



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

**ESTUDO DO COMPORTAMENTO DAS LIGAS DE NI-TI E AÇO INOXIDÁVEL
ENVELHECIDAS EM FLUIDOS MANIPULADOS UTILIZADAS NA
ODONTOLOGIA**

Mestrando: Clailton José Acácio Ribeiro dos Santos.

Orientadora Profa. Dra. Elza Leão Filha.

BELÉM/PA

2017

CLAILTON JOSÉ ACÁCIO RIBEIRO DOS SANTOS

**ESTUDO DO COMPORTAMENTO DAS LIGAS DE NI-TI E AÇO INOXIDÁVEL
ENVELHECIDAS EM FLUIDOS MANIPULADOS UTILIZADAS NA
ODONTOLOGIA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Industrial do Instituto de Tecnologia da Universidade Federal do Pará, como requisito para a obtenção do Grau de Mestre Profissional em Engenharia Industrial na Área de Materiais e Metalurgia. Orientador: Profa. Dra. Elza Leão Filha.

BELÉM/PA

2017

CLAILTON JOSÉ ACÁCIO RIBEIRO DOS SANTOS

**ESTUDO DO COMPORTAMENTO DAS LIGAS DE NI-TI E AÇO INOXIDÁVEL
ENVELHECIDAS EM FLUIDOS MANIPULADOS UTILIZADAS NA
ODONTOLOGIA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Industrial do Instituto de Tecnologia da Universidade Federal do Pará, como requisito para a obtenção do Grau de Mestre Profissional em Engenharia Industrial na Área de Materiais e Metalurgia.

Data de Aprovação: de de 2017.

Banca examinadora:

Prof.Dra. Elza Monteiro Leão Filha.

IFPA – Orientadora Presidente.

Prof. Prof. Dr. Jean da Silva Rodrigues
IFPA – Membro Externo da banca examinadora.

Prof. Dr. José Carlos de Araújo Cardoso Filho
UFPA – Membro Interno da banca examinadora.

Primeiramente a Deus, aos meus pais, Esposa, filhos, amigos e a todos que tornaram Possível a concretização deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, ao nosso criador, pois é graças a sua misericórdia e seu infinito amor que hoje nós estamos vivendo este momento especial em minha carreira acadêmica.

Agradeço a minha amada mãe Raimunda Jovita Ribeiro dos Santos e ao meu pai, Edmundo Santos, pelo amor, carinho, apoio, compreensão e silêncio que muitas vezes falou muito mais que mil palavras. Agradeço e meus irmãos, minha amiga e Doutoranda Viviane Costa pelo suporte e conhecimento prático disponibilizado para conclusão de mais esta etapa de minha vida, e por servirem de estímulo para que eu continue caminhando.

A minha esposa Tatiane Lisboa dos Santos, que sempre me apoiou e esteve do meu lado quando precisei juntamente com meus filhos Thales Manoel Lisboa dos Santos e Osvaldina Thais Lisboa Paraguaçu por compreenderem minha parcial ausência nesse período importante que é adolescência deles, a minha cunhada Cesimara Lisboa que esteve ao lado de minha esposa ajudando na educação de meus filhos.

A Prof. Dr^a Elza Leão Filha pela espetacular orientação, durante a realização deste trabalho e a todos os professores que contribuíram para a minha formação.

A Todos os membros do Grupo do laboratório de inspeção do curso de mecânica do IFPA em especial Jean Uchoa, Fernanda Praxedes, Tamires Botelho grandes concluintes do curso de Engenharia de Materiais do IFPA.

A todos os meus amigos que conheci no curso de Pós-Graduação Profissional em Engenharia Industrial, em especial gostaria de agradecer ao Professor Washington Cordovil Rocha por ser o maior incentivador de chegar até aqui e por toda a amizade e companheirismo.

“Algo só é impossível até que alguém duvide e resolva provar ao contrário.”

Albert Einstein

RESUMO

A evolução tecnológica dos processos de estética bucal, deu-se pelo aperfeiçoamento dos fios ortodônticos, recentemente houve grandes progressos em relação ao desenvolvimento de novas ligas sob o ponto de vista de fabricação, controle e de excelência da biocompatibilidade. Esses fios ortodônticos devem ser capazes de permanecer por dias na cavidade bucal sem causar danos e sem interagir de forma infecciosa na cavidade bucal. O estudo propõe, comparar as características químicas e físicas de ligas em formatos de arcos ortodônticos de NI-TI e Aço Inoxidável, envelhecidas in vitro, em fluidos fisiológicos manipulados, analisando a rugosidade por meio de técnicas como: Microscopia Eletrônica de Varredura - MEV, Espectroscopia de Energia Dispersiva EDS, análise eletroquímica de potencial a Circuito Aberto, curva de polarização Cíclica para caracterização das superfícies. Os resultados não apresentaram tendência a repassivação pois é uma característica necessária para biomateriais.

Palavras Chave: comportamento, liga de Titânio e aço Inox, fios ortodônticos.

ABSTRAT

The technological evolution of the nozzle aesthetics processes, due to the improvement of the orthodontic wires, has recently made great progress in the development of new alloys from the point of view of the manufacturing, control and excellence of biocompatibility. These orthodontic wires should be able to remain for several days in the mouth cavity without causing damage and without interacting infectively in the mouth cavity. The study proposes to compare the chemical and physical characteristics of the alloys in orthodontic arches of NI-TI and Stainless Steel, aged in vitro, in manipulated physiological fluids, analyzing the roughness by means of techniques such as: Scanning Electron Microscopy (SEM) Dispersive Energy Spectroscopy (EDS), electrochemical analysis of Open Circuit potential and polarization curve and characterization of surfaces. The results showed no tendency to repassivation because it is a necessary feature for biomaterials.

Keywords: behavior, titanium alloy and stainless steel, orthodontic wires.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Fios de Níquel Titânio	17
Figura 2 Estruturas cristalinas: (a) CCC (B2) e (b) Monoclínica (B19') e (c) Diagrama de fases em equilíbrio do sistema Ni-Ti.....	30
Figura 3 Curva esquemática de potencial a circuito aberto com o tempo.....	46
Figura 4 Esquema de curva de polarização típica de aços inoxidáveis em meio ácido	47
Figura 5 Fluxograma demonstrativo da metodologia empregada.....	49
Figura 6 Fio comercial de Ni-Ti e Aço Inox.....	50
Figura 7 (A) Cortadora do tipo ISOMET 1000 da marca Buehler, (B) 40 amostras dos fios utilizadas para avaliação	50
Figura 8 (A) limpeza ultrasônica,(B) classificação das amostra NiTi e Aço Inox.....	51
Figura 9 Rugosímetro de contato portátil	51
Figura 10: (a) microscópio eletrônico de varredura – MEV e (b) imagem da superfície de fratura capturada pelo microscópio	52
Figura 11 solução utilizada para análise	53
Figura 12 Computador com o software utilizado para gerar os gráficos	53
Figura 13 Célula eletroquímica utilizada nos ensaios eletroquímicos: 1 – tampa acrílica, 2 - eletrodo de trabalho, 3 - eletrodo de referência, 4 – contra eletrodo	54
Figura 14 corpos de prova das ligas de NiTi e Aço Inox para ensaios eletroquímicos	54
Figura 15 gráficos comparativo entre a rugosidade do Aço Inox e da liga de NiTi antes do tratamento (A T) de envelhecimento.....	55
Figura 16 gráficos comparativo entre a rugosidade Aço Inox e da liga de NiTi depois do tratamento(D T) de envelhecimento	55
Figura 17 (A1) MEV da superfície com aumento de 1000X, (A2) espectro de EDS para área analisada do fio de Aço Inox	58
Figura 18 (B1) MEV da superfície com aumento de 1000X, (B2) espectro de EDS para área analisada do fio de Aço Inox	58
Figura 19 (C1) MEV da superfície com aumento de 1000X, (C2) espectro de EDS para área analisada do fio de Aço Inox	58
Figura 20 (D1) MEV da superfície com aumento de 1000X, (D2) espectro de EDS para área analisada do fio de Aço Inox	59

Figura 21 (E1) MEV da superfície com aumento de 1000X, (E2) espectro de EDS para área analisada do fio de NiTi.....	60
Figura 22 (F1) MEV da superfície com aumento de 1000X, (F2) espectro de EDS para área analisada do fio de NiTi.....	60
Figura 23 (G1) MEV da superfície com aumento de 1000X, (G2) espectro de EDS para área analisada do fio de NiTi.....	60
Figura 24 (H1) MEV da superfície com aumento de 1000X, (H2) espectro de EDS para área analisada do fio de NiTi.....	61
Figura 25 Curvas de potencial a circuito aberto com o tempo obtidas para os fios de Aço em meio fisiológico simulado	62
Figura 26 Curvas de potencial a circuito aberto com o tempo obtidas para os fios da liga de NiTi em meio fisiológico simulado	63
Figura 27 Curvas de potencial a circuito aberto com o tempo obtidas para os fios de aço inoxidável e a liga NiTi em eletrólito fisiológico simulado (25°C).....	63
Figura 28 Curvas de polarização cíclica obtidas para os fios de aço inox em meio fisiológico simulado a 1mV/s (4 replicatas).....	64
Figura 29 Curvas de polarização cíclica obtidas para os fios de NiTi em meio fisiológico simulado a 1mV/s (4 replicatas).....	65
Figura 30 Curvas de polarização obtidas para os fios de aço inoxidável e a liga NiTi em eletrólito fisiológico simulado (25°C).....	66

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 Fases evolutiva das ligas em relação aos fios ortodônticas.....	22
Tabela 2 Concentração iônica em vários tecidos do corpo humano.....	33
Tabela 3 Valores de pH do fluido de várias partes do corpo humano	33
Tabela 4 Potenciais bioelétricos do corpo humano	34
Tabela 5 Características da Técnica de Espectroscopia de Análise Dispersiva Utilizada na Análise Química de Micro-Região.....	41

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
1.1 HISTÓRICO DOS MATERIAIS METÁLICOS EM APLICAÇÕES ORTODÔNTICA.....	19
1.2 FIOS ORTODÔNTICOS	19
1.3 OBJETIVOS	18
1.3.1 Geral	18
1.3.2 Específicos	18
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	19
2.1 BIOMATERIAIS METÁLICOS.....	19
2.2 ASPECTOS GERAIS DA CORROSÃO	22
2.2.1 Influência dos elementos de liga	26
2.3 LIGAS DE TITÂNIO NA ORTODONTIA	28
2.3.1 Estrutura da liga de Titânio	28
2.3.2 Corrosão em ligas de Titânio	30
2.4 AÇOS INOXIDÁVEL E SUAS LIGAS NA ORTODONTIA	33
2.4.1 Aço Inoxidável e Suas Estruturas	34
2.4.2 Corrosão em aço inoxidável	35
2.5 RUGOSIDADE EM FIOS ORTODÔNTICOS	36
2.5.1 Rugosidade da superfície em meio líquido	36
2.5.2 Métodos	37
2.6 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA	38
2.7 ESPECTROSCOPIA DISPERSIVA DE RAIO-X POR DISPERSÃO EM ENERGIA (DRX OU EDS).....	40
2.8 ESTUDOS IN VITRO QUE AVALIARAM A LIBERAÇÃO DE Ni E Cr POR APARELHOS ORTODÔNTICOS.....	41
2.9 ENSAIOS ELETROQUÍMICOS	43
2.9.1 Preparação das soluções	44
2.9.2 Potencial de circuito aberto	44
2.9.3 Ensaios de polarização potenciodinâmica	45
3 MATERIAIS E MÉTODOS	47
3.1 CONDIÇÕES DAS AMOSTRAS.....	48
3.2 PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS	49
3.3 ANÁLISES DE RUGOSIDADE	50

3.4 CARACTERIZAÇÃO MICROESTRUTURAS DAS LIGAS	51
3.4.1 Procedimentos de Preparação das amostras para análise Microestrutural	51
3.5 ENSAIOS ELETROQUÍMICOS	52
3.5.1 Célula Eletroquímica	53
3.5.2 Eletrodos de Trabalho.....	54
3.5.3 Solução Eletrolítica de Trabalho	54
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	55
4.1 ESTUDO COMPARATIVO DO AÇO INOXIDÁVEL E DA LIGA NiTi POR MEIO DE UMA ANÁLISE DETALHADA EM FIOS ORTODÔNTICOS	55
4.2 COMPARAÇÃO DA CORROSÃO EM AÇO INOXIDÁVEL E LIGA DE NiTi ENVELHECIDA EM MEIO FISIOLÓGICO, ATRAVÉS DE:	55
4.2.1 Envelhecimentos in vitro em condição normal de uso.....	55
4.2.3 Rugosidade.....	56
4.2.4 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e Espectroscopia de Energia Dispersiva (EDS)	57
4.2.5 Potencial de circuito aberto.....	61
4.2.6 Curvas de polarização.....	63
5 CONCLUSÕES	66
6 PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS.....	66
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	67

1 INTRODUÇÃO

1.1 HISTÓRICO DOS MATERIAIS METÁLICOS EM APLICAÇÕES ORTODÔNTICA

Fatores importantes devem ser considerados na escolha dos metais ou ligas metálicas constituintes dos aparelhos ortodônticos. Tais fatores são a biocompatibilidade, as propriedades mecânicas, a empregabilidade e a resistência a corrosão e ao manchamento (KEDICI et al., 1998). Os materiais ortodônticos submetidos ao ambiente bucal devem transpor desafios decorrentes desta condição hostil, pois devem coexistir com a umidade, com as alterações de temperaturas e de pH decorrentes da digestão dos alimentos, que aceleram as taxas de corrosão destes materiais. A corrosão de ligas metálicas no ambiente bucal pode deteriorar as propriedades mecânicas dos aparelhos ortodônticos. Além disso, os produtos oriundos da corrosão destes metais ou ligas metálicas podem se deglutidos ou anexados à mucosa ou à superfície dentária, originando efeitos biológicos adversos.

A Ortodontia tem como princípios fundamentais a estética facial, a estabilidade, a eficiência funcional e a saúde dos tecidos periodontais. Na sua clínica diária, o ortodontista faz uso de diversos materiais, e na maioria dos casos, esses materiais incluem metais, ou mais corretamente falando, ligas metálicas. Contudo, somente usar não basta para se praticar uma Ortodontia de excelência, é essencial conhecer as propriedades mecânicas (física) e químicas dos metais, para assim poder otimizar seu uso (Jacob et al,2010).

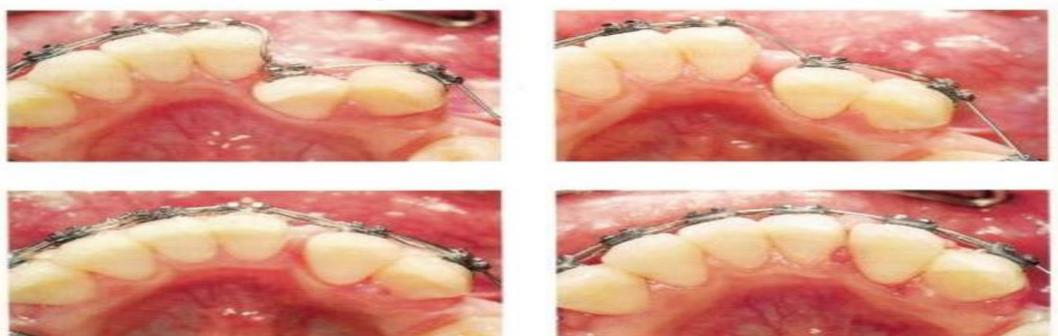
Apesar do grande número de marcas comerciais disponíveis no mercado, os fios ortodônticos mais utilizados se distribuem em quatro grupos básicos de ligas, sendo eles: o aço inoxidável, as ligas de níquel-titânio (Ni-Ti) com suas variações durante o processo de fabricação.

A liga de níquel-titânio (Ni-Ti) foi apresentada, pela primeira vez, por William Beuhle, no início dos anos 60, no Laboratório Naval Americano, em Silver Springs, Maryland. Foi desenvolvida basicamente na proporção de 55% de níquel e 45% de titânio, como parte de um programa espacial, e passou a ser chamada de Nitinol (derivado dos elementos que a compõem: 'ni' para níquel, 'ti' para titânio e 'nol' para Naval Ordnance Laboratory) (Bishara et al,1995).

A grande facilidade de deflexão dos fios de Níquel-Titânio é propícia para as etapas iniciais onde o apinhamento dentário é acentuado Figura 1, porém é desfavorável para as etapas finais do tratamento onde não é desejada deflexão do fio. Durante sua permanência na cavidade oral, os fios podem liberar níquel no meio,

porém não apresentam efeitos biológicos negativos significantes, entretanto, é importante que pacientes com sensibilidade ou alergia ao níquel não sejam expostos esse metal (Gursoy et al,2004) e (Huang et al, 2005).

Figura 1 – Fios de Níquel Titânio



Fonte: Huang et al, 2005

1.2 FIOS ORTODÔNTICOS

Os fios de aços inoxidáveis austeníticos nos espaços da odontologia são muito usados para procedimentos de correção no posicionamento dos dentes, os mesmos (fios), são utilizados pela capacidade de suas propriedades mecânicas de acordo com o fabricante, tendo como finalidade uma produção de movimentos semelhantes ao movimento fisiológico (GRAVINA et al, 2004), afirma que existindo atualmente fios de diversas composições metálicas, sendo as principais as ligas de NiTi e aço inoxidável (HERNANDEZ, 2014), partindo deste princípio, para os dias atuais, há uma ampla aplicação nas indústrias nos processos de fabricação de fios ortodônticos, embora os mesmos apresentarem boa resistência em meios corrosivos tanto em baixas como em altas temperaturas.

Nas famílias dos aços inoxidáveis austeníticos encontram-se os aços da série AISI 316L, que são os mais comuns entre os aços inoxidáveis austeníticos apresentando como principais constituintes ferro, cromo, níquel, molibdênio e manganês, com o objetivo de melhorar as propriedades mecânicas e principalmente sua resistência à corrosão, além desses, outros elementos como cobre, silício, alumínio, titânio, nióbio também podem ser adicionados para conferir, melhor resistência à corrosão (LIPPOLD & KOTECK, 2005).

A opção em realizar estudos comparativos sobre os fios ortodônticos a partir de materiais metálicos especificamente as ligas de aço inoxidável e Titânio, tem como base a busca de mais informações em relação ao processo de fabricação, dentre elas: estudos comparativos da corrosão, rugosidade, microscópio eletrônico de varredura, (MEV), (EDS) e Potencial de Circuito Aberto.

Outra característica indispensável nos estudos comparativos das ligas em estudo, se apresenta na aplicação dos biomateriais, nos quais já são conhecidas há algum tempo. Nesse contexto direcionado a especialidade de ortodontia, as ligas dos materiais vêm se desenvolvendo muito nos últimos anos. A utilização de dispositivos como fios, barquetes, haste, placas, fixadores e parafusos em lesões da arcádia dentaria, assim como endopróteses de gengivais, tem proporcionado recuperações mais rápidas de pacientes e até mesmo evitado a perda de dentes, situação essa que até pouco tempo seria inevitável dependendo da lesão ocorrida.

Com a intenção de proporcionar cada vez mais segurança e menos incomodo aos pacientes, tem-se nas últimas décadas desenvolvido materiais que, seguindo certos requisitos, tendem a ter mais resistência à corrosão, ao desgaste, a tensão entre outros, prolongando, portanto, a vida útil do dispositivo.

Os estudos relacionados com o desenvolvimento de biomateriais e aplicação de materiais metálicos, utilizados para implantes, envolvem a dedicação de áreas de conhecimentos distintas, tais como Química, Física, Biologia, Biotecnologia e Ciências dos Materiais.

Sob este ponto de vista a proposta do trabalho consiste em desenvolver estudos comparativos de ligas de NI-TI e aço inoxidáveis, sob o formato de arcos ortodônticos, envelhecidos em fluidos fisiológicos manipulados que representam a agressividade dos fluidos corpóreos.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Geral

Estudo comparativo das NI-TI e aço inoxidável em arcos ortodônticos envelhecidos em fluidos fisiológicos manipulados que representam a agressividade dos fluidos corpóreos.

1.3.2 Específicos

Comparação da corrosão em ligas de aço inoxidável e NiTi envelhecida em meio fisiológico, através de:

- Envelhecimento in vitro simulando a temperatura da cavidade bucal 37°;
- Análise de Rugosidade
- Análise MEV e EDS
- Ensaio de Potencial a Circuito aberto;
- Ensaio de Polarização;

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 HISTÓRICO DOS MATERIAIS METÁLICOS EM APLICAÇÕES ORTODÔNTICA

Pensar no uso de matérias metálicas para aplicações de correções dos dentes nas pessoas, certamente nunca foi uma prioridade revelada historicamente. Os primeiros registros do emprego de matérias metálicas para fins de correções cirúrgicas como experiências em alguns implantes, as mesmas estão registradas no século XVI, registrado por Petronius em 1565 (Apud Lopez 1993). Vale ressaltar que o uso de materiais metálicos eram para fins de implantes, ou seja, introdução de peças metálicas no corpo humano, onde na maioria das vezes eram sem sucesso, fatos ocorridos entre os séculos XVI à XIX, neste contexto então, Ludwigson (1964, apud Franker & Ruuff, 1977), apresenta o desenvolvimento dos implantes metálicos, em vários períodos da História: O período que antecede 1875, onde era utilizado os metais puros, como: ouro, prata e cobre, tal período, compreendido entre 1875 e 1925, foram finalmente os períodos que estiveram mais êxito com implantes. Não obstante, na década de 40 é que se inicia o uso de materiais metálicos empregados para o uso clínico ortodôntico em todo o mundo (Apud Burstone, C,J & Goldeberg 1980), sendo assim o aço inoxidável austenítico, passou a substituir os metais nobres, que até então, tinham um alto custo, a partir desse período sinaliza-se então, perspectivas significativas para o desenvolvimentos de outras ligas metálicas que estivessem diretamente ligadas com as aplicações ao corpo humano, dentre as especificidades aos implantes de fios ortodônticos, nos quais os mesmos fossem desenvolvidos a partir de padrões de segurança e obedecendo aspectos de cunho metalúrgico, industrial e químico para uma melhor perspectiva na aplicabilidade de correções dentárias em consultórios especializados.

2.2 FIOS EM ARCOS ORTODÔNTICOS

No caso específico desta pesquisa, atentaremos aos fios de aços inoxidáveis austeníticos e nos fios de Níquel Titânio usados nos espaços da odontologia e que são muito usados para procedimentos de correção no posicionamento dos dentes, os mesmos (fios). São utilizados pela capacidade de suas propriedades mecânicas e químicas de acordo com o fabricante, tendo como finalidade uma produção de movimentos semelhantes ao movimento fisiológico (GRAVINA et al, 2004),

atualmente fios de diversas composições metálicas estão sendo disponibilizadas no mercado, sendo as principais as ligas de NiTi e aço inoxidável (HERNANDEZ, 2014), partindo deste princípio, para os dias atuais, há uma ampla aplicação nas indústrias nos processos de fabricação de fios ortodônticos, “subtendendo” que os mesmos apresentam boa resistência em meios corrosivos tanto em baixas como em altas temperaturas.

Os aços inoxidáveis austeníticos incluem as séries das ligas 200 e 300, conforme designado pela American Iron and Steel Institute (AISI). As ligas da série 200 contêm altos níveis de carbono, nitrogênio, manganês e são utilizados em aplicações especiais, tais como onde a resistência descamação é necessária. Vale ressaltar que estas ligas contêm um menor teor de níquel do que as ligas da série 300 para equilibrar os altos níveis de carbono e nitrogênio. As ligas da série 300 são, de longe, as mais utilizadas das séries austenítica (LIPPOLD & KOTECKI, 2005).

Nas famílias dos aços inoxidáveis austeníticos encontram-se os aços da série AISI 316L, que são os mais comuns entre os aços inoxidáveis austeníticos apresentando como principais constituintes ferro, cromo, níquel, molibdênio e manganês, com o objetivo de melhorar as propriedades mecânicas e principalmente sua resistência à corrosão, além desses, outros elementos como cobre, silício, alumínio, titânio, nióbio também podem ser adicionados para conferir, melhor resistência à corrosão (LIPPOLD & KOTECK, 2005).

2.3 BIOMATERIAIS METÁLICOS

Os estudos relacionados à engenharia Industrial estão contidos o reconhecimento sobre o desenvolvimento de biomateriais, onde também está inserido a aplicação de materiais metálicos em implantes e em áreas de conhecimentos distintos, dentre eles: Química, odontologia Física, Biologia, Ciências dos materiais, biotecnologia dentre outros, ou seja, a importância no processo de aplicação dos biomateriais nos leva a refletir sobre uma perspectiva multidisciplinar de vários profissionais em seu uso final.

Do ponto de vista epistemológico, há relatos do uso em procedimentos cirúrgicos a partir do século XVI na Europa, onde se inicia as tentativas de aplicação de biomateriais metálicos. No final do século XIX tentou-se introduzir porções de metais dentro do organismo humano sem sucesso. O insucesso da experiência científica deveu-se a falta de conhecimento de assepsia que levou essa intervenção

por conta de infecção cirúrgica, somados aos problemas de rejeição dos materiais metálicos. Por volta de 1880, Lister introduziu as técnicas antissépticas cirúrgicas o que reduziu drasticamente os incidentes de contaminações, tornando-se a partir desse momento o uso, mesmo que de forma insipiente, pudesse distinguir a reação do tecido ao implante (GOTMAN, 1997).

Neste contexto, a pesquisa sobre biomateriais o assunto se expande rapidamente, nas últimas décadas devido a suas aplicações nas várias áreas especificamente médica e industrial (VAN NOORT, 1987).

O campo desses materiais é amplo, estima-se a existência de aproximadamente 2.700 (duas mil e setecentos) diferentes tipos de dispositivos médicos estendendo-se do coração artificial aos implantes ortopédicos (quadril, joelho, perna, braço e mão) e odontológicos (raízes de dentes, fios para correção ortodônticas), além de inúmeras outras aplicações (RUPP, *et al.*, 1996).

Não restam dúvidas em que os materiais metálicos necessitavam de um pouco mais de concentração nas pesquisas científicas nas definições de suas composições para que o processo evolutivo no uso em seres humanos fosse possível como demonstrado na Tabela 1 em fase das ligas de forma cronológica.

Tabela 1 - Fases evolutiva das ligas em relação aos fios ortodônticos

FASE	LIGAS	CRONOLOGIA
FASE I	Ouro	-Virada do último século ao início da década de 40
	Aço inoxidável	- Década de 40 em diante
FASE II	NiTi - Estabilizado	- Década de 70 em diante
	Beta-Titânio	- Década de 80 em diante
FASE III	NiTi superelástico (austenítico ativo)	-1985 em diante
FASE IV	NiTi Termodinâmico (martensítico ativo)	- Década de 90
FASE V	NiTi gradualmente termodinâmico	- Década de 90

Fonte: Evans & Durning, 1996.

As características desses materiais, também possuem elevada tenacidade e boa ductilidade. A elevada resistência à corrosão, os mesmos estão diretamente relacionados ao alto teor de cromo presente em sua composição (SILVA & MEI, 2006), precisa-se deixar claro que em relação aos fios ortodônticos, os mesmos sempre estão diretamente submetidos aos fluidos salivares bocal próprio do corpo humano. Em princípio o meio fisiológico pode parecer sem perigo a saúde, porém,

ele consegue, no decorrer do tempo, degradar significativamente a maioria dos materiais de considerável inércia química (Boschi, 1995). Levando em consideração a afirmativa, os fios ortodônticos são submetidos a esforços mecânicos cíclicos e estáticos, sendo assim, os materiais utilizados na fabricação dos fios devem reservar alguns requisitos proprietários, nos quais podem ser definidos na habilidade do material em desenvolver a função requerida e a compatibilidade do material com o corpo.

Neste contexto, se vê que os principais requisitos de definição as características do material estão pautadas nas altas resistências mecânicas e a degradação por meios fisiológicos, seja isoladamente ou por combinação com esforço cíclicos, estáticos e mecânicos.

A junção de alta resistência à degradação por corrosão combinada a alta resistência mecânica podem transformar-se alguns materiais metálicos em biomateriais, sendo assim, os mesmos, passam a ser preferidos na fabricação de fios ortodônticos pois são submetidos a esforços mecânicos rígidos no interior da boca. O uso confirma uma combinação de propriedades, dentre elas: relação custo benefício, boa aceitação do organismo, boa conformabilidade, alto grau de resistência mecânica e sustentação à corrosão, principalmente quando o componente usado deve permanecer no interior da boca por um período de 06 a 12 meses.

2.4 ASPECTOS GERAIS DA CORROSÃO

Corrosão é um processo eletroquímico, ou seja, uma reação química na qual ocorre a transferência de elétrons de um componente para outro, resultando na perda de propriedades essenciais do metal (VON FRAUNHOFER, 1997). A corrosão ocorre com a perda de íons do metal diretamente para a solução ou por uma dissolução progressiva da camada superficial deste metal. 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, K. et al, 2008).

Na oxidação ou reação anódica, os metais perdem ou cedem elétrons, 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 (VON

FRAUNHOFER, 1997; CALLISTER, 2002). No caso das ligas de titânio e dos aços inoxidáveis, a camada superficial de óxido tem a possibilidade de se renovar através 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).

Na corrosão podemos visualizar a formação de uma camada de material não metálico depositado sobre a superfície do metal (CALLISTER, 2002).

Quando o biomaterial encontra-se na cavidade bucal, a perda da sua camada protetora resulta em danos às propriedades mecânicas de dispositivos ortodônticos pela corrosão, causando perda de massa e enfraquecimento da estrutura dos mesmos (MATASA, 1995).

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

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. Um exemplo que podemos citar é a presença de camadas de ferrugem sobre o aço inoxidável. Este tipo de corrosão só é facilmente detectado quando grandes quantidades do material já foram dissolvidas (MATASA, 1995; CALLISTER, 2002; ELIADES & ATHANASIOU, 2002). Já a corrosão puntiforme ou por pite tem como característica básica um processo corrosivo localizado, formando pites ou poros na superfície do metal (CALLISTER, 2002; ELIADES & ATHANASIOU, 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 (MATASA, 1995; ELIADES & ATHANASIOU, 2002). Segundo Platt et al. (1997), 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.

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

No caso da corrosão intergranular, normalmente se tem uma desintegração que pode reduzir o material metálico a forma de grãos, levando à diminuição de suas propriedades mecânicas e à alteração de sua microestrutura (MATASA, 1995; CALLISTER, 2002). Os braquetes de aço inoxidável que contém 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 (CALLISTER, 2002; ELIADES & ATHANASIOU, 2002). Pode-se resultar com isso, numa fratura destes acessórios quando submetidos a esforços mecânicos (GENTIL, 1996).

A corrosão por fricção ocorre na interface de materiais metálicos submetidos ao atrito, sendo estes metais semelhantes ou não. A deterioração de materiais de aço inoxidável por este tipo de corrosão está ligada a perda da camada de proteção de óxido de cromo devido ao atrito entre as duas partes metálicas, levando a trinca e porosidades na superfície do material. Uma região que está sujeita a este tipo de corrosão é a área entre a canaleta e o fio nela encaixado (ELIADES & ATHANASIOU, 2002).

A corrosão induzida por microrganismos acontece quando estes são capazes de metabolizar os metais que constituem as ligas, independentemente do ambiente a que estão submetidos. Os *Bacteroides corrodens*, *Thiobacillus ferrooxidans* e o *Aerobacter sp.* 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; ELIADES & ATHANASIOU, 2002). 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 & ATHANASIOU, 2002).

Por fim, a corrosão galvânica é ocasionada quando dois materiais metálicos, com diferentes potenciais, entram em contato num mesmo eletrólito, ocasionando a troca de elétrons causada por esta diferença de potencial, o que vai originar um anodo e um catodo. A relação de área entre anodo e catodo deve ser considerada, visto que um par metálico com um anodo grande e um catodo pequeno vão gerar uma pequena taxa de corrosão devido à baixa densidade de corrente produzida (FERREIRA, 2005). Na cavidade bucal, este tipo de corrosão é relativamente comum devido à grande diversidade de materiais metálicos (diferentes restaurações metálicas, braquetes) que entram em contato (KAROV & HINBERG, 2001). Na Ortodontia, os braquetes 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 & SMITH, 1986).

Toms, 1988 relatou que a avaliação da taxa de corrosão e do dano provocado para o metal pode ser realizada de várias formas, dentre elas podemos citar: 1) perda de peso, que é o método mais antigo de se avaliar a corrosão, porém só tem validade quando a corrosão for perfeitamente uniforme e todos os produtos de corrosão devem ser removidos antes da pesagem; 2) profundidade do pite através de microscópio; 3) perda das propriedades mecânicas após a exposição; 4) aparência através de microscopia eletrônica; 5) alterações no meio corrosivo (mudanças de pH, aumento na concentração de íons metálicos); 6) método eletroquímico.

É mostrado na literatura que íons metálicos são liberados durante o tratamento ortodôntico, porém em níveis tão baixos quanto os ingeridos numa rotina alimentar diária. Alguns pacientes demonstram uma hipersensibilidade ao níquel quando expostos a ligas que contém este composto. Contudo, esta relação ainda não está inteiramente clara, e existem indícios de que o tratamento ortodôntico pode melhorar a tolerância do sistema imunológico ao níquel em pacientes sensíveis (HOUSE, K. et al, 2008).

Então, o impacto da corrosão no tratamento ortodôntico e na saúde dos pacientes ainda não se encontra bem entendido pela literatura, necessitando de futuros trabalhos para o melhor entendimento sobre os efeitos clínicos da corrosão (HOUSE, K. et al, 2008).

2.4.1 Influência dos elementos de liga

Os elementos de liga possuem características específicas e efeitos diferentes nas propriedades do aço. A combinação de efeitos dos elementos de liga assim como impurezas presentes determinam em qual classe este será inserido. A seguir será discutido a influência dos principais elementos de liga nas propriedades nas ligas de titânio e dos aços inoxidáveis.

Cromo (Cr): Estabilizador de ferrita. Tem como principal característica a formação da camada passiva de óxido que é responsável pela resistência à corrosão nos aços inoxidáveis. Com o aumento de cromo cresce a resistência a corrosão, bem como sua resistência a altas temperaturas (CHIAVERINI, 1990).

Níquel (Ni): O principal efeito da adição do níquel em aços inoxidáveis é a estabilização da austenita na estrutura (Figura 12). Além de estabilizar a austenita o níquel geralmente aumenta a ductilidade e a tenacidade. Níquel também é utilizado para formar compostos intermetálicos em aços Endurecíveis por precipitação, aumentando assim a resistência do material (LEFFLER, 2008).

Molibdênio (Mo): Favorece a formação de ferrita e aumenta a resistência mecânica. O molibdênio aumenta substancialmente a resistência a corrosão tanto localizada quanto geral. Podemos destacar também o favorecimento a fases secundárias em aços inoxidáveis ferríticos, duplex e austeníticos (LEFFLER, 2008). Também atua na diminuição da quebra de passividade (DOH, et al., 2003).

Cobre (Cu): O cobre aumenta a estabilidade da fase austenita. Além de aumentar a resistência a corrosão em certos tipos de ácidos. Nos aços Endurecíveis por precipitação, atua na formação de compostos intermetálicos que aumentam sua resistência mecânica (LEFFLER, 2008). Em aços inoxidáveis austeníticos o cobre pode ser utilizado como estabilizador de austenita porém a utilização deste elemento causa fragilização tornando inviável sua utilização para substituir o Níquel. (THORSTEN, 2012)

Manganês (Mn): Elemento assim como o níquel é promotor de austenita. Quando adicionado ao aço possui elevada capacidade de endurecimento assim como o níquel (ANTÓN, et al, 2003). Podemos também citar sua capacidade de melhorar a ductilidade a quente além de aumentar a solubilidade do nitrogênio no aço, por esse motivo é utilizado para obter altos teores de nitrogênio em aços inoxidáveis austeníticos (LEFFLER, 2008).

Silício (Si): Elemento que promove a estrutura ferrítica. (LEFFLER, 2008) A adição deste elemento pode causar um aumento da resistência a oxidação dos aços inoxidáveis quando na presença do manganês, o que contribui para o desenvolvimento de uma película rica em cromo. (SENDRICKS, 1996)

Carbono: Estabilizador de austenita. Com o aumento do carbono no aço ocorre um aumento na sua resistência mecânica, entretanto reduz a sua resistência a corrosão intergranular (LEFFLER, 2008), (FOLKHARD E., 1988). Nos aços inoxidáveis a presença deste elemento pode causar uma diminuição da resistência a corrosão devido a formação de carbonetos(LEFFLER, 2008).

Nitrogênio (N): Fortemente austenitizante. Aumenta a resistência a corrosão localizada especialmente quando combinado com molibdênio. Porém sua presença no aço pode causar uma fragilização no material reduzindo a tenacidade. Em aços inoxidáveis ferríticos pode causar uma diminuição da resistência a corrosão, isso devido a formação de nitretos de cromo (Cr_2N) (LIPPOLD & KOTECKI, 2005). Nos aços martensíticos, aumenta a resistência mecânica e a dureza, mas causa queda na tenacidade (LEFFLER, 2008). Elemento também pode ser relacionado a trinca quente em materiais. (RAO, SANDHYA, & MANNAN, 1993)

Enxofre (S): Geralmente é um elemento considerado contaminante. Na maioria dos processos siderúrgicos existe uma busca na diminuição da concentração deste elemento no aço líquido. É utilizado quando se deseja aumentar a usinabilidade do material. Contudo sua adição deve ser limitada devido ao efeito negativo na resistência a corrosão, ductilidade, soldabilidade e plasticidade do material (LIPPOLD & KOTECKI, 2005), (LEFFLER, 2008).

Titânio (Ti): Titânio é altamente formador de carbonetos, o que reduz o teor de carbono efetivo, promovendo assim a estrutura ferrítica. Em aços inoxidáveis ferríticos melhora a resistência a corrosão intergranular, assim como aumenta a tenacidade (LEFFLER, 2008;GUIDA, 2006).

Nióbio (Nb): O níobio é estabilizador de ferrita. Também é um forte formador de carbonetos. Em aços inoxidáveis ferríticos o níobio aumenta a resistência mecânica em altas temperaturas na fase inicial, depois de um certo tempo essa resistência diminui devido a formação de Fe_3Nb_3C (FUJITA, OHMURA, & YAMAMOTO, 2003).

2.5 LIGAS DE TITÂNIO NA ORTODONTIA

A liga de níquel-titânio, com composição 55 % p de níquel e 45% p de titânio, conhecida como Nitinol (Nickel Titanium Naval Ordinance Laboratory) foi desenvolvida em 1962, pelo U.S. Naval Ordinance Laboratory. Os pesquisadores buscavam um material não magnético, resistente à corrosão, de elevada dureza, para ser usado na confecção de ferramentas e armas de mão (PÉRTILE, 2005). A introdução dos fios de níquel-titânio na Ortodontia iniciou-se na década de 1970, por Andreasen (CHEN et al, 1992) e a partir da década de 1990 produtos de níquel-titânio passaram a ser comercializados e empregados também na medicina devido a sua superelasticidade e ao efeito memória de forma, propriedades completamente novas na época em comparação a ligas metálicas convencionais (RYHÄNEN, 1999).

Na Ortodontia as ligas de níquel-titânio são empregadas na fabricação de fios ortodônticos podendo ser divididas em dois tipos, em função da composição química da liga e do processo de fabricação, apresentando os fenômenos de memória de forma (arcos termoativados - liga martensítica ativa) e pseudoelasticidade (arcos superelásticos - liga austenítica ativa) que de acordo com alguns autores são de interesse para a área ortodôntica (MULLINS; BAGHY; NORMAN, 1996; OLTJEN et al., 1997; BRITTO et al., 2004)

Vários parâmetros, como a composição da liga, procedimentos de recozimento e condições de carregamento, podem melhorar o efeito de memória da forma (ERBSTOESZER et al, 2000).

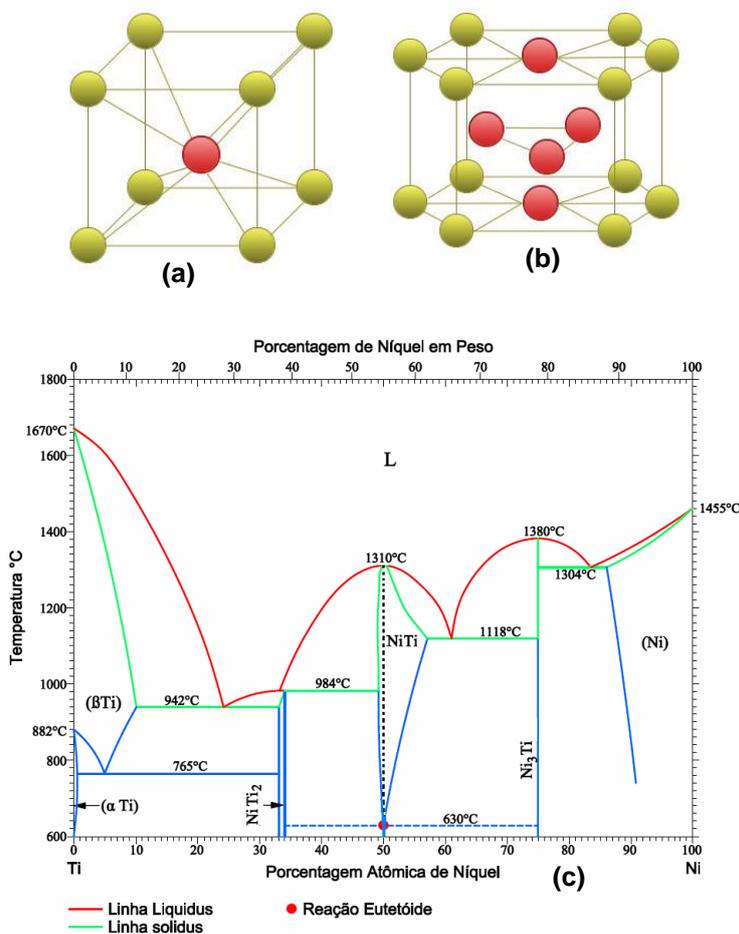
A grande facilidade de deflexão dos fios de Níquel-Titânio é propícia para as etapas iniciais onde o apinhamento dentário é acentuado, porém é desfavorável para as etapas finais do tratamento onde não é desejada deflexão do fio. Durante sua permanência na cavidade oral, os fios podem liberar níquel no meio, porém não apresentam efeitos biológicos negativos significantes, entretanto, é importante que pacientes com sensibilidade ou alergia ao níquel não sejam expostos esse metal (Gursoy S, 2004, Huang HH, 2005).

2.5.1 Estrutura da liga de Titânio

A fase matriz na liga equiatômica Ni-Ti apresenta uma estrutura cristalina Cúbica de Corpo Centrado (CCC) a temperatura ambiente (25°C) em condições de resfriamento em equilíbrio termodinâmico, conforme ilustrado na Figura 2 (a). Os parâmetros de rede para a estrutura monoclinica da martensita Figura 2 (b) para

uma liga Ni-49,75%Ti são $a = 2,889 \text{ \AA}$, $b = 4,120 \text{ \AA}$, $c = 4,622 \text{ \AA}$ e $\beta = 96,86^\circ$ e para a estrutura cúbica de corpo centrado é $a = 3,015 \text{ \AA}$. O diagrama de fases em equilíbrio para o sistema binário Ni-Ti é apresentado na Figura 2(c).

Figura 2– Estruturas cristalinas: (a) CCC (B2) e (b) Monoclínica (B19') e (c) Diagrama de fases em equilíbrio do sistema Ni-Ti.



O diagrama de equilíbrio Ni-Ti permite observar a presença de um domínio de estabilidade da fase austenítica em alta temperatura (acima de 630°C) também chamada de fase B2 que se caracteriza, para ligas mais ricas em Ni em relação à composição equiatômica, por uma forte variação do limite máximo de solubilidade do Ni com a temperatura. Para as ligas mais ricas em Ti relativamente à composição estequiométrica, a variação de solubilidade com a temperatura é muito mais reduzida. Esta configuração do domínio de estabilidade da austenita (B2) permite, para uma dada liga, a exploração da possibilidade de variação das temperaturas dos tratamentos de recozimento ou solubilização seguida de precipitação a diferentes temperaturas. As transformações de fase austenita-martensita são responsáveis

pelas propriedades das ligas com memória de forma. Essas transformações são processos não-difusivos, envolvendo fases sólidas que ocorrem com velocidades muito elevadas. Atribui-se suas causas à diferença de energia livre entre as estruturas constituintes envolvidas no processo, que induz modificações nas estruturas cristalinas. Enquanto a austenita (B2) possui uma estrutura cúbica de corpo centrado (CCC) bem ordenada que apresenta apenas uma variante (plano de hábito cristalograficamente equivalentes), a martensita monoclinica também chamada de fase B19' pode apresentar até vinte e quatro variantes para o caso mais geral, e sua estrutura depende do tipo de transformação sofrida pelo material. (Funakubo, 1987; Otsuka, 1999; Wasilevski, 1975; Wu, 2000).

Nas ligas Ni-Ti mais ricas em Ni ou naquelas em que o Ni é parcialmente substituído por elementos como o Co ou o Fe, a transformação martensítica (B19') é precedida por uma transformação intermediária. Esta fase intermediária, designada por fase (R), possui uma estrutura romboédrica. A sua estrutura pode ser vista como uma distorção da rede cúbica segundo uma das diagonais principais da célula unitária CCC da austenita (B2). Esta distorção da rede aumenta quando a temperatura diminui, mas, com o prosseguimento do resfriamento, surge à transformação martensítica (B19') à temperatura M_i .

Para um melhor entendimento das propriedades macroscópicas da liga Ni - Ti é importante entender os seus mecanismos de transformações microestruturais. No item 3.1.1 serão abordadas as principais propriedades Termofísicas e mecânicas da liga, no item 3.1.2 os mecanismos do efeito de memória de forma, no item 3.1.3 serão apresentadas as definições de super elasticidade ou pseudoelasticidade, e nos itens 3.3, 3.4 e 3.5 serão descritas transformações martensíticas, os tratamentos termomecânicos e os tratamentos térmicos empregados.

2.5.2 Corrosão em ligas de Titânio

A utilização de metais ou ligas metálicas para aplicações médicas e odontológicas requer condições estruturais e superficiais que propiciem funcionalidade e biocompatibilidade. A liga de Nitinol (NiTi) pode atender a estes requisitos através de tratamentos térmicos adequados e que resultem em propriedades mecânicas favoráveis à aplicações e resistência à corrosão elevada. Desta forma, busca-se definir as propriedades mecânicas e biológicas, bem como as possíveis aplicações das ligas de NiTi.

O titânio puro é um metal bastante reativo e extremamente oxidável, exigindo técnicas não convencionais de beneficiamento, fusão e fundição, explicando o porquê de seu alto valor de mercado. No meio biológico, o titânio é bem tolerado pelos tecidos, proporcionando grande aplicação biomédica e odontológica. A biocompatibilidade do titânio explica-se, em parte, pela formação de um denso óxido superficial e de caráter químico anfótero, que forma-se quando o titânio é exposto ao ar, gerando estabilidade em meios corrosivos. Apesar da boa tolerância pelo organismo, o titânio pode ser tóxico, devido ao fato de seus íons não permanecerem apenas nas proximidades de onde o metal foi implantado, sendo transportados pelos vasos sanguíneos e linfáticos, células e fluidos para tecidos distantes, podendo causar desde descoloração tecidual até necrose estéril (PONCIANO, 2010).

No meio bucal, alguns fatores são responsáveis pela corrosão, entre eles pode-se destacar: fatores microbiológicos, enzimáticos, térmicos, existência de correntes galvânicas, substâncias ingeridas e variações de pH e temperatura (PONCIANO, 2010).

O níquel puro é utilizado em ligas metálicas por causa de sua flexibilidade e baixo ponto de fusão, características que conferem à liga de NiTi um módulo de elasticidade próximo ao do osso. Os implantes odontológicos feitos unicamente em titânio possuem um módulo de elasticidade alto e incompatível com o tecido ósseo humano, havendo maior possibilidade de fratura.

Em metais e ligas metálicas, a resistência à corrosão é influenciada principalmente pelo fenômeno de passivação. A passivação ocorre em uma compacta cobertura chamada camada passivada, contendo o metal original, formando uma camada de óxido (amórfica ou cristalina) sobre o metal. O corpo humano é um meio agressivo e íons de cloro encontrado no plasma humano podem ser dissolvidos em pontos em que a camada não está completamente desenvolvida, formando um complexo metal-cloro que dissolvem fluídos dentro do corpo. Este resultado prejudica diretamente a passividade, podendo desenvolver corrosão por pitting e por cratera (Villarinho, 2010).

Estudos revelam que em alguns casos a corrosão pode alterar a quantidade de elementos presentes em uma determinada região da liga, mas existe interesse em ligas com baixo valor de teor de níquel na superfície, para melhoria da biocompatibilidade do material sem que ocorram perdas nas suas propriedades mecânicas (Dalla Corte, 2008).

O fluido do corpo humano consiste em uma solução aerada, contendo aproximadamente 1% de cloreto de sódio, com pequenas quantidades de outros sais minerais e compostos orgânicos a uma temperatura de 36 a 37°C, sendo assim, a corrosividade do corpo humano é semelhante à da água do mar aquecida e aerada. Sabe-se que a água do mar tende a causar corrosão localizada, incluindo ataque por fresta, pite e corrosão galvânica em certos materiais (RAMIRES, 2002).

A natureza química do corpo humano é muito complexa. Nesta situação, os processos de corrosão em implantes metálicos são muitas variáveis e significantes. Uma grande quantidade de sais e gases dissolvidos, proteínas e substâncias orgânicas estão presentes “*in vivo*”. Hodges e Black estudaram as substâncias presentes nos tecidos e fluídos humanos, com concentração descrita em unidades originalmente usada pelos autores, como apresentado na Tabela (BLACK, 1992).

Tabela2.5.2 – Concentração iônica em vários tecidos do corpo humano

Íon	Localização	Concentração em mM, exceto as indicadas
Cl	Plasma Sanguíneo	96 – 111
	Fluído extracelular	112 – 120
	Saliva	15 – 24,8
	Células Musculares	16 mmol/Kg
	Urina	188
	Humor Aquoso	366 mg/100g H ₂ O
	Córnea	268 – 312 mg/100g H ₂ O
Na ⁺	Plasma Sanguíneo	131 – 155
	Fluído extracelular	141 – 145
	Saliva	2,6 – 13
	Fluído das células musculares	10 – 27
	Urina	176
	Humor Aquoso	331 mg/100g H ₂ O
	Córnea	294 – 316 mg/mg H ₂ O
	Fluído intracelular	10 - 12

Fonte: Black, 1992.

O pH do meio também pode influenciar no aparecimento de pontos preferenciais de ataque. A Tabela 3 mostram os diferentes ph encontrados nos fluídos de várias partes do corpo humano.

Tabela 5.2.3 – Valores de pH do fluído de várias partes do corpo humano

Fluído	pH
Suco Pancreático	7,1 – 8,2
Urina	4,50 – 8,20
Sangue	7,03 – 7,78
Fluído Intersticial	7,00 – 7,78
Fluído Intracelular	6,80 – 7,00
Saliva	5,75 – 7,10

Fonte: Ramires, 2002.

As células e tecidos do corpo humano são eletricamente ativos entre si em processo de polarização e despolarização. Este fenômeno coletivo forma um efeito bioelétrico. A tabela 4 mostra os vários tipos de potenciais bioelétricos que podem ocorrer nos tecidos do corpo humano (LEE *et al*, 1971).

Tabela 5.2.4 – Potenciais bioelétricos do corpo humano

Tecido	Potencial (mV vs ECS)
Cartilagem	-1 a +22
Ossos	-2 a +7,6
Músculo	+1 a +12
Nervos (transmembrana)	-90 a +35
Nervos (via eletrodo remoto)	-0,4 a +1,4

Fonte: Lee *et al*, 1979

Processos celulares ativos também podem influenciar a corrosão, como por exemplo, em áreas onde ocorrem inflamações podem ter seus valores de pH mudados para valores mais ácidos, próximos a 4,5 (PARK, 1984).

Muitos metais e ligas empregados como biomateriais podem sofrer algum tipo de corrosão em presença de fluidos corporais, liberando íons potencialmente perigosos caso os períodos de exposição sejam longos. Acredita-se que os efeitos corrosivos dos fluidos corpóreos são devidos a processos químicos e eletroquímicos, e os produtos de corrosão se formam quando o metal ou liga se ioniza pelo processo de corrosão no corpo. Por exemplo, o vanádio, cobalto, molibdênio, níquel e cromo são suspeitos de serem tóxicos ou carcinogênicos (ZARDIACKAS, 1996; DAVIDSON, 1992).

Alguns materiais apresentam uma maior resistência à corrosão devido ao fenômeno da passivação. Este fenômeno é caracterizado por uma perda de reatividade do metal ou liga devido à formação de filmes superficiais sobre sua interface, geralmente óxidos. Os filmes de óxidos têm espessura de alguns nanômetros (10⁻⁹ m) e se formam sobre metais como Fe, Ni, Cr, Ti, Nb, Ta e suas ligas (GENTIL; 1996).

2.6 AÇOS INOXIDÁVEL E SUAS LIGAS NA ORTODONTIA

Os aços são ligas compostas por ferro-carbono, e, em geral, contendo menos de 1.7% de carbono (Souza,1982; Vieira, 1967). A liga é denominada aço inoxidável, quando o conteúdo de cromo da mesma excede 11%. Outros elementos químicos

podem estar presentes nesta liga, resultando em uma ampla variação de composições e propriedades dos aços inoxidáveis (Anusavice, 1998).

Os fios de aço inoxidável são muito utilizados em ortodontia, pois apresentam excelente soldabilidade e formabilidade, permitindo a execução de dobras com facilidade e precisão, podendo ser utilizados em diferentes estágios do tratamento. A alta rigidez e menores forças de atrito na superfície de encontro do braquete com o fio, em comparação com outras ligas, tornam o fio de aço indicado para o fechamento de espaços. Atualmente, estes fios podem ser encontrados em diferentes dimensões e geometrias de secção transversal (Anusavice, 1998; Ferreira 2001; Brantley e Eliades, 2001).

A fácil manipulação dessa liga a indica para a aplicação em diferentes fases do tratamento ortodôntico. O aço é utilizado nos estágios de tratamento cujo contorno dos arcos deve está estável, tendo em vista a manutenção das dimensões transversais dos arcos dentários. Quando comparado às demais ligas, a combinação da alta rigidez com o menor coeficiente de atrito na interface do fio/ranhura do braquete faz do aço o fio de eleição para o fechamento de espaços por deslizamento. Oferece também uma adequada resistência a corrosão.

2.6.1 Aço Inoxidável e Suas Estruturas

O aço inoxidável utilizado na ortodontia é uma liga metálica com estrutura cristalina do tipo austenítica. Os fios de aço inoxidável, devido a sua ótima formabilidade, permitem a execução de dobras com facilidade e precisão, e por isso podem ser utilizados em barquetes sem angulação e torque, onde o ortodontista irá introduzir nas dobras do fio, as ativações necessárias. Se destaca ainda por uma ótima soldabilidade e baixo coeficiente de atrito, além do baixo custo (QUINTÃO et al, 2009, GURGEL et al, 2001).

Não obstante, os aços Inoxidáveis Austeníticos, São ligas a base de ferro, cromo e outros elementos de liga como níquel, manganês, nióbio, molibdênio, titânio entre outros, os mesmos são concentrados, objetivando melhoras nas propriedades mecânicas com a finalidade de sua principal característica: A resistência à corrosão em diversos ambientes. A partir destas características é que se compreende o termo "inoxidável". Os aços inoxidáveis na maioria das vezes se demonstram por meio de concentração de cromo no mínimo de 10 a 12% em peso, o que confirma sua resistência a corrosão (Mariano, 1997). Os aços inoxidáveis podem ser classificados

como martensíticos, ferríticos ou austeníticos. Esta classificação foi estabelecida de acordo com os teores de cromo, níquel e carbono. Os aços martensíticos e ferríticos são essencialmente ligas de ferro e cromo. Já os austeníticos são ligas de ferro-níquel-cromo (Souza, 1982).

Os aços inoxidáveis austeníticos formados com liga a base de ferro e cromo com adição de elementos de liga de austenitizantes, como manganês, níquel e nitrogênio. Tal aços demonstram estruturas cúbica de face centrada (CFC), que confere aos mesmos a característica de ausência magnéticas. Os aços inoxidáveis austeníticos são muitas das vezes endurecidos por deformação plástica, possuindo altas temperaturas de conformação. Devido a essa combinação de propriedades os materiais se encontram em larga gama de aplicações, podendo ser utilizado em produtos de uso domésticos indo até à produtos industriais químicos, de alimentos, médicos, farmacêuticos entre outros (Mariano, 1997).

2.6.2 Corrosão em aço inoxidável

A resistência à corrosão dos aços inoxidáveis deve-se majoritariamente à formação de um filme fino superficial, camada passiva, em cuja composição apresenta essencialmente óxidos e hidróxidos dos principais metais presentes na liga. Os aços inoxidáveis apresentam em sua composição química elevados teores de cromo, o principal responsável pela formação da camada passiva, ou seja, o cromo é determinante para o aumento da resistência à corrosão. (Sourisseau et. al, 2005) afirma que o teor de cromo presente no óxido é proporcional ao presente na liga e teores superiores a 13% geram filmes passivos, compostos basicamente de hidróxido de cromo hidratado. Esta camada fina por ser aderente à superfície do metal inibe o processo de corrosão, mantendo a liberação de íons em níveis muito baixos. Esses aços apresentam, no entanto, suscetibilidade à corrosão localizada, embora apresentem boa resistência à corrosão generalizada (corrosão uniforme sobre toda a superfície). A presença de nitrogênio, intersticialmente alocado na célula unitária cúbica de face centrada dos aços inoxidáveis austeníticos aplicados em implantes, mesmo em pequenas porcentagens, confere um aumento significativo na resistência à corrosão por pites e frestas, além de promover uma melhoria significativa nas propriedades mecânicas.

2.6 RUGOSIDADE EM FIOS ORTODÔNTICOS

Como ponto de partida neste aspecto, a rugosidade representa um perfil linear de determinada superfície, geralmente é representado em escalas (para mensurar o tamanho) diferentes podendo ser analisadas seus posicionamentos horizontais e verticais.

Em algumas vezes, os erros micro geométricos de fios ortodônticos estão relacionados com as características de qualidade do material em sua plena utilização, neste sentido a medição de rugosidade merece um cuidado especial, pois os parâmetros que são seguidos determinados pelo fabricante dentro das normas da ISO International Organization for Standardization (Organização Internacional de Normalização), é bom lembrar que os parâmetros são de caracterização incompleta por conta da superfície advinda da usinagem.

Uma definição proposta por Hutchings (1992), em que a rugosidade consistiria de “irregularidades de pequena escala de uma superfície”, enquanto que erros de forma seriam “uma medida do desvio de forma de uma superfície de sua forma ideal (por exemplo, plana, cilíndrica ou esférica)”. O mesmo autor admite que a distinção entre dois conceitos é arbitrária, embora claramente envolva a escala de irregularidade paralela à superfície e também ondulação de uma superfície. Sua definição poderia ser admitida como toda ondulação periódica que esteja em uma escala intermediária entre rugosidade e o erro de forma.

2.6.1 Rugosidade da superfície em meio líquido

A rugosidade corresponde aos pontos de contato entre as superfícies que concentram toda a força entre elas (Oliveira, 2005). Assim, a rugosidade superficial tanto do fio quanto dos braquetes é um fator que contribui negativamente, na prática, para o deslizamento entre estas superfícies. Assim, alguns autores relatam que na prática, quanto maior a rugosidade, maior o atrito (Kusy e Whitley, 1990; Fisher-Brandies et al., 2003, Marques et al., 2010).

Os fios e braquetes ortodônticos, durante o uso clínico, ficam expostos à variações de Ph da boca, abrasão durante as escovações diárias, retenção de alimentos e placa dental, além da exposição a produtos de higiene bucal contendo fluoretos. Assim Huang (2006) em um estudo in vitro, verificou aumento da rugosidade na superfície dos fios de NiTi por microscopia eletrônica de varredura,

após imersão dos mesmos por 28 dias em solução de fluoreto de sódio a 0,05% e após escovação com pasta dental fluoretada.

Marques et al. (2010) estudaram as superfícies de fios retangulares 0,019"x 0,025" de aço inoxidável retirados da cavidade bucal após 8 semanas de uso e verificaram um aumento significativo de retenção de resíduos e aumento da rugosidade superficial. Os mesmos fragmentos foram deslizados por braquetes metálicos e foi verificado um aumento significativo das forças de atrito se comparados aos fios como recebidos do fabricante.

Outro fator que poderia afetar o atrito seria o ambiente contendo saliva. Na boca existe tanto o meio seco como o úmido. O ambiente seco ocorre quando a saliva é expulsa das superfícies de contato entre braquete e fio, deixando uma superfície "seca". Já o ambiente úmido é aquele em que a saliva envolve as superfícies (Kusy e Schafer, 1995).

Um estudo feito em ambiente seco e em imersão em saliva artificial, utilizando fios de NiTi e aço inoxidável, deslizados em braquetes cerâmicos e de aço inoxidável convencionais, mostrou que as superfícies imersas em saliva artificial apresentavam maiores forças de atrito estático. Além disso, o atrito foi maior nos fios de NiTi deslizados em superfície cerâmica (Pratten et al., 1990). Já Ho e West (1991) estudaram o deslizamento entre as superfícies fio/braquete em saliva artificial, utilizando fios de diferentes secções transversais e braquetes convencionais com angulações diversas. Os autores concluíram que as forças de atrito diminuíram com a lubrificação da saliva artificial, mas à medida que se aumentava a secção transversal dos fios e com a variação da angulação dos braquetes, a força de atrito também aumentava. lubrificação da saliva artificial, mas à medida que se aumentava a secção transversal dos fios e com a variação da angulação dos braquetes, a força de atrito também aumentava.

2.6.2 Métodos de Ensaio de Rugosidade

Com o desenvolvimento tecnológico, os métodos de medição de rugosidade superficial foram se expandindo e estão divididos em dois grandes grupos: métodos de contato e os de não contato.

Entre estas opções para a avaliação da rugosidade, a indústria, ainda, prefere a primeira opção. Isto é, os métodos de contato que utilizam um perfil apresentado

por um plano de corte da superfície para tomar como amostra representativa e realizar a avaliação.

Para a avaliação da rugosidade, um importante passo é a definição do tipo ou equipamento de medição, pois existem diferenças de metodologia cada tipo de equipamento. No caso dos microscópios são feitas medições considerando áreas quadradas com tamanhos pré-determinados, já na medição por interferômetro as leituras seguem as determinações dos equipamentos de contato.

2.6.2.1 Métodos de contato

Os métodos de contato têm uma utilização muito grande na indústria de uma forma geral, são executados tocando a superfície de medição e são normalmente realizados pelos rugosímetros, que registram o perfil de corte da superfície.

O método de medição se refere ao levantamento de perfis por medição de contato com apalpadores. Esse método consiste em apalpar a peça perpendicularmente as linhas de usinagem e à superfície, obtendo um corte no perfil da peça, permitindo que o perfil real seja obtido em um registrador gráfico e que sejam calculados os valores de rugosidade pelo processador do rugosímetro.

2.6.2.2 Métodos de não contato

São por de uma maneira ótica: microscópio de varredura eletrônica, e através de interferometria ótica em que o perfil da superfície é adquirido por meio de varredura de algum tipo de onda eletromagnética, dependendo do Nível de detalhamento exigido em relação a superfície analisada, deve-se observar e optar por apalpadores mais sutis, aplicando assim, os mesmos sistemas eletrônicos para obtenção de perfis, podendo ser aplicado para evitar erro de distorção na transição de um perfil.

2.7 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Durante a década de 30, ocorreram dois eventos que teriam profunda influência sobre o desenvolvimento da microscopia no século XX: o advento da televisão e do radar. Em ambos os casos, o conceito básico é o da varredura, e a consequente modificação da relação entre o objeto e sua imagem, de uma função geométrica para a de uma função temporal. Os pioneiros conceituais da microscopia

eletrônica de varredura foram Von Ardenne, na Alemanha (1938) e Zworvken nos EUA em 1943. A realização prática de um microscópio eletrônico de varredura (MEV) só veio muitos anos depois, através do trabalho do grupo de Oatley em Cambridge (1964). Para a realização de uma microscopia de varredura, podemos utilizar, em princípio, qualquer interação entre um estímulo e a matéria, que resulte em uma resposta que podemos captar por um sensor. Exemplifiquemos pela descrição do MEV: Um feixe de elétrons com cerca de 20 keV, gerado em um canhão similar ao do MET, é desmagnificado por um conjunto de lentes eletromagnéticas que agem como condensadores. Este feixe é focalizado sobre a amostra, e mediante bobinas defletoras, percorre uma varredura sobre pequena região da mesma. Como consequência, uma série de sinais é emitida, dos quais destacamos inicialmente elétrons secundários com cerca de 50 eV. Estes elétrons são captados por um detector cuja resposta modula o brilho de um tubo de raios catódicos, e que é varrido em sincronismo com o feixe eletrônico. Portanto, a cada ponto da amostra corresponde um ponto da tela, e nele é mapeada a resposta do objeto ao feixe de excitação. O aumento é obtido pela relação entre a área varrida sobre a amostra, e a área da tela do tubo. Diversas diferenças com relação à microscopia clássica tornam-se imediatamente aparentes. Não há uma lente objetiva que conecte pontos equivalentes no objeto e na imagem; esta conexão é feita através do sincronismo da varredura, que identifica a origem de um sinal adquirido, sem definição espacial, pelo detector. Portanto, não valem as considerações clássicas de Abbe, e devemos rever basicamente o conceito de resolução. É claro que a conceituação neste caso parte do diâmetro da sonda, que, em primeira mão, deveria definir a resolução. Portanto, o tamanho e definição do feixe são importantes, e considerações de aberrações das lentes condensadoras, apesar de menos críticas, devem ser levadas em conta. Mas o problema é mais complexo. Devemos também considerar a penetração do feixe na amostra, e a emergência dos sinais do interior da mesma. Vemos que a resolução depende do sinal utilizado. De todos, os mais comuns são os elétrons secundários, que oferecem melhor resolução espacial, e também melhor visão da topografia da amostra. Os elétrons retro refletidos, de energia praticamente igual à do feixe incidente, oferecem alguma informação sobre o número atômico do elemento considerado. É importante também mencionar, apesar de não se situar no escopo desta conferência, a exploração das informações resultantes da emissão de raios-X, baseado na lei de Moseley, que nos

possibilita, além de análises pontuais, o mapeamento da composição química da amostra. A possibilidade de utilização é muito maior do que a simples aquisição e exibição destes sinais. As grandes oportunidades introduzidas pela microscopia de varredura (em todas as suas formas) são a disponibilidade de um sinal e de uma imagem eletrônica, à qual podem ser aplicados a todos os recursos modernamente disponíveis para processamento de sinais e de imagens. Assim, destacamos os principais, como amplificação diferencial e alteração da intensidade de fundo; possibilidade de melhorar a relação sinal/ruído, sabidamente de fundamental importância na qualidade de imagens, através da amostragem múltipla e aumento do tempo de aquisição.

2.8 ESPECTROSCOPIA DISPERSIVA DE RAIO-X POR DISPERSÃO EM ENERGIA (DRX OU EDS)

Um dos fatores mais importantes sobre a análise química de micro-regiões nas ligas metálicas é o conhecimento da distribuição no volume de seus elementos químicos. Estes componentes podem estar distribuídos homoganeamente formando uma única fase ou particionados nos diversos constituintes microestruturais (fases e inclusões). Mesmo no caso de uma solução sólida, podem ocorrer como decorrência do processo de fabricação, variações de composições. A composição química dos constituintes microestruturais ao lado de sua estrutura cristalina, quantidade, tamanho, morfologia, distribuição e relação de orientações com a fase adjacente, tem efeito determinante nas propriedades do material. A determinação da composição química é o objeto fundamental da microanálise (PADILHA & AMBRÓSIO FILHO, 1985).

A Espectroscopia Dispersiva de Raios-X (EDX) é uma das principais técnicas de análise química de micro-região. A tabela 5 apresenta algumas características dessa técnica no que tange região, elementos e limite de detecção.

Tabela – Características da Técnica de Espectroscopia de Análise Dispersiva Utilizada na Análise Química de Micro-Região

Espectroscopia Dispersiva de Raios-X			
Região Seleccionável		Elementos Analisáveis	Limite de Detecção
Diâmetro	Profundidade	Número Atômico	% Atômica
> 1 – 2 μm	> 2 μm	> 11	~ 0,1%

Fonte: Padilha & Ambrósio Filho, 1985.

A Espectroscopia de Energia Dispersiva tem como característica gerar um mapa espacial com informações de análise quantitativa elementar para elementos com número atômicos menores que 11. Contudo a profundidade da análise com EDS está na ordem de 2 μm . Assim a superfície é analisada acima de muitas camadas de átomos.

2.9 ESTUDOS IN VITRO QUE AVALIARAM A LIBERAÇÃO DE Ni E Cr POR APARELHOS ORTODÔNTICOS

As ligas metálicas empregadas em ortodontia são inerentemente susceptíveis à corrosão, devido à sua estrutura heterogênea. O comportamento corrosivo das ligas metálicas depende da sua interação eletroquímica com o meio ambiente. A cavidade oral constitui-se de um ambiente iônico que pode promover o depósito e a redução dos metais da superfície, tornando o problema da corrosão uma área de constante interesse em ortodontia. Diversos estudos *in vitro* foram conduzidos com o propósito de avaliar diferentes variáveis de interesse dentro do processo de corrosão. Dentre eles, trabalhos relevantes para o presente estudo encontram-se mencionados a seguir.

Barret, Bishara e Quinn (1993) avaliaram a taxa de corrosão *in vitro* de um aparelho ortodôntico convencional que consistia de bandas, braquetes e fios de aço inoxidável e de níquel-titânio (NiTi). Os marcadores para corrosão foram os íons Ni e Cr. Os aparelhos foram imersos em 100ml de saliva sintética a 35°C por 28 dias. Dez arranjos idênticos foram utilizados, cada um simulando um aparelho ortodôntico completo utilizado no arco dentário superior. Cinco arranjos continham fios de aço inoxidável e cinco continham fios de níquel-titânio (NiTi). A liberação de íons Ni e Cr foi quantificada por meio de espectrometria de absorção atômica. A cada intervalo de 7 dias, a solução de saliva foi substituída e analisada. Os resultados indicaram que a liberação de Ni decaiu após 7 dias e, em contrapartida, a taxa de liberação de Cr aumentou durante as duas primeiras semanas, mas estabilizou-se durante as semanas seguintes. Houve grande variância nos resultados. As taxas de liberação de Ni e Cr por arranjos com fios de aço inoxidável e de NiTi não foram significativamente diferentes. Para ambos os fios, a taxa de liberação de Ni foi em média 37 vezes maior que a de Cr.

A liberação de elementos por oito tipos de ligas metálicas odontológicas em cultura de células durante 10 meses foi avaliada por Wataha e Lockwood (1998). O

meio de cultura de células foi substituído a cada 30 dias e analisado por espectrometria de absorção atômica. Os resultados apontaram que a liberação de elementos continuou durante os 10 meses e foi aparentemente constante durante a maior parte do experimento. Uma alta liberação inicial era esperada, mas não foi verificada. A maioria das ligas atingiu uma taxa de liberação constante após 100 dias do experimento. A liberação de elementos da liga metálica não foi baseada em seu conteúdo na liga.

Com o propósito de determinar os efeitos do pH do ambiente oral na corrosão de metais e ligas odontológicas de diferentes composições, Bayramoglu et al. (2000) realizaram um estudo utilizando métodos eletroquímicos. O efeito do pH na corrosão de ligas odontológicas foi dependente de sua composição. A dissolução de íons ocorreu em todos os pHs testados. O Cr, em algumas ligas metálicas, apresentou-se passivo, mostrando equilíbrio nos três diferentes valores de pH. O Ni, por sua vez, mostrou-se passivo em pH 10,8, porém dissolveu-se em Ni(II) em pH 2,4 e 5,6. Os autores concluíram que as ligas de Ni e Cr mostraram resistência à corrosão em comparação com outras ligas metálicas.

Huang, Yen e Kao (2001) compararam a liberação de íons metálicos por braquetes novos e reciclados imersos em saliva sintética e em soluções de diferentes pHs durante 12 semanas. Após este período, Ni, Cr, Fe e Mn (mangans) foram detectados por absorção atômica e a superfície dos braquetes foi analisada por microscopia eletrônica de varredura. Os autores verificaram que: (1) os braquetes reciclados liberaram mais íons que os braquetes novos, (2) maiores quantidades de Ni, Fe e Mn foram liberadas em saliva sintética que nas demais soluções, (3) a liberação de íons em pH 4 foi maior que em pH 7 e 10, (4) a quantidade total de íons liberados aumentou com o tempo.

Hwang, Shi e Cha (2001) mensuraram a liberação de metais por aparelhos ortodônticos em saliva sintética. Para tal, os autores utilizaram um aparelho ortodôntico simulado, correspondente àquele instalado em um hemiarco dentário superior, e mergulharam-no em 50ml de saliva sintética (pH $6,75 \pm 0,15$, 37°C) por 3 meses. Os braquetes, bandas e tubos utilizados foram fabricados pela Tomy® (Tóquio, Japão). Quatro grupos foram estabelecidos de acordo com o fabricante e o tipo de metal dos fios .016x.022". Os grupos A e B foram compostos por fios de aço inoxidável das marcas Ormco® (Glendora, EUA) e Dentaurum® (Ispringen, Alemanha), respectivamente, e os grupos C e D foram compostos pelo fio Copper

NiTi da Ormco® e pelo fio Bioforce Sentalloy da Tomy®, respectivamente. Foi medida a liberação de íons por cada grupo em função do tempo de imersão. As conclusões foram: (1) não houve aumento da quantidade de liberação de Cr após 4 semanas no grupo A, 2 semanas no grupo B, 3 semanas no grupo C e 8 semanas no grupo D e (2) não houve aumento na quantidade de Ni liberada após 2 semanas no grupo A, 3 dias no grupo B, 7 dias no grupo C e 3 semanas no grupo D. Durante o período de 3 meses de estudo, observou-se um decréscimo na liberação de metais com o decorrer do tempo.

Shin, Oh e Hwang (2003) submergiram e incubaram um aparelho ortodôntico fixo simulado em saliva sintética por períodos de até três meses. Para tal, utilizaram dois tipos de fios de aço inoxidável e dois tipos de fios de NiTi. Os autores determinaram a corrosão superficial dos fios macroscopicamente e por meio de microscopia eletrônica de varredura e espectrometria. Os depósitos sobre os fios foram identificados por difração de R-X. Foi observada uma corrosão uniforme nos fios de aço inoxidável e uma mudança suave de coloração nos fios de NiTi sob as ligaduras de aço inoxidável. Os produtos de corrosão nos fios de aço inoxidável aumentaram com o período de imersão e um filme superficial de óxidos pôde ser facilmente desprendido da matriz. Os autores afirmaram que esta corrosão pode enfraquecer o arco ou a solda, levando-o à fratura. Os fio de NiTi, entretanto, não apresentaram corrosão, nem alterações na morfologia superficial. Sendo assim, os fios de NiTi foram significativamente mais estáveis e resistentes à corrosão que os fios de aço inoxidável. Portanto, os estudos de liberação de íons metálicos por aparelhos ortodônticos são heterogêneos; variam quanto aos tipos de ligas metálicas, quanto aos fabricantes avaliados e quanto aos aspectos metodológicos, por exemplo, quanto ao tipo de solução empregada. Isto torna complexa a interpretação dos dados e a comparação dos dados entre si.

2.10 ENSAIOS ELETROQUÍMICOS

O comportamento eletroquímico das ligas de TiNi e Aço inox, em Solução salina, saliva artificial, saliva artificial floretada e ácido láctico foi estudado por ensaios de potencial a circuito aberto e curvas de polarização cíclica nas dependências do Laboratório de corrosão da universidade federal do Pará LC - UFPA.

As técnicas eletroquímicas foram utilizadas para a investigação dos mecanismos dos processos eletródicos e da corrosão. As vantagens oferecidas

pelos métodos eletroquímicos referem-se à possibilidade de serem aplicados em estudos *in vitro* em meios agressivos.

Todos os ensaios foram realizados à temperatura ambiente, iniciado imediatamente após a imersão dos eletrodos na solução e no mínimo com cinco repetições, para se avaliar melhor a repetibilidade das curvas.

Os ensaios de polarização foram realizados em uma faixa de potencial de $-1,0 \text{ V} - 2 \text{ V} - 1 \text{ V}$. A velocidade de varredura para todos os ensaios foi de $0,001 \text{ VS}^{-1}$.

Os potenciais aplicados foram selecionados em um software, que através da interface os envia ao potenciostato. O potencial é aplicado à célula eletroquímica e a corrente é convertida num potencial proporcional que é enviado à interface para ser medido. O sinal proporcional à corrente chega a interface diretamente e, também, após passar por um ou dois estágios de filtro, conforme selecionado no programa. O filtro é do tipo passa-baixa com constante de tempo de 25 mili-segundos por estágio. As escalas de corrente são selecionadas através do programa e permitem uma sobrecarga de 60% sem distorção, sendo que acima deste limite os valores medidos não mais representarão a corrente real.

2.10.1 Preparação das soluções

Para os ensaios de polarização potenciodinâmica foi utilizada solução 0,5 M de ácido sulfúrico; já os ensaios de polarização cíclica foram conduzidos em solução 3,5 % em peso de cloreto de sódio. Todas as soluções foram preparadas com reagentes padrão analítico e água destilada e deionizada, e foram utilizadas na condição naturalmente aerada. Após no máximo cinco ensaios as soluções eram descartadas, para evitar contaminações.

2.10.2 Potencial de circuito aberto

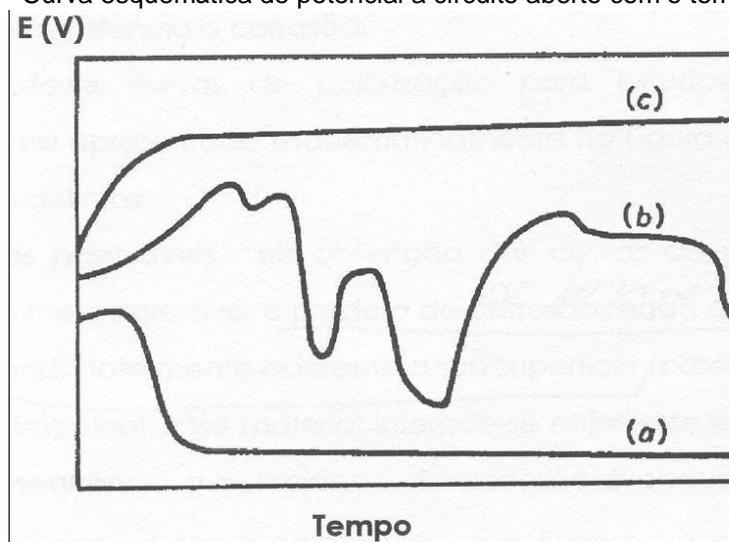
As medidas de potencial de circuito aberto com o tempo têm como objetivo verificar a estabilidade do sistema no meio empregado, obtendo assim informações sobre o comportamento químico dos materiais.

A utilização das medidas de potencial de circuito aberto entre uma liga metálica e um determinado meio no qual está imerso serve para verificar que grupos

de materiais são pouco resistentes, moderadamente resistentes ou muito resistentes à corrosão frente ao eletrólito utilizado (HOAR, 1966).

Na Figura 3, a curva “a” esquematiza o potencial x tempo para uma liga metálica, mostrando ruptura de filme e corrosão generalizada, logo que a liga é exposta em solução salina aerada. A curva “b” mostra o comportamento de uma liga que após um período inicial de espessamento do filme, sofre ruptura do filme e corrosão por pite. A curva “c” mostra o comportamento de uma liga metálica, na qual depois do filme formado, torna-se um tanto espesso e permanece intacto. Das curvas mostradas, as ligas metálicas que se comportam conforme a curva “c” são materiais com boa resistência à corrosão e muito estáveis quando usadas em meios agressivos (HOAR, 1966).

Figura 3 – Curva esquemática de potencial a circuito aberto com o tempo



Fonte: (HOAR, 1966).

2.10.3 Ensaio de polarização potenciodinâmica

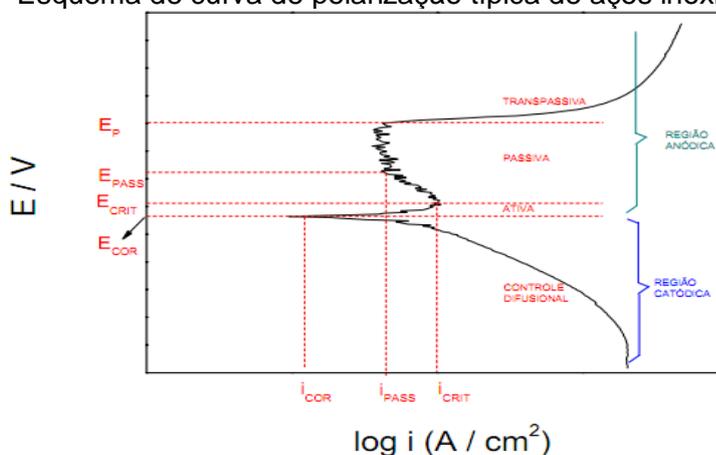
As reações eletroquímicas que podem ocorrer na interface de um corpo de prova dependem do potencial de eletrodo a que a superfície está submetida, e o estudo destas reações pode ser feito através da relação entre o potencial aplicado e a corrente gerada nas reações eletroquímicas (anódicas e catódicas) que se desenvolvem. Assim, a varredura contínua de potencial e o correspondente registro da corrente gerada permitem o estudo do comportamento eletroquímico de um material, gerando a curva de polarização deste material WOLYNEC, 2003.

A polarização potenciodinâmica é a técnica para a obtenção de curvas de polarização, e prevê a varredura contínua do potencial, iniciando-se ou no potencial

de corrosão (aquele que se estabelece quando da imersão do material na solução, também chamado de potencial de circuito aberto) ou em potenciais onde predominam reações catódicas (aqueles menores que o potencial de corrosão), elevando-se o potencial a taxa de varredura constante. A velocidade de varredura, a composição da solução, o tempo de imersão anterior a varredura de potencial e a temperatura de ensaio podem influenciar a forma das curvas de polarização WOLYNEC, 2003 A corrente, nas curvas de polarização, é mostrada em valores absolutos, e é dividida pela área de material exposta às reações, utilizando-se do conceito de densidade de corrente. A curva de polarização potenciodinâmica sob controle potencioestático é uma técnica muito utilizada em estudos de corrosão, uma vez que importantes informações podem ser obtidas, tais como, potencial de corrosão, potencial de passivação, entre outros WOLYNEC, 2003.

Essa curva é obtida em uma lenta varredura linear de potencial para valores mais positivos. A curva experimental obtida utilizando este procedimento denomina-se curva de polarização potenciodinâmica ou quase estacionária. A Figura 4 ilustra um exemplo de tal curva. Inicialmente na escala de potencial está dividido entre as regiões catódicas e anódicas, identificadas como região ativa, passiva e transpassiva. Na região catódica, a intensidade de dissolução do metal pode ser lenta com pequeno ataque eletroquímico, isto dependendo do pH da solução eletrolítica, da composição química da liga e de outros fatores que influenciam o ataque eletroquímico.

Figura 4 - Esquema de curva de polarização típica de aços inoxidáveis em meio ácido.



Fonte: WOLYNEC, 2003

Na ocorrência simultânea dos processos catódico e anódico, estabelecem-se as correntes catódica (i_c) e anódica (i_a) na superfície do metal,

conduzindo-se a um potencial de equilíbrio, o potencial de corrosão (E_{cor}), entre a região catódica e anódica, conforme observado na Figura 4.

O potencial de corrosão (E_{cor}) pode ser definido como aquele em que a taxa de oxidação é exatamente igual à taxa de redução, o potencial a partir do qual se inicia o processo de corrosão metálica. No E_{cor} as correntes catódicas (i_c) e anódica (i_a) são iguais em magnitude compondo a corrente de corrosão (i_{cor}).

A partir de E_{cor} , observa-se na Figura 4 que a medida que aumenta-se o potencial, a densidade de corrente também aumenta (esta medida de densidade de corrente é diretamente proporcional a taxa de corrosão) até serem atingidos os valores de potencial crítico de passivação (E_{crit}) e a de densidade crítica de passivação (i_{crit}), na qual a transição ativo-passivo ocorre. O intervalo de potencial de E_{cor} e E_{crit} representa a primeira divisão da região anódica, denominada de região de dissolução ativa, que é caracterizada pela adsorção ativa do oxigênio presente na solução. Na segunda divisão da região anódica, a formação de uma película de óxido sobre a superfície do metal faz com que ocorra um equilíbrio dinâmico entre a superfície metálica e os íons em solução, ou seja, a velocidade de formação da película passiva é praticamente igual à velocidade de dissolução desta.

A região passiva, que corresponde à segunda divisão da região anódica, inicia-se no potencial crítico de passivação (E_{crit}) e estende-se até o potencial de pite (E_p), apresentando uma densidade de corrente mínima de passivação (I_{pass}). Após atingir um determinado valor de potencial, o potencial de pite (E_p), este equilíbrio deixa de existir e o material metálico volta a apresentar dissolução devido à ruptura da película passivadora superficial. Esta região é denominada de transpassiva.

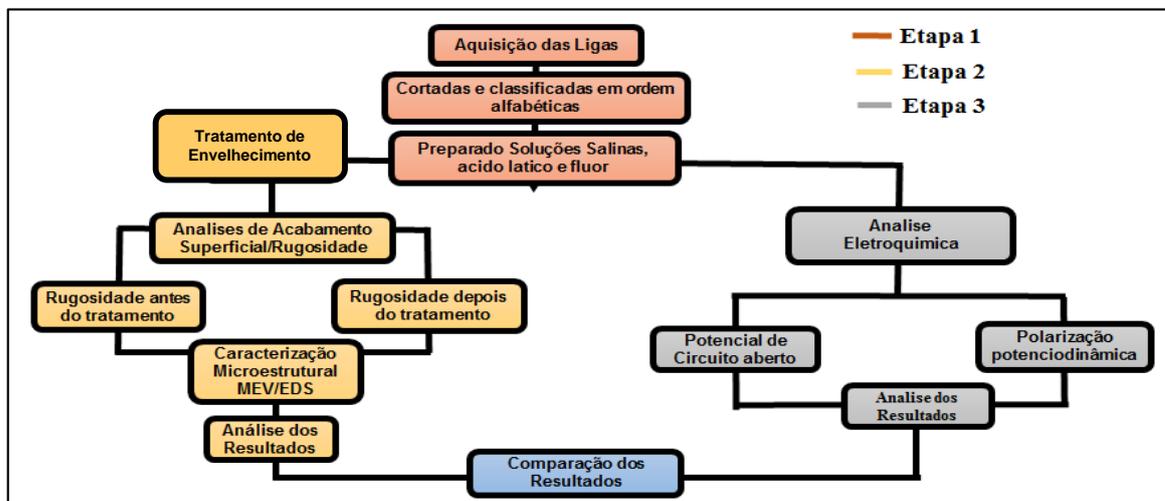
Quanto menores os valores de densidade de corrente crítica de passivação (I_{crit}) e o potencial crítico de passivação (E_{crit}) maior a facilidade o material metálico terá para se passivar, em um determinado meio. Quanto menor a densidade de corrente de passivação (I_{pass}), menor será a taxa de corrosão na passividade. A densidade de corrente (i_{cor}) é um parâmetro que permite relacionar, a partir de uma curva de polarização, os resultados dos testes eletroquímicos de corrosão ao tempo de vida útil do material no meio.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste trabalho foram utilizadas amostras de arcos de fios ortodônticos A-W-SE022002 arco super elástico de NiTi modelo Ovoid inferior e A-W-SS022001 Aço

Inox modelo Ovoid superior, disponíveis no mercado. Na Figura 5 verificamos o fluxograma com a metodologia empregada para o desenvolvimento do presente estudo em três etapas

Figura 5 - Fluxograma demonstrativo da metodologia empregada



Fonte : Do Autor,2017

3.1 CONDIÇÕES DAS AMOSTRAS

Os arcos ortodônticos de Ni-Ti e aço inox utilizados para os experimentos, são da marca Universo Odonto Figura 6 com dimensões 0,20 mm de diâmetro por 15 mm de comprimento. Estes arcos os mais comercialmente utilizados em consultórios de Odontologia em todo o Brasil. São arcos ortodônticos de boa qualidade e disponibilidade no mercado.

Para o estudo foi realizado a análise da rugosidade pelo rugosímetro digital e por microscopia eletrônica de varredura. (MEV), análise química composicional semiquantitativa por espectroscopia dispersiva de raio X (EDS), análise eletroquímica com potencial a circuito aberto e polarização cíclica, todos realizados antes e depois do envelhecimento das ligas de NITI e aço inoxidável.

Figura 6 - Fio comercial de Ni-Ti e Aço Inox

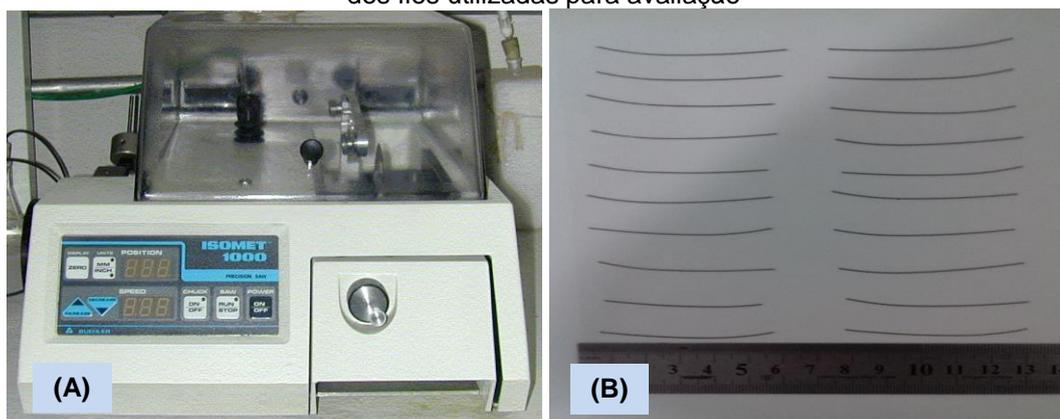


Fonte: Do Autor,2017

3.2 PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS

A primeira etapa executada trata do corte da liga de NiTi e Aço Inox na forma longitudinal. Para o mesmo foi utilizado um disco de diamante em uma cortadora do tipo ISOMET 1000 da marca Buehler e amostra dos fios Figura 7, com fluido refrigerante especial ISOCUT PLUS – Cutting Fluid também da marca Buehler no laboratório de química da UFPA. A rotação empregada para os cortes foi de 300 rpm.

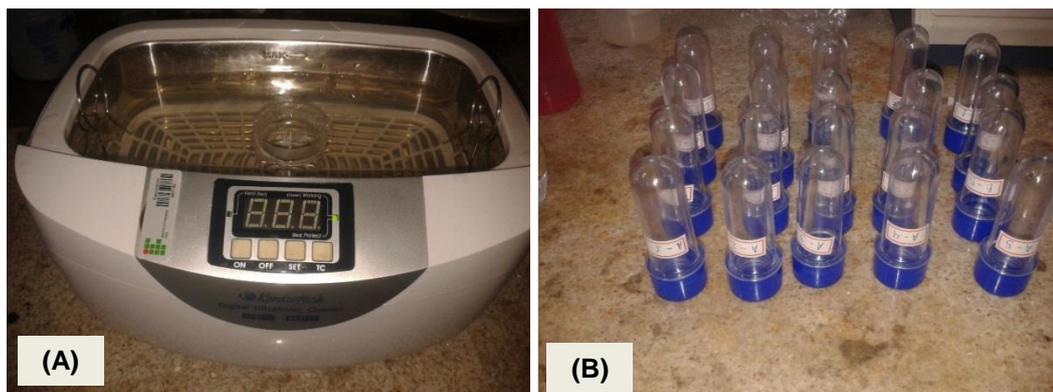
Figura 7 - (A) Cortadora do tipo ISOMET 1000 da marca Buehler, (B) 40 amostras dos fios utilizadas para avaliação



Fonte : Do Autor,2017

As amostras foram limpas de acordo com as seguintes etapas: primeiramente foi realizada lavagem manual com gaze e sabão (DET LIMP S 32) e enxaguados em água corrente. Com o auxílio de Becker, foram colocados em cuba ultrassônica Figura 8(A), foi realizada imersão 20 minutos, seguida de lavagem com água destilada e imersão em álcool isopropílico .E Concluído este processo, foi realizada secagem em estufa a 160°C por 30 minutos e em seguida foi feita a classificação Figura 8 (B) das amostras de NiTi e Aço Inox. .

Figura 8- (A) limpeza ultrassônica, (B) classificação das amostra NiTi e Aço Inox.



Fonte : Do Autor,2017

3.3 ENSAIO DE RUGOSIDADE

A verificação da rugosidade foi realizada um rugosímetro portátil de marca TR200 no laboratório de inspeção do IFPA. Em temperatura ambiente. O procedimento foi aplicado em todas as amostras antes e depois da imersão nos fluidos de envelhecimento que foram solução floreada, solução salina, saliva artificial e solução com ácido láctico.

Sendo um dos principais métodos de análise quantitativa da rugosidade superficial, ainda que o rugosímetro Figura 9, por ter um caráter invasivo, apresenta a capacidade de alterar a superfície do arco ortodôntico durante a avaliação. Uma forma de contornar o caráter invasivo dos testes realizados pelo rugosímetro é a obtenção dessas medidas, que é uma técnica não-invasiva de avaliação tridimensional de superfícies, caracterizando com boa precisão o perfil superficial além de ter a capacidade de realizar medições. Por ser uma técnica não invasiva, tem a capacidade de manter intacta a topografia superficial durante o ensaio. Assim, alguns trabalhos mostram não haver diferenças significantes entre os resultados de rugosidade obtidos por meio do rugosímetro digital e os resultados obtidos pelo MEV sendo os mesmos compatíveis.

Figura 9 – Rugosímetro de contato portátil



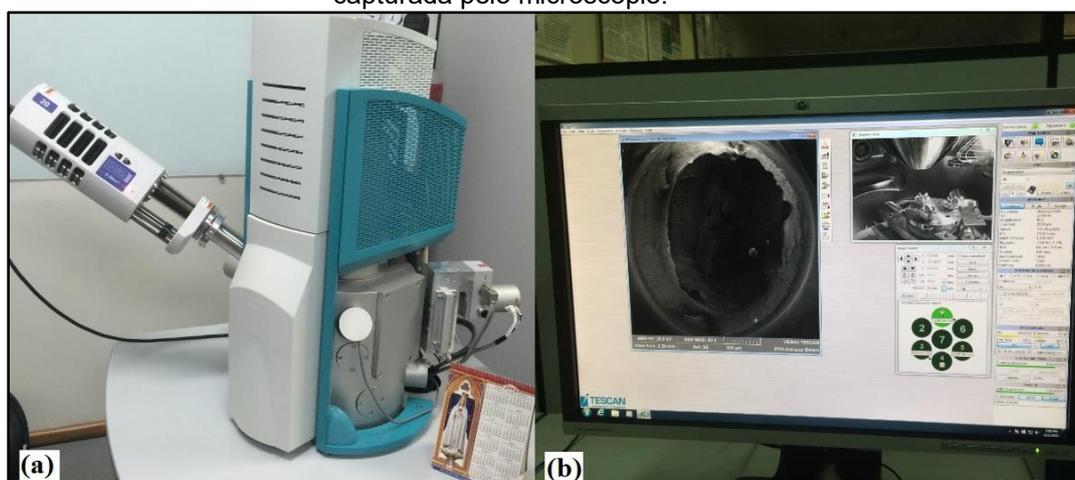
Fonte : Do Autor,2017

3.4 CARACTERIZAÇÃO MICROESTRUTURAIS DAS LIGAS

3.4.1 Procedimentos de Preparação das amostras para análise Microestrutural

A Figura 10 mostra o microscópio eletrônico de varredura (MEV) utilizado para a caracterização microestrutural do IFPA. Nesta caracterização, tem-se a preocupação de avaliar o aspecto das amostras microscopicamente por meio do detector de elétrons secundários das ligas, por observação através do detector de elétrons retro espalhados, que torna possível observar a distribuição e aspectos das fraturas onde se encontram as microcavidades. Além disso, realizou-se análise semi-quantitativa por espectroscopia de energia dispersiva (EDS) das fases presentes.

Figura 10 - (a) microscópio eletrônico de varredura – MEV e (b) imagem da superfície de fratura capturada pelo microscópio.

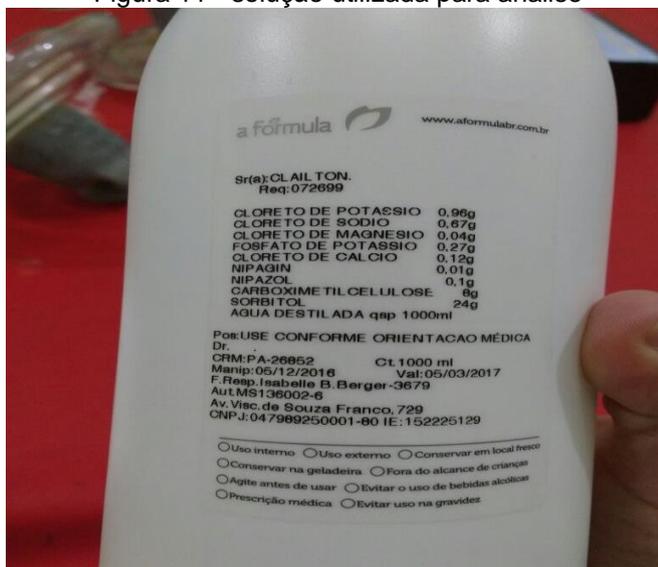


Fonte: IFPA, 2017.

3.5 ENSAIOS ELETROQUÍMICOS

O comportamento eletroquímico das ligas de NITI e Aço inox, em Solução salina, saliva artificial, saliva artificial floretada e ácido láctico Figura 11 foi estudado por ensaios de potencial a circuito aberto nas dependências do Laboratório de corrosão da Universidade Federal do Pará LC - UFPA.

Figura 11 - solução utilizada para análise



Fonte: Do Autor, 2017

As técnicas eletroquímicas foram utilizadas para a investigação dos mecanismos dos processos eletródicos e da corrosão. As vantagens oferecidas pelos métodos eletroquímicos referem-se à possibilidade de serem aplicados em estudos *in vitro* em meios agressivos.

Todos os ensaios foram realizados à temperatura ambiente, iniciado imediatamente após a imersão dos eletrodos na solução e no mínimo com cinco repetições, para se avaliar melhor a repetibilidade das curvas.

Conectados ao potenciostato/galvanostato/ ZRA e o computador Figura 12 com software ESA 400 da Gamry Instruments. Os resultados de potencial, polarização e impedância eletroquímica obtida pelo software foram extraídos e tratados utilizando o programa Microsoft Excel 2007.

Figura 12 - Computador com o software utilizado para gerar os gráficos



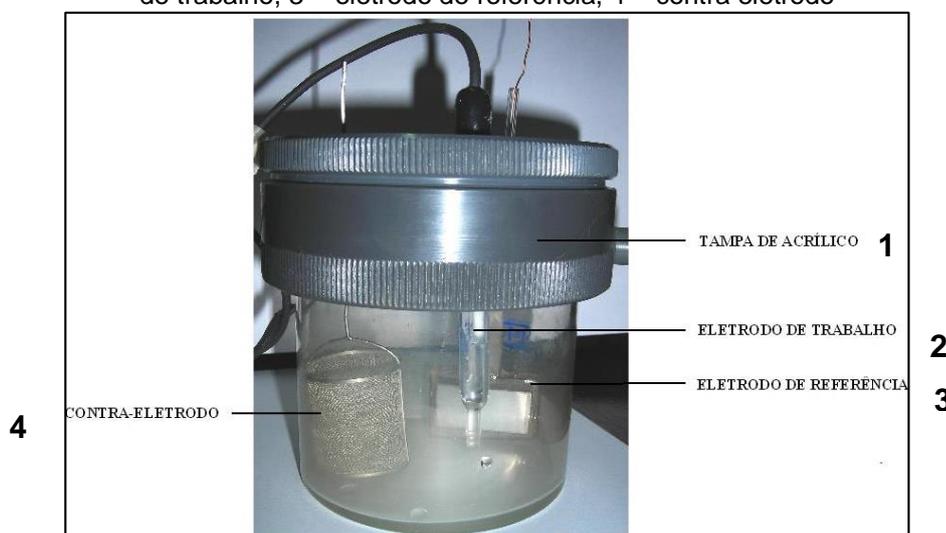
Fonte : Do Autor,2017

3.5.1 Célula Eletroquímica

A Figura 13 ilustra um esquema do dispositivo utilizado na realização do ensaio eletroquímico de potencial, polarização e impedância eletroquímica. O conjunto é interligado ao sistema de aquisição de dados para posterior análise.

O Sistema é composto por uma cuba cilíndrica de vidro de 500ml contendo o eletrólito HCl (0.2 mol L^{-1}), o eletrodo de trabalho, o contra eletrodo de platina (pt) e o eletrodo de referência de calomelano saturado(ECS).

Figura 13 - Célula eletroquímica utilizada nos ensaios eletroquímicos: 1 – tampa acrílica, 2 - eletrodo de trabalho, 3 - eletrodo de referência, 4 – contra eletrodo



Fonte : Do Autor,2017

3.5.2 Eletrodos de Trabalho

Para o estudo do comportamento da corrosão do material em estudo, foram utilizados, como eletrodos de trabalho, os corpos-de-prova (ligas de NiTi e Aço Inox) Figura 14 que possuíam uma área exposta de 0,5 cm².

Figura 14 corpos de prova das ligas de NiTi e Aço Inox para ensaios eletroquímicos



Fonte : Do Autor,2017

3.5.3 Solução Eletrolítica de Trabalho

O fluido do corpo humano consiste em uma solução aerada, contendo aproximadamente 1% de cloreto de sódio, com pequenas quantidades de outros sais minerais e compostos orgânicos a uma temperatura de 36 a 37 °C.

Todos os ensaios eletroquímicos, neste estudo, foram realizados nas soluções manipuladas com composição:

- Saliva Artificial: Cloreto de potássio, cloreto de sódio, cloreto de magnésio, cloreto de potássio, cloreto de cálcio, nipagin, nipazol, carboxime til celulose, sorbitol;
- Solução Salina: Solução de água destilada com 0,5% de cloreto de sódio;
- Solução de Ácido Lático: água Destilada contendo 1% de ácido lático e 0,5 % de cloreto de sódio
- Solução Fluoretada: Saliva Artificial com 10% de Fluor Cloreto de sódio.

Neste contexto as soluções representam as possíveis situações do ambiente bucal, sendo respectivamente, ambiente neutro, consumo de alimentos salgados, consumo

de doces e uso de enxaguantes bucais, sendo classificados conforme Tabela Abaixo.

Tabela: 6 Soluções Utilizadas

	AÇO INXDÁVEL	NI-TI
MEIOS	A- S. artificial	E- S. artificial
	B- S. Salina	F- S. Salina
	C- S.Fluoretada	G- S.Fluoretada
	D- S. A. Latico	H- S. A. Latico

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo serão mostrados e discutidos os resultados experimentais referentes aos arcos de aço inox e NiTi, comprados e utilizados para os experimentos, da marca Universo Odonto.

4.1 ESTUDO COMPARATIVO DO AÇO INOXIDÁVEL E DA LIGA NiTi POR MEIO DE UMA ANÁLISE DETALHADA EM ARCOS ORTODÔNTICOS

Para essas análises comparativa foram utilizados vários parâmetros dentre eles o tratamento térmico de envelhecimento simulando a temperatura da boca para assim manter algumas propriedades dos fios em estudo, em seguida foi analisado a corrosão dos fios ortodônticos, a análise de rugosidade com o auxílio do MEV e EDS e por fim verificou-se o potencial de circuito aberto e a polarização cíclica dos arcos em estudo pela análise eletroquímica.

4.2 COMPARAÇÃO DA CORROSÃO EM AÇO INOXIDÁVEL E LIGA DE NiTi ENVELHECIDA EM MEIO FISIOLÓGICO, ATRAVÉS DE:

4.2.1 Envelhecimentos in vitro em condição normal de uso

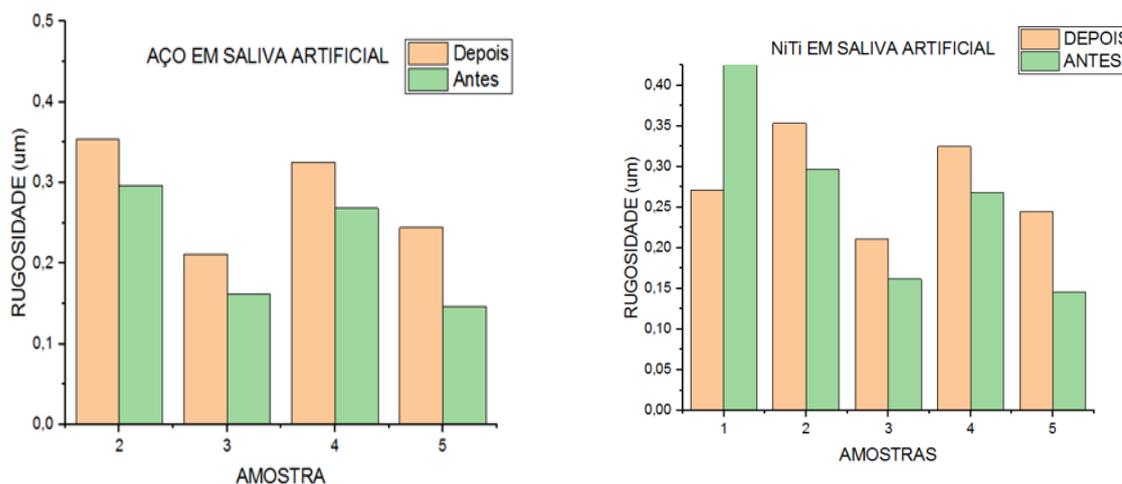
O tratamento de envelhecimento in vitro foi feito em temperatura que variava de 30 e 35°C simulando a cavidade bucal por 30 dias, para analisar as características que os arcos ortodônticos de Aço Inox e NiTi iriam apresentar com tratamento e sem tratamento os quais serão discutidos nas análises de rugosidade, MEV, EDS e análise eletroquímica com o potencial de circuito aberto e polarização cíclica.

4.2.3 Rugosidade

Analisando os gráficos, é possível verificar que os picos gerados nos arcos de aço inoxidável, são menores antes do envelhecimento, em relação ao arco de Ni-Ti, o que demonstra que a rugosidade é baixa, já depois do envelhecimento os arcos apresentaram características diferentes, os picos são maiores após o envelhecimento do mesmo material depois tratamento conforme gráficos da figura 16.

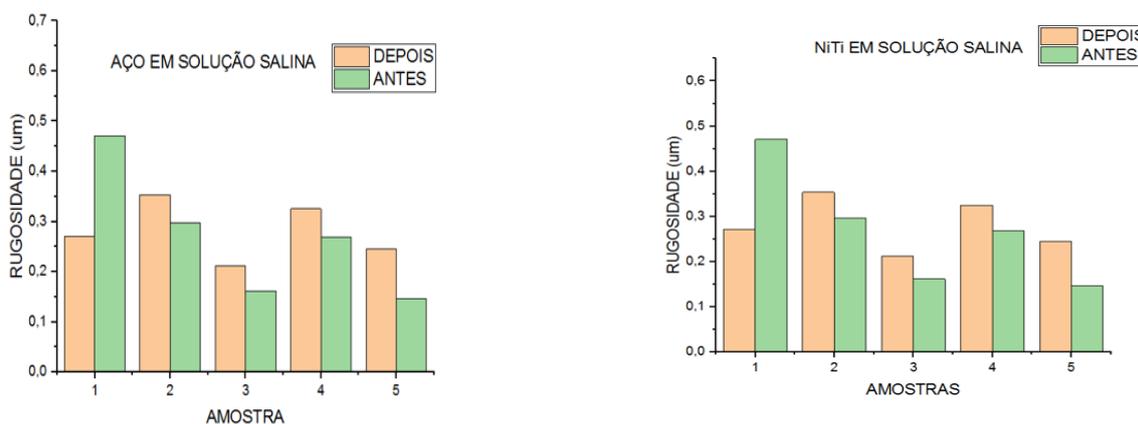
Foi constatado após o período de 30 dias que as amostras tratadas apresentaram um aumento da rugosidade nas superfícies expostas nos fios de aço inoxidável e de Ni-Ti, como mostrado nos gráficos da Figura 15, sendo os valores após a imersão bem acima do recomendado para fios ortodônticos, que seria de 0,2 μm por propiciar a adesão bacteriana à superfície. Tais valores podem ser devidos ao processo de retirada de material das amostras pelo processo corrosivo, tendo em vista que o aumento da rugosidade superficial (Ra), também foi acompanhada de perda de massa das amostras o que é possível verificar nas análises de MEV abaixo.

Figura 15 - gráficos comparativos entre a rugosidade do Aço Inox e da liga de NiTi antes do tratamento (A T) de envelhecimento



Fonte : Do Autor,2017

Figura 16 - gráficos comparativo entre a rugosidade Aço Inox e da liga de NiTi depois do tratamento(D T) de envelhecimento



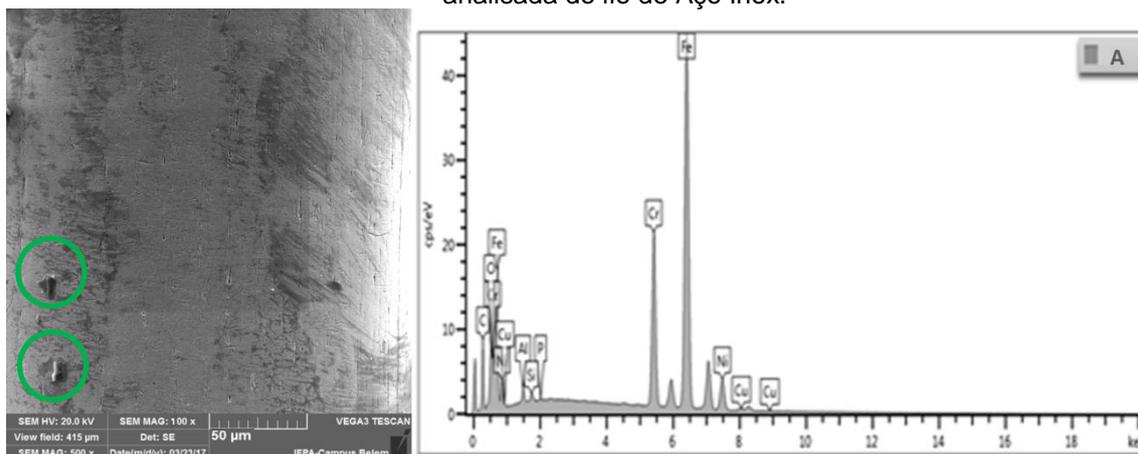
Fonte : Do Autor,2017

4.2.4 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e Espectroscopia de Energia Dispersiva (EDS)

Para se caracterizar as superfícies dos depósitos obtidos em relação as propriedades e composição, foram utilizados as técnicas de MEV e EDS nos arcos de Aço Inox e os fios da liga de NiTi.

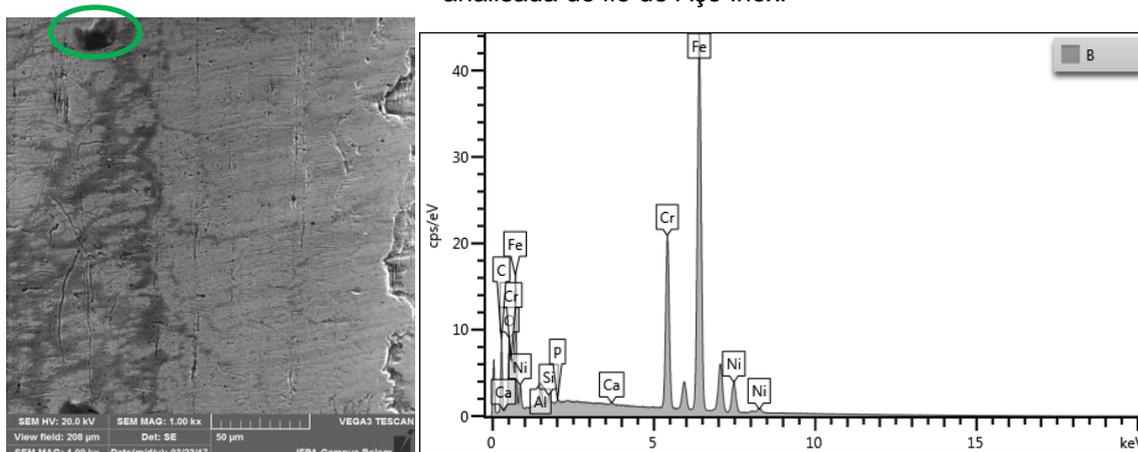
Ao compararmos os arcos de aço inox e NiTi verificamos que os arcos de NiTi perdem mais massa do que os fios de Aço inox após ter passado pelo rugosímetro o que justifica que a rugosidade do aço inox é baixa e a rugosidade da liga de NiTi é alta, este fenômeno ocorre porque os aços inoxidáveis possuem elementos de liga como por exemplo o cromo (cr) que aumenta consideravelmente a resistência superficial da liga.

Figura 17 - (A1) MEV da superfície com aumento de 1000X, (A2) espectro de EDS para área analisada do fio de Aço Inox.



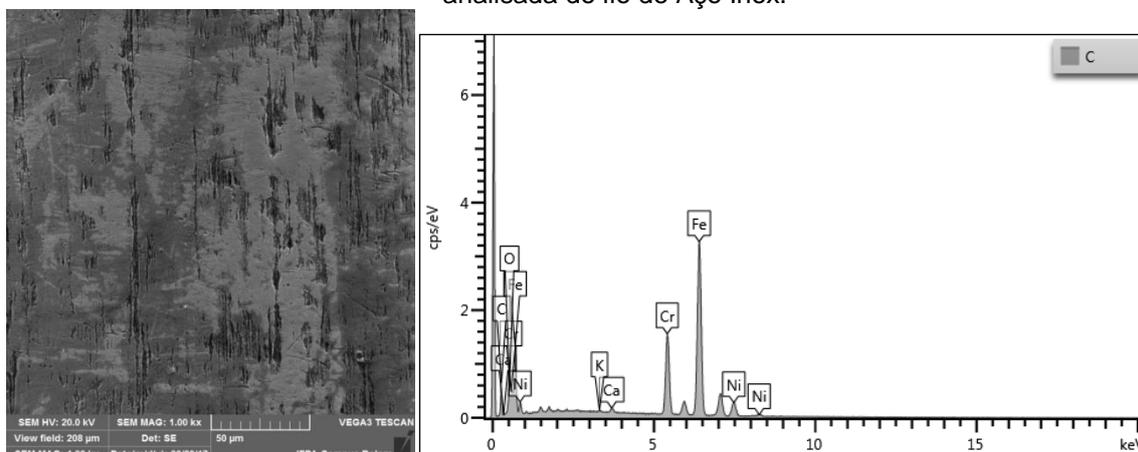
Fonte : Do Autor,2017

Figura 18 - (B1) MEV da superfície com aumento de 1000X, (B2) espectro de EDS para área analisada do fio de Aço Inox.



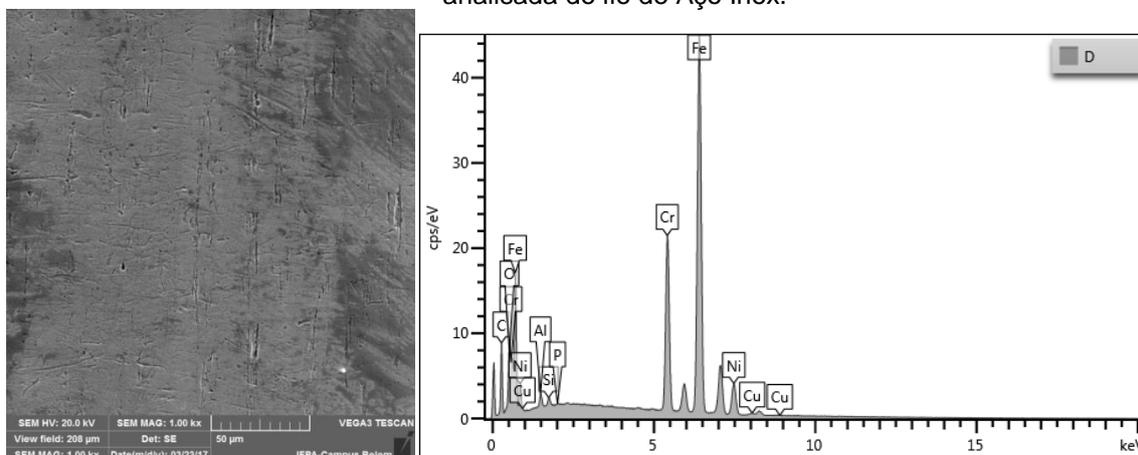
Fonte: Do Autor

Figura 19 - (C1) MEV da superfície com aumento de 1000X, (C2) espectro de EDS para área analisada do fio de Aço Inox.



Fonte : Do Autor,2017

Figura 20 - (D1) MEV da superfície com aumento de 1000X, (D2) espectro de EDS para área analisada do fio de Aço Inox.



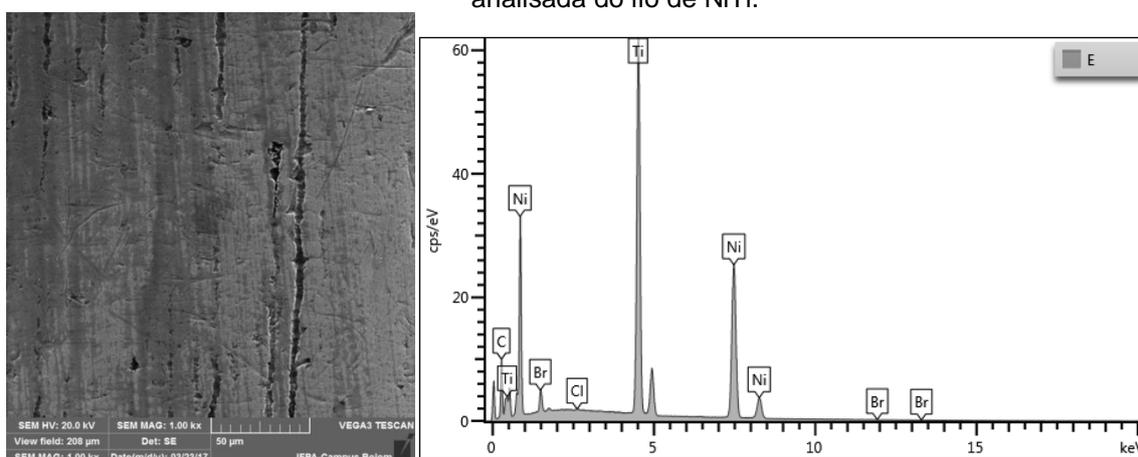
Fonte: Do Autor,2017

Porém os mesmo tendo menor rugosidade arcos de aço Inox apresentaram também uma superfície rugosa com estruturas semelhantes à pontos pites de corrosão ao longo dos arcos analisados o que está destacado nas imagens de MEV

da Figura 17 (A1) e 18 (B1) as quais apresentam altos teores de Fe Figura 17(A2) e 18(B2) elemento que apresenta esta possibilidade de corrosão.

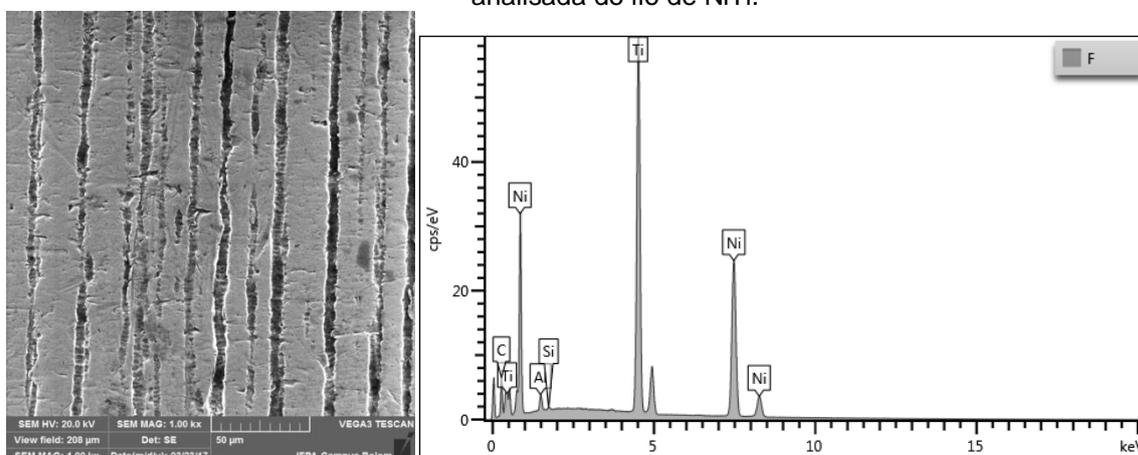
Estas características superficiais determinam que a resistência do aço inoxidável à corrosão decorrem em possíveis reações alérgicas por liberação de níquel (Dunlap et al., 1989, Bass et al., 1993). Além disso, podem afetar o atrito entre o fio e a canaleta dos braquetes, observou-se ainda a influência de fluoretos na superfície de fios ortodônticos, aumentando a rugosidade na superfície dos mesmos, podendo indicar que o uso do fio pelo paciente aumentaria as irregularidades já presentes nos fios e as forças de atrito.

Figura 21 - (E1) MEV da superfície com aumento de 1000X, (E2) espectro de EDS para área analisada do fio de NiTi.



Fonte : Do Autor,2017

Figura 22 - (F1) MEV da superfície com aumento de 1000X, (F2) espectro de EDS para área analisada do fio de NiTi.



Fonte : Do Autor,2017

Figura 23 - (G1) MEV da superfície com aumento de 1000X, (G2) espectro de EDS para área analisada do fio de NiTi.

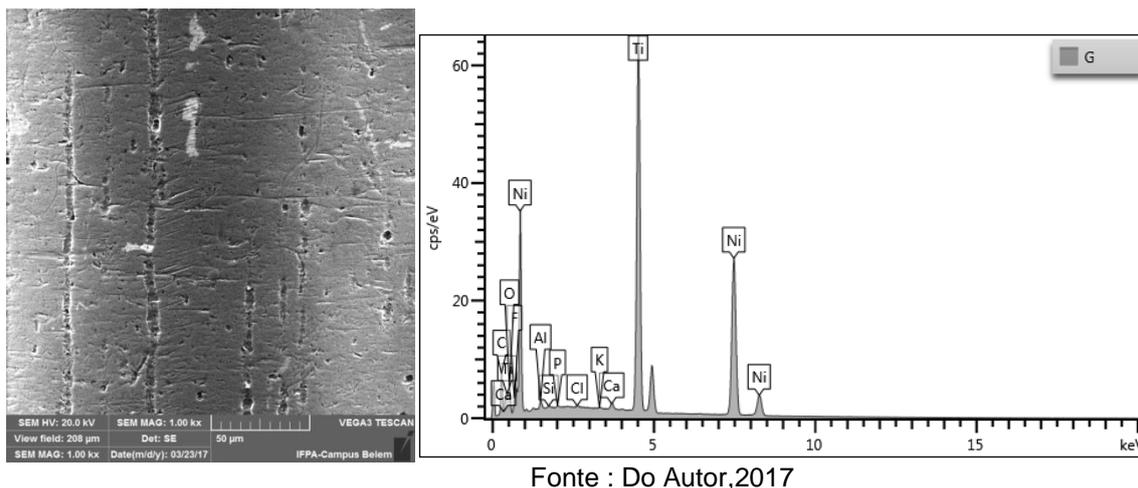
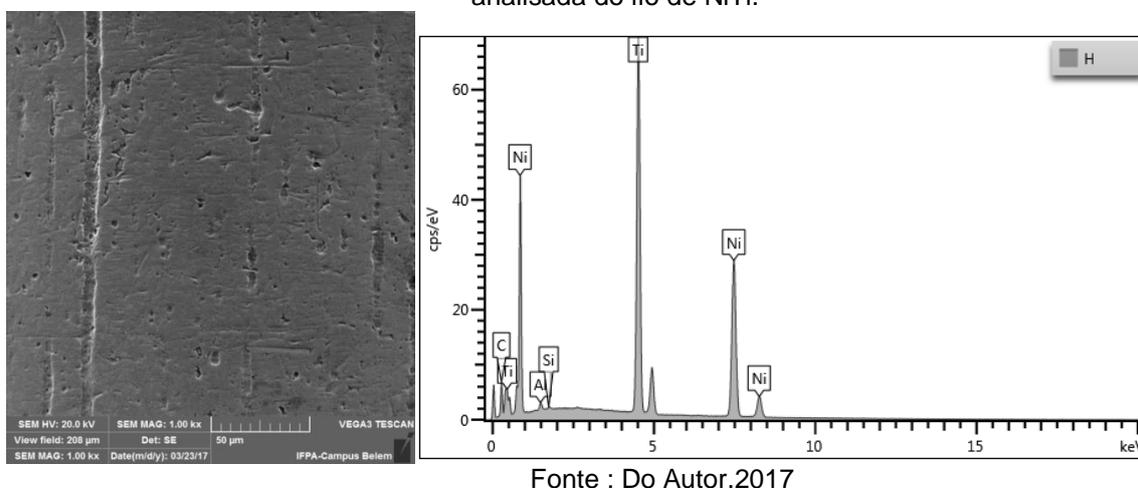


Figura 24 - (H1) MEV da superfície com aumento de 1000X, (H2) espectro de EDS para área analisada do fio de NiTi.



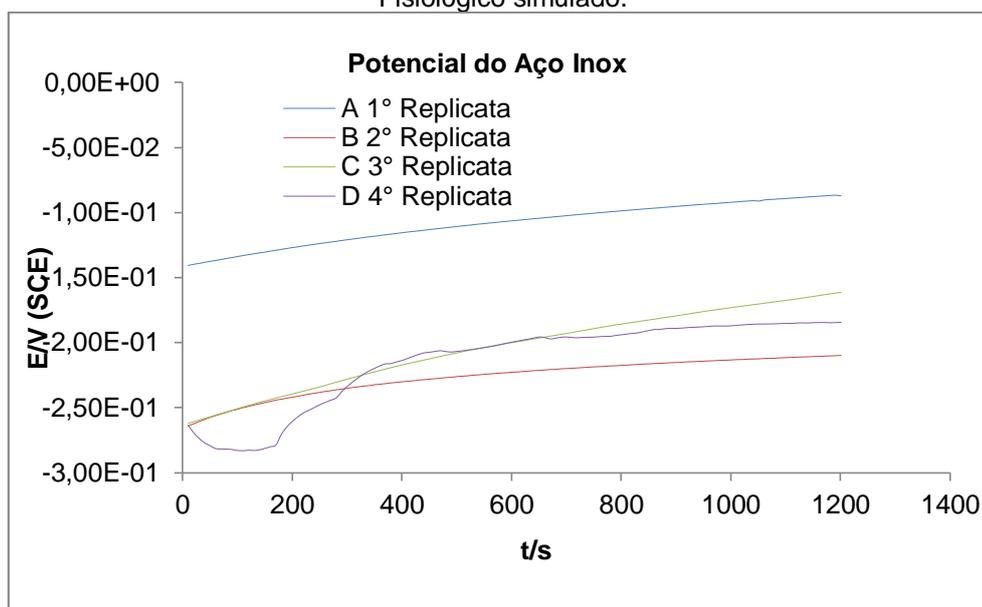
Ao analisar a Rugosidade nas imagens de MEV da liga de NiTi verifica-se que os fios das amostras estudadas apresentaram uma perda maior de massa o que é possível ver principalmente na Figura 22(F1).

Os difratogramas obtidos para os de fio de NiTi revelaram a partir dos picos observados nas figuras 21 a 24 apenas austenita (fase β , de estrutura B2) à temperatura ambiente. Após verificar estes picos e a composição química elementar por EDS, verificou-se que mesmo havendo um maior teor de Ti que de Ni na liga, não ocorreu formação de outras fases intermetálicas, favorecendo principalmente o efeito memória de forma e Segundo Thompson (2000), a presença do elemento Ni justifica a sua função de proteção a taques corrosivos mesmo havendo menor teor de Ni que de Ti.

4.2.5 Potencial de circuito aberto

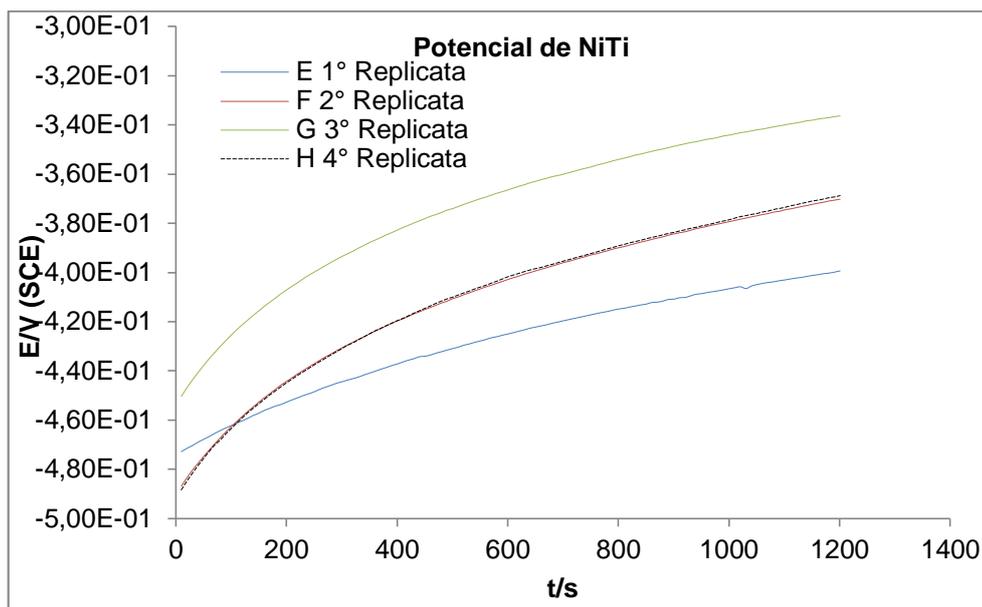
As Figuras 21 mostram as curvas de potencial a circuito aberto com o tempo (OCP) em meio fisiológico nos arcos de Aço inoxidável e os arcos da liga NiTi, respectivamente. O potencial a circuito aberto é a diferença de potencial elétrico entre dois metais, submerso em um eletrólito quando não existe o fluxo de corrente entre eles. Nota-se que as curvas de OCP para as quatro replicatas de cada liga em estudo, apresentam no aço as três primeiras replicatas (A,B,C) um comportamento contínuo e a quarta replicata (D) começa com sua concavidade para baixo e depois de um certo tempo sua concavidade fica para cima, logo a liga de NiTi todas as replicatas (E,F,G e H) apresentam concavidade para cima, característica de metais que não sofrem corrosão. Todas as replicatas das ligas estudadas apresentaram uma estabilização de potencial final em um intervalo de 200 mV. Este intervalo provém da tolerância dos erros inerentes à experiência, tal como, a preparação das amostras a cada ensaio tal comportamento apresentado na quarta replicata (D) do fio de aço inox. Nota-se também que as ligas só apresentaram estabilização a partir de 400 segundos, após a imersão nas soluções de florestadas tanto para o aço como para a liga de NiTi. Segundo Tait (1994), este fato reside na resistência superficial da liga a cada preparo da superfície.

Figura 25 – Curvas de potencial a circuito aberto com o tempo obtidas para os fios de Aço em meio Fisiológico simulado.



Fonte : Do Autor,2017

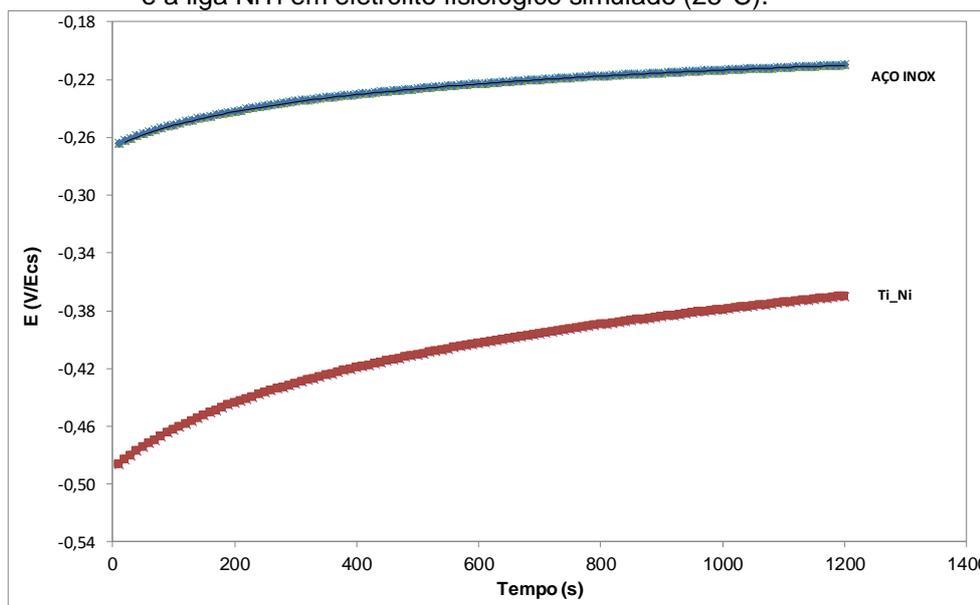
Figura 26 – Curvas de potencial a circuito aberto com o tempo obtidas para os fios da liga de NiTi em meio fisiológico simulado.



Fonte : Do Autor,2017

A Figura 27 mostra as curvas de potencial a circuito aberto com o tempo (OCP) dos fios de aço inoxidável e da liga NiTi em meio de eletrólito fisiológico da (E 1° replicata) da figura 25 amostras de Aço Inox e (F 2° replicata) da Figura 26. O potencial a circuito aberto foi mensurado utilizando um eletrodo de calomelano saturado (ECS). Ambas as curvas apresentam o mesmo comportamento, aumentando o valor do potencial no início do ensaio e tornando-se constante no decorrer do mesmo. O fio de aço inoxidável apresenta uma região de estabilidade após 1000s do início do ensaio, apresentando o potencial de aproximadamente -0,22 V(ECS), enquanto a liga metálica NiTi estabiliza em torno de -0,38 V(ECS). Os resultados de OCP, mostram que a presença de Ti na liga metálica provocou um deslocamento significativo em torno de 150 mV para regiões catódicas.

Figura 27 – Curvas de potencial a circuito aberto com o tempo obtidas para os fios de aço inoxidável e a liga NiTi em eletrólito fisiológico simulado (25°C).



Fonte: Do Autor, 2017

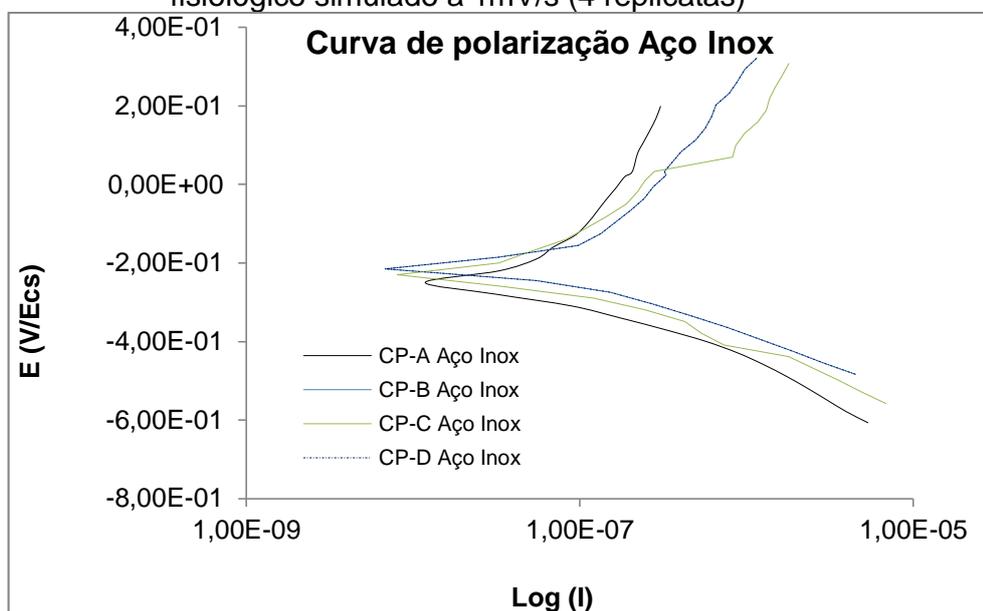
Para justificar a resistência a corrosão será apresentado os resultados de polarização dos arcos de Aço Inox que apesar de ser um material que apresenta propriedades que dão ao aço inox a resistência a corrosão não são mais resistente que os fios de NiTi que apresentam um comportamento de passivação dos arcos assim possibilitando uma camada de proteção contra a corrosão para os fios de NiTi como é possível verificar de acordo com o gráfico da Figura 29.

4.2.6 Curvas de polarização

As Figuras 28 e 29 mostram as curvas de polarização cíclica das ligas de Aço inox, NiTi, respectivamente, onde se pode observar o potencial de passivação primária (E_{pp}), potencial de quebra (E_b) e potencial de repassivação (E_{rp}), que variam de valor para cada liga. Verifica-se nas curvas de polarização cíclica que existe uma zona de passivação entre o potencial de passivação primário e o potencial de quebra. Neste potencial há um ligeiro aumento de densidade de corrente devido a duas possibilidades, a oxidação de TiO e Ti_2O_3 ou crescimento do filme de TiO_2 , estas duas possibilidades são de grande coerência uma vez que os filmes de TiO , TiO_2 e TiO_3 , ocorrem naturalmente na superfície do metal. Após o aumento de corrente ocorre à quebra do filme de óxido (E_b) e logo após o processo volta a se estabilizar em uma curva de histerese reversa, característica de sistemas repassiváveis. Após os ensaios não se observou corrosão por pites na superfície do material.

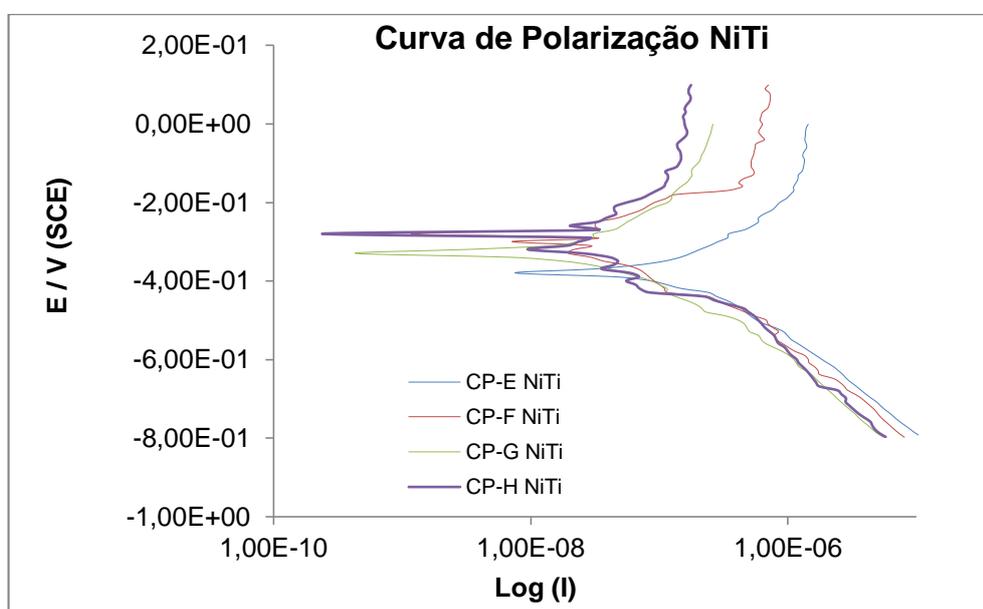
Os experimentos mostraram que ao compararmos as ligas de aço inox e NiTi é possível verificar que a liga de NiTi ora apresentada no trabalho não apresentaram corrosão generalizada e nem corrosão por pites, característica que devem possuir os biomateriais.

Figura 28 – Curvas de polarização cíclica obtidas para os fios de aço inox em meio fisiológico simulado a 1mV/s (4 replicatas)



Fonte : Do Autor,2017

Figura 29 – Curvas de polarização cíclica obtidas para os fios de NiTi em meio fisiológico simulado a 1mV/s (4 replicatas)

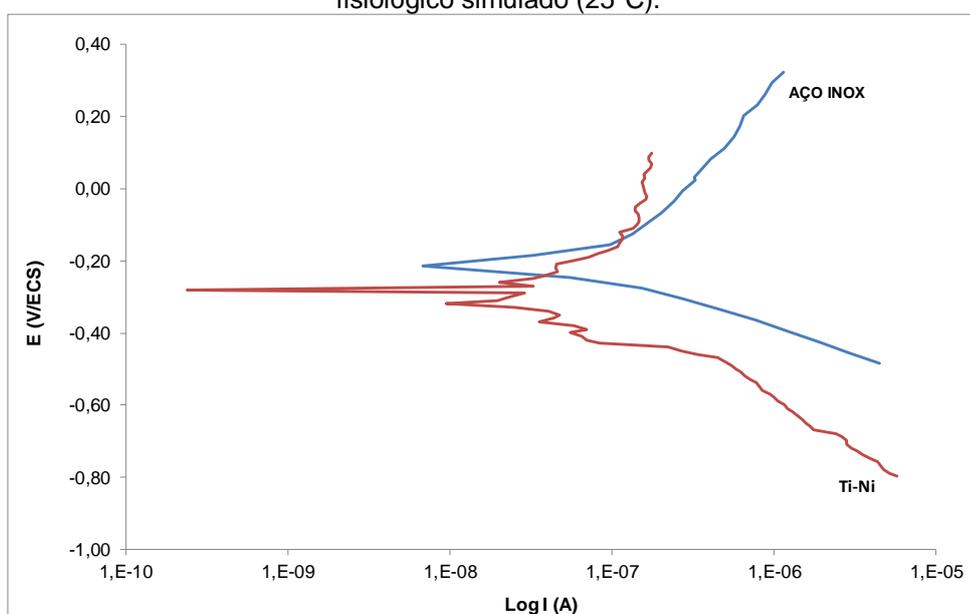


Fonte : Do Autor,2017

As curvas de polarização catódicas e anódicas apresentadas na Figura 30, para os eletrodos de trabalho de aço inoxidável (CP – B) e liga NiTi (CP - F). Constata-se que a presença de Ti deslocou a curva para regiões de menores valores, ou seja, regiões catódicas. Esse resultado corrobora com os resultados de OCP, apresentados na Figura 27. Comparando-se as curvas catódicas entre as duas ligas metálicas constata-se que no aço inoxidável a estabilidade é maior, porém a atividade também é superior, ou seja, as correntes catódicas na liga NiTi são inferiores, indicando a presença de óxidos do tipo TiO , Ti_2O_3 e TiO_2 , na forma de um filme protetor, dificultando a reação catódica na superfície metálica.

As curvas de polarização anódicas observadas na Figura 25 apresentam comportamentos distintos. Um claro processo de passivação é constatado para a liga NiTi, onde a quebra e recuperação do filme passivador formado principalmente pelo TiO_2 é detectado. Ao contrário, o eletrodo de trabalho de aço inoxidável não apresenta esse comportamento, na região de potencial estudada. É possível nesse último caso calcular a corrente de corrosão (I_{corr}) do aço inoxidável, através da extrapolação de Tafel, com um valor aproximado de 10^{-7} , mostrando que o aço inoxidável é mais ativo do ponto de vista eletroquímico que a liga NiTi no meio aqui investigado.

Figura 30 – Curvas de polarização obtidas para os fios de aço inoxidável e a liga NiTi em eletrólito fisiológico simulado (25°C).



Fonte : Do Autor,2017

CONCLUSÕES

Os resultados obtidos da caracterização dos fios de Aço inox e de NiTi permitiram concluir que:

Os fios de aço inoxidável são constituídos provavelmente por aços austeníticos AISI 304 e os de NiTi, por Ni e Ti em proporção aproximadamente equiatômica.

Todos os fios de NiTi apresentaram à temperatura ambiente a fase austenítica como fase principal e temperaturas Af compatíveis com o comportamento superelástico, considerando as temperaturas intrabucais mais frequentes o que foi possível verificar através das análises de EDS.

Todos os fios como recebidos do fabricante apresentaram superfícies rugosas, riscadas e com acabamentos superficiais distintos.

Ao se feita a Comparação da corrosão em ligas de aço inoxidável e NiTi envelhecida em meio fisiológico, através de Envelhecimento in vitro em condição normal de uso verificou-se que ao analisarmos a rugosidade dos fios de NiTi são altas comparada a rugosidade dos fios de Aço Inox o que foi possível analisarmos nas imagens de MEV

Os ensaios eletroquímicos permitiram afirmar que as curvas de potencial a circuito aberto dos fios de NiTi possuem aspectos de materiais que não sofrem corrosão tão agressiva como como a do aço Inox, característica confirmada pelos ensaios de polarização cíclica, onde a curva apresenta histerese reversa com características de sistema de repassivação, características que não foram possível verificar nos fios de Aço Inox apesar de ter apresentado um potencial de circuito aberto maior que os fios de NiTi.

6 PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS

- 1 - Analisar os fios ortodônticos de Aço inox e de NiTi nos breguetes de metais e cerâmica
- 2 - Analisar os arcos ortodônticos de Aço inox e de NiTi em soluções ácidas
- 3 - Analisar os arcos ortodônticos de Aço inox e de NiTi com ensaios eletroquímicos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ASM HANDBOOK, **Treating Heat** Formerly Tenth Edition 10 : 915-923, 1996.

ANUSAVICE, K. J. *Phillips - Materiais Dentários*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. 412p.

ASTM STP 1438; Winters, G. L.; Nutt, M. J., eds.; American Society for Testing and Materials: West Conshohocken, 2003.

ANTÓN, N., DELGADO, J., VELASCO, F., & TORRALBA, J. (2003). Influence of alloying element additions on tribological behavior of sintered steel with high content in manganese - Nickel. . *Journal of Materials Processing Technology*.

Bishara SE, Winterbottom JM, Sulleman AH, Rim K, Jakobsen JR. Comparisons of the thermodynamic properties of three nickel-titanium orthodontic archwires. *Angle Orthodontist*. 1995 Apr; 65(2):117-122.

BOSCHI, A.O. O que é necessário para que um material possa ser considerado um biomaterial. In: CONGRESSO ANUAL DA ABM, 50. 1995. São Pedro, SP, Brasil. Anais São Pedro: ABM, 1995. v.6, p.43-53.

BRITTO, K.M.F., MARTINELLI, A.E., SCATENA JR., H., NASCIMENTO, R.M. Avaliação eletroquímica e mecânica de fios ortodônticos de NiTi em função do tempo de uso clínico. In: Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciências dos Materiais, 16, 2004. Porto Alegre. Anais do 16º CBECIMAT Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciências dos Materiais.

BLACK, J. *Biological Performance of Materials: Fundamentals of Biocompatibility*. 2th ed., New York: Marcel Dekker, Inc., 1992. 320p.

BETNER, D. R. *Introduction to Titanium and its Alloys*. 9th Edition. Ohio: Metals Handbook, American Society for Metals, 1985. v.3, p. 353 – 360.

Barret RD, Bishara SE, Quinn JK. Biodegradation of orthodontic appliances. Part I. Biodegradation of niquel and chromium in vitro. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1993;103(1):8-14.

Bayramoglu G, Alemdaroglu T, Kedici S, Aksut AA. The effect of pH on the corrosion of dental metal alloys. *J Oral Rehabil* 2000;27(7):563-75.

BACKOFEN, W. A.; GALES, G. F. The low temperature heat-treatment of stainless steel for orthodontics. *Angle Orthod.*, v.21, n.2, p.117-24, Apr. 1951.

BRANTLEY, W. A.; ELIADES, T. *Orthodontic materials: scientific and clinical aspects*. NewYork: T.Thieme, 2001, 310p.

CHEN R, ZHI YF, ARVYSTAS MG. Advanced Chinese NiTi alloy wire and clinical observations. *Angle Orthodontist, USA*, v.62, n.1, p.59-66, mar. 1992.

CALLISTER, William. Ciência e engenharia dos materiais: uma introdução. 5. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2002.

CHIAVERINI, V. (1990). Aços e Ferros Fundidos (6ª ed.). São Paulo: ABM.

Dalla Corte. D. Comportamento eletroquímico de ligas NiTi : Estudos e aplicações. Dissertação de mestrado UFRGS, 2008.

DAVIDSON, J. A.; KOVACS, P. Biocompatibility Low Modulus Titanium Alloy for Medical Implants. United States Patent 5,169,597, 9p., 1992.

DOH, S., JE, J., KIM, J., KIM, K., KIM, H., LEE, Y., HWU, Y. (2003). Influence of Cr and Mo on the passivation of stainless steel 430 (18Cr) and 444 (18Cr - 2Mo): in situ. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research.

DUNLAP, C.L.; VINCENT, K.; BARKER, B.F. Allergic reaction to orthodontic wire. Report of case. J.Am. Dent. Assoc, v.118, p.449-450, 1989.

EVANS, T.J.W.; DURNING, P. Orthodontic products update . Aligning archwires, The shape of things to come? A forth and fifth phase of force delivery. Br J Orthod v . 23, n.3, p 269-75, Aug., 1996.

ERBSTOESZER, B., ARMSTRONG, B.,TAYA, M.,INOUE, K. Stabilization of the shape memory effect in NiTi: an experimental investigation. Scripta Materialia.v. 42, n.12, p.1145-1150. Jun.2000.

ELIADES, T.; ATHANASIOU, A. E. In vivo aging of orthodontic alloys: implications for corrosion potential, nickel release, and biocompatibility. Angle Orthod, Appleton, v. 72, n.3, p. 222-237, Mar. 2002.

FUNAKUBO, H. **Shape Memory Alloys**. New York: Gordon & Bleach, 1987.

FERREIRA, F. A. C. Biomecânica do movimento dental. In: FERREIRA, F. V. Ortodontia: diagnóstico e planejamento clínico. 4. ed. São Paulo: Artes Médicas, 2001. p.361-98,

FERREIRA, J. T. M. Avaliação da resistência a corrosão de materiais metálicos utilizados em aparelhos ortodônticos fixos. Tese de doutorado. COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 2005.

FISCHER-BRANDIES, H.; ES-SOUNI, M.; KOCK, N.; RAETZKE; BOCK, O. Transformation behavior, chemical composition, surface topography and bending properties of five selected 0.016" X 0.022" NiTi archwires. Journal of Orofacial Orthopedics., n.2, 2003.

FOLKHARD, E. (1988). Welding Metallurgy of Stainless Steels. Springer-Verlag Wien.

FUJITA, N., OHMURA, k., & YAMAMOTO, A. (2002). Changes of microstructures and high temperature properties during high temperature service of Niobium added ferritic stainless steels. *Materials Science and Engineering: A*, 272-281.

GENTIL, V. *Corrosão*. Rio de Janeiro, LTC, 1996.

GUIDA, R. B. (2006). Comparação da estampabilidade de chapas de aço inoxidáveis ferrítico estabilizado ao nióbio obtidas através de duas rotas de fabricação. . Belo Horizonte: UFMG.

GJERDET, N. R; HERO H. Metal release from heat-treated orthodontic archwires. *Acta. Odontol. Scand.*, v.45, n.6, p.409-14, Dec. 1987.

Gursoy S, Acar AG, Sesen C. Comparison of metal release from new and recycled bracket_archwire Combinations. *The Angle Orthodontist*. 2004 May; 75(4):92-94.

GOTMAN, I. **Characteristics of Metals Used in Implants**. *J. Endourol.*, 11(6): 383-89, 1997.

Gurgel JA, Ramos AL, Kerr SD. Fios ortodônticos. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*. 2001, Jul-Ago; 6(4):103-104.

Huang HH. Variation in corrosion resistance of nickel-titanium wires from different manufactures. *The Angle Orthodontist*. 2005, May; 75(4):92-94.

HOAR, T. P.; MEARS, D. J. **Corrosion**. London, 1966, 294-486

Huang TH, Yen CC, Kao CT. Comparison of ion release from new and recycled orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2001;120(1):68-75.

Hwang C, Shin J, Cha J. Metal release from simulated fixed orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2001;120(4):383-91.

HOUSE, K.; SERNETZ, F.; DYMOCK, D.; SANDY, J. R.; IRELAND, A. J. Corrosion of orthodontic appliances – should we care? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, Saint Louis, v. 133, n.4, p. 584-592, April 2008.

HO, K.S.; WEST, V.C. Friction resistance between edgewise brackets and archwires. *Aust. Orthod. J.*, v.12, n.2, p.95-99, 1991.

Jacob E, Lee RS, Biglazzi R, Bertoz APM. Fios ortodônticos superelásticos e sua aplicabilidade na clínica ortodôntica - revisão da literatura. *Ortho Sci Orthod Sci Pract*. 2010 Set; 3(11):257-62.

Karov J, Hinberg I. Galvanic corrosion of selected dental alloys. *J Oral Rehabil* 2001;28(3):212-9.

KUSY, R.P., WHITLEY, J.Q, 1990, "Coefficients of Friction for Arch Wires In Stainless Steel and Polycrystalline Alumina Bracket Slots: I. The Dry State", *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, v.98, n.4 (Oct), pp. 300 - 312.

KUSY, R.P; SCHAFER, D.L.. Effect of salivary viscosity on frictional coefficients of orthodontic archwire/bracket couples. *J. Mater Sci: Mater in Med*, v.6, p.390-395, 1995.

KEMLER, E. A. Effect of low-temperature heat treatment on the physical properties of orthodontic wire. *Am. J. Orthod.*, v.42, n.10, p.793, Oct. 1956. (abstract).

LEE, H.; NEVILLE, K. Handbook of Biomaterial Plastics, Chapters 3-5 and 13, Pasadena Technology Press, Pasadena, Calif., 1971.

LEFFLER, B. (2008). STAINLESS - Stainless steel and their properties.

LIPPOLD, J. C., & KOTECKI, D. J. (2005). Welding metallurgy of stainless steel. Wiley Interscience Publications.

MCNEESE, M. D; Lagoudas, D. C.; Pollock, T. C. Processing of Ni-Ti from elemental powders by hot isostatic pressing. **Materials Science and Engineering**. V. A280, pp.334- 348, 2000.

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

MAIJER, R.; SMITH, D. C. Biodegradation of the orthodontic bracket system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, Saint Louis, v. 90, n. 3, p. 195-198, Sep. 1986.

MARQUES, I. S.V.; ARAUJO, A. M.; GURGEL, J. A. B; NORMANDO, D. Debris, roughness and friction of SS archwires. *Angle Orthodontist*, v.80, n.3, 2010.

MULLINS, W.S., BAGHY, M.D., NORMAN, T.I. Mechanical behavior of thermo responsive orthodontic archwires. *Dental Materials.*, v.12, n. 5-6, p.308-314, sep-nov.1996.

OLTJEN, J.M.; DUCANSON, M.G.; GHOSH, J.; NANDA, R.S.; CURRIER, G.F. Stiffness deflection behavior of select orthodontic wires. **Angle Orthodontics**. USA. v. 67, n.3, p. 209-214, jun. 1997.

OTSUKA, K.; Ren, X. Recent developments in the research of shape memory alloys. *Intermetallics*. V. 7, pp.511-528, 1999.

Otsuka, K., & Wayman, C. (1998). Shape Memory Material. Cambridge University press.

OLIVEIRA, E. J. Biomecânica básica para ortodontistas. Belo Horizonte: Grupo de Bioengenharia da UFMG, 198 p, 2005.

PRATTEN, D.H.; POPLI, K.; GERMANE, N. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop*. v.98, p.398-403, 1990.

PÉRTILE, L.B. Caracterização mecânica e eletroquímica in vitro e in vivo da liga NiTi. 2005.104 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Materiais) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2005.

PONCIANO, R. C. O. Estudo da Toxicidade de Ligas de Ni-Ti: uma Contribuição para o Uso de Ligas Nacionais e a Ortodontia. 2010. 60p. Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais). Universidade Federal de Campina Grande, Campina Grande, 2010.

PADILHA, A. F.; AMBRÓSIO FILHO, F. Técnicas de Análise Microestrutural, São Paulo, 1985. 190p.

PARK, J.B. Biomaterials Science and Engineering, Plenum Press, New York, 1984.

Quintão CCA, Brunharo IHV. P. Fios ortodônticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica. Dental Press. 2009 Nov/Dez;14(6):144-57.

RUPP, F.; GERSTORFER, G.; GECKELER, K.E. **Dental Implant Materials: Surface Modification and Interface Phenomena**. Advanced Mater. 8(3): 254-57, 1996.

RYHÄNEN, J. Biocompatibility evaluation of nickel-titanium shape memory alloy. 1999. 117f. Academic Dissertation- Departament of Surgery - Faculty of Medicine, University of Oulu. Finland.1999.

RAMIRES, I.; GUASTALDI, A. C. Estudo do Biomaterial Ti-6Al-4V Empregando-se Técnicas Eletroquímicas e XPS, Quim. Nova, Vol. 25, No 1, 10-14, 2002.

RAO, K. S., SANDHYA, R., & MANNAN, S. (1993). Creep-fatigue interaction behavior of type 308 stainless steel weld metal and type 304 stainless steel base metal. International Journal of Fatigue, 221 – 229.

Silva ALC, Mei PR. Aços e ligas especiais. Sumaré, SP: Eletrometal S.A. Metais Especiais. 2ª ed. São Paulo: Pannon; 1988. (SILVA & MEI, 2006)

Shin J, Oh K, Hwang C. In vitro surface corrosion of stainless steel and NiTi orthodontic appliances. Austr Orthod J 2003;19(1):13-8.

Sourisseau, T.; Chaveau, E.; Baroux, B.; Corros. Sci. 2005, 47, 1097.

SENDRICKS, A. (1996). Corrosion of stainless steel. Wiley Interscience Publications(2ª).

SOUZA, S. A. Ensaio de tração. In: SOUZA, S. A. Ensaaios mecânicos de materiais metálicos.5ed. São Paulo: Edgard Blücher, 1982. 286 p.

TIMET – Titanium Metals Corporation, Properties and Processing of Ti-6Al-4V. Bulletin of TIMET CORP., Pittsburgh, Pennsylvania, 36p. 1979.

TOMS, A. P. The corrosion of orthodontic wire. *European Journal of Orthodontics*, Oxford, v. 10, n. 2, p. 87-97, May 1988.

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

TAIT, W. S. *An Introduction to Electrochemical Corrosion Testing for Practicing Engineers and Scientists*. Pair O'docs Publications, United State America, 1994.

VAN NOORT, R. Review **Titanium: the Implant Material of Today**. *J. Mater. Sci*, 22(12): 3801-11, 1987.

Villarinho, D. J. Caracterização de uma liga NiTi visando confecção e aplicação como material biomédico em órtese Grampo de Judet. Dissertação de mestrado. UFRGS, 2010.

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

WASILEVSKI, R. J., On the nature of the martensite transformation. *Metallurgical Transactions*, v.6A, p.1405-1418, 1975.

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

WU, S. K.; Lin, H. C. Recent development of Ni-Ti based shape memory alloys in twain. *Materials Chemistry and Physics*. pp.81-92, 2000.

Wataha JC, Lockwood PE. Release of elements from dental casting alloys into cellculture medium over 10 months. *Dent Mater* 1998;14(2):158-63.

ZARDIACKAS, L. D.; MITCHELL, D. W. Characterization of Ti-15Mo Beta Titanium Alloy for Orthopedic Implant Applications. In: *Medical Applications of Titanium and its Alloys: The Material and Biological Issues*, ASTM STP 1272. Brown, S.A., Lemons, J.E (ed.). American Society for Testing and Materials, p.60-75, 1996.