

RESSALVA

Atendendo solicitação do(a) autor(a), o texto completo desta dissertação será disponibilizado somente a partir de 25/11/2018.



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



TATYANE RIBEIRO MESQUITA

AVALIAÇÃO IN VITRO DA SOLDA ELÉTRICA EM FIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO

Araraquara

2016



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



TATYANE RIBEIRO MESQUITA

AVALIAÇÃO IN VITRO DA SOLDA ELÉTRICA EM FIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Área de Ortodontia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista para título de Mestre em Ciências Odontológicas.

Orientador: Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins.

Co-orientador: Prof. Dr. Renato Parsekian Martins

Araraquara

2016

Mesquita, Tatyane Ribeiro

Avaliação in vitro da solda elétrica em fios de níquel-titânio /
Tatyane Ribeiro Mesquita.-- Araraquara: [s.n.], 2016.
49 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia

Orientadora: Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins

Co-orientador: Prof. Dr. Renato Parsekian Martins

1. Soldagem 2. Titânio 3. Ortodontia 4. Topografia I. Título

TATYANE RIBEIRO MESQUITA

AVALIAÇÃO IN VITRO DA SOLDA ELÉTRICA EM FIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO

Dissertação para obtenção de grau de Mestre

COMISSÃO JULGADORA

Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins

Prof. Dr. Ary dos Santos-Pinto

Prof. Dr. Sergei Godeiro Fernandes Rabelo Caldas

Araraquara, 25 de novembro 2016

DADOS CURRICULARES

TATYANE RIBEIRO MESQUITA

NASCIMENTO: 10 de janeiro de 1985 – Aracaju/SE.

FILIAÇÃO: Ricardo Morais de Almeida Mesquita

Maria de Fátima Ribeiro Mesquita.

2006/2011: Graduação em Odontologia – Universidade Federal de Sergipe.

2012/2013: Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Nível de Aperfeiçoamento em Curso Teórico e Prático de Aperfeiçoamento em Ortodontia, Associação Brasileira de Odontologia, Seção Sergipe.

2013/2016: Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Nível de Especialização em Ortodontia – Gestos- Grupo de Estudos Ortodônticos e Serviços – Araraquara/SP.

2014/2016: Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Nível Mestrado– Área de Ortodontia, Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP- Araraquara/SP.

DEDICATÓRIA

À Deus,

Pelo dom da vida e bênçãos recebidas.

Pela saúde e força que me ajudou a alcançar meu objetivo.

Por guiar meus caminhos!

Aos meus tão amados pais Ricardo † e Fátima Mesquita,

Por todo o amor, confiança, apoio e carinho.

Por desistir dos seus próprios sonhos para realizar meus desejos!

Vocês são meus verdadeiros amores, minha alegria, minha vontade de vencer!

Muito Obrigada por confiar em mim, me ensinar a caminhar com fé e esperança.

Agradeço por toda a doação de amor dedicada a mim. Eu amoOo demais !!!

Ao meu irmão Thássio,

Pelo seu jeitinho especial de cuidar de mim.

Por ser meu companheiro e ser a pessoa que posso sempre contar. Amoo você!

Às minhas avós Lourdes e Waldir †,

Por me guiar lá do céu...

Por me ensinar o que é respeito pelas pessoas e por me oferecer um amor tão puro. AmOo vocês!

Ao meu amor Mark,

Por me incentivar, apoiar e acreditar que iria conseguir realizar meu sonho!

Muito Obrigada por estar ao meu lado e me fazer tão feliz! AmOo você!!!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A minha querida orientadora Profa. Dr^a Lídia Parsekian Martins,

Agradeço imensamente pela confiança depositada em mim, que me permitiu realizar este sonho! Pelo incentivo e apoio emocional. Deus a colocou em minha vida e não podia ter sido diferente. É uma pessoa incrível, tão atenciosa e verdadeira. Muito Obrigada por permitir conviver com um exemplo de pessoa e professora. Levarei para sempre no coração.

Ao Prof. Dr. Renato Parsekian Martins,

Muito Obrigada pela paciência e disposição em ajudar. Por me fazer querer aprender ortodontia, me inspirar e instigar. Por tentar incessantemente me ensinar a ser objetiva. Tarefa bastante árdua. Serei sempre grata pela ajuda indispensável neste trabalho. Não poderia deixar de dedicar os resultados positivos deste trabalho ao senhor. Meu sincero muito obrigada!

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho- UNESP.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara-FoAr, da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho- UNESP.

Ao Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara.

Ao Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara.

Ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da Faculdade de Odontologia de Araraquara.

Aos professores da área de Ortodontia,

Prof. Dr. Ary dos Santos-Pinto, pelo seu jeitinho carinhoso e pelo exemplo de profissional humano e pesquisador responsável. Obrigada pelas ideias e atenção dada a este trabalho.

Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Júnior, por tudo que aprendi sobre ortodontia. Por sempre tirar um sorriso do meu rosto nos momentos mais difíceis.

Prof. Dr. Dirceu Barnabé Raveli, por transmitir a ortodontia de maneira mais simples. Por tornar as clínicas mais divertidas.

Prof. Dr. João Roberto Gonçalves, pela atenção, disposição em ajudar e extrema gentileza.

Aos docentes da Disciplina de Odontopediatria da Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP.

Aos professores de outras áreas,

Prof. Dr. Luis Geraldo Vaz, pela ajuda em colaborar com este trabalho. Pelos momentos de incentivo e alegria que me proporcionou. Muito Obrigada!

Prof. Dr. Gelson Luis Adabo, por sempre ser tão prestativo e delicado comigo.

Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis, pela gentileza em ensinar a utilizar o equipamento para meu trabalho.

Prof. Dr. Edson Alves de Campos por ceder a célula de carga para meu trabalho.

Aos colegas da pós graduação em Ortodontia:

Rachel Mendonça, Talles Fernando, Isabela Martins, Jonas Bianchi, Juan Mariscal, Lucas Campos, Patrícia Pigatto, Kélei Matias, Taísa Raveli, Ricardo Lima, Luégia Knop, Maysa Vasconcelos, Cibele Braga, Priscila Ayub, Wendel Shibasaki, Matheus Strelow, Cláudia Nakandakari, Roberto Júnior e Sandra Palomino. E em especial, minha amiga-irmã gêmea bronzeada, sem o adicional de stress. Você tornou minha estadia mais leve, muito obrigada por tudo que fez por mim, pela amizade, apoio, carinho e atenção. Eu te admiro muito muito. Você é um exemplo de determinação, amor e caráter. Sentirei muita saudade de todos!!!

Aos colegas da especialização em Ortodontia-Gestos, pelos momentos alegres, carinho e amizade. Adoro vocês!!! Muita Saudade!!!

Aos funcionários do Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP, Antônio (Totó), Diego, Pedrinho, Dulce, Cristina, Flávia pelo convívio tão agradável. Em especial à secretária Soninha, pela atenção e gentileza.

Ao LMA-IQ pela disponibilidade de utilização do microscópio eletrônico de varredura. Em especial, aos técnicos Prof.Dr. Wagner Benício Bastos, Prof. Diego Luiz Tita e pelo apoio imenso dado. Serei extremamente grata por toda a ajuda. Muito Obrigada!!!!

Aos funcionários do setor de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP, José Alexandre e Cristiano, pela paciência imensa e apoio durante todo o curso.

Ao GESTOS- Grupo de Estudos Ortodônticos e Serviços, a todas as suas funcionárias, pela atenção e carinho.

Às funcionárias do Instituto Joel Martins, Vanessa e Zetti por todo carinho recebido e as boas conversas nas horas vagas.

A todos os funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP sempre tão atenciosos

À CAPES-Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, pela concessão da bolsa de estudo.

Mesquita TR. Avaliação in vitro da solda elétrica em fios de níquel-titânio [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2016.

RESUMO

OBJETIVO: Determinar a potência mais adequada para a solda elétrica em fios de NiTi; mensurar a resistência à tração desta solda; avaliar a superfície da solda microscopicamente e com um rugosímetro digital. **MATERIAIS E MÉTODOS:** Cento e oitenta pares de fios de NiTi foram divididos em grupos de acordo com seus fabricantes: GI (Orthometric, Marília, Brazil), GII (3M OralCare, St. Paul, CA) e GIII (GAC, York, PA); e soldados por uma máquina de solda elétrica. Cada grupo foi subdividido em subgrupos com soldas de diferentes potências. O estudo foi dividido em duas partes: a primeira parte testou noventa pares de fios soldados desde a potência mínima de união até a potência 0.5 menor àquela que provocou a fratura dos fios durante a solda, de modo que o GI e GII compreendem 6 subgrupos (potências 2.5, 3, 3.5, 4, 4.5 e 5) e o GIII 4 subgrupos (potências 2.5, 3, 3.5 e 4), sendo que cada unidade de potência da máquina utilizada representa 500W. Os pares de fios soldados foram testados em uma máquina de ensaios mecânicos até a ruptura e os valores de resistência máxima foram registrados. Análise de variância (ANOVA) e teste de Tukey foram realizados para determinar qual potência dentro de cada grupo apresentava a melhor resistência à tração. A segunda parte do estudo utilizou a potência mais adequada para cada fabricante, obtida no estudo anterior, e variou a potência 0.25 para mais e para menos em cada grupo, assim o GI e GII testou as potências 3.75, 4 e 4.25 e o GIII as potências 3.25, 3.5 e 3.75. De maneira análoga à primeira parte do estudo, mais noventa pares de fios foram soldados de acordo com seu grupo e testados até a ruptura. Adicionalmente, foi realizada microscopia eletrônica de varredura com feixe de emissão de campo e testes de rugosidade superficial para refinar os resultados sobre a potência mais adequada. ANOVA e teste de Tukey foram realizados para definir qual subgrupo dentro de cada grupo obteve a maior resistência, e testes de Friedman e Wilcoxon foram utilizados para os resultados da rugosidade. **RESULTADOS:** No primeiro estudo, a potência 2.5 exibiu a menor resistência à tração (43.75N GI, 28.41N GII e 47.57N GIII), enquanto que a potência 4 apresentou melhor performance nos GI e GII (97.90N e 99.61N, respectivamente), e a potência 3.5 no GIII (79.28N). No segundo estudo, houve diferença entre as resistências à ruptura apenas nos GI e GII. A potência 4 apresentou uma resistência de 95.37N (GI) e 101.90N (GII), entretanto semelhantes às potências 3.75 e 4.25 para seu respectivo grupo. O diâmetro da área de solda e o extravasamento do material aumentaram conforme as potências foram aumentadas nos três grupos. A rugosidade mostrou-se diferente no GII, já no GI e GIII as potências mais altas apresentaram rugosidades semelhantes (1.15Ra e 1.47Ra no GI, e 0.54Ra e 0.71Ra no GIII). **CONCLUSÕES:** A potência mais adequada para solda elétrica a ponto em fios de NiTi das marcas Orthometric e 3M foi 4 e para a marca GAC 3.5.

Palavras-chaves: Soldagem. Titânio. Ortodontia. Topografia.

Mesquita TR. In vitro evaluation of welding nickel-titanium wires [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2016.

ABSTRACT

OBJECTIVE: To determine the most appropriate power for the electric welding of NiTi wires; measure the weld tensile strength; assess the weld surface microscopically and by a digital profilometer. **MATERIALS AND METHODS:** One hundred and eighty pairs of NiTi wires were divided into groups according to their manufacturers: GI (Orthometric, Marília, Brazil), GII (OralCare 3M, St. Paul, CA) and GIII (GAC, York, PA); and welded by a welding machine. Each group was divided into subgroups with different powers welding. The study was divided into two parts: the first one tested ninety pairs of welded wires from the minimum power up to a 0.5 below that of the weld fracture, such the GI and GII includes 6 subgroups (powers 2.5, 3, 3.5, 4, 4.5 and 5) and GIII 4 subgroups (powers 2.5, 3, 3.5 and 4), where in each power unit of the machine is 500W. The welding were tested in a mechanical testing machine until failure and maximum resistance values were recorded. Analysis of variance (ANOVA) and Tukey tests were performed to determine which subgroup showed the best tensile strength. The second part of the study used the most appropriate power for each manufacturer, obtained in the previous study, and varied 0.25 power to up or down in each group, so the GI and GII tested the powers 3.75, 4 and 4.25 and GIII the powers 3.25, 3.5 and 3.75. In a similar way, ninety pairs of wires were welded according to their group and tested to fracture. Scanning electron microscopy with field emission beam and surface roughness testing were made to refine the results on the most appropriate power. ANOVA and Tukey tests were conducted to determine which subgroup within each group had the highest strength and Friedman and Wilcoxon tests were used for the roughness results. **RESULTS:** In the first study, the 2.5 power exhibited the lower tensile strength (43.75N GI, GII and 28.41N 47.57N GIII), while the 4 power showed better performance in GI and GII (97.90N and 99.61N, respectively) and 3.5 power in GIII (79.28N). In the second study, there was a difference between the tensile strengths only in GI and GII. The 4 power showed a resistance of 95.37N (GI) and 101.90N (GII), but similar to the 3.75 power and 4.25 for these groups. The weld area diameter and material leakage increased as the power was increased in all three groups. At GI and GIII the higher powers had similar roughness (1.15Ra and 1.47Ra in GI and 0.54Ra and 0.71Ra in GIII), while was different in the GII. **CONCLUSIONS:** The most suitable power to electric spot welding of NiTi wires of Orthometric and 3M brands was 4 and 3.5 to GAC brand.

Keywords: Welding. Titanium. Orthodontics. Topography.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
2	PROPOSIÇÃO	23
2.1	Objetivo geral	23
2.2	Objetivos específicos.....	23
3	PUBLICAÇÕES	24
3.1	Publicação 1	24
3.2	Publicação 2	33
4	CONSIDERAÇÕES FINAIS	46
	REFERÊNCIAS.....	47

1 INTRODUÇÃO

O movimento ortodôntico é obtido pela aplicação de forças sobre os dentes que resultam no processo de remodelação óssea (Arciniegas et al.³, 2013; Sevilla et al.²², 2008). As forças devem ser de baixa magnitude e natureza contínua para um movimento fisiológico e controlado dos dentes e estruturas adjacentes (Gravina et al.⁸, 2013; Kroubroeck et al.¹⁴, 1982). Isso minimiza a destruição tecidual e produz estresse relativamente constante no ligamento periodontal (Andreasen, Morrow¹, 1978; Andreasen, Zwanziger², 1980; Sevilla et al.²², 2008).

Os fios em forma de arco representam a unidade básica da terapia ortodôntica (Juvvadi et al.¹¹, 2010; Krishnan, Kumar¹³, 2004), sendo que a deformação elástica deste arco e a sua conseqüente resiliência irão originar as forças corretivas para o movimento ortodôntico (Kroubroeck et al.¹⁴, 1982; Sevilla et al.²², 2008).

O níquel titânio (NiTi) foi descoberto em 1959, mas sua aplicação comercial é mais recente, pois o entendimento sobre seu comportamento vem sendo aprimorado (Tam²⁴, 2010). Assim, por volta de 1965, o pesquisador metalurgista William F. Buehler, no Laboratório da Artilharia Naval (Naval Ordnance Laboratory –NOL) da marinha dos Estados Unidos, desenvolveu uma liga metálica com memória, que foi chamado de Ni-Ti-Nol (Andreasen, Morrow¹, 1978; Kauffman, Mayo¹², 1997).

O NiTi é definido como um composto intermediário (IMC) equiatômico ou aproximadamente equiatômico de níquel e titânio. E ao contrário dos convencionais IMCs, a liga pertence a uma classe de materiais especiais denominadas de ligas com memória de forma (Shape Memory Alloys- SMA) (Tam²⁴, 2010).

A liga de NiTi apresenta um conjunto de pequenas regiões de cristais simples, chamados grãos ou grânulos, todos com tamanho, forma e orientação aleatórias. O aquecimento reestrutura a rede atômica dentro dos grãos individuais, e os átomos adotam a fase austenítica (átomos ordenados), que tem uma estrutura atômica em que cada átomo de níquel é cercado por oito átomos de titânio nas arestas do cubo. Cada átomo de titânio é igualmente rodeado por um cubo de átomos de níquel (Kauffman, Mayo¹², 1997).

O NiTi apresenta propriedades funcionais como superelasticidade, boa resistência à fadiga e à corrosão, baixo custo e biocompatibilidade, o que permite várias possibilidades de utilização (Andreasen, Morrow¹, 1978; Lin et al.¹⁵, 2007; Tamada et al.²⁵, 2012). Estas particularidades facilitaram o uso na clínica ortodôntica,

já que a liga permite uma boa distribuição de forças com um menor desconforto ao paciente (Andreasen, Morrow¹, 1978; Andreasen, Zwanziger², 1980). O resultado é um movimento efetivo em um tempo menor quando comparado com as demais ligas, como por exemplo o aço inoxidável (Arciniegas et al.³, 2013; Sevilla et al.²², 2008).

A base da elasticidade e da memória de forma do NiTi são dois aspectos do mesmo efeito, ambos intimamente ligados à transformação de fase cristalina reversível que ocorre no estado sólido do material, conhecida como transformação martensítica (Delobelle et al.⁶, 2012; Tam²⁴, 2010). Esta transformação se inicia quando a liga é resfriada- por uma temperatura denominada Ms (martensite start), e se completa em Mf (martensite finish), quando o material é considerado martensítico. No sentido oposto, a transformação reversa ou austenítica, se inicia, com o aquecimento- na temperatura As (austenite start) e termina em Af (austenite finish), quando então o material é austenítico (Buehler, Wang⁴, 1967; Kauffman, Mayo¹², 1997).

Todavia, mesmo com as características já mencionadas, a necessidade de realizar soldas de acessórios ou fragmentos de fio em ligas de NiTi ainda existe e traz consigo novas possibilidades de mecânicas ortodônticas (Iijima et al.¹⁰, 2008). Por isso, a união de acessórios em fios de arco ortodônticos com a finalidade de proporcionar forças adequadas tem fascinado os clínicos (Vijayalakshmi et al.²⁸, 2009).

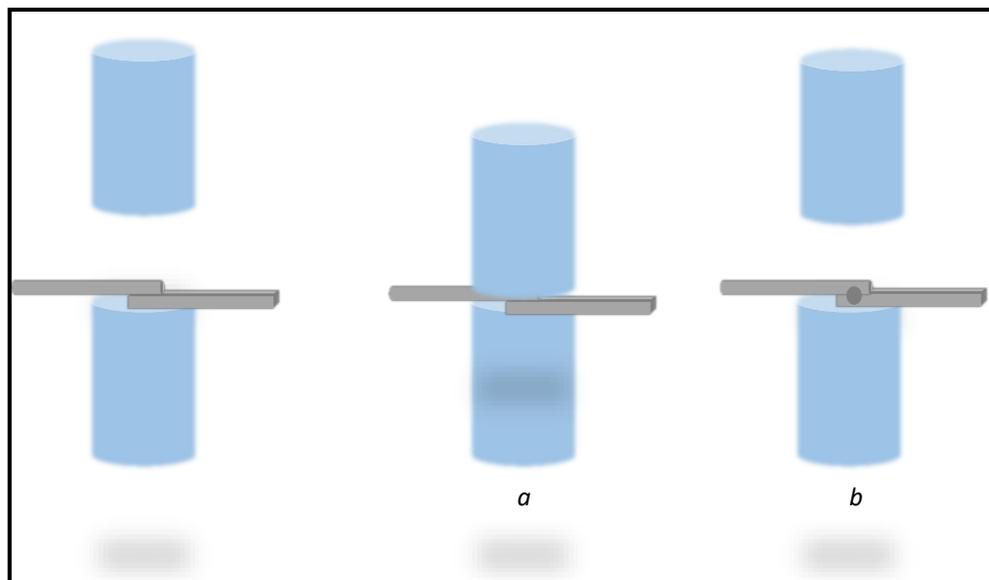
A soldagem é um processo metalúrgico de união de superfícies, que consiste na fusão dos metais, com ou sem metal de preenchimento, para formação da junta (Tambasco et al.²⁶, 1996; Wang, Chang²⁹, 1998; Wang, Welsch³⁰, 1995), que pode ou não ter sofrido aquecimento. Para ocorrer a solda, deve existir uma quantidade de energia capaz de unir dois metais similares ou não (Wiskott et al.³², 2001), sem causar distorção na peça. Uma solda satisfatória não deve ter sofrido oxidação nem ter sido comprimida durante a fusão (Philips¹⁹, 1991). Este processo é importante, pois a qualidade das soldagens diminui o tempo final de tratamento e os custos, porque evita desperdício de tempo ao repetir o procedimento.

A solda prata é bastante utilizada na clínica ortodôntica, no entanto pesquisas demonstram que alguns íons podem ser liberados a partir dela (Oh, Kim¹⁸, 2005; Sestini et al.²¹, 2006; Vande Vannet et al.²⁷, 2007) e isto pode levar a efeitos colaterais que causam alterações tóxicas ao ser humano, como interferência na diferenciação

dos osteoblastos, viabilidade dos fibroblastos e crescimento dos queratócitos (Freitas et al.⁷, 2009; Sestini et al.²¹, 2006). Assim, a solda ponto elétrica tem sido indicada como uma alternativa segura em ortodontia, pois é bem tolerada pelas células (Sestini et al.²¹, 2006).

A solda ponto elétrica é um processo em que duas ou mais superfícies são unidas pelo calor gerado por uma corrente elétrica que passa através das amostras mantidas em união pela força aplicada pelos eletrodos (Correr Sobrinho⁵, 1997) (Figura 1). Os eletrodos são aquecidos por um rápido pulso de baixa voltagem e alta amperagem para fundir o metal, o que gera a solda (Williams, Stell³¹, 2005). Este tipo de solda apresenta menor tempo de confecção, facilidade de trabalho, custo inferior em relação à solda a laser, trabalho laboratorial simplificado, higiene e estética favoráveis. Porém, tem sido evitada onde é necessária uma maior resistência mecânica (Lopes et al.¹⁶, 2000). Dentre os fatores que interferem na qualidade da solda e nas suas características mecânicas devem ser considerados: o tipo de máquina de solda, o formato e pressão dos eletrodos, a liga do fio utilizado, secção transversal dos fios, orientação dos fios na união, resistência à tração, dissipação do calor e condição da superfície (Nelson et al.¹⁷, 1987; Tamada et al.²⁵, 2012).

Figura 1 - Desenho esquemático do processo de solda elétrica ponto.



- a. Eletrodos próximos para a passagem da corrente elétrica.
b. Formação da solda.

Fonte: Elaboração própria

As ligas de NiTi são caracteristicamente difíceis de sofrer a solda, devido ao alto ponto de fusão e reatividade com gases oxigênio, nitrogênio e hidrogênio em altas

temperaturas (Iijima et al.¹⁰, 2008; Taira et al.²³, 1989). Entretanto, em diversas situações clínicas, uniões homogêneas ou heterogêneas entre componentes do NiTi são desejadas, o que aumenta o interesse pela influência nas propriedades físico-mecânicas da liga, com destaque ao método de soldagem (Gugel et al.⁹, 2008; Qiu et al.²⁰, 2006).

Assim, o uso clínico das ligas de níquel-titânio poderia ser mais explorado com a utilização de soldas nesses fios. Soldagem de pequenos pedaços de fios de NiTi ao fio principal da mesma liga permitiriam a utilização de ganchos para a uso precoce de elásticos e stops, sem contar que molas de NiTi soldadas aos fios permitiriam trazer a superelasticidade, a memória de forma e a baixa deformação da liga à outras situações clínicas do que as convencionais.

Estes fios são muito úteis ao ortodontista, pois permitem ganho de tempo de atendimento ao paciente, por evitar a confecção de alças ou dobras auxiliares, e podem permanecer ativos na cavidade bucal por um longo período de tempo. A possibilidade de realizar a soldagem por resistência neste tipo de liga traz muitas alternativas mecânicas para os ortodontistas por permitir modificação do sistema de forças e conseqüentemente apresenta uma grande importância clínica. Diante disso, o objetivo deste estudo é determinar a potência mais adequada para se alcançar uma solda elétrica a ponto suficientemente resistente ao uso clínico e sem alterações significativas na superfície.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Estudos in vitro são úteis para avaliar novos materiais, ferramentas ou técnicas, determinando a possibilidade da aplicação in vivo, apesar dos resultados apresentarem algumas limitações. Os objetivos propostos neste estudo foram alcançados, após a execução dos experimentos relatados:

1- A potência mais adequada para solda elétrica a ponto nos fios de NiTi testados variou para as três marcas comerciais do estudo. De acordo com a metodologia desse estudo foi identificada como: 4 para as marcas Orthometric e 3M e 3.5 para a marca GAC.

2- A solda dos fios de NiTi das marcas Orthometric e 3M apresentaram a melhor relação entre resistência à tração e rugosidade superficial com a potência 4, já com os fios da GAC a potência considerada mais adequada foi de 3.5, de acordo com os parâmetros da máquina de solda utilizada.

3- A microscopia eletrônica de varredura e as medidas do rugosímetro digital mostraram que as alterações da topografia dos fios foram mais evidentes nas potências mais altas para as três marcas comerciais estudadas.

REFERÊNCIAS*

1. Andreasen GF, Morrow RE. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *Am J Orthod.* 1978; 73(2): 142-51.
2. Andreasen GF, Zwanziger D. A clinical evaluation of the differential force concept as applied to the edgewise bracket. *Am J Orthod.* 1980; 78(1): 25-40.
3. Arciniegas M, Manero JM, Espinar E, Llamas JM, Barrera JM, Gil FJ. New Ni-free superelastic alloy for orthodontic applications. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2013; 33(6): 3325-8.
4. Buehler W, Wang F. A summary of recent research on the Nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Engng.* 1967; 1(1): 4.
5. Correr Sobrinho L. Comparative study of the tensile strength of silver solders and super micro point, used in orthodontics. *J Fac Dent UFP.* 1997; 45: 51-7.
6. Delobelle V, Delobelle P, Liu Y, Favier D, Louche H. Resistance welding of NiTi shape memory alloy tubes. *J Mater Process Tech.* 2012; 213: 1139-45.
7. Freitas MP, Oshima HM, Menezes LM, Machado DC, Viezzer C. Cytotoxicity of silver solder employed in orthodontics. *Angle Orthod.* 2009; 79(5): 939-44.
8. Gravina MA, Brunharo IH, Fraga MR, Artese F, Campos MJ, Vitral RW, et al. Clinical evaluation of dental alignment and leveling with three different types of orthodontic wires. *Dental Press J Orthod.* 2013; 18(6): 31-7.
9. Gugel H, Schuermann A, Theisen W. Laser welding of NiTi wires. *Mater Sci Eng, A.* 2008; 481-482: 668-71.
10. Iijima M, Brantley WA, Yuasa T, Muguruma T, Kawashima I, Mizoguchi I. Joining characteristics of orthodontic wires with laser welding. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008; 84(1): 147-53.
11. Juvvadi SR, Kailasam V, Padmanabhan S, Chitharanjan AB. Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: an in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 138(5): 623-30.

*De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/#biblioteca/manual>.

12. Kauffman GB, Mayo I. The story of nitinol: The serendipitous discovery of the memory metal and its applications. *J Chem Educ.* 1997; 2(2): 20.
13. Krishnan V, Kumar KJ. Weld characteristics of orthodontic archwire materials. *Angle Orthod.* 2004; 74(4): 533-8.
14. Krousbroeck R, Van Der Perre G, Aernoudt E, Mulier JC. Shape memory effect in biomedical devices. In: Winter GD, Gibbons DF, Plenk H, editors. *Advances in biomaterials.* New York: John Wiley & Sons; 1982. p. 767.
15. Lin MC, Lin SC, Wang YT, Hu SW, Lee TH, Chen LK, et al. Fracture resistance of Nd:YAG laser-welded cast titanium joints with various clinical thicknesses and welding pulse energies. *Dent Mater J.* 2007; 26(3): 367-72.
16. Lopes MB, Correr Sobrinho L, Consani S, Sinhoreti MAC, Cangiani MB. Fatigue resistance between point electrical solder and silver solder utilized in orthodontics. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial.* 2000; 5(6): 45-9.
17. Nelson KR, Burstone CJ, Goldberg AJ. Optimal welding of beta titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1987; 92(3): 213-9.
18. Oh KT, Kim KN. Ion release and cytotoxicity of stainless steel wires. *Eur J Orthod.* 2005; 27(6): 533-40.
19. Philips RW. *Physical Properties of Dental Materials: Skidders Science of Dental Materials.* 9th ed. Philadelphia: Saunders; 1991. 615 p.
20. Qiu XM, Li MG, Sun DQ, Liu WH. Study on brazing of TiNi shape memory alloy with stainless steels. *J Mater Process Technol.* 2006; 176: 8-12.
21. Sestini S, Notarantonio L, Cerboni B, Alessandrini C, Fimiani M, Nannelli P, et al. In vitro toxicity evaluation of silver soldering, electrical resistance, and laser welding of orthodontic wires. *Eur J Orthod.* 2006; 28(6): 567-72.
22. Sevilla P, Martorell F, Libenson C, Planell JA, Gil FJ. Laser welding of NiTi orthodontic archwires for selective force application. *J Mater Sci Mater Med.* 2008; 19(2): 525-9.
23. Taira M, Moser JB, Greener EH. Studies of Ti alloys for dental castings. *Dent Mater.* 1989; 5(1): 45-50.
24. Tam B. Micro-welding of nitinol shape memory alloy [Master of Applied Science in Mechanical Engineering]. Waterloo: University of Waterloo; 2010.

25. Tamada M, Nagano O, Tateyama S, Ohmura M, Yae T, Ishimoto T, et al. Modulation of glucose metabolism by CD44 contributes to antioxidant status and drug resistance in cancer cells. *Cancer Res.* 2012; 72(6): 1438-48.
26. Tambasco J, Anthony T, Sandven O. Laser welding in the dental laboratory: an alternative to soldering. *J Dent Technol.* 1996; 13(4): 23-31.
27. Vande Vannet B, Hanssens JL, Wehrbein H. The use of three-dimensional oral mucosa cell cultures to assess the toxicity of soldered and welded wires. *Eur J Orthod.* 2007; 29(1): 60-6.
28. Vijayalakshmi RD, Nagachandran KS, Kummi P, Jayakumar P. A comparative evaluation of metallurgical properties of stainless steel and TMA archwires with timolium and titanium niobium archwires--an in vitro study. *Indian J Dent Res.* 2009; 20(4): 448-52.
29. Wang RR, Chang CT. Thermal modeling of laser welding for titanium dental restorations. *J Prosthet Dent.* 1998; 79(3): 335-41.
30. Wang RR, Welsch GE. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. *J Prosthet Dent.* 1995; 74(5): 521-30.
31. Williams NT, Stell B. Resistance spot welding. In: *ASM Handbook. Volume 6: Welding, brazing and soldering.* Materials Park: ASM; 2005. p. 226-9.
32. Wiskott HW, Dumas MT, Scherrer SS, Susz C, Belser UC. Microstructures of brazings and welds using grade 2 commercially pure titanium. *Int J Prosthodont.* 2001; 14(1): 40-7.

Não autorizo a reprodução deste trabalho até 25/11/2018

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 25/11/2016

Tatyane Ribeiro Mesquita