galvânica ocorre quando dois materiais metálicos, apresentando diferentes potenciais, entram em contato num mesmo eletrólito, ocasionando a troca de elétrons causada por esta diferença de potencial, o que vai originar um ânodo e um cátodo (CALLISTER, 2008). Corrosão galvânica é a corrosão mais usualmente apresentada nas ligas metálicas de uso intra-oral. O bráquete como aço inoxidável apresenta um comportamento passivo-ativo, sendo influenciado diretamente pela condição do meio no qual ele está inserido.

Na cavidade bucal, este tipo de corrosão é relativamente comum devido à grande diversidade de materiais metálicos (diferentes restaurações metálicas, bráquetes) que entram em contato. Na Ortodontia, os bráquetes de aço inoxidável que possuem área de solda em sua base desenvolvem este tipo de corrosão quando entram em contato com a cavidade bucal. Isso acontece devido à dissimilaridade dos metais constituintes da solda e do aço e pelas características eletroquímicas do ambiente (MAIJER e SMITH, 1986).

Figura 10: Corrosão galvânica



Fonte: Autor(2017)

Os principais produtos de corrosão do aço inoxidável são o Fe, Cr e Ni, com níquel e cromo apresentando potencial alergênico e tóxico. A corrosão dos bráquetes pode causar um aumento na quantidade de íons metálicos no organismo (GRIMSDOTTIR, GJERDET e HENSTEN-PETTERSEN, 1992).

Corrosão por atrito acelerado por vibrações diferenciais na zona interfacial ocorre em áreas de contato entre os materiais que sofrem pressão, no nosso estudo a área de contato entre o “slot” do bráquete e o fio.

A compreensão detalhada dos fatores metalúrgicos, mecânicos, geométricos, temperatura e pH e suas interações explicam porque os materiais sofrem corrosão em contato com os fluidos corporais.

A corrosão nos implantes metálicos envolve forças de ativação termodinâmicas, reações de corrosão (redução e oxidação), bem como a cinética química que atua como fator limitador dessas reações. A reação fundamental que ocorre nos implantes e resulta na liberação de íons é a de oxidação: $M \rightarrow M^{n+} + ne^{-}$.

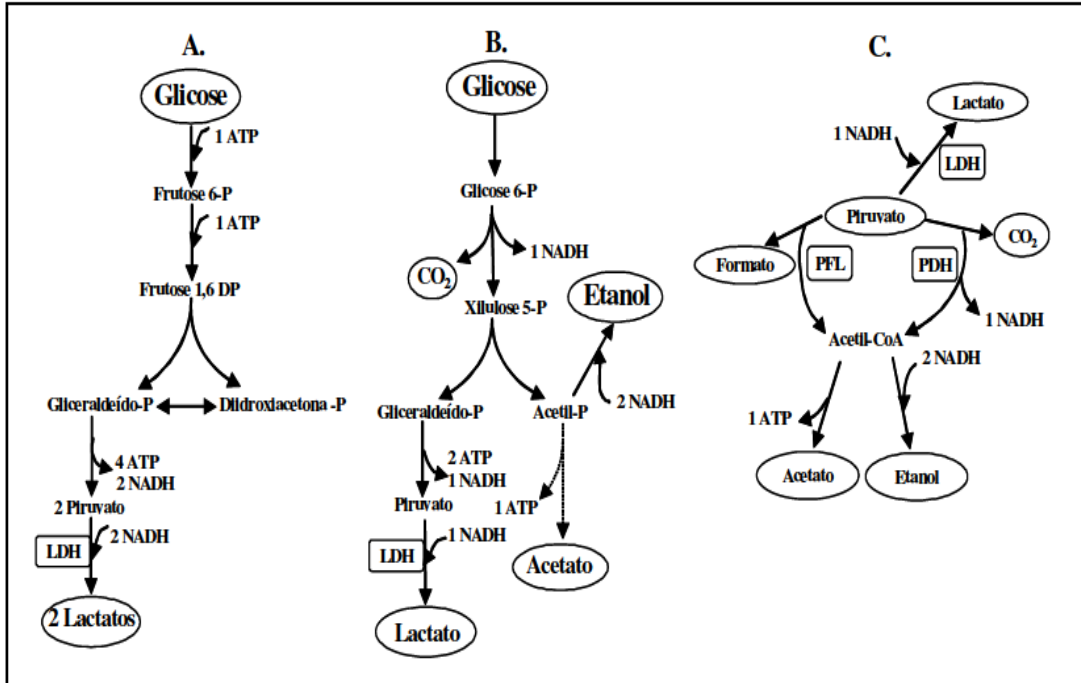
3.3 Ácido lático

O ácido orgânico, ácido-2-hidroxi-propiônico com um β -carbono assimétrico que possibilita a formação de dois isômeros ópticos: L(+), D(-) - ver

Figura 12 -e uma mistura DL racêmica, pode ser obtido por síntese química ou fermentação de carboidratos por bactérias lácticas. A obtenção por síntese química resulta em uma mistura racêmica de ácido lático (DL); enquanto que o processo fermentativo microbiano propicia a produção de L(+) e o D(-) separadamente ou uma mistura racêmica (DL) em diferentes proporções.

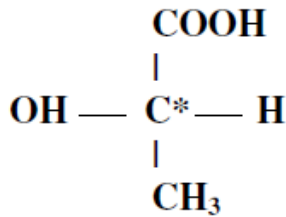
O ácido lático DL tem sua obtenção em tempo relativamente curto por fermentação, a partir de diferentes carboidratos, tais como glicose, sacarose, frutose lactose, mediante o metabolismo de bactérias do gênero *Bacillus*, e por outros microrganismos como *Lactobacillus delbrueckii* e *Lactobacillus bulgaricus*, ver figura 11.

Figura 11: Vias catabólicas das bactérias lácticas. Homofermentação (A), heterofermentação (B) e fermentação de vários ácidos a partir do piruvato (C). P = fosfato, LDH = Lactato desidrogenase, PFL = piruvato formato liase, e PDH = piruvato desidrogenase (Modificado). NADH = Dinucleótido de nicotinamida e adenina

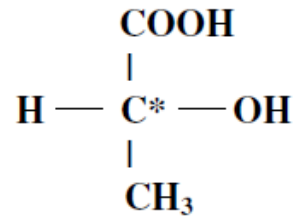


Fonte: SUMITA, HANAWA e TEOH (2004)

Figura 12: Molécula de ácido láctico



L (+) – ácido láctico



D (-) – ácido láctico

Fonte: Autor (2017)

No presente estudo, para simular o fluido da boca, utilizamos o ácido láctico na concentração de $3,16 \times 10^{-5}$ com e 0,5 % de cloreto de sódio em pH de 4,5 (ver Figura 13: Ácido láctico).

O processo de fermentação do bolo alimentar na boca produz ácidos, as bactérias existentes em nossa saliva fermentam os carboidratos dos alimentos, produzindo ácido láctico.

Essa reação leva a uma diminuição do pH da boca, que fica em torno de 4,5 (ácido). Na tentativa de simular a atuação do ácido láctico, utilizamos o pH de 4,5.

Os potenciais na cavidade oral variam de -417mV a $+150\text{mV}$; potenciais negativos são mais danosos, patológicas, as médias dos potenciais para os bráquetes odontológicos são de 71mV (DAVIDSON, 1990).

Figura 13: Ácido láctico

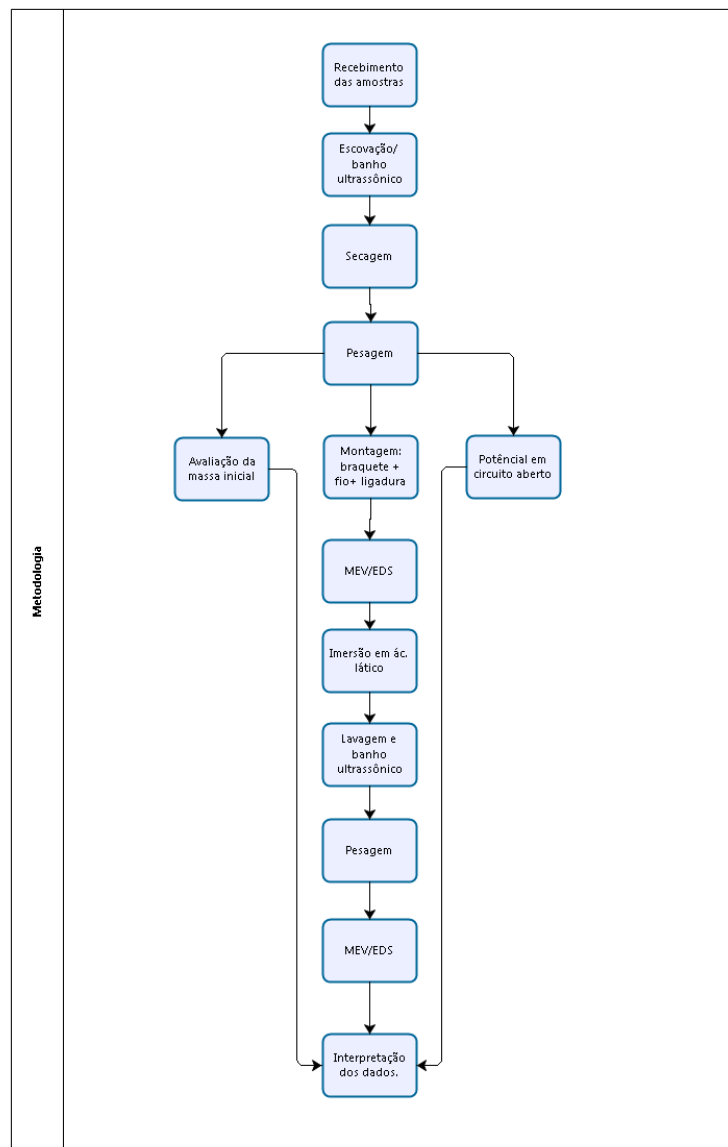


Fonte: Autor (2017)

4 MATERIAL E MÉTODO

A Figura 14 mostra o organograma que corresponde as etapas utilizadas neste trabalho. O estudo foi realizado segundo a norma ISO 102712001, que trata da metodologia de testes de corrosão do material metálico de uso odontológico. As amostras foram compostas por 12bráquetes metálicos, divididos em 4 grupos de 3 bráquetes, com quatro marcas comerciais diferentes (Morelli, Eurodonto, Orthometric e Aditek), como ilustrado na Tabela 6. No processo, quatro amostras de cada marca foram lavadas, secas, pesadas e avaliadas antes e após 30 dias de imersão em ácido láctico $3,16 \times 10^{-5}$ mol/L.

Figura 14: Fluxograma de realização do estudo

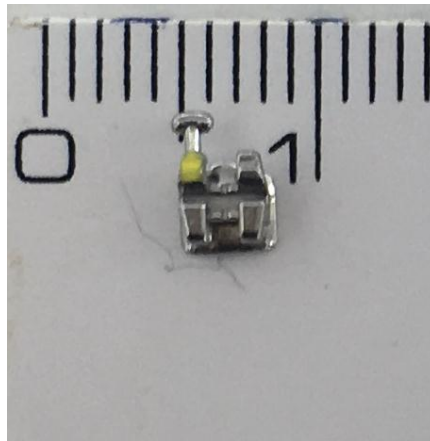


Fonte: Autor (2017)

4.1 Procedimentos experimentais

Foram utilizados nesta pesquisa bráquetes de pré molar com gancho. Bráquetes de número: 13, 14, 15, 23, 24, 25, 33, 34, 35, 43, 44, e 45 (ver Figura 15) foram removidos de suas embalagens, escovados com dentifrício e lavados em água corrente, em seguida foram submetidos a banho ultrassônico (Figura 6) por 5 min (ZINELIS *et al.*, 2005), seco em estufa a 100°C (± 2). Após serem pesados, em balança de precisão de 5 dígitos, foram montados simulando a instalação em paciente recebendo o arco ortodôntico, aferido no mesmo tamanho de 1,5 cm, que auxiliou a introdução e remoção do bráquete do interior do Erlenmeyer de 50 mL e ligadura que fixou o arco ortodôntico no bráquete (Figura 7). Em seguida foram submetidas à primeira análise no MEV/EDS, modelo VEJA 3 LMU, TESLAN e EDS, MODELO AZ TEC ENERGY, OXFORD (Figura 8). Após isso, o conjunto bráquete, fio, ligadura foram submersos em ácido láctico no Erlenmeyer de 50mL por 30 dias com temperatura controlada em 37° ± 2 , em estufa (Figura 19). As amostras foram identificadas com as iniciais das marcas, conforme Tabela 6.

Figura 15: Imagem representativa das amostras



Fonte: Autor (2017)

Tabela 6: Bráquetes separados em grupos

Grupo	Material	Fabricação	Fabricante	Identificação das amostras
1	Aço austenítico	Injeção metálica	Morelli	MRL
2	Aço austenítico	Injeção metálica	Orthometric	ORT
3	Aço austenítico	Injeção metálica	Aditek	ADT
4	Aço austenítico	Injeção metálica	Eurodonto	EUR

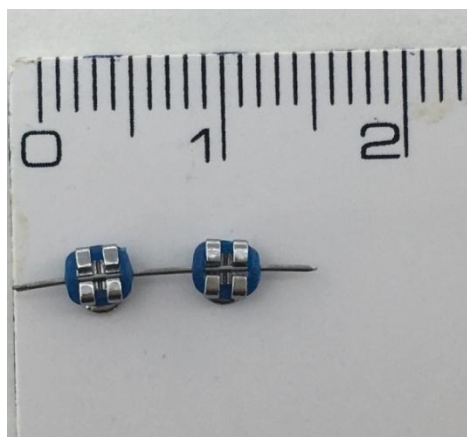
Fonte: Autor (2017)

Figura 16: Cuba ultrassônica



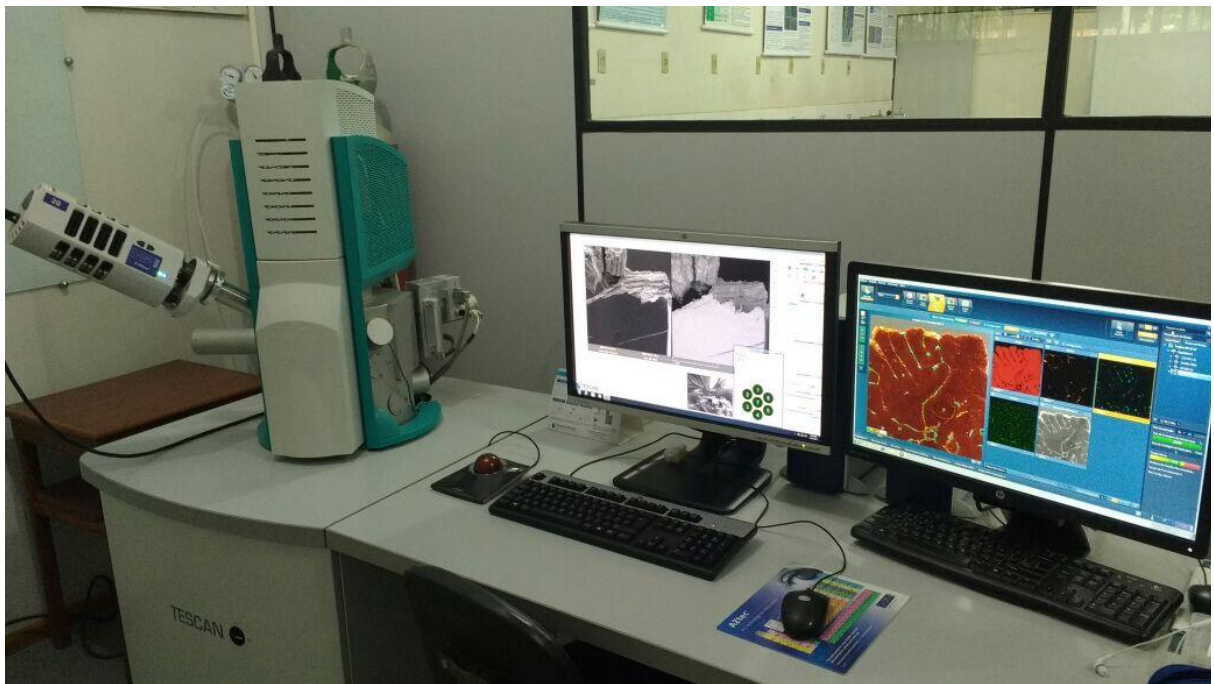
Fonte: Autor (2017).

Figura 17: Conjunto bráquete + fio + liga



Fonte: Autor (2017)

Figura 18: MEV e EDS



Fonte: Autor (2017)

Figura 19: Amostras acondicionadas em estufa



Fonte: Autor (2017)

Após 30 dias, essas amostras foram removidas, lavadas em água corrente, escovadas com dentífrico, submetidas a banho ultrassônico, secas em estufa a 100°C (± 2) e analisadas pela segunda vez no MEV/EDS.

O ácido láctico é um composto orgânico utilizado em vários setores industriais, tais como o alimentício, funcionando como conservante, acidulante, flavorizante, aromatizante e

emulsificador; e em indústrias farmacêuticas, na produção de cosméticos, formulação de pomadas, loções, no transporte de fármacos etc.

O ácido láctico é o produto da fermentação realizada pelas bactérias presentes na saliva, quando secretado o pH da boca fica abaixo de 4,5 (pH ácido). A hidroxiapatita, na presença do ácido, forma um sal que é solúvel em água e é dissolvida, levando ao aparecimento de pequenas cavidades nos dentes. No presente estudo, foi realizada a avaliação do comportamento do aço austenítico na presença do ácido láctico.

4.2. Pesagem dos bráquetes

Nos estudos pesquisados que avaliam o processo de corrosão em bráquetes odontológicos, poucos pesquisadores se preocupam em avaliar alterações de massa de acessórios submetidos à agressão do meio (TOMS, 1988). Apesar de ser este o método mais antigo para avaliar a corrosão, ainda é um método muito eficiente, devido à possível formação da camada passivada que ocorre na superfície do bráquete quando submetido à ambiente agressivo.

No presente estudo, realizamos a secagem e pesagem individual de cada bráquete antes e após a simulação no meio agressivo com a intenção de eliminar qualquer interferência da água durante a pesagem (Figura 20).

Figura 1620: Pesagem das amostras, balança de 5 dígitos, modelo SHIMADZU – AUW220D



Fonte: Autor (2017)

4.3 Análise micro estrutural do bráquete por MEV e EDS

Análise realizada no laboratório de Engenharia de Materiais do IFPA, campus Belém, com os aparelhos Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV), obteve 48 imagens que serão utilizadas comparando as imagens antes e após a simulação *in vitro*. Os bráquetes foram caracterizados por microscopia ótica e eletrônica de varredura com a finalidade de verificar a homogeneidade microestrutural.

O Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) tem sido utilizado em muitos estudos para avaliação da superfície dos bráquetes, mostrando-se adequado para avaliação qualitativa do polimento superficial e características destas superfícies (KAPUR, SINHA e NANDA, 1999; WATANABE e WATANABE, 2003; ZINELIS *et al.*, 2005). No presente estudo, avaliou-se através de microfotografias obtidas do MEV a superfície do fundo do *slot* e de bráquetes metálicos de diferentes fabricantes.

A composição química da superfície do fundo do “slot” de cada tipo de bráquete dos 4 grupos foi avaliada por meio do microscópio eletrônico com aumento de 50x, 500x com 20kV com 50 e 1 μm de distância, através da espectroscopia de energia dispersiva (EDS). Todos os elementos que compõem a amostra foram avaliados pelo mesmo microscópio eletrônico de varredura, obtendo-se 48 microfotografias digitais.

4.4 Análises por Espectroscopia de Energia Dispersiva (EDS)

As análises por Espectroscopia de Energia Dispersiva foram realizadas no laboratório de microscopia eletrônica do Instituto Federal do Pará, Campus Belém. Nesses procedimentos foi utilizado o microscópio eletrônico de varredura Tescan - modelo VEGA3 SB, com espectrômetro de energia dispersiva(EDS) Brucker acoplado.

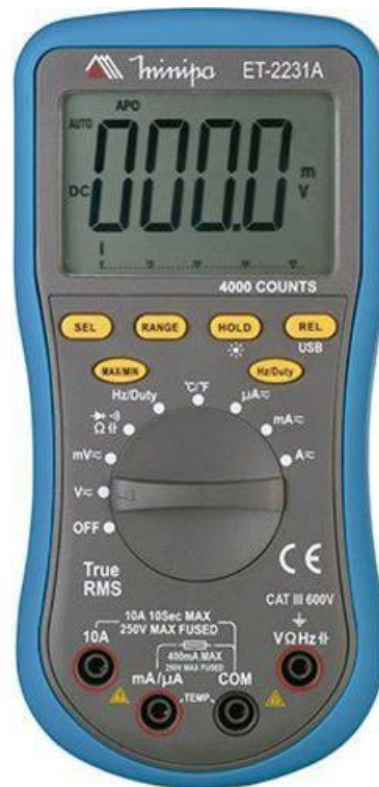
4.5 Potenciais em circuito aberto *versus* tempo de imersão.

De modo a estudar o comportamento dos bráquetes odontológicos, também foi realizada a análise do potencial em circuito aberto em função do tempo, no Laboratório 4 do Instituto Federal de Educação do Pará, IFPA, Campus Belém, com o multímetro ET-2231 A, da marca Minipa, (ver Figura1).

As 12 amostras, 3 de cada marca de bráquetes, foram submetidas ao teste de potencial em circuito aberto, onde foi realizada a produção de um eletrodo contendo a amostra soldada a um fio de cobre, sendo este protegido por um micro tubo de vidro (ver figura 22 (A))

e a área soldada foi protegida com resina, para que não houvesse contato com a solução (ver figura 22 (B)).

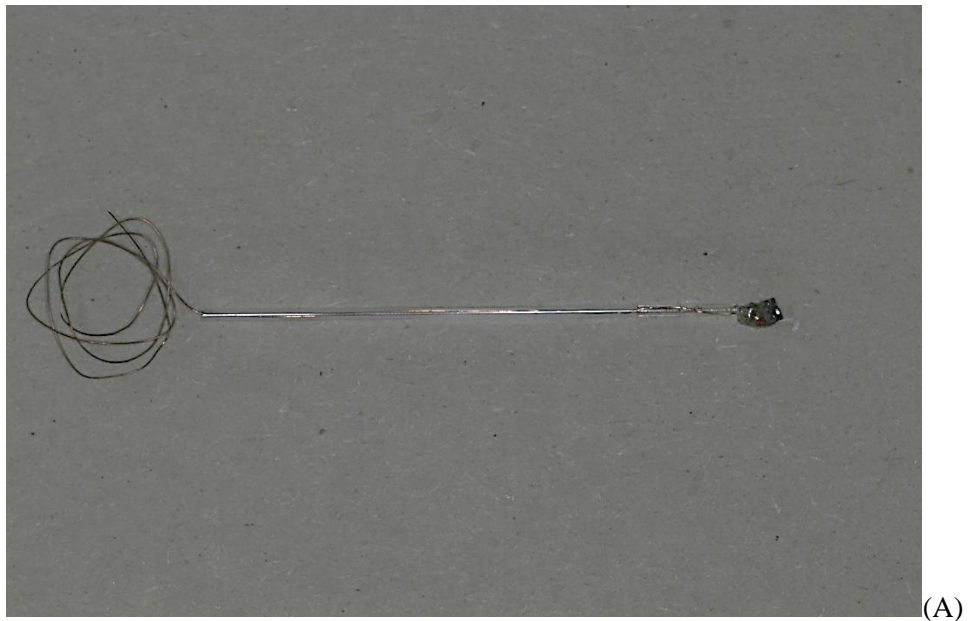
Figura 21: Multímetro ET-2231 A da marca Minipa



Fonte: Autor (2017)

Após o período de 24 horas para secagem da resina, a amostra foi adaptada a um dos sensores do multímetro, sendo o outro adaptado ao eletrodo de referência, eletrodo calomelano saturado (Evs Hg/Hg₂Cl₂/Ác.lático, $3,16 \times 10^{-5}$) por um período de 30 minutos. Em seguida, os dados foram obtidos utilizando o software TCXX Interface Hand 2000 1.2.

Figura 22: Amostras para avaliação do potencial a campo aberto



Fonte: Autor (2017)

5 RESULTADOS

5.1 Ensaio de perda de massa

A análise de corrosão através de ensaios de imersão no meio corrosivo é um método relativamente simples e seguro, que pode indicar uma possível tendência do material em estudo a um processo de corrosão. Perda de massa indica o efeito do meio corrosivo no material em estudo; por outro lado, ganho de massa indica que o material exposto ao meio forma um filme passivo, neste caso, havendo o aumento de massa do corpo de prova em teste.

Com o objetivo de avaliar a evolução do processo corrosivo da liga que compõe a estrutura dos bráquetes na presença de ácido láctico, foi feito ensaio de imersão para obter perda de massa gravimétrica ou ganho de massa como consequência da formação de filme passivo. A Tabela 7 indica os valores de perda ou ganho massa quando diferentes marcas de bráquetes com a mesma dimensão foram imersos em meio ácido, durante 30 dias.

Tabela 7: Valores de massa antes e após o teste de imersão em solução de ácido láctico durante 30 dias

Amostra individual	Antes (A) (g)	Depois (D) (g)	Diferença (D-A)	%
MRL 01	0,07482	0,08130	-0,00648	+8,66
MRL 02	0,07993	0,08338	-0,00345	+4,35
MRL 03	0,07689	0,08221	-0,00532	+6,91
ADK 01	0,07539	0,07511	0,00028	-0,37
ADK 02	0,07541	0,07523	0,00018	-0,24
ADK 03	0,07545	0,07529	0,00016	-0,21
EUR 01	0,05311	0,05137	0,00174	-3,27
EUR 02	0,05314	0,05139	0,00175	-3,29
EUR 03	0,05323	0,05142	0,00181	-3,40
ORT 01	0,05691	0,05578	0,00113	-1,98
ORT 02	0,05682	0,05546	0,00136	-2,45
ORT 02	0,05678	0,05549	0,00129	-2,27

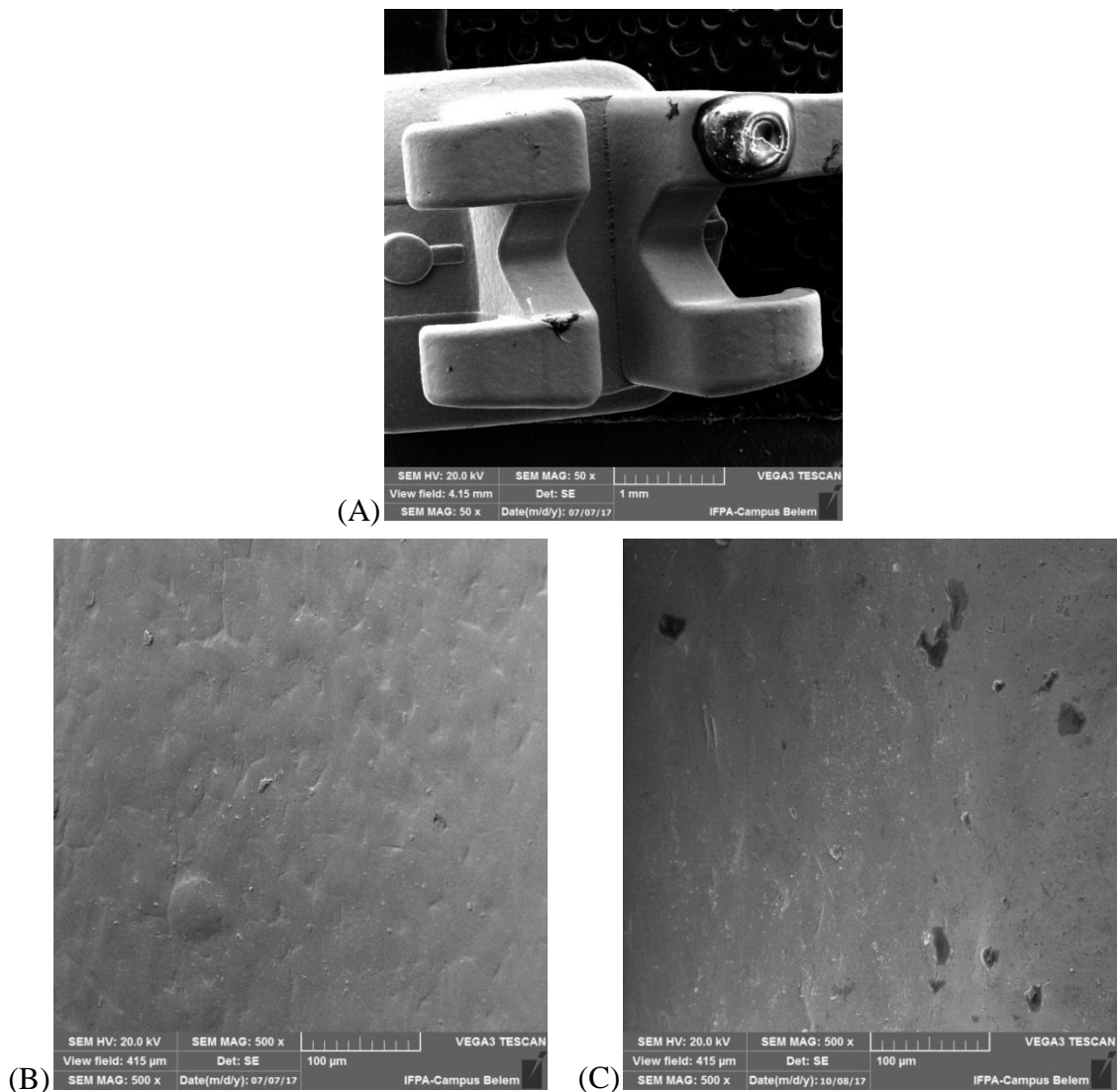
Fonte: Autor (2017)

Os ensaios de imersão mostram ganho de massa para a amostra Morelli (MRL 01, MRL 02, MRL 03) em torno de 6%, em média, indicando provável formação de filme passivo durante o ensaio de imersão. As amostras da marca Aditek obtiveram uma perda de massa desprezível em média de 0,3%, as demais amostras apresentaram perda de massa com maior relevância, na ordem de 3,28% para Eurodonto e 2,21% para a amostra Orthometric.

5.2 Microscopia Eletrônica de Varredura/ Espectroscopia por Dispersão de Energia (EDS)

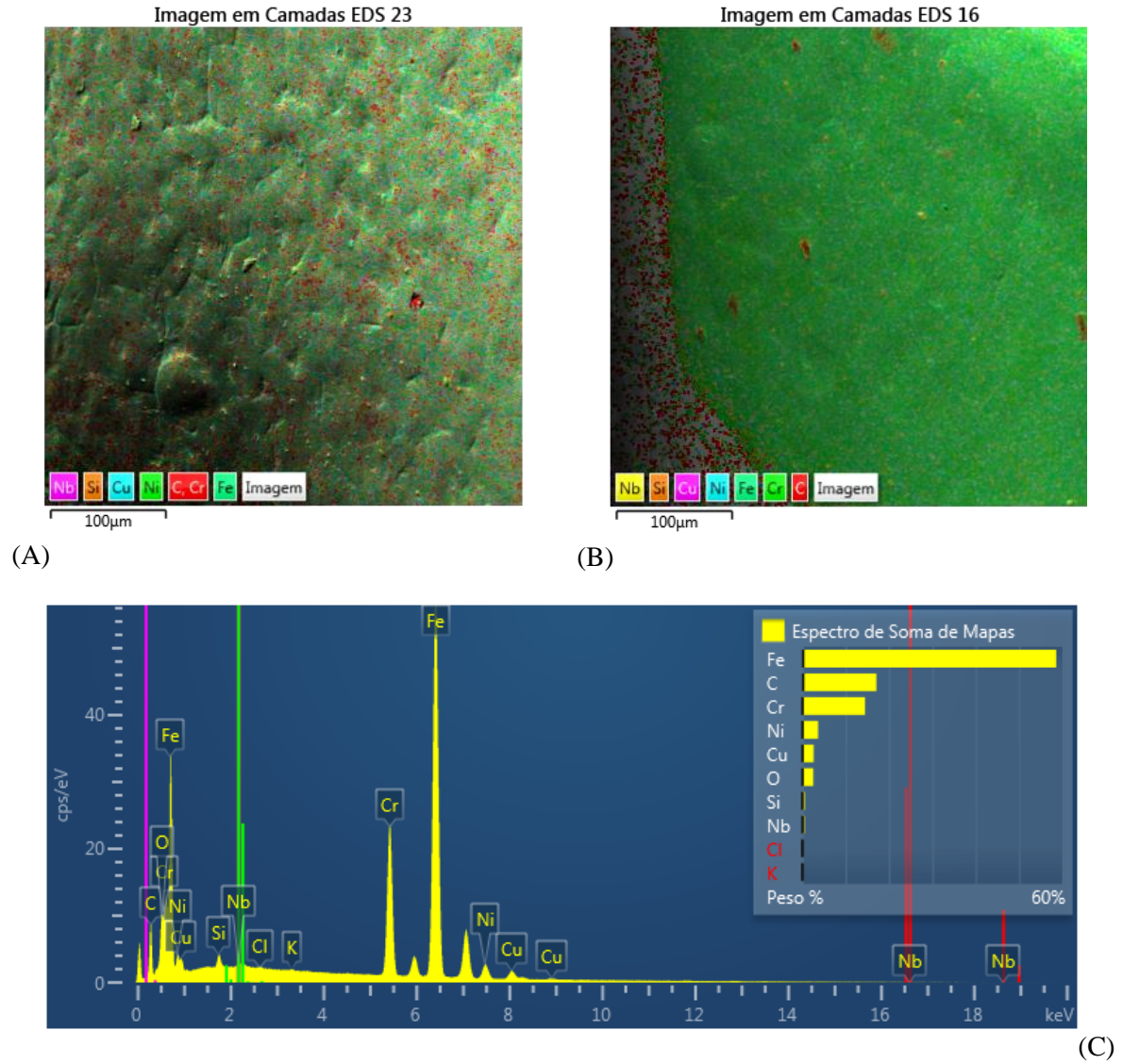
Com objetivo de observar a lisura e alterações da superfície, são apresentadas a seguir as imagens da superfície das amostras visíveis nas Figuras 27, 29, 31 e 33, as quais correspondem a análise de microscopia eletrônica de varredura e as figuras 28, 30, 32 e 34 apresentam os resultados do EDS. A partir de bráquetes novos as imagens foram obtidas na junção das aletas superiores que formam a parede do “slot”. Nas imagens, foi verificado que todas apresentam imperfeições de fabricação.

Figura 23: Amostra Morelli – (A) MEV 50x, Vista geral do bráquete, EDS antes (B) e depois (C) o processo de envelhecimento em ácido láctico por um período de 30 dias



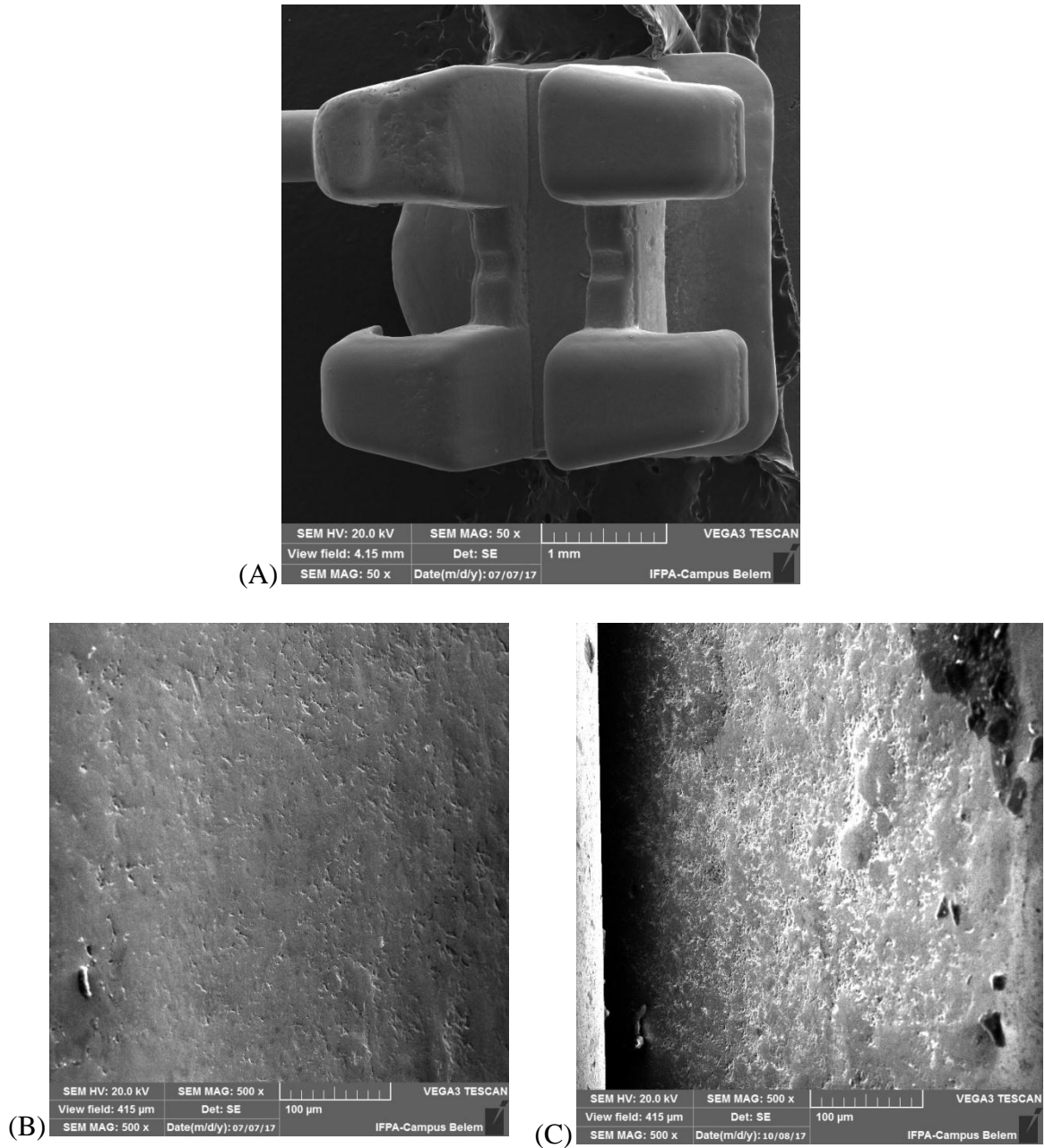
Fonte: Autor (2017)

Figura 24: Amostra Morelli antes e após o processo de envelhecimento de 30 dias. (A) Imagem do “slot” antes do envelhecimento, (B) Imagem do “slot” depois do envelhecimento, (C) espectro de soma dos mapas (C)



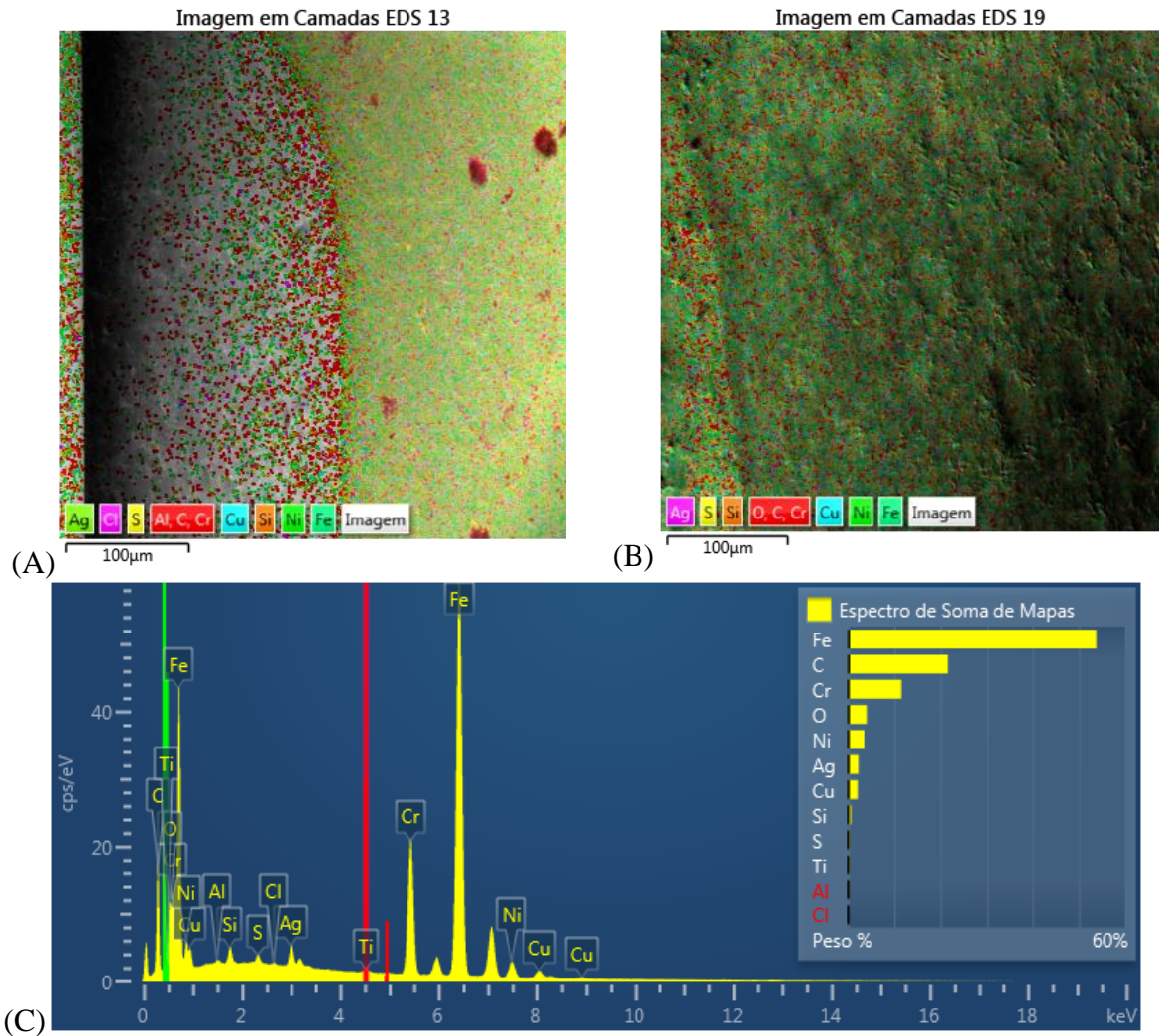
Fonte: Autor (2017)

Figura 25: Amostra Aditekantes e após o processo de envelhecimento de 30 dias. (A) Vista geral do bráquete, (B) Imagem do “slot” antes do envelhecimento, (C) Imagem do “slot” depois do envelhecimento



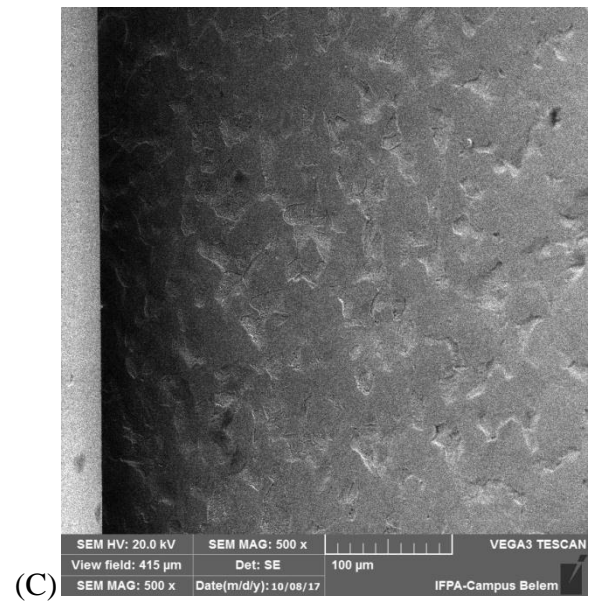
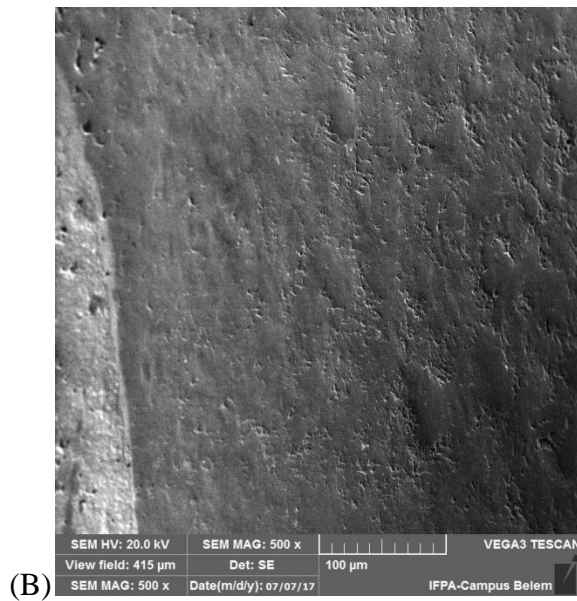
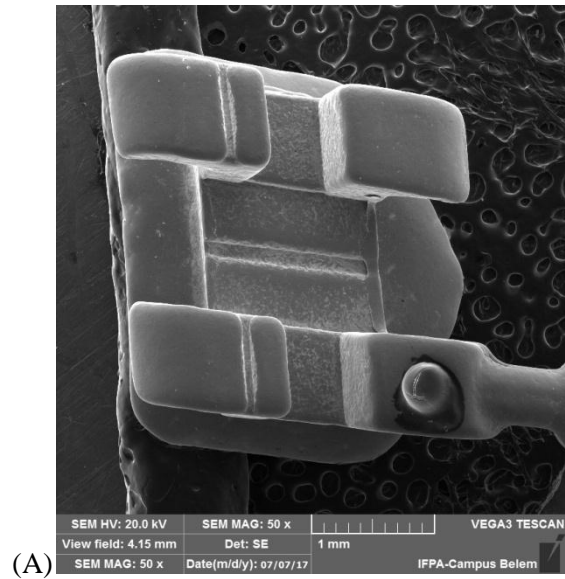
Fonte: Autor (2018)

Figura 26: Amostra Aditek – EDS antes (A) e depois (B) do processo de envelhecimento de 30 dias, espectro de soma dos mapas (C)



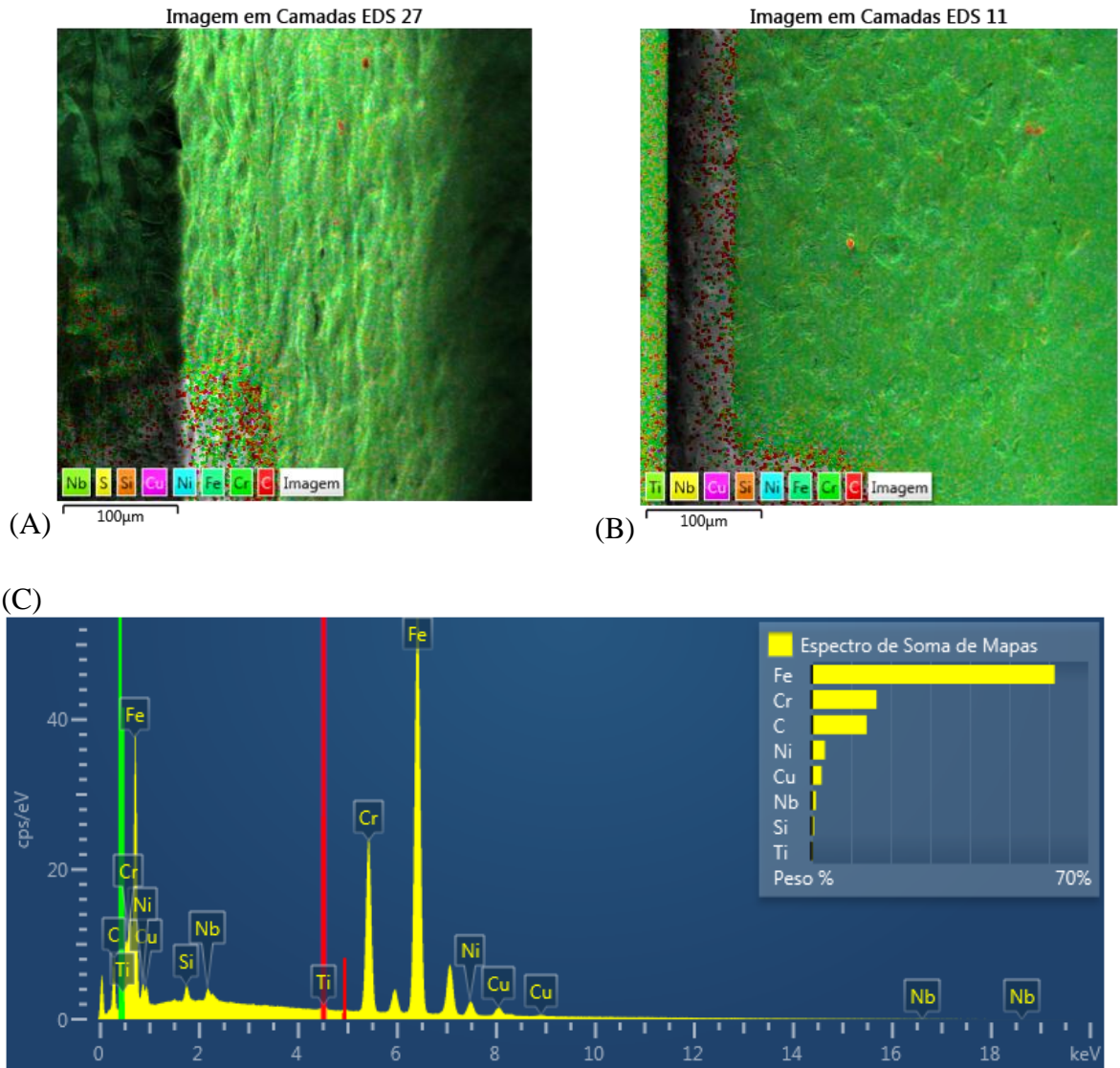
Fonte: Autor (2018)

Figura 27: Amostra Eurodonto antes e após o processo de envelhecimento de 30 dias. (A) Vista geral do bráquete, (B) Imagem do “slot” antes do envelhecimento, (C) Imagem do “slot” depois do envelhecimento



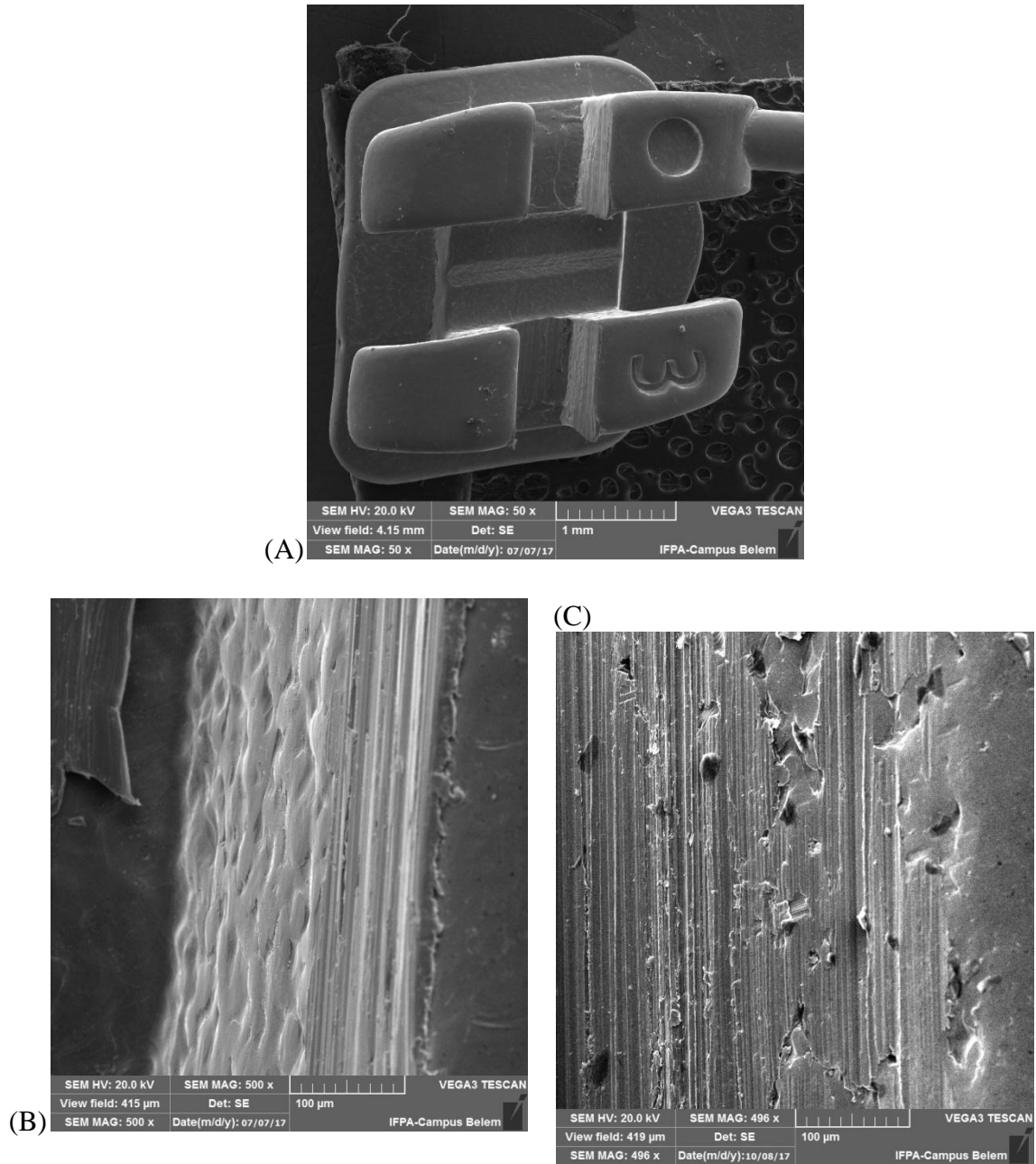
Fonte: Autor (2017)

Figura 28: Amostra Eurodonto – EDS antes (A) e depois (B) do processo de envelhecimento de 30 dias, espectro de soma dos mapas (C)



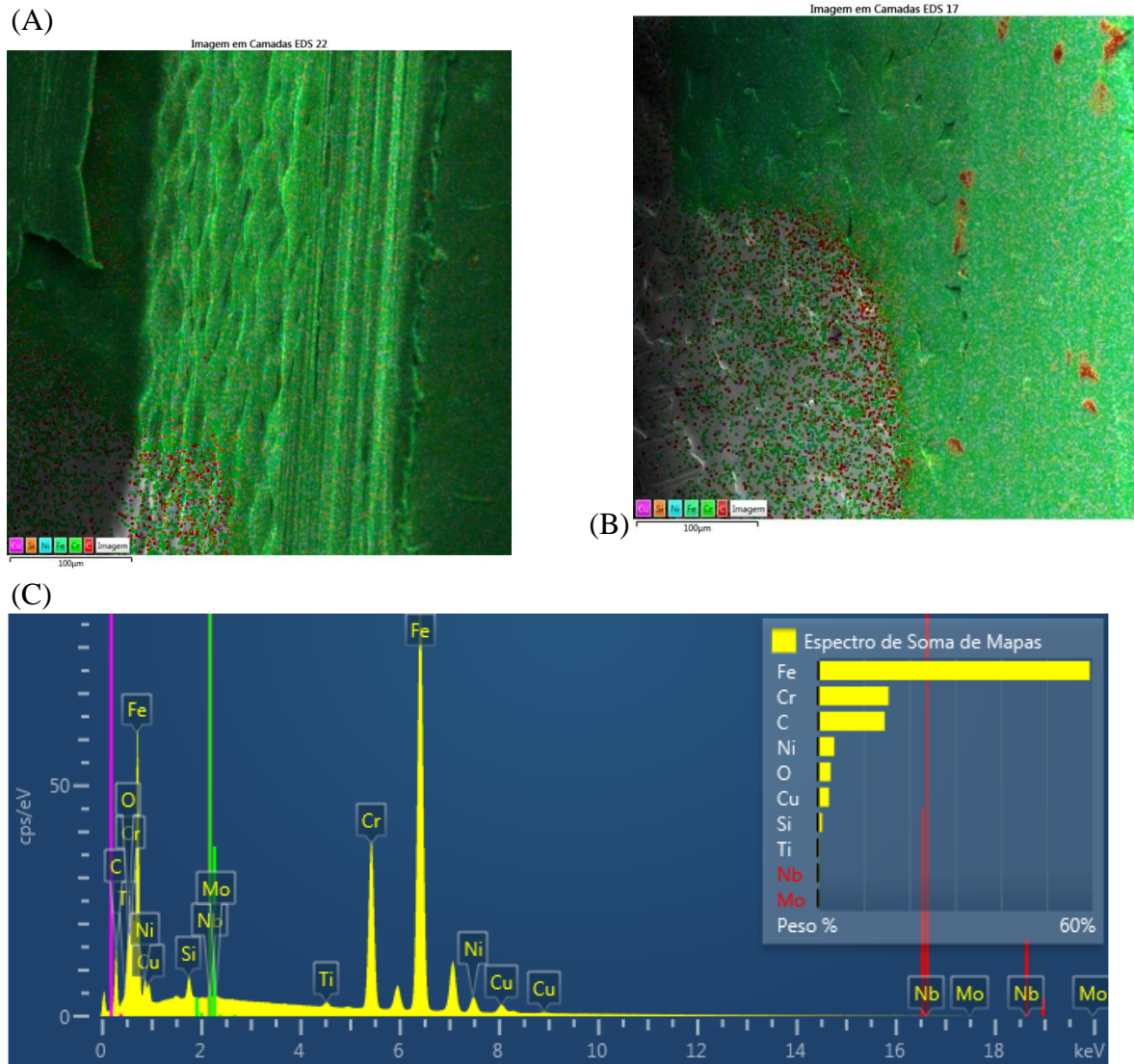
Fonte: Autor (2018)

Figura 29: Amostra Orthometric antes e após o processo de envelhecimento de 30 dias. (A) Vista geral do bráquete, (B) Imagem do “slot” antes do envelhecimento, (C) Imagem do “slot” depois do envelhecimento



Fonte: Autor (2018)

Figura 30: Amostra Orthometric – EDS antes (A) e depois (B) ao processo de envelhecimento de 30 dias, espectro de soma dos mapas (C)



Fonte: Autor (2018)

No aumento de 500X, nota-se a presença de poros e ranhuras o que provavelmente facilita o aparecimento do processo corrosivo, verificado nas Figuras 23 a Figura 30.

As figuras 27 B e C, 29 B e C, 31 B e C, 33 B e C identificam a superfície inicial e final respectivamente, onde observamos a superfície mais lisa na amostra Morelli, compatível com o estudo de Machado(2007), seguida de Aditek, Eurodonto e Orthometric. As marcas que mais apresentaram fendas e poros na superfície, com a presença de grãos de metais em algumas regiões da superfície do bráquete no aumento 500x foram Orthometric, Eurodonto, seguidas de Aditek e Morelli.

Nas figuras 27 C, 29 C, 31 C, 33 C, identificamos graficamente a composição das amostras, no qual a amostra Morelli apresentou neste estudo a maior conformidade com os percentuais de Fe, C, Cr e Ni, justificando seu melhor aproveitamento na metodologia proposta.

A composição química das amostras avaliada pelo EDS indica que todas as marcas pesquisadas provavelmente utilizam o aço austenítico na sua fabricação. As variações das porcentagens de cromo e do níquel em cada marca analisada relacionam-se, provavelmente, ao processo de fabricação industrial, conforme pode ser observado nasFigura , Figura e Figura 30.

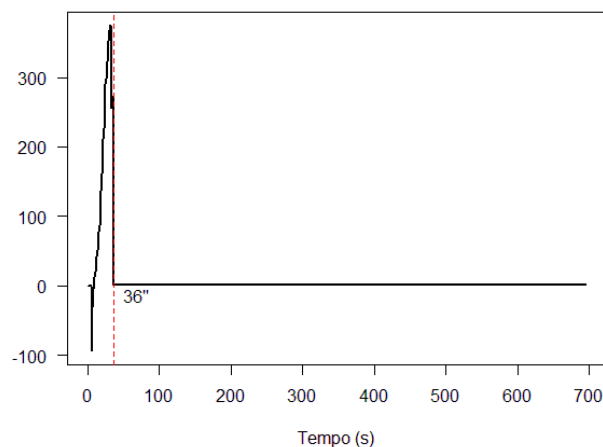
Provavelmente a presença dos elementos Cr e Ni em maior quantidade na composição química das amostras Morelli e Aditek proporcionam melhor resposta ao teste realizado verificado nas Figuras de 23 (C) e Figura (C).

A amostra Morelli apresentou o melhor acabamento superficial, quanto à lisura, como verificado naFigura , com menos poros, seguida das amostras Aditek (Figura) e Eurodonto (Figura). A superfície com maior quantidade de ranhuras e poros foi a amostra Ortometric (Figura). Resultados corroborados pelos estudos de Papadopoulos (2000).

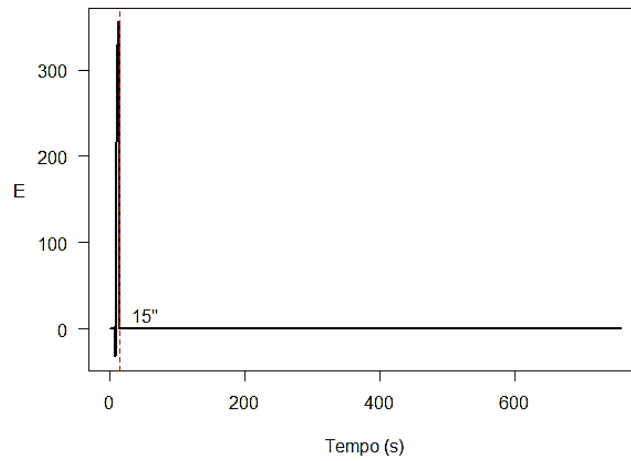
5.3 Potenciais em circuito aberto

A Figura 1apresenta as curvas de variação do potencial em circuito aberto, em função do tempo de imersão, solução de ácido láctico pH 4,5, a 37°C (± 1), das 4 marcas estudadas (Morelli, Aditel, Eurodono e Orthometric). O período total de imersão foi de 24 horas.

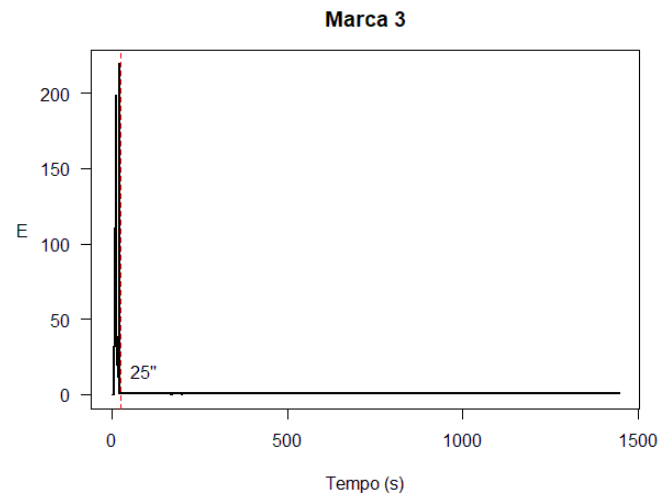
Figura 31: Variação do potencial de circuito aberto ao longo de 24h de imersão em solução de ácido láctico, pH 4,5, a 37°C(± 1), marca 1: Morelli, marca 2:Aditek, marca 3: eurodonto, marca 4: Orthometric



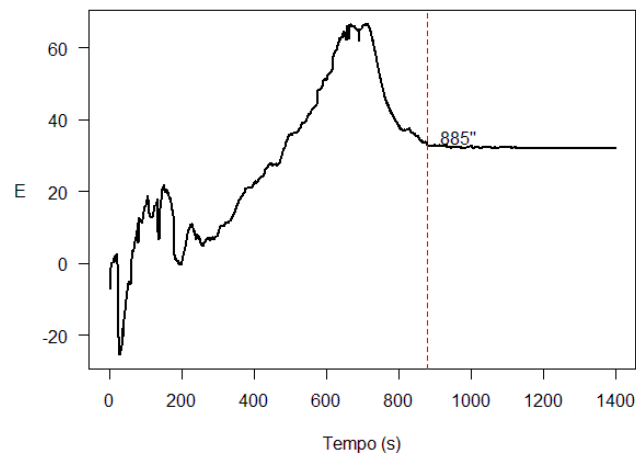
(A)



(B)



(C)



(D)

Fonte: Autor (2017)

Ao analisar a Figura 1, foi identificado que as amostras apresentaram uma queda do potencial inicial, seguida de um aumento com o tempo de imersão. Após em média 1 hora de imersão, a liga testada estabilizou, sendo observada pouca variação após este período. A queda

inicial do potencial provavelmente decorre da dissolução parcial do filme passivo, provocada por íons agressivos presentes no eletrólito.

Nos metais que se passivam, é comum a presença de uma película fina de óxido na sua superfície. Quando ocorre a imersão do metal em meio corrosivo, ocorre inicialmente a dissolução dessa película. Normalmente esta etapa é seguida de uma variação acentuada do potencial de corrosão.

O potencial em campo aberto, PCA, é o potencial assumido pelo eletrodo de trabalho quando a única reação influente sobre a dupla camada elétrica em sua superfície é a de oxidação do metal com conseqüente redução dos componentes do meio de imersão (WOLYNEC, 2003). Assim, o potencial estabilizado pode ser considerado uma aproximação do potencial de corrosão.

Devido ao meio não ser suficientemente agressivo, ocorreu a reparação do filme, película protetora, com o tempo este filme aumenta de espessura gerando valores mais positivos de potencial.

As marcas Morelli, Aditek e Eurodonto estabilizaram-se em potenciais mais nobres aproximadamente a 5mV, e a marca Orthometric apresentou estabilidade a aproximadamente 40mV, o que aparentemente seria o potencial mais nobre; mas, levando em consideração a sua perda de massa e tempo de estabilização maior, podemos concluir que, com o tempo maior a 24 horas, possivelmente esse potencial iria cair, o que indica provavelmente a presença de um óxido menos protetor.

6 CONCLUSÕES

Os bráquetes sofrem alterações em sua superfície quando expostos às condições adversas presentes no meio bucal. As liberações de íons da maioria dos biomateriais metálicos provocam efeitos nocivos ao corpo humano. Com a grande variedade de ligas para bráquetes que estão disponíveis no mercado, exige-se que o profissional, Cirurgião Dentista, conheça suas características estruturais e com isso utilize-a com responsabilidade, levando em conta as possibilidades alergênicas que o material pode apresentar em contato com tecido ou fluido humano. Diante disso, faz-se necessário o controle e o acompanhamento após a instalação desse tipo de biomaterial metálico.

Inicialmente, após primeira análise em MEV, já foi identificada a presença de poros, “defeitos” na superfície dos bráquetes, apresentando essas alterações provenientes de fabricação, onde provavelmente se iniciará a degradação do bráquete.

O sítio específico do bráquete que está mais susceptível à ação da corrosão localiza-se na área do “slot”, no qual ocorre o atrito entre bráquete e fio. Após a análise por MEV, EDS e análise de massa das amostras realizadas após o envelhecimento em ácido láctico, obteve-se dados que contribuem para avaliar a eficiência do material empregado na fabricação dos bráquetes, o qual demonstra que a amostra da marca Morelli apresentou aumento de massa, indicando a formação da camada passivada; já a amostra Aditek apresentou diferença de massa desprezível, e as demais amostras, Orthometric e Eurodonto, apresentaram diminuição de massa, indicando a provável formação de produto de corrosão.

Com a pesquisa realizada, conclui-se que todas as amostras foram fabricadas em aço austenítico, apesar de apresentarem diferenças no teor de alguns componentes. Além disso, as quatro amostras apresentaram poros e ranhuras provenientes da fabricação.

A amostra Morelli apresentou os melhores resultados quanto à lisura superficial e à formação da camada passivada. Já a amostra Orthometric, com resultado inferior de lisura superficial, apresentou maior quantidade de poros e a perda de massa, o que ocorreu provavelmente em decorrência do baixo teor de Cr e Ni.

Quanto ao teste de potencial a campo aberto, as amostras Morelli e Aditek apresentaram potencial mais nobre, indicando que provavelmente é formada uma película mais espessa durante a repassivação.

Diante disto, os resultados da metodologia proposta demonstraram a melhor atuação dos bráquetes da marca Morelli, seguido pelas marcas Aditek, Eurodonto e Orthometric.

A resistência à corrosão sofre influência direta da microestrutura do material. No caso específico dos bráquetes estudados, que têm microestrutura completamente austenítica, sem a presença de fases intermetálicas, carbonetos e nitretos.

Os resultados de Potencial a campo aberto indicou que a formação do filme passivo dos aços tem forte influência do eletrólito. A camada passiva formada foi estável em ácido láctico. O teor de cromo presente na composição química influenciou diretamente na resistência à corrosão dos aços.

7 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Apresenta-se como sugestão para trabalhos futuros:

- Avaliar os bráquetes que foram utilizados *in vivo*;
- Avaliar a possível migração dos íons;
- Caracterização da liga.

REFERÊNCIAS

- ANUSAVICE, K. J. **Phillips: materias dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.
- ANUSAVICE, K. J.; PHILLIPS, R. W. **Philips' science of dental materials**. 11^a. ed. Saint Louis: Sauders, 2003.
- ASM, A. S. F. M. **Corrosion: understanding the basics**. [S.l.]: [s.n.], 2000. 517 p.
- BISHARA, S. E.; BARRETT, R. D.; SELIM, M. I. Biodegradation of orthodontic appliances. Part II. Charges in blood of nickel. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, 103, Feb 1993. 115-119.
- CALLISTER, W. **Ciência e Engenharia dos Materiais: uma introdução**. 5^a. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2008.
- CASTRO, R.; CADENET, J. J. Welding Metallurgy of Stainless and Heat-Resisting Steels. **Cambridge University Press**, p. 180, 1975.
- COLPAERT, H. **Metalografia dos produtos siderúrgicos comuns**. 3. ed. São Paulo: E. Blucher, 1974.
- COSTA E SILVA, A. L. V. **Aços e ligas especiais**. 2^a. ed. São Paulo: Edgard Blucher, 2006. 646 p.
- DEE, K. C.; A., P. D.; BIZIOS, R. **An introduction to tissue-biomater interactions**. New Jersey: John Wiley & Sons, 2002.
- ELIADES, T. et al. Salivary metal levels of orthodontic patients: methodological and analytical approach. **Eur J Orthod**, n. 25, p. 103-106, 2003.
- ELIADES, T.; ATHANAIIOU, A. E. In vivo aging of orthodontic alloys: implications for corrosion potential, nickel release, and biocompatibility. **Appleton**, 72, n. 3, Mar 2002. 222-237.
- GENTIL, V. **Corrosão**. 2. ed. [S.l.]: Guanabara, 1982.
- GIORDANI, E. J. Propriedades, microestruturas e mecanismo de nucleação de trincas por fadiga de dois aços inoxidáveis utilizados como biomateriais, São Paulo, 2001.
- GOTMAN, I. Characteristics of metal used in implants. **Journal of Endourology**, 11, n. 6, 1997. 383-391.
- GRIMSDOTTIR, M. R.; GJERDET, N. R.; HENSTEN-PETTERSEN, A. Composition and in vitro corrosion of orthodontic appliances. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, 101, 1992. 525-532.

HANAHA, T. Metal ion release from metal implants. **Materials Science and Engineering C**, v. 24, p. 745-752, 2004.

HANNINEN, H. et al. Effects of processing and manufacturing of high nitrogen-containing stainless steels on their mechanical, corrosion and wear properties. **Journal of Materials Processing Technology**, 117, 2001. 424-430.

HENCH, L. L.; WILSON, J. Introduction to Bioceramics. **World Scientific**, Singapura, p. 1-23, 1993.

HERMANAWAN, H.; RAMDAN, D.; DJUANSJAH, J. R. P. Metals for Biomedical Applications. **Biomedical Engineering - Fron Theory to Applications**, 2011. 411-430.

HOLZAPFEL, B. M. et al. Adv. Drug Deliv. **Adv. Drug Deliv.**, n. 65, p. 581, 2013.

HOUSE, K. et al. Corrosion of orthodontic appliances - should care. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, Saint Louis, 4, April 2008. 584-592.

JASON, G. R. P. E. A. Nickel hypersensitivity reaction before, during, and after orthodontic therapy. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 113, p. 655-660, June 1998.

KAPILA, S.; SACHDEVA, R. Mechanical proprieties and clinical applications of. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, 96, 1989. 32-37.

KAPUR, R.; SINHA, P. K.; NANDA, R. S. COMPARISON OF FRICTIONAL RESISTENCE IN TITANIUM AND STAINLESS STEEL BRACKETS. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St Louis, v. 3, p. 271-274, Sept 1999.

KUSY, R. P. Orthodontic Biomaterials: From the Past to the Present. **Angle Orthodontist**, 72, 2002. 501-512.

LO, K. H.; SHEK, C. H.; LAI, J. K. L. RECENT DEVELOPMENTS IN STAINLESS STEELS. **Materials Science and Engineering**, v. 65, p. 39-104, 2009.

LUCAS, L. C.; LEMONS, J. E. Biodegradation of restorative metallic systems. **ADV DENT RES**, 6, 1992. 32-37.

MACHADO, G. R. R. F. B. T. A. C. S. S. H. C. T. G. E. A. J. L. V. K. T. Avaliação da corrosão dos braquetes ortodônticos. **SOTAU R. virtual Odontol.**, São José dos Campos, v. 1, n. 4, p. 15-27, 2007.

MAIJER, R.; SMITH, D. VARIABLES INFLUENCING THE BOND STRENGTH OF METAL ORTHODONTIC BRACKET BASE. **Am J Orthod**, v. 1, n. 1, p. 20-34, 1981.

MAIJER, R.; SMITH, D. C. Biodegradation of the orthodontic bracket system. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, Saint Louis, 90, Sep 1986. 195-198.

MATASA, C. G. Attachment corrosion and its testing. **J Clin Orthod**, Boulder, 29, n. 1, Jan 1995. 16-23.

MENESES, L. M. E. A. Hypersensitivity to metals in Orthodontics. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St Louis, v. 126, p. 58-64, July 2004.

PAPADOPOULOS, M. A. E. T. M. O. A. A. E. Recycling of orthodontic brackets: effects on physical properties and characteristics - Ethical and legal aspects. **Rev Orthop Dento fac.**, v. 34, p. 257-276, 2000.

PARK, J. B.; KIM, Y. K. Biomaterials: Principles And Applications. [S.l.]: BOCA RATON, 2002. Cap. 1.

PIERETTI, E. F.; COSTA, I. Surface characterisation of ASTM F139 stainless steel marked by laser and mechanical techniques. **Electrochimica Acta**, 2013.

PLATT JA, G. A. Z. A. T. D. R. B. O. Y. Corrosion behavior of 2205 duplex stainless steel. **American Journal of orthodontics and Dentofacial orthopedics**, 112, 1997. 69-79.

PLATT, J. A. et al. Corrosion behavior of the 2205 duplex stainless steel. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, 1, july 1997. 69-79.

POINERN, G. E. J.; BRUNDAVANAM, S.; FAWCETT, D. **Am J Biomed. Eng.**, 2, 2012. 218.

RATNER, B. D. A History of Biomaterials. **Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine**, 2004.

ROFFEY, P. Failure of a high nitrogen stainless steel femoral stem. **Engineering Failure Analysis**, vol. 20, 2012. 173-182.

SEDRIKS, A. J. **Corrosion of stainless steels**. 2ª ed. ed. New York: [s.n.], 1996.

SÓRIA, M. L. et al. Avaliação in vitro da liberação de níquel por braquetes metálicos. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá, v. 10, n. 3, p. 87-96, maio/jun 2005.

SUMITA, M.; HANAWA, T.; TEOH, S. H. Development of nitrogen-containing nickel-free austenitic stainless steels for metallic biomaterials - review. **Materials Science and Engineering C**, 24, 2004. 753-760.

SUMITA, M.; HANAWA, T.; TEOH, S. H. **Mat. Sci. Eng.** [S.l.]: [s.n.], 2004. 753 p.

TOMS, A. P. The corrosion of orthodontic wire. **Eur. J. Orthod.**, Oxford, 10, May 1988. 87-97.

VAN VLACK, L. H. **Corrosão dos materiais**. Rio de Janeiro: campus, v. 1, 1984. 465-487 p.

VON FRAUNHOFER, J. A. Corrosion of orthodontic devices. **Semin Orthod**, Birmingham, 3, Sep 1997. 198-205.

WATANABE, I.; WATANABE, E. Surface charges induced by fluoride prophylactic agents on titanium-based orthodontic wires. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop**, St. Louis., Jun 2003. 653-656.

WOLYNEC, S. **Técnicas Eletroquímicas em Corrosão**. São Paulo: Edusp, 2003.

ZABEL, D. D. et al. AES analysis of stainless steel corroded in saline, in serum and in vivo. **J Biomed Mater Res**, 1988. 31-44.

ZINELIS, S. et al. Metallurgical characterization of orthodontic brackets produced by metal injection molding (MIM). **Angle Orthod**, Appleton, v. v. 75. n°6, p. 1024-1031, Novembro 2005.