

ESCOLA DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
MESTRADO EM ORTODONTIA E ORTOPEDIA FACIAL

HELENA REIS DE SOUZA

**AVALIAÇÃO DA PRESENÇA DE ÍONS NA SALIVA DE PACIENTES EM USO DE
ARCO LINGUAL COM DIFERENTES TIPOS DE SOLDAS**

Porto Alegre

2018

PÓS-GRADUAÇÃO - *STRICTO SENSU*



Pontifícia Universidade Católica
do Rio Grande do Sul

HELENA REIS DE SOUZA

AVALIAÇÃO DA PRESENÇA DE ÍONS NA SALIVA DE PACIENTES EM USO DE
ARCO LINGUAL COM DIFERENTES TIPOS DE SOLDAS

Dissertação apresentada como parte dos requisitos obrigatórios para obtenção de grau de Mestre em Odontologia, área de concentração Ortodontia e Ortopedia Facial pelo programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientadora: Professora Dra. Luciane Macedo de Menezes

PORTO ALEGRE

2018

Ficha Catalográfica

S729a Souza, Helena Reis de

Avaliação da presença de íons na saliva de pacientes em uso de arco lingual com diferentes tipos de soldas / Helena Reis de Souza . – 2018.

64 f.

Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCRS.

Orientador: Prof. Dr. Luciane Macedo de Menezes.

1. Soldagem. 2. Ortodontia. 3. Arco lingual. I. Menezes, Luciane Macedo de. II. Título.

HELENA REIS DE SOUZA

AVALIAÇÃO DA PRESENÇA DE ÍONS NA SALIVA DE PACIENTES EM USO DE
ARCO LINGUAL COM DIFERENTES TIPOS DE SOLDAS

Dissertação apresentada como parte dos requisitos obrigatórios para obtenção de grau de Mestre em Odontologia, área de concentração Ortodontia e Ortopedia Facial pelo programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

BANCA EXAMINADORA

Professora Dra. Luciane Macedo de Menezes
Orientadora

Professora Dra. Cátia Cardoso Abdo Quintão

Professora Dra. Ana Maria Spohr

***Dedico este trabalho aos meus pais,
Maria Cristina e Gilberto.***

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por sempre iluminar meu caminho.

Aos meus pais, por todo amor, atenção, confiança e responsabilidade. À minha mãe, Cristina, pela forma como cuida de mim até hoje, conciliando alegria e afeto com muito comprometimento. Ao meu pai, Gilberto, por ser sempre meu grande exemplo e pela dedicação em sempre nos oferecer o melhor. Este foi um ano muito difícil para a nossa família, mas, juntos, somos mais fortes e superamos os contratempos da vida.

Ao meu esposo, Fernando, por me dar força e segurança e me fazer mais feliz todos os dias. Agradeço por estar sempre comigo, por sonharmos e por crescermos juntos.

Ao meu irmão, Leonardo, por cuidar de mim desde o dia em que eu cheguei para dividir as atenções. A ele e à minha querida cunhada, Michele, agradeço pelo presente mais especial de todos: o nosso Antônio.

Aos meus avós, Waldomiro, Ilda, José e Natália pelo grande carinho e incentivo e por terem criado pais tão admiráveis. Aos meus padrinhos, Lia, Júlio e Denise, por sempre me apoiar, cumprindo com tanto carinho a função de “dindos”. Aos meus tios, Marco e Rita, e a minha afilhada/secretária Geovana, e aos meus tios, Felipe e Liéze, por estarem comigo em todos os momentos, sempre com alegria.

Às minhas grandes amigas, pela compreensão e pela verdadeira amizade.

À minha sogra, Suzana, por me acolher de forma tão intensa e carinhosa.

A todos os professores do curso de Pós-Graduação em Ortodontia, agradeço pela dedicação e paciência em compartilhar diariamente sabedoria e conhecimento, em especial, Professor Eduardo Martinelli, Professora Susana Rizzatto, Professora Tatiana Gonçalves. À Professora Luciane Menezes, minha orientadora, agradeço pela confiança e pela oportunidade de me permitir passar mais dois anos como sua aluna. Aprendi durante todos os dias e espero levar comigo pelo menos uma pequena parte do seu conhecimento científico e do seu cuidado e responsabilidade com os pacientes.

A todos os professores da disciplina de Odontopediatria e Clínica Integrada Infantil e do Adolescente, em especial, Professora Angélica Fritscher, Professor João Batista Weber, Professora Ingeburg Hellwig, Professor Flávio Augusto de Oliveira e Professora Sandra Pagnoncelli, que permitiram o atendimento dos pacientes em suas clínicas e que depositaram confiança ao nosso trabalho. À Professora Tatiana Gonçalves, por ter ajudado na seleção dos pacientes para a pesquisa, além de me dar luz na nova vida “livre de glúten”.

Aos meus colegas de Mestrado, Marina Abreu, Vanessa Soares, Rodrigo Locks e Betina Behs, por tornarem todos os dias mais leves, compartilhando bons momentos. Em especial, às amigas Marina Abreu, Vanessa Soares, Betina Behs, Mariana Sauer e Cecília Meller: sentirei saudades, mas continuaremos sempre juntas! Aos demais colegas do curso de Especialização e de Doutorado, agradeço pelo agradável convívio e por todos os auxílios e orientações que recebi durante esses dois anos, especialmente ao Bruno Barbo, ao Paulo Ricardo Matje, à Fabiane Azeredo e à Aura Manfio, sempre presentes e dispostos. Agradeço às colegas Mariana Rinaldi e Fernanda Henkin, por todo o auxílio prestado no início deste trabalho, tornando tudo mais claro.

Ao Professor Carlos Eduardo Leite, por ter aberto as portas do laboratório e por me permitir trabalhar com tranquilidade. Ao Professor Léder Xavier, por permitir

acesso a tecnologia científica presente na PUCRS e ao técnico Wagner Prates pelos auxílios na microscopia.

À Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, em especial, à Faculdade de Odontologia, pela excelência em todos os fatos. À Professora Ana Maria Spohr e Professora Maria Martha Campos por todo o incentivo à pesquisa, agradeço a oportunidade.

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia, agradeço à dedicação para tornar tudo isso possível.

Por fim, agradeço a todos que, de alguma forma, contribuíram para a concretização deste trabalho.

Muito obrigada!

“Sessenta anos atrás, eu sabia tudo. Hoje sei que nada sei. A educação é a descoberta progressiva da nossa ignorância.”

Will Durant

RESUMO

Objetivo: Avaliar e quantificar a presença de íons metálicos na saliva de pacientes em uso de arco lingual com diferentes tipos de soldagem e avaliar as superfícies de anéis soldados por diferentes técnicas em microscopia eletrônica de varredura (MEV). **Material e Método:** 64 pacientes foram selecionados e distribuídos em quatro grupos: grupo 1 (21 pacientes sem necessidade de uso de arco lingual), grupo 2 (16 pacientes em uso de arco lingual, sendo o aparelho fabricado pelo método de soldagem a prata), grupo 3 (14 pacientes em uso de arco lingual, sendo o aparelho fabricado pelo método de soldagem a laser) e grupo 4 (13 pacientes em uso de arco lingual, sendo o aparelho fabricado pelo método de soldagem TIG). Amostras de saliva foram coletadas em diferentes tempos (inicial – sem aparelho, 7, 15 dias e 30 dias após a colocação do aparelho) e foram analisadas em ICP-MS seguido de análise estatística para comparação pelo modelo de equações de estimativas generalizadas com nível de significância de 5%. Além disso, 9 anéis com fios de aço soldados foram avaliados em MEV para comparar as técnicas de soldagem a prata, soldagem a laser e soldagem a TIG em relação à superfície. **Resultados:** Para as concentrações de íons Cr, Fe, Cu e Sn comparadas entre os grupos, não houve diferença na variação ao longo das coleções e não houve diferença estatisticamente significativa ao longo das coletas para os grupos. Para Ni, os valores foram comparados em grupos e tempos de coleta, encontrando um efeito de interação ($P < 0,001$). Para Zn, Ag, e Cd, não houve diferença ao longo dos pontos no tempo. Para Zn houve diferença estatística do grupo 4 para os grupos 1 e 2; Para Ag houve diferença estatística do grupo 4 para os grupos 2 e 3. Para Cd houve diferença estatística de T1 para T4 em todos os grupos. Imagens digitais apresentaram características de superfície diferentes para cada método de soldagem testado. A solda de prata apresentou uma área mais lisa e suave, enquanto a soldagem a laser e a TIG desenvolveu áreas mais irregulares. **Conclusões:** Aparelhos ortodônticos podem afetar as concentrações de íons em um curto período de avaliação. Para a maioria dos íons avaliados, não houve aumento significativo na liberação comparando tipos de solda e comparando valores em todos os pontos no mesmo grupo. Os níveis se assemelham aos já publicados na literatura e estão abaixo dos limites para ingestão diária na dieta. No entanto, pequenas quantidades de íons metálicos são capazes de induzir reações alérgicas e devem

ser consideradas. O protocolo realizado para soldagem convencional, juntamente com acabamento e polimento adequados, garante uma superfície mais regular. Os protocolos para soldagem laser e TIG ainda possuem aspectos indefinidos e a necessidade de material de preenchimento deve ser avaliada para cobrir irregularidades e evitar falhas.

Palavras-chave: Soldagem. Ortodontia. Arco lingual.

ABSTRACT

Objective: Quantify the metal ion release of different brazing and welding methods in the saliva of patients that need a lingual arch appliance and evaluate the surfaces of soldered and welded bands in scanning electron microscopy (SEM). **Material and Methods:** 64 patients were selected and distributed into four groups: Group 1 (21 patients that did not need a lingual arch), group 2 (16 patients that needed a lingual arch and had the appliance manufactured with the silver solder brazing method), group 3 (14 patients that needed a lingual arch and had the appliance manufactured with the laser welding method) and group 4 (13 patients that needed a lingual arch and had the appliance manufactured with the TIG welding method). Saliva samples were collected at different points in time (before treatment, 7 days after placing appliance, 15 days after placing appliance and 30 days after placing appliance) and were analyzed with an ICP mass spectrometer followed by generalized estimating equation modeling with a 5% level of significance. In addition, 9 bands with steel joints were evaluated in SEM to compare the surface of the 3 different joining techniques (brazing, laser welding and TIG welding). **Results:** For ions Cr, Fe, Cu and Sn comparing concentrations between groups, there was no difference in the variation along the collections and there was no statistically significant difference throughout the collections for any of the groups when comparing these ions concentrations. For Ni, values were compared in groups and at points in time, and an interaction effect was seen ($P < 0.001$). For Zn, Ag, and Cd there was no difference along the points in time. For Zn there was statistic difference from group 4 to groups 1 and 2; for Ag there was statistic difference from group 4 to groups 2 and 3. For Cd there was statistic difference from T1 for T4 in all groups. Digital images were generated and showed different surface characteristics. Brazing presented a flatter and smoother area, while laser and TIG welding developed rougher areas. **Conclusions:** Orthodontics appliances may affect salivary ion concentrations *in vivo* over the short term evaluated. For most ions evaluated there was no increasing significant release comparing types of soldering/welding and comparing values throughout the points in time at the same group. Levels resembled those already documented and remained below the daily dietary metals intake. Nevertheless, small amounts of metal ions are able to induce allergic reactions and should be considered. The protocol performed for conventional welding, together with a suitable

finishing and polishing, guarantees a more regular welded ring surface. The protocols for laser and TIG welding still have undefined aspects, and the need for filling material must be evaluated to cover irregularities and prevent failures.

Keywords: Welding. Soldering. Orthodontics. Lingual arch.

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

Ag: prata / *silver*

Be: berílio / *beryllium*

Cd: cádmio / *cadmium*

Co: cobalto / *cobalt*

Cr: cromo / *chromium*

Cu: cobre / *cooper*

DNA: ácido desoxirribonucleico / *deoxyribonucleic acid*

Fe: ferro / *iron*

ICP-MS: espectrometria de massa por plasma acoplado indutivamente / *inductively coupled plasma mass spectrometry*

ISO: Organização Internacional de Normalização / *International Organization for Standardization*

J: joule

MEV / SEM: microscópio eletrônico de varredura / *scanning electron microscopy*

mg: microgramas / microgram

mL: mililitro / milliliter

mm: milímetro / millimeter

ms: milissegundo / millisecond

Ni: níquel / *nickel*

Pb: chumbo / *lead*

s: segundo / *second*

Sn: estanho / *tin*

TIG: gás inerte de tungstênio / *tungsten inert gas*

W: watt

Zn: zinco / *zinc*

µg/dia: micrograma por dia / microgram per day

µg/L: micrograma por litro / microgram per liter

µL: microlitro / microliter

°C: graus Celsius / *Celsius degrees*

Sumário

1 INTRODUÇÃO	13
2 OBJETIVOS	18
2.1 Objetivos gerais	18
2.2 Objetivos específicos.....	18
2.2.1 Avaliação <i>in situ</i>	18
2.2.2 Avaliação <i>in vitro</i>	18
3 ARTIGO 1.....	19
4 ARTIGO 2.....	39
5 CONCLUSÕES	53
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	54
ANEXOS	58
Termo de consentimento livre e esclarecido	58
Termo de assentimento do menor	60
Aprovação do SIPESQ	61
Parecer consubstanciado do CEP	62

1 INTRODUÇÃO

A biocompatibilidade de materiais se refere à habilidade de um material em realizar sua função sem que hajam efeitos locais ou sistêmicos indesejados, gerando uma resposta celular ou tecidual apropriada e otimizando o desempenho clínico da terapia escolhida (Williams, 2008). Em Ortodontia, diversas ligas metálicas são utilizadas durante o tratamento e, por isso, o conhecimento sobre os riscos biológicos da exposição a metais é de extrema importância para a prática clínica.

O ambiente bucal oportuniza a biodegradação de materiais metálicos, associada com o fenômeno da corrosão, devido às variações químicas, físicas e biológicas que ocorrem no meio (Menezes e Quintão, 2010). O processo de corrosão libera íons metálicos diretamente na solução ou através da dissolução de óxidos; os produtos finais dessa reação podem desencadear efeitos adversos, como a hipersensibilidade em virtude da relação direta do metal com a pele e/ou mucosa (Sifakakis e Eliades, 2017). Essencialmente, a corrosão ocorre a partir de duas reações simultâneas de oxidação e redução, dado que o nível de corrosão e a liberação de íons metálicos dependem quimicamente do solvente em que está imerso e do pH da solução (House *et al.*, 2008), além de condições de temperatura, composição salivar, cargas mecânicas, atividades microbiana e enzimática, propriedades físicas e químicas da alimentação e da higiene oral (Maijer e Smith, 1986). O uso de materiais metálicos na cavidade bucal pode promover um risco adicional à saúde, já que íons são liberados em diferentes locais do corpo e em diferentes níveis, dependendo de características específicas do material e da solubilidade dos produtos que os contêm (Savarino *et al.*, 2002).

A biocompatibilidade dos metais e das ligas metálicas está relacionada com a resistência a corrosão (Menezes e Quintão, 2010). No tratamento ortodôntico, ainda que ocorra corrosão, não parece haver destruição significativa dos componentes metálicos e efeitos negativos relevantes em relação às propriedades mecânicas (House *et al.*, 2008). Embora seja detectado um aumento de íons metálicos após a colocação de aparelhos ortodônticos, tais níveis parecem não ser alarmantes; no entanto, atenta-se para a necessidade de mais estudos *in vitro* e *in vivo* para esclarecer algumas questões e determinar níveis seguros de liberação de íons metálicos (House *et al.*, 2008; Menezes e Quintão, 2010).

Uma resolução europeia estabeleceu que, para a qualidade da água, a concentração máxima permitida seria de 50 µg/L para Ni e Cr; já para ferro e manganês, as concentrações máximas seriam de 200 e 50 µg/L, respectivamente, recomendando-se 50 µg/L para ferro e 20 µg/L para manganês (European Council Directive, 1980). Ni e Cr são minerais e micronutrientes com papel importante na saúde humana, sendo a ingestão média diária de 200–300 µg/dia para Ni e de 50–200 µg/dia para Cr (Mikulewicz *et al.*, 2012). O Ni auxilia na absorção de ferro e no metabolismo da adrenalina e glicose, além de melhorar a resistência óssea e desempenhar papel importante na produção de células vermelhas do sangue; o cromo regula o funcionamento do hormônio insulina e facilita o processamento de carboidratos e gorduras (Dwivedi *et al.*, 2015). No entanto, em concentrações maiores, os metais, especialmente o Ni, podem causar efeitos tóxicos locais ou sistêmicos, imunogênicos, mutagênicos e quimiotáticos (Costa *et al.*, 1994). Alguns complexos de níquel são conhecidos como substâncias cancerígenas, alergênicas e mutagênicas, considerando que em concentrações não tóxicas foram observadas alterações de DNA (Wataha *et al.*, 1999). A ação mutagênica pode derivar do seu efeito na inibição de várias enzimas conhecidas por restaurar quebras de DNA, promovendo mutações (Kasprzak e Bialkowski, 2000). Em uma revisão de literatura, estudos mostram diferenças significativas nos níveis de Ni, Cr e Co nas células da mucosa oral em pacientes em uso de aparelhos ortodônticos, determinando o aço inoxidável como o material menos biocompatível usado em Ortodontia e o Ti como o mais biocompatível (Downarowicz e Mikulewicz, 2017).

Apesar da quantidade de metais liberados ser baixa e de não atingir o nível de ingestão média para alcançar um potencial tóxico, não pode ser excluída a possibilidade de ser suficiente para causar efeitos biológicos nas células (Faccioni *et al.*, 2003; Menezes e Quintão, 2010; Hafez *et al.*, 2011). Sabe-se, também, que pequenas quantidades de íons metálicos podem causar reações alérgicas, especialmente devido ao fato de os aparelhos permanecerem na cavidade oral por um longo período de tempo (Kuhta *et al.*, 2009). Íons Ni mesmo que em concentrações baixas desencadearam quimiotaxia de leucócitos e estimularam alterações estruturais em neutrófilos; além disso, concentrações não tóxicas podem infligir diretamente a base de DNA e causar quebras de cadeias simples, assim como promover mutações e inibir o reparo de nucleotídeos contribuindo para a instabilidade genética (Eliades *et al.*, 2004). Células da mucosa bucal de pacientes

tratados com aparelhos ortodônticos durante 6 meses mostraram aumento na composição de Ni e Cr, com redução significativa da viabilidade celular e danos ao DNA. Esses resultados comparados com um grupo controle, sem tratamento ortodôntico, indicaram que as mudanças foram significativas apenas para o Cr e o dano ao DNA, apenas em 3 meses (Hafez *et al.*, 2011).

Souza e Menezes (Matos De Souza e Macedo De Menezes, 2008) instalaram aparelhos removíveis com *brackets* metálicos de diferentes marcas comerciais (grupos A, B e C) fixados na região do palato. Verificou-se que a concentração de íons Ni e Cr aumentou imediatamente após a instalação do aparelho. Os três grupos comportaram-se de maneira semelhante em todos os períodos do estudo, sendo demonstradas diferenças significativas nos níveis de Ni, Cr e Fe liberados pelos mesmos. O aumento da liberação de íons Ni e Cr na saliva de pacientes após a instalação de aparelhos ortodônticos já foi relatada em outros estudos (Ağaoğlu *et al.*, 2001; Freitas *et al.*, 2011; Amini *et al.*, 2012; Dwivedi *et al.*, 2015; Nayak *et al.*, 2015; Kumar *et al.*, 2016), sendo que ocorre um aumento máximo na concentração de íons logo após a instalação dos aparelhos e após, os valores decrescem gradualmente (Ağaoğlu *et al.*, 2001; Dwivedi *et al.*, 2015; Nayak *et al.*, 2015; Kumar *et al.*, 2016). Uma avaliação do nível de Ni e Cr no cabelo de pacientes tratados durante um ano com aparelhos ortodônticos fixos também mostrou diferenças estatisticamente significativas quando comparado com dados de pacientes que não estavam em tratamento (Jamshidi *et al.*, 2018).

Em Ortodontia, a soldagem de metais é muito comum e amplamente utilizada em aparelhos auxiliares como o arco lingual. Estes aparelhos ortodônticos, compostos por soldas, são os mais suscetíveis à corrosão e, conseqüentemente, podem ter efeitos tóxicos (Grimsdottir *et al.*, 1992; Freitas *et al.*, 2009).

A solda de prata representa um método bastante difundido para união de metais devido a sua efetividade comprovada, baixo custo e facilidade de uso (Gonçalves *et al.*, 2014). A liga de solda de prata contém basicamente prata, cobre e zinco. Em contato com a cavidade bucal, esses metais podem apresentar uma grande tendência de liberação iônica (Shigeto *et al.*, 1989; Freitas *et al.*, 2011; Mikulewicz *et al.*, 2012; Matos *et al.*, 2015) e podem causar efeitos citotóxicos, resultando em diminuição da viabilidade celular (Mockers *et al.*, 2002; Freitas *et al.*, 2009).

De acordo com o Registro Internacional de Químicos potencialmente tóxicos, do Programa do Meio Ambiente das Nações Unidas, íons metálicos como Cd, Cu, Ag e Zn, presentes na solda de prata, podem ser considerados produtos químicos potencialmente perigosos (Freitas *et al.*, 2009). A norma ISO 9333 preconiza que o volume máximo de Cd, Be ou Pb não ultrapasse 0,02% da fração de massa da liga (ISO 9333:2006, 2006). O Cd é um conhecido carcinógeno humano e animal. Esse metal está diretamente relacionado ao risco elevado de câncer de pulmão após exposição ocupacional; no entanto, as associações entre a exposição ao íon e tumores em outros locais do organismo, incluindo rim, mama e próstata podem ser relevantes (Novelli *et al.*, 1998; Huff *et al.*, 2007; Hartwig, 2013). O Cd era adicionado às ligas de prata nas décadas de 70 e 80 (Berge *et al.*, 1982).

Uma alternativa para substituir a solda de prata é a soldagem a laser (da sigla em inglês *light amplification by stimulated emission of radiation*). Neste método, pode ser evitada a utilização de um terceiro metal ou liga, já que a energia gerada pelo *laser* promove a fusão dos metais. Dessa forma, o processo parece ser menos susceptível à corrosão e, por conseguinte, mais biocompatível (Solmi *et al.*, 2004; Hurt, 2012; Gonçalves *et al.*, 2014; Erdogan *et al.*, 2015). Para esse tipo de soldagem, cristais de ítrio, alumínio e granada são usados para emitir feixes de laser (Bock *et al.*, 2009). A máquina de soldagem utiliza uma luz altamente concentrada para fundir dois metais. A solda é controlada pela duração que a luz é aplicada (pulso), pela quantidade de energia (corrente) e pelo diâmetro do feixe de laser (Hurt, 2012).

Em um estudo *in vitro* foram analisadas a adesão e proliferação de fibroblastos gengivais humanos, componentes importantes que revelam os sinais de inflamação, colocados em contato direto com aparelhos do tipo arco lingual soldados a prata e a laser. Os resultados destacam a biocompatibilidade de fibroblastos na soldagem com laser em relação à soldagem convencional com prata (Solmi *et al.*, 2004). Em termos de resposta do tecido periodontal, não houve diferença significativa entre a soldagem a laser e os métodos de soldagem convencionais com prata (Atiki *et al.*, 2014). Contudo, alguns autores (Heidemann *et al.*, 2002; Solmi *et al.*, 2004; Sestini *et al.*, 2006) defendem/sustentam que a soldagem a laser seria menos tóxica do que a solda de prata.

Mais recentemente, a soldagem por *Tungsten Inert Gas* (TIG) foi introduzida. Embora amplamente utilizada em engenharia, a solda TIG ainda não é comumente

usada em Odontologia. Caracteriza-se por uma soldagem a plasma, processo que utiliza como fonte térmica um arco elétrico formado com um eletrodo de tungstênio e a peça a ser soldada, com proteção local de gás inerte, geralmente um fluxo de argônio, para prevenir oxidações/inclusões (Wang e Welsch, 1995; Rocha *et al.*, 2006; Bock *et al.*, 2009). Assim como a soldagem a laser, as uniões formadas pela soldagem a TIG parecem apresentar menor corrosão galvânica (Bock *et al.*, 2009). No entanto, estudos testando a resistência à corrosão de aço inoxidável, utilizado em próteses ortopédicas, soldado pelo processo de TIG, mostraram que as uniões formadas comportam-se como ânodos, quando presente uma corrente galvânica. Assim, essas regiões seriam mais suscetíveis à corrosão do que o metal base (Reclaru *et al.*, 2001; Dadfar *et al.*, 2007). Em outro estudo, a soldagem com o processo TIG e o metal base (liga Ni-Cr) mostraram resultados semelhantes para testes de corrosão eletroquímica em amostras de saliva artificial. A densidade de corrente de corrosão de ligas de Ni e Cr soldadas pelo método de brasagem foi significativamente maior do que a densidade de corrente de corrosão em ligas soldadas por TIG. A partir disso, sugere-se que o processo de TIG representa um método de soldagem adequado, indicado para o uso em Odontologia, já que não reduz a resistência à corrosão em saliva artificial. (Matos *et al.*, 2015).

Estudos demonstram superioridade técnica em comparação com métodos de brasagem convencionais em relação a propriedades mecânicas, com resultados semelhantes aos encontrados na soldagem laser (Wang e Welsch, 1995; Bock *et al.*, 2008). Quando comparada a resistência a corrosão, o método de brasagem convencional mostrou pior desempenho de resistência a corrosão comparado com a soldagem TIG (Matos *et al.*, 2015). Entretanto, ainda faltam estudos que comparem as liberações de íons metálicos entre os três tipos de soldas descritos, necessitando-se de mais ensaios clínicos para determinar o comportamento destes três tipos de soldas.

Em vista disso, é importante que sejam estudados os efeitos dos diferentes métodos de soldagem, principalmente em relação à liberação de íons no organismo dos pacientes, já que, não raro, utilizamos uma série de aparelhos auxiliares que necessitam, em sua confecção, de procedimentos para soldagem.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivos gerais:

Determinar a liberação iônica de metais na saliva de pacientes em uso de aparelhos auxiliares constituídos por soldas e avaliar em microscópio eletrônico de varredura a superfície de anéis soldados.

2.2 Objetivos específicos:

2.2.1 Avaliação *in situ*: determinar, a partir da quantificação por espectrofotômetro, a concentração de íons Cr, Ni, Ag, Cu, Cd, Zn, Fe e Sn na saliva de pacientes em uso de aparelhos do tipo arco lingual, com soldagem a prata, a laser e a TIG. (Artigo 1)

2.2.2 Avaliação *in vitro*: avaliar em microscópio eletrônico de varredura a superfície de união entre fio ortodôntico e anéis metálicos realizada com soldagem a prata, a laser e a TIG. (Artigo 2)

3 ARTIGO 1 – Quantification of metal ions in the saliva of patients using lingual arch appliances with silver solder, laser and TIG welding

INTRODUCTION

Biocompatibility refers to the ability of a material to perform its function without undesired local or systemic effects, generating an appropriate cellular or tissue response and optimizing clinical performance therapy ¹. The oral environment favors biodegradation of metallic materials, associated with corrosion, due to chemical, physical and biological variations ^{2,3}. Corrosion releases metallic ions and the products of these reactions may trigger adverse effects, such as hypersensitivity ⁴. The process depends chemically on the solvent in which it is immersed and on the pH of the solution ⁵, as well as temperature conditions, salivary composition, mechanical properties, microbiological and enzymatic activities, physical and chemical properties of food and oral hygiene ⁶.

Although an increase of metal ions is detected after placing orthodontic appliances, levels may not be alarming; however, further studies are necessary to clarify and determine safe levels of metal ions release ^{3,5}. Even though the amount of release is low and below the mean intake without reaching toxic levels, the possibility of biological effects on cells cannot be excluded ^{3,7-10}. Lower amounts of ions can cause allergic reactions ¹⁰⁻¹², especially when the devices remain in the oral cavity for an extended period of time ^{10,11}. Ni ions, even at low concentrations, elicited cell chemotaxis and structural changes; in addition, non-toxic concentrations can affect the DNA base and promote mutations or inhibit the repair of nucleotides, contributing to genetic instability ¹³. Increased Ni and Cr release in saliva after placing orthodontic appliances has been reported in previous studies ^{10,14-17} with a maximum increase soon after the installation and gradually decreasing ^{10,14,15}. Evaluation of scalp hair Ni and Cr levels in patients with fixed orthodontic appliances during one year also showed statistic mean differences when compared with patients who were not on treatment ¹⁸.

In Orthodontics, welding is very common, especially in auxiliary devices such as the lingual arch. Among the appliances, those composed of welds are the most susceptible to corrosion and have possible toxic effects ^{19,20}. Silver solder is a very widespread method, due to its proven effectiveness, low cost and ease of use ²¹ and

it contains Ag, Cu and Zn. In the oral cavity, metals may exhibit a strong tendency of ionic release ^{16,22,23} and may cause cytotoxic effects, resulting in decreased cell viability ^{20,24}. Silver solder caused severe cellular toxicity, with inhibition of fibroblasts proliferation, growth and development, suggesting cell death, in an in vitro study ²⁰. Ions concentrations in the saliva of children with and without the use of silver solder appliances were evaluated. Results showed low values of Cd, Cu and Zn ions; even for Ag, the values did not reach the limit of detection for the control group. For the group with a metallic device, all ions had substantial concentrations within 10 minutes after being placed ¹⁶. Hwang, Shin and Cha reported that silver solder causes surface roughness and structure decomposition with greater sensitivity to corrosion ²⁵.

Laser welding is an alternative to silver solder. The use of a third metal or alloy is avoided, since the energy generated by the laser promotes the melting of the metals. As such, it appears to be less susceptible to corrosion and more biocompatible ^{21,26,27}. The adhesion and proliferation of human gingival fibroblasts in contact with silver and laser welded lingual arches were analyzed and the results highlight the biocompatibility of fibroblasts with laser welding ²⁸. As for periodontal tissue response, there was no significant difference between laser and conventional silver solder ²⁹. Some authors ^{28,30,31} support the fact that laser welding would be less toxic than silver solder.

TIG welding, although widely used in engineering, is not commonly used in dentistry. Characterized by plasma welding, the process uses an electric arc formed with a tungsten electrode and the part to be welded, with local protection of an inert gas to prevent oxidations ³²⁻³⁴. As with laser, joints formed by TIG have less galvanic corrosion ³². However, corrosion resistance of stainless steel in orthopedic prostheses welded with TIG showed that the joints were more susceptible to corrosion than the base metal ^{35,36}. In another study, welding with common metals and TIG showed similar results for electrochemical corrosion tests in artificial saliva samples. Corrosion density of welded Ni and Cr alloys was significantly higher than the corrosion density of TIG welded method. It is suggested that TIG is a suitable welding method, since the final structure does not reduce corrosion resistance in artificial saliva ²³. Studies demonstrate technical superiority compared to conventional brazing methods in relation to mechanical properties, with similar results found in laser welding ^{33,37}. When comparing corrosion resistance, the

conventional brazing method presented worse performance than TIG welding ²³. However, studies comparing metal ion release between the three types of welds described are still lacking, requiring further clinical trials to determine a biocompatibility pattern.

Therefore, this study evaluated metal ion release in the saliva of patients with different soldered or welded appliances, comparing them to a control group, without orthodontic appliances.

MATERIALS AND METHODS

This randomized clinical trial was submitted to the Research Ethics Committee of the Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul (PUCRS) having been approved and authorized.

Sample

Patients from the Orthodontics and Pediatric Clinic of the Dental School of PUCRS were selected. The research was conducted in patients with similar health conditions, but where some needed the use of a lingual arch and others didn't, according to the inclusion and exclusion criteria described further on. The age range was between 6 and 13 years old. The children and their parents were invited to participate in the study and, upon agreeing to participate, the parents signed a term of informed consent.

A sample calculation was performed to determine the number of individuals required, based on a previous study ¹⁶. According to it, we considered each group as having a normal distribution. Considering the concentration data of this study, an error of 3,0 µg/L, 80% power and 95% confidence, we selected an *n* of 15 individuals for each group.

Groups

The sample was comprised of a total of 64 individuals (34 male and 30 female, distributed in 4 groups, as shown in Table I). Within this sample, 43 patients were selected for the 3 experimental groups, all in need of a lingual arch. The remaining 21 made up the control group with no need for a lingual arch. It is of note

that there was no difference in the treatment between the 3 experimental groups apart from how the appliances were soldered or welded. The sample mean age was 8.9 for males and 9.0 years for females; the youngest patient was 6 years old, and the oldest, 13. The children were randomly allocated into one of the 3 experimental groups (2, 3 or 4).

Table I. Division of groups

	Group	<i>n</i>	Male	Female
1	Control (without orthodontic appliances)	21	10	11
2	Orthodontic appliance, with silver solder brazing	16	10	6
3	Orthodontic appliance, with laser welding	14	6	8
4	Orthodontic appliance, with TIG welding	13	8	5
	Total	64	34	30

n represents the number of patients selected.

The inclusion criteria for the control and experimental groups were:

1. Mixed dentition;
2. Good general and oral health;
3. Absence of metallic restorations that could suffer corrosion in the mouth;
4. No history of previous orthodontic treatment performed in the last 6 months;
5. For the tests groups, the need for a lingual arch, due to early deciduous teeth loss and/or leeway space maintenance.

The exclusion criteria for the control and test groups were:

1. Presence of syndromes;
2. Ongoing use of medications and diseases related to genetic disorders;
3. The need of any other associated orthodontic appliance than the lingual arch during the study period, apart from the control group that could not use any orthodontic appliance.

Appliance confection

The lingual arches were made using stainless steel bands for the lower first left and right molars (MorelliTM, Sorocaba, SP, Brazil) and a 0.9 mm stainless steel

wire (MorelliTM, Sorocaba, SP, Brazil) soldered or welded to the bands according to the corresponding method in each experimental group, described as follows.

- Silver Solder (Group 2): Soldering of a 0.9 mm stainless steel wire (MorelliTM, Sorocaba, SP, Brazil) using 10 cm of a silver solder alloy and 20 mg of flux (MorelliTM, Sorocaba, SP, Brazil) with a torch (BlazerTM Gb2001, Farmingdale, NY, USA) containing butane gas.

- Laser (Group 3): Welding of a 0.9 mm stainless steel wire (MorelliTM, Sorocaba, SP, Brazil) using a 0.5 mm stainless steel wire (MorelliTM, Sorocaba, SP, Brazil) as a filling material, according to the cord technique. Laser welding was carried out in a specialized laboratory (PortodentTM Laboratory, Porto Alegre, RS, Brazil) using laser equipment (SismaTM LM-D 60, Vicenza, VI, Italy), with a nominal power of 60 W, 90 J pulse energy (used from 0 to 100%), pulse duration of 0.3-25 ms and pulse diameter of 0.2-2.0 mm.

- TIG (Group 4): Welding of a 0.9 mm stainless steel wire (MorelliTM, Sorocaba, SP, Brazil) without a filling material, according to the plasma cord technique. Welding was performed using TIG equipment (LampertTM PUK D2/SM D2, Werneck, BY, Germany) with 99.8% pure argon gas. Forces of 22% to 25% were used, welding time and pulse duration of 10 ms.

After soldering or welding, a carborundum disc was used to remove the excess. The surfaces were then polished with a white silicone rubber for 15 seconds (polishing rubber L22, EVETM, Pforzheim, BW, Germany), a brown rubber (EVEFLEX 708, EVETM, Pforzheim, BW, Germany) for 30 s and finally green rubber (EVEFLEX HP 808, EVETM, Pforzheim, BW, Germany) for 30 s. The appliances were cemented with glass ionomer (3M UnitekTM, Saint Paul, MN, USA). All the appliances were made and polished by the same operator.

Saliva collection and sample management

In the experimental groups (2, 3 and 4) saliva samples were collected at T1 (before placing the appliance), T2 (07 days after placing the appliance), T3 (15 days after placing the appliance) and T4 (30 days after placing the appliance). In the control group (group 1), saliva samples were collected at the same four points in time

(Initial, 7, 14 and 30 days after), without the use of any appliance. The patients were instructed not to ingest food or drink (except for water) within 30 minutes prior to collection. The patients were instructed to accumulate saliva in the mouth for 5 minutes and to spit into a plastic bottle (50 mL falcon tube) labeled and identified with the patients' name and the moment of collection. Each sample was frozen at -80°C , in a freezer located in the Pathology Laboratory at PUCRS's Dental School, for future use.

Sample processing and analysis for metal quantification

Inductively coupled plasma mass spectrometer (ICP-MS) is a mass spectrometer that detects metals and nonmetals at very low concentrations by ionizing the sample with inductively coupled plasma and then using a spectrophotometer of mass to separate and quantify the ions.

The samples were prepared and evaluated at the Institute of Toxicology and Pharmacology (INTOX) of PUCRS. After thawing, 1mL volume of each sample was transferred to glass vials and heated at 85°C to evaporate volatile components. Following this, samples were digested in 65 μL of nitric acid and 200 μL of hydrochloric acid and sealed in a box for 24h. Each one was then dissolved with 4mL of ultra-pure Milli-Q™ water and individually filtered (Captiva Filter Seringa Econofilter PES 25mm 0,45um Agilent™, Santa Clara, CA, USA). The diluent was prepared with 500 mL of Milli-Q water and 15 mL of nitric acid. The internal standard was prepared with 10 mL of diluent and 100 μL of germanium. The diluent (250mL) and the internal standard (310 μL) were prepared for curves. The multi elemental pattern (500 μL) was prepared with 100mL of diluent, added to 50 μL Ag, Zn and Sn. The curve points used were 10 μL , 50 μL , 250 μL , 2.5 μL and 200 μL of internal standard and 25 μL of diluent. For the ICP-MS analysis, four blank standards were used with 100 μL of diluent (B1, B2, BL1, BL2) and P1 standards (1000 μL of diluent), P2 to P6 (1ml of respective curve points selected). Of the samples prepared, 1mL of each was used and 4mL of internal standard was added with diluent to each one, including blanks and standards. All flasks were placed under ultrasound for five minutes and placed in the ICP-MS machine for analysis and quantification of metallic ions (Cr, Fe, Ni, Cu, Zn, Ag, Cd and Sn).

Statistical analysis

Data analysis was performed with SPSS 20.0 and with Microsoft Excel 2010. The variables were described using means, median, standard deviation and interquartile range. The generalized estimated equation (GEE) model was used to compare them. A level of significance of 5% was considered.

RESULTS

Data were collected from a total of 64 patients. Each patient was supposed to be evaluated at four specific time points (T1, T2, T3, T4), as some patients skipped some saliva collections, totalizing 238 samples for analysis (Table II). Patients without appliances were the ones who most lacked appointments, evidencing a lack of motivation to return. Salivary ion concentration levels of Cr, Fe, Ni, Zn, Ag, Cd and Sn were measured, in $\mu\text{g/L}$.

Table II. Distribution of collected samples

Group	<i>n</i>	T1	T2	T3	T4	Total
1	21	21	19	17	13	70
2	16	16	16	16	16	64
3	14	14	14	14	12	54
4	13	13	13	13	11	50
	64					238

T1, T2, T3 and T4 columns indicate the quantity of samples collected for each period in the groups; *n* represents the number of patients selected and the Total represents the number of samples collected in each group during the periods evaluated.

Comparing Cr between groups, there was no difference in variation along the collections between groups ($P = 0.320$) (Table III). There was no statistically significant difference throughout the collections for any of the groups. For Fe, the comparison between groups also showed no difference in the variation along the collections between the groups ($P = 0.711$) and there was also no statistically significant difference throughout the collections for any of the groups (Table IV).

Table III. Concentrations of Cr ions ($\mu\text{g/L}$)

	Group 1	Group 2	Group 3	Group 4	P
T1					0.320
Mean	4.5	5.7	60.7	7.4	
Median	3.9	4.2	3.6	3.3	
SD	2.4	4.3	206.0	10.3	
P25	2.8	2.6	2.6	2.8	
P75	5.0	7.6	10.5	7.1	

T2						
	Mean	4.0	6.2	63.2	3.9	
	Median	3.9	3.6	4.1	3.7	
	SD	1.6	9.4	222.1	0.9	
	P25	2.8	2.6	2.6	3.3	
	P75	4.1	4.9	4.9	4.4	
T3						
	Mean	6.7	3.9	67.1	5.9	
	Median	3.7	3.5	4.0	3.6	
	SD	10.5	1.8	236.2	7.3	
	P25	3.2	2.7	2.6	2.7	
	P75	5.9	4.7	4.9	5.6	
T4						
	Mean	3.9	4.9	67.4	4.4	
	Median	3.5	3.5	3.3	3.6	
	SD	1.4	4.5	205.7	2.3	
	P25	2.9	2.9	2.6	2.9	
	P75	4.8	5.2	6.6	5.5	

SD: standard deviation; P25: percentile 25; P75: percentile 75. P obtained with GEE.

Table IV. Concentrations of Fe ions ($\mu\text{g/L}$)

		Group 1	Group 2	Group 3	Group 4	P
T1						0.711
	Mean	446.0	340.3	369.3	377.5	
	Median	274.7	259.9	311.5	286.8	
	SD	465.1	205.0	306.7	242.3	
	P25	225.3	203.5	145.2	206.9	
	P75	540.0	511.1	421.6	583.5	
T2						
	Mean	310.6	322.7	302.2	254.3	
	Median	289.9	230.6	216.6	248.5	
	SD	172.3	257.5	260.4	111.9	
	P25	162.5	178.5	114.8	171.1	
	P75	416.2	391.0	422.3	340.1	
T3						
	Mean	331.9	278.9	303.6	297.8	
	Median	238.4	263.1	201.0	233.5	
	SD	272.3	141.9	337.8	162.5	
	P25	144.1	170.4	116.0	178.1	
	P75	456.3	353.8	345.5	429.7	
T4						
	Mean	333.9	337.2	300.7	393.7	
	Median	227.9	314.8	268.1	299.6	
	SD	315.9	265.4	248.8	262.4	
	P25	144.2	106.6	133.0	202.2	
	P75	406.8	448.9	424.9	598.2	

SD: standard deviation; P25: percentile 25; P75: percentile 75. P obtained with GEE.

When Ni values were compared in the groups and in the points of collection, an interaction effect was seen ($P < 0.001$) (Table V). For group 1 there was no difference between the collections. For group 2 there was difference between collections T1 and T2 ($P = 0.007$) and T1 and T3 ($P = 0.007$). For group 3 there was

no difference between the collections and for group 4 there was difference from T4 for T1 ($P = 0.001$), T2 ($P = 0.017$) and T3 ($P = 0.001$). At T2, there was a statistically significant difference for group 4 in relation to groups 1, 2 and 3 ($P = 0.020$, $P = 0.024$, $P = 0.040$, respectively). At T4, the differences between groups were between group 4 and 1, 2 and 3 ($P < 0.001$, $P < 0.001$, $P = 0.001$ respectively).

Table V. Concentrations of Ni ions ($\mu\text{g/L}$)

		Group 1	Group 2	Group 3	Group 4	P
T1						<0.001
	Mean	7.1	14.1	13.0	15.6	
	Median	8.0	10.9	6.6	8.0	
	SD	3.6	10.6	11.5	16.0	
	P25	4.1	4.9	6.1	6.1	
	P75	9.3	23.8	18.8	22.1	
T2						
	Mean	6.4	7.7	8.8	34.7	
	Median	5.4	6.7	8.5	14.3	
	SD	4.7	3.2	4.0	36.4	
	P25	3.9	5.0	6.1	5.1	
	P75	6.9	9.4	12.6	68.9	
T3						
	Mean	8.0	7.2	11.1	32.3	
	Median	6.0	5.3	7.9	5.8	
	SD	6.9	6.4	11.8	37.4	
	P25	4.1	3.8	4.5	3.5	
	P75	9.1	7.4	13.3	70.5	
T4						
	Mean	6.0	8.1	10.9	51.3	
	Median	4.8	8.2	6.3	34.5	
	SD	4.8	4.7	15.0	38.5	
	P25	2.4	3.7	2.6	20.1	
	P75	9.4	10.9	13.8	83.9	

SD: standard deviation; P25: percentile 25; P75: percentile 75. P obtained with GEE.

Comparing Cu concentrations between the groups, there was no difference in the variation along the collections between the groups ($P = 0.578$) (Table VI). There was no statistically significant difference throughout the collections for any of the groups.

Table VI. Concentrations of Cu ions ($\mu\text{g/L}$)

		Group 1	Group 2	Group 3	Group 4	P
T1						0.578
	Mean	36.8	40.1	60.5	47.7	
	Median	34.2	36.6	29.7	31.3	
	SD	20.3	20.4	63.5	32.1	
	P25	24.2	22.5	22.9	25.0	
	P75	40.0	60.6	72.6	64.9	

T2						
	Mean	40.7	42.3	45.1	52.3	
	Median	30.5	30.7	28.4	28.0	
	SD	30.1	33.4	72.0	44.5	
	P25	25.5	27.0	17.8	22.1	
	P75	44.9	41.0	36.6	69.4	
T3						
	Mean	48.7	35.3	34.5	69.1	
	Median	33.2	32.4	29.5	34.6	
	SD	53.3	14.2	23.1	86.3	
	P25	15.1	23.3	17.4	23.9	
	P75	66.1	48.4	42.8	80.1	
T4						
	Mean	39.0	40.0	47.9	94.6	
	Median	23.1	40.7	30.4	51.7	
	SD	45.8	22.4	52.8	99.6	
	P25	16.0	18.9	19.5	32.0	
	P75	50.0	54.2	37.6	116.8	

SD: standard deviation; P25: percentile 25; P75: percentile 75. P obtained with GEE.

Comparing Zn between groups, there was no difference in the variation along the collections between the groups ($P = 0.186$) (Table VII). Overall, there was difference from group 4 to groups 1 and 2 ($P = 0.007$, $P = 0.019$, respectively). There was no significant difference between the collections.

Table VII. Concentrations of Zn ions ($\mu\text{g/L}$)

		Group 1	Group 2	Group 3	Group 4	P
T1						0.186
	Mean	513.9	765.8	1266.7	930.4	
	Median	461.0	653.9	783.7	963.4	
	SD	371.5	709.0	2456.9	259.9	
	P25	354.6	306.4	282.9	747.1	
	P75	597.1	857.4	986.6	1034.0	
T2						
	Mean	525.6	545.4	512.1	906.5	
	Median	496.3	502.0	498.0	741.7	
	SD	267.8	323.4	340.4	403.5	
	P25	249.4	264.9	218.1	617.8	
	P75	744.6	895.4	704.7	1308.0	
T3						
	Mean	578.8	500.2	510.8	918.2	
	Median	493.4	447.2	464.2	672.9	
	SD	410.3	337.7	268.7	681.1	
	P25	386.4	199.4	387.4	596.3	
	P75	649.5	666.3	611.3	936.6	
T4						
	Mean	593.9	450.3	506.3	991.2	
	Median	499.8	384.3	465.0	790.3	
	SD	427.1	341.6	239.4	463.5	
	P25	337.6	211.1	339.1	708.0	
	P75	759.7	496.4	718.4	1035.2	

SD: standard deviation; P25: percentile 25; P75: percentile 75. P obtained with GEE.

For Ag, there was no difference in the variation along the points in time between the groups ($P = 0.202$) (Table VIII). Overall, there was difference from group 4 to groups 2 and 3 ($P < 0.001$ for both comparisons). There was no statistically significant difference between the points in time.

Table VIII. Concentrations of Ag ions ($\mu\text{g/L}$)

		Group 1	Group 2	Group 3	Group 4	P
T1						0.202
	Mean	46.5	21.2	16.7	5.8	
	Median	18.3	16.5	13.4	6.1	
	SD	128.6	18.2	9.4	1.8	
	P25	8.1	9.7	8.3	4.4	
	P75	28.9	23.4	26.8	7.2	
T2						
	Mean	17.4	22.1	14.0	4.8	
	Median	13.3	20.8	12.5	3.8	
	SD	10.3	12.9	8.1	2.7	
	P25	9.7	9.1	5.9	2.9	
	P75	28.7	34.8	20.3	6.7	
T3						
	Mean	16.2	19.8	13.0	4.3	
	Median	13.3	17.7	9.9	4.3	
	SD	11.0	11.7	8.0	1.9	
	P25	6.4	11.7	6.3	2.5	
	P75	22.6	23.0	18.7	6.4	
T4						
	Mean	11.5	18.9	18.7	5.1	
	Median	10.1	15.1	8.8	3.7	
	SD	5.0	12.2	28.8	3.3	
	P25	7.2	10.5	5.3	2.8	
	P75	14.9	23.6	19.7	7.4	

SD: standard deviation; P25: percentile 25; P75: percentile 75. P obtained with GEE.

Comparing Cd between groups, there was no difference in the variation along the points in time between the groups ($P = 0.109$) (Table IX). Overall, there was no difference between the groups and there was a statistically significant difference from T1 to T4 in all groups ($P = 0.016$). When comparing Sn between groups, there was no difference in the variation along the collections between groups ($P = 0.442$) (Table X). There was no statistically significant difference throughout the collections for any of the groups.

Table IX. Concentrations of Cd ions ($\mu\text{g/L}$)

		Group 1	Group 2	Group 3	Group 4	P
T1						0.109
	Mean	1.1	2.4	1.1	2.6	
	Median	0.6	0.9	0.9	1.5	
	SD	1.4	3.4	0.8	3.8	
	P25	0.4	0.5	0.5	0.7	
	P75	1.2	3.0	1.7	2.3	
T2						
	Mean	1.1	6.5	0.7	1.2	
	Median	0.7	0.7	0.6	0.9	
	SD	1.3	23.3	0.3	1.1	
	P25	0.4	0.3	0.4	0.7	
	P75	1.2	0.9	0.9	1.3	
T3						
	Mean	0.8	3.1	0.8	1.4	
	Median	0.8	0.5	0.7	1.0	
	SD	0.5	10.3	0.4	1.2	
	P25	0.4	0.3	0.5	0.7	
	P75	1.2	0.7	1.0	1.8	
T4						
	Mean	0.9	0.9	0.7	1.1	
	Median	1.0	0.6	0.7	1.0	
	SD	0.5	0.8	0.3	0.4	
	P25	0.3	0.3	0.4	0.8	
	P75	1,3	1.5	0.9	1.2	

SD: standard deviation; P25: percentile 25; P75: percentile 75. P obtained with GEE.

Table X. Concentrations of Sn ions ($\mu\text{g/L}$)

		Group 1	Group 2	Group 3	Group 4	P
T1						0.442
	Mean	28.1	57.6	22.6	94.7	
	Median	16.6	13.2	18.2	27.0	
	SD	27.0	166.0	14.2	237.8	
	P25	8.2	10.1	13.7	24.7	
	P75	54.0	18.2	26.3	29.5	
T2						
	Mean	30.2	23.9	26.0	45.7	
	Median	25.3	14.6	17.8	27.7	
	SD	21.7	25.5	16.5	70.7	
	P25	8.9	10.8	12.9	13.4	
	P75	54.2	25.7	46.0	38.2	
T3						
	Mean	28.2	15.5	25.7	47.5	
	Median	21.1	11.4	18.1	26.6	
	SD	21.5	11.5	17.2	79.9	
	P25	9.4	9.6	12.2	13.7	
	P75	53.3	17.3	48.6	35.9	
T4						
	Mean	30.7	24.7	29.3	18.0	
	Median	21.5	13.0	24.8	13.8	
	SD	22.8	32.8	17.9	7.0	
	P25	9.7	10.1	13.2	12.7	
	P75	54.2	18.3	50.4	27.7	

SD: standard deviation; P25: percentile 25; P75: percentile 75. P obtained with GEE.

Overall, the highest release means, disregarding group 1 and T1 of all groups, are set out in Table XI.

Table XI. Highest release means

	Highest release means (µg/L)	Group and Collection	Comparing with T1
Cr	67.4	G3, T4	6.7 more
Fe	393.7	G4, T4	16.2 more
Ni	51.3	G4, T4	35.7 more
Cu	94.6	G4, T4	46.9 more
Zn	991.2	G4, T4	60.8 more
Ag	22.1	G2, T2	0.9 more
Cd	6.5	G2, T2	4.1 more
Sn	47.5	G4, T3	47.2 less

Highest release means in µg/L for ions in G2, G3, G4; Group and Collection where the mean was found and Comparing with T1 at the same group that it was found.

Most of the highest means were located in the group 4 (Fe, Ni, Cu, Zn and Sn), with statistically significant difference for T1 only for Ni ($P = 0.001$). For highest values located at T4, the increase was significant only for Ni in the group 4; for the other ions that showed highest means at T4 (Cr, Fe, Cu, Zn), the value was similar to T1 for the same group (Tables III, IV, VI and VII).

For ions Ni, the highest mean release was 51.3 µg/L in the group 4, at T4 (Table XI). At T4, all averages reduced to baseline values, except for the group 4 that had highest mean at T4, which was the highest release mean for all groups (Table V). For ions Ag, after placing the appliance, the highest mean was 22.1 µg/L, 7 days after (Table XI) in the group 2 at T2. At T4, all averages reduced to baseline values, except for group 3, that had the highest mean at T4 (Table VIII). For Cd, the highest mean release was 6.5 µg/L in the group 2, T2, 7 days after placing the appliance (Table XI), as well as Ag. At T4, all averages reduced to baseline values (Table IX). For Sn, the highest mean release, after placing the appliances, was 47.5 µg/L in the group 4, T3 (Table XI). At T4, all averages reduced to baseline values, except in the control group and in the group 3 that had the highest mean in T4 (Table X).

DISCUSSION

Quantities of all released ions were below toxic levels and did not exceed the maximum daily intake. However, these levels are sufficient to cause an allergic

reaction ^{10,11} in sensitive people.

The large variability in ion concentration among the evaluated patients may be related to several factors as saliva does not present a constant composition and may be different among individuals or even among periods for the same individual. Physical properties, amount, and composition of the saliva are influenced by factors such as diet, time of day and psychological conditions ³. A diet rich in sodium chloride and acidic carbonated drinks, for example, can provide a regular supply of corrosive agents ⁵. Vegetables, grains and cereals are all rich in Ni ². Food, water, tobacco and the air itself are substances that can affect salivary Ni levels ¹⁷.

Kuhta *et al.* reported that if salivary pH is reduced from 6.75 to 3.5, it could increase the release of metal ions from orthodontic appliances ¹¹. In this study, there was no control for pH values and this may influenced the results. Still according to Kuhta *et al.* there was statistically significant stimulation of ion release at a lower pH, which is in line with the hypothesis that organic acids in dentobacterial plaque affect the release of ions, emphasizing the major role of oral hygiene in minimizing corrosion ¹¹.

In relation to Cr, Fe, Cu and Sn ions, this study demonstrated that there were no statistical differences at T1, T2, T3 and T4 for any group. There was also no statistical difference between groups among points in time. The values measured were similar to the baseline data (T1) and when there was an increase, even without statistic significance, concentrations regressed during the study period, as found in previous investigations ^{14,16,38,39}. Keruso *et al* ⁴⁰, Kocadereli *et al* ⁴¹ and Staffolani *et al* ⁴² did not find differences in the concentration of metallic ions in the saliva of patients with and without orthodontic appliances, although other types of appliances were tested without comparing the kind of soldering or welding in these studies. Therefore, regardless of the type of solder or welding method, there was no significant increase in the quantity of ions released. Within each group, there also was no difference in the concentration of these ions along the collection moments.

Previous studies comparing silver solder and laser welding showed more metal ion release for brazing ^{20,26,43}. In the TIG group (group 4), the results demonstrated that 7 days after placing the appliance the Ni concentration increased significantly (an increase of 19.1 µg/L) and the values did not decrease along the collection moments. For Ni, there was a statistical difference for T2 in the group 4 compared with groups 1, 2 and 3 (P = 0.020, P = 0,024 and P = 0,040 respectively), showing greater

tendency for Ni release 7 days after placing the appliance with TIG welding. There also was a statistical difference at T4, 30 days after placing the appliance, with TIG welding (group 4), in groups 1, 2 and 3 ($P < 0,001$; $P < 0,001$; $P = 0,001$ respectively). In the group 4, there was a statistic difference from T4 to T1 ($P = 0,001$), T4 to T2 ($P = 0,017$) and T4 to T3 ($p = 0,001$), indicating that TIG welded appliances had greater Ni release and this increase in ions did not regress during the assessed period. In the group 2, there was a statistic difference between T1 to T2 and T1 to T3, but in this case, decreasing the release of Ni ions ($p = 0,007$). For highest values located at T4, the increase was significant only for Ni in the group 4; for the other ions the groups that showed highest means at T4, the value was similar to T1 for the same group. Despite this, it would be interesting to evaluate the long- term ions to check reduction.

For Zn, Ag and Cd ions, there was no difference in variation along the periods between the groups, concluding that there was no significant increase in these ions when comparing the groups ($P = 0,186$, $P = 0,202$ and $P = 0,109$, respectively). However, for Zn ions, there was a statistical difference between group 4 to groups 1 and 2 ($P = 0,007$ and $P = 0,019$), presenting more ion release in patients with appliances composed with TIG welding. For Ag, there was a statistical significance from group 4 to groups 2 and 3 ($P < 0,001$ in both comparisons), showing more ions Ag release in patients with silver soldered appliances and in patients with appliances using laser welding, compared to patients with TIG welded devices. For Cd ions, there was a statistic difference ($P = 0,016$) between T1 and T4 in all groups, presenting a decrease in the values in the assessed period.

TIG equipment costs less than the laser welding devices and seems to be quick and simple, being a viable alternative to conventional brazing^{23,37}. According to Bock *et al*, although expensive, the laser technique is a sophisticated and simple method³⁷. Grimsdottir *et al* claimed that increased corrosion on silver solder surfaces is caused by high temperature and galvanic reaction¹⁹. Hwang *et al* reported that surface roughness of silver soldering causes crystal structure decomposition and it becomes more sensitive to corrosion²⁵. Besides that, silver solder needs to be spread over a wide area for resistance, covering a wider area than with laser welding. In the welding method, the soldering area is reduced and the region sensitive to corrosion becomes smaller, thereby decreasing the metal ion release²⁶.

In this study, some appliances presented failures after 30 days (1 in group 2, 5 in

group 3 and 4 in group 4). The welded surface broke and needed to be redone. A study compared fracture strength of different soldered and welded joints, with and without filling material, showing a clear tendency to higher mean values in TIG and laser welding. The fracture strength of welded joints was positively influenced by the additional use of filling material. Brazing showed a low mechanical strength and there were no statistical differences in the fracture loads between joints done using TIG and laser welding ⁴⁴. Therefore, filling material should be considered in welding techniques. Bock *et al* concluded that TIG and laser welding are soldering free alternatives for orthodontic purposes and produce high mechanical stability. The strength of silver soldered joints used to fabricate space maintainers and orthodontic appliances is critical to their success. Broken appliances complicate the orthodontic treatment including the possibility of soft tissue irritation, loss of orthodontic anchorage or aspiration of the broken parts ³². Laser welding appear to transfer less heat to the weld than the TIG process, because it has a concentrated heat source which causes less distortion and decreases the size of the heat affected zone ³³.

The methodology used in this research was based on a similar previous study ⁴⁵. An unstimulated method was used to collect the saliva samples. With no stimulation, about two-thirds of all the produced saliva is secreted by the submandibular gland. When salivation is stimulated, all the salivary glands participate and at least half of all the saliva is released by the parotid gland. Thus, the stimulated method can change the protein composition of the saliva and, as nickel has a tendency to rapidly combine with protein, it may affect its concentration in the saliva ^{14,38}.

In some studies, the saliva sample was collected after patients rinsed their mouths with distilled and deionized water ^{15,40}. This could change the equilibrium of Ni concentration in the oral cavity ³⁸ and was not done in this study. Samples were stored at -80° C ¹⁰ until they were processed. Then, the saliva was diluted with deionized water to eliminate interference and reduce the effects of the biological matrix ⁴⁵. ICP-MS was chosen for the analysis because it has a lower threshold and a better resolution by factor of at least 10¹⁵ ^{11,38}. Other investigators used atomic absorption spectrometry ^{15,17,40}. Unlike atomic emission spectrometry, the ICP-MS method extracts each metal simultaneously and detects heavy metals without the interference of other ions ²⁵.

CONCLUSIONS

1. Orthodontics appliances with welded bands may affect salivary ion concentrations *in vivo* over the short term evaluated. This randomized clinical trial investigated the metal ion release comparing three different types of soldering and welding used in orthodontics during a short period of 30 days.
2. For most ions evaluated there was no increasing significant release comparing types of soldering/welding and comparing values throughout the points in time at the same group.
3. There is a significant increase in the Ni ion release for the TIG welding group 4, especially 7, 15 and 30 days after placing appliance. Levels resembled those already documented and remained below the daily dietary metals intake. Group 4 showed a statistic difference from T4 to T1 ($P = 0,001$), T4 to T2 ($P = 0,017$) and T4 to T3 ($p = 0,001$), indicating that TIG welded appliances had greater Ni release and this increase in ions did not regress during the assessed period.

REFERENCES

1. Williams DF. On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials*. 2008;29(20):2941-2953.
2. Barrett RD, Bishara SE, Quinn JK. Biodegradation of orthodontic appliances. Part I. Biodegradation of nickel and chromium in vitro. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1993;103(1):8-14.
3. Menezes LM, Quintão CCA. The release of ions from metallic orthodontic appliances. *Seminars in Orthodontics*. 2010;16(4):282-292.
4. Sifakakis I, Eliades T. Adverse reactions to orthodontic materials. *Aust Dent J*. 2017;62 Suppl 1:20-28.
5. House K, Sernetz F, Dymock D, Sandy JR, Ireland AJ. Corrosion of orthodontic appliances--should we care? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133(4):584-592.
6. Maijer R, Smith DC. Biodegradation of the orthodontic bracket system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1986;90(3):195-198.
7. Faccioni F, Franceschetti P, Cerpelloni M, Fracasso ME. In vivo study on metal release from fixed orthodontic appliances and DNA damage in oral mucosa cells. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003;124(6):687-693; discussion 693-684.
8. Hafez HS, Selim EM, Kamel Eid FH, Tawfik WA, Al-Ashkar EA, Mostafa YA. Cytotoxicity, genotoxicity, and metal release in patients with fixed orthodontic appliances: a longitudinal in-vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;140(3):298-308.
9. Natarajan M, Padmanabhan S, Chitharanjan A, Narasimhan M. Evaluation of the genotoxic effects of fixed appliances on oral mucosal cells and the relationship to nickel and chromium concentrations: an in-vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;140(3):383-388.
10. Nayak RS, Khanna B, Pasha A, Vinay K, Narayan A, Chaitra K. Evaluation of Nickel and Chromium Ion Release During Fixed Orthodontic Treatment Using Inductively Coupled Plasma-Mass Spectrometer: An In Vivo Study. *J Int Oral Health*. 2015;7(8):14-20.
11. Kuhta M, Pavlin D, Slaj M, Varga S, Lapter-Varga M. Type of archwire and level of acidity: effects on the release of metal ions from orthodontic appliances. *Angle Orthod*. 2009;79(1):102-110.
12. Kumar RV, Rajvikram N, Rajakumar P, Saravanan R, Deepak VA, Vijaykumar V. An Accurate Methodology to detect Leaching of Nickel and Chromium Ions in the Initial Phase of Orthodontic Treatment: An in vivo Study. *J Contemp Dent Pract*. 2016;17(3):205-210.
13. Eliades T, Zinelis S, Papadopoulos MA, Eliades G, Athanasiou AE. Nickel content of as-received and retrieved NiTi and stainless steel archwires: assessing the nickel release hypothesis. *Angle Orthod*. 2004;74(2):151-154.
14. Dwivedi A, Tikku T, Khanna R, Maurya RP, Verma G, Murthy RC. Release of nickel and chromium ions in the saliva of patients with fixed orthodontic appliance: An in-vivo study. *Natl J Maxillofac Surg*. 2015;6(1):62-66.
15. Ağaoğlu G, Arun T, Izgi B, Yarat A, Izgü B. Nickel and chromium levels in the saliva and serum of patients with fixed orthodontic appliances. *Angle Orthod*. 2001;71(5):375-379.
16. Freitas MP, Oshima HM, Menezes LM. Release of toxic ions from silver solder used in orthodontics: an in-situ evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;140(2):177-181.

17. Amini F, Jafari A, Amini P, Sepasi S. Metal ion release from fixed orthodontic appliances--an in vivo study. *Eur J Orthod.* 2012;34(1):126-130.
18. Jamshidi S, Rahmati Kamel M, Mirzaie M, Sarrafan A, Khafri S, Parsian H. Evaluation of scalp hair nickel and chromium level changes in patients with fixed orthodontic appliance: a one-year follow-up study. *Acta Odontol Scand.* 2018;76(1):1-5.
19. Grimsdottir MR, Gjerdet NR, Hensten-Pettersen A. Composition and in vitro corrosion of orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992;101(6):525-532.
20. Freitas MP, Oshima HM, Menezes LM, Machado DC, Viezzer C. Cytotoxicity of silver solder employed in orthodontics. *Angle Orthod.* 2009;79(5):939-944.
21. Gonçalves TS, de Menezes LM, Ribeiro LG, Lindholz CG, Medina-Silva R. Differences of cytotoxicity of orthodontic bands assessed by survival tests in *Saccharomyces cerevisiae*. *Biomed Res Int.* 2014;2014:143283.
22. Mikulewicz M, Chojnacka K, Woźniak B, Downarowicz P. Release of metal ions from orthodontic appliances: an in vitro study. *Biol Trace Elem Res.* 2012;146(2):272-280.
23. Matos IC, Bastos IN, Diniz MG, de Miranda MS. Corrosion in artificial saliva of a Ni-Cr-based dental alloy joined by TIG welding and conventional brazing. *J Prosthet Dent.* 2015;114(2):278-285.
24. Mockers O, Deroze D, Camps J. Cytotoxicity of orthodontic bands, brackets and archwires in vitro. *Dent Mater.* 2002;18(4):311-317.
25. Hwang CJ, Shin JS, Cha JY. Metal release from simulated fixed orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;120(4):383-391.
26. Erdogan AT, Nalbantgil D, Ulkur F, Sahin F. Metal ion release from silver soldering and laser welding caused by different types of mouthwash. *Angle Orthod.* 2015;85(4):665-672.
27. Hurt AJ. Digital technology in the orthodontic laboratory. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;141(2):245-247.
28. Solmi R, Martini D, Zanarini M, et al. Interactions of fibroblasts with soldered and laser-welded joints. *Biomaterials.* 2004;25(4):735-740.
29. Atiki E, Dursun C, Akcan CA, El H, Tözüm TF, Ciger S. The comparison of silver and laser soldering techniques on periodontal tissues: a preliminary study. *Turkish Journal of Orthodontics.* 2014;27:70-75.
30. Heidemann J, Witt E, Feeg M, Werz R, Pieger K. Orthodontic soldering techniques: aspects of quality assurance in the dental laboratory. *J Orofac Orthop.* 2002;63(4):325-338.
31. Sestini S, Notarantonio L, Cerboni B, et al. In vitro toxicity evaluation of silver soldering, electrical resistance, and laser welding of orthodontic wires. *Eur J Orthod.* 2006;28(6):567-572.
32. Bock JJ, Bailly J, Fuhrmann RA. Effects of different brazing and welding methods on the fracture load of various orthodontic joining configurations. *J Orthod.* 2009;36(2):78-84.
33. Wang RR, Welsch GE. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. *J Prosthet Dent.* 1995;74(5):521-530.
34. Rocha R, Pinheiro AL, Villaverde AB. Flexural strength of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd:YAG laser or TIG welding. *Braz Dent J.* 2006;17(1):20-23.

35. Reclaru L, Lerf R, Eschler PY, Meyer JM. Corrosion behavior of a welded stainless-steel orthopedic implant. *Biomaterials*. 2001;22(3):269-279.
36. Dadfar M, Fathi MH, Karimzadeh F, Dadfar MR, Saatchi A. Effect of TIG welding on corrosion behavior of 316L stainless steel. *Materials Letters*. 2007;61(11-12):2343-2346.
37. Bock JJ, Fraenzel W, Bailly J, Gernhardt CR, Fuhrmann RA. Influence of different brazing and welding methods on tensile strength and microhardness of orthodontic stainless steel wire. *Eur J Orthod*. 2008;30(4):396-400.
38. Petoumenou E, Arndt M, Keilig L, et al. Nickel concentration in the saliva of patients with nickel-titanium orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;135(1):59-65.
39. Petoumenou E, Kislyuk M, Hoederath H, Keilig L, Bourauel C, Jäger A. Corrosion susceptibility and nickel release of nickel titanium wires during clinical application. *J Orofac Orthop*. 2008;69(6):411-423.
40. Kerosuo H, Moe G, Hensten-Pettersen A. Salivary nickel and chromium in subjects with different types of fixed orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997;111(6):595-598.
41. Kocadereli L, Ataç PA, Kale PS, Ozer D. Salivary nickel and chromium in patients with fixed orthodontic appliances. *Angle Orthod*. 2000;70(6):431-434.
42. Staffolani N, Damiani F, Lilli C, et al. Ion release from orthodontic appliances. *J Dent*. 1999;27(6):449-454.
43. 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):147-153.
44. Bock JJ, Bailly J, Gernhardt CR, Fuhrmann RA. Fracture strength of different soldered and welded orthodontic joining configurations with and without filling material. *J Appl Oral Sci*. 2008;16(5):328-335.
45. Gölz L, Knickenberg AC, Keilig L, et al. Nickel ion concentrations in the saliva of patients treated with self-ligating fixed appliances: a prospective cohort study. *J Orofac Orthop*. 2016;77(2):85-93.

4 ARTIGO 2 – Avaliação de superfícies por microscopia eletrônica de varredura em diferentes técnicas de soldagens

INTRODUÇÃO

O tratamento ortodôntico, frequentemente, envolve a utilização de aparelhos metálicos que requerem processos de soldagem para sua confecção. Dentre os dispositivos ortodônticos, aqueles compostos por soldas são considerados mais suscetíveis à corrosão e, conseqüentemente, podem apresentar efeitos tóxicos (1, 2).

Em Ortodontia, tradicionalmente, emprega-se a técnica de solda por brasagem com metal de redução, em geral, a prata (convencionalmente, referida como solda de prata), às custas de sua comprovada efetividade, baixo custo e facilidade de uso (3). A liga de solda de prata contém basicamente Ag, Cu e Zn e, em contato com a cavidade bucal, pode apresentar efeitos citotóxicos, resultando em diminuição da viabilidade celular (2, 4). Em estudo *in vitro*, a solda de prata causou severa toxicidade celular, resultando em inibição de proliferação e desenvolvimento de fibroblastos, sugerindo inclusive morte celular (2). Sua utilização, em vista desses resultados de toxicidade e associada ao fato de ser um técnica dependente da habilidade do operador, passa a ser contestada, na medida em que novos processos de soldagem vêm sendo apresentados no mercado.

A soldagem pelo método laser evita a utilização de um terceiro metal ou liga, já que a energia gerada pelo aparelho promove a fusão dos metais. Dessa forma, o processo parece ser menos susceptível à corrosão e, por conseguinte, mais biocompatível (3, 5-7). Para esse tipo de soldagem, cristais de ítrio, alumínio e granada são usados para emitir feixes de laser (8). A máquina de solda a laser utiliza uma luz altamente concentrada para fundir dois metais. A solda é controlada pela duração com que a luz é aplicada (pulso), pela quantidade de energia (corrente) e pelo diâmetro do feixe de laser (6). Em um estudo *in vitro* foram analisadas a adesão e a proliferação de fibroblastos gengivais humanos, componentes importantes que revelam os sinais de inflamação, colocados em contato direto com arcos linguais soldados a prata e a laser. Os resultados destacam a biocompatibilidade de fibroblastos na soldagem a laser em relação à soldagem convencional (7). Em termos de resposta do tecido periodontal, não houve diferença

significativa entre a soldagem a laser e a soldagem convencional com prata em um estudo que comparou os dois métodos. Alguns autores, portanto, apoiam o fato de que a soldagem a laser seria menos tóxica do que a solda de prata (7, 9, 10).

Mais recentemente, a soldagem pelo método TIG foi introduzida. Caracteriza-se por uma soldagem a plasma, processo que utiliza como fonte térmica um arco elétrico formado por um eletrodo de tungstênio e a peça a ser soldada, com proteção local de gás inerte, geralmente um fluxo de argônio, para prevenir oxidações/inclusões (8, 11, 12). Assim como a soldagem a laser, as uniões formadas pela soldagem TIG apresentam menor corrosão galvânica (8). Um estudo com solda prata e com solda TIG mostrou resultados semelhantes para testes de corrosão eletroquímica em amostras de saliva artificial. A densidade de corrente de corrosão de ligas de níquel e cromo soldadas foi significativamente maior do que a densidade de corrente de corrosão em ligas soldadas por TIG. A partir disso, sugere-se que o processo de TIG representa um método de soldagem adequado, indicado para o uso em Odontologia, já que a microestrutura final não reduz a resistência à corrosão em saliva artificial a 37° C, mesmo em um meio de ensaio que facilita processos corrosivos (13).

Estudos demonstram superioridade técnica em comparação aos métodos de brasagem convencionais, em relação às propriedades mecânicas, com resultados semelhantes aos encontrados na soldagem laser (11, 14). O método brasagem convencional mostrou desempenho inferior de resistência à corrosão quando comparado com a soldagem TIG (13). Comparando-se os efeitos de diferentes métodos de soldagem no índice de fratura de uniões com solda prata, solda *laser* e solda TIG, a brasagem apresentou a menor força mecânica. Não houve diferença significativa para solda laser e solda TIG. Soldas TIG e laser são alternativas para aparelhos ortodônticos e desempenham uma alta estabilidade mecânica (8). A força de tensão e a microdureza da união soldada pelo método TIG são comparáveis às da união soldada pelo método laser e representa um processo de menor custo para aquisição do equipamento. Entretanto, a técnica laser parece ser mais sofisticada e mais simples de ser executada (14).

A avaliação de estruturas soldadas pode ser realizada por ensaios mecânicos. Entretanto, estudos metalográficos com imagem das superfícies podem ser relacionados para buscar uma melhor qualidade da área soldada. Tendo em

vista o risco biológico associado à soldagem convencional, investiga-se um processo que também seja efetivo mecanicamente. Dessa forma, o objetivo desse estudo foi avaliar a superfície de anéis em MEV e comparar o aspecto final de três métodos de soldagem disponíveis no mercado, identificando diferenças entre as técnicas.

MATERIAL E MÉTODO

Nove amostras de anéis e de fios metálicos soldados foram preparados para observação em MEV. Os anéis foram divididos em grupos pelo tipo de soldagem empregada em cada amostra (Tabela 1).

Tabela 1. Divisão das amostras

<i>n</i>	Grupo – Tipo de soldagem
3	Solda Prata
3	Solda Laser
3	Solda TIG

n representa o número de amostras para cada grupo.

Fios de aço inoxidável 0,9 mm (Morelli[®], Sorocaba, SP, Brasil) foram soldados em anéis inferiores (Morelli[®], Sorocaba, SP, Brasil). A soldagem variou para cada grupo, como descrito abaixo.

- Solda de prata: realizada soldagem convencional, utilizando-se 10 cm de solda de prata, 20 mg de fundente (Morelli[®], Sorocaba, SP, Brasil) e maçarico (Blazer[™] Gb2001, Farmingdale, NY, EUA) como fonte de calor.

- Solda laser: realizada, de acordo com a técnica de cordão, em um equipamento de soldagem Laser (Sisma[®] LM-D 60, Vicenza, VI, Itália), com fio metálico de aço inoxidável de 0,5 mm de espessura para preenchimento. As soldagens foram realizadas em laboratório especializado (Portodent[®], Porto Alegre, RS, Brasil), com potência nominal de 60 W, energia de pulso de 90 J e duração de pulso de 0,2-25 ms.

- Solda TIG: realizada, de acordo com a técnica à plasma, em um equipamento de soldagem TIG (Lampert[®] PUK D2/SM D2, Werneck, BY, Alemanha), sem o uso de material de preenchimento. O gás argônio foi utilizado com pureza de 99,8%. Forças

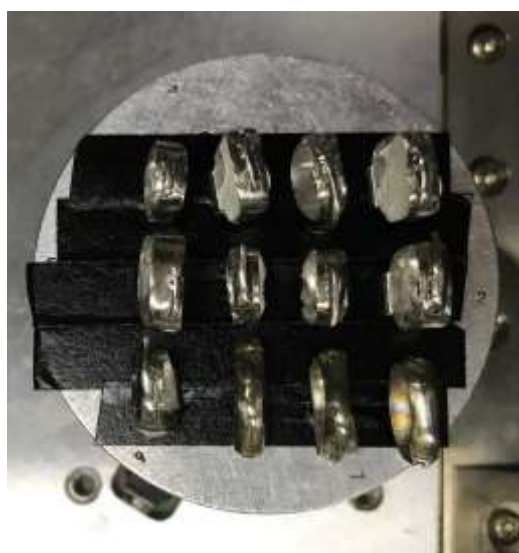
de 22-25% foram utilizadas com duração de pulso de 10 ms.

Após as soldagens, todos os anéis tiveram os excessos removidos com disco de *carborundum*. As superfícies foram polidas com pontas de borracha branca (borracha para polimento L22, EVE®, Pforzheim, BW, Alemanha) por 15 segundos, marrom (EVEFLEX 708, EVE®, Pforzheim, BW, Alemanha) por 30 s e verde (EVEFLEX HP 808, EVE®, Pforzheim, BW, Alemanha) por 30 s. Todos os processos de soldagem e procedimentos de acabamento e polimento de um mesmo grupo foram realizados pelo mesmo operador.

As análises em microscopia eletrônica de varredura foram realizadas no Centro de Microscopia e Microanálises (LabCEMM) no Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento (IDEA) da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Foi utilizado o microscópio eletrônico de varredura (MEV - modelo Philips XL30®, Amsterdã, Holanda) com uso de *software* (AZTec®, Springfield, NJ, EUA) para análise e produção de imagens. O MEV é um aparelho capaz de fornecer rapidamente informações sobre a morfologia e identificação de elementos químicos de uma amostra sólida (15). Utiliza um feixe de elétrons de pequeno diâmetro para explorar ponto a ponto a superfície por linhas sucessivas e transmitir o sinal do detector a uma tela catódica cuja varredura está sincronizada com a do feixe incidente, gerando imagens com aparência tridimensional devido à profundidade do campo (15).

As amostras foram fixadas lado a lado em fita adesiva com a região da solda centralizada e voltada para cima (Figura 1). Cada amostra foi observada em aumento de 50, 100 e 500 vezes, obtendo-se imagens digitais geradas pelo software interligado ao microscópio.

Figura 1. Disposição das amostras para análise.



Foram, então, analisados e comparados aspectos relacionados à zona soldada, como: regularidade da superfície, presença de falhas, fendas, poros ou imprecisões, características da zona de união dos pontos de solda com o metal base e polimento. Essa análise qualitativa tem o objetivo de comparar três tipos de soldagens disponíveis no mercado, levantando questões que podem interferir no desempenho clínico das soldas e, conseqüentemente, dos aparelhos ortodônticos compostos por soldagens.

RESULTADOS

Foram geradas, no total, 27 imagens para avaliação, três para cada anel em ampliações de 50, 100 e 500 vezes.

As nove imagens referentes aos anéis com fios unidos por solda de prata mostraram superfícies lisas, sem falhas e sem irregularidades (Figura 2). Além disso, foi identificada cobertura total do fio pela solda e bom polimento das áreas.

As nove imagens referentes a solda laser mostraram superfícies lisas, com pequenas irregularidades (Figura 3). Além disso, o fio foi praticamente todo coberto por solda, entretanto o polimento foi deficiente em algumas áreas, caracterizando pequenas falhas.

As nove imagens referentes aos anéis com fios unidos por solda TIG mostraram superfícies mais irregulares, com pequenas falhas e poros nas junções anel e fio (Figura 4). O fio não foi todo coberto, formando zonas de descontinuidade da união soldada. Devido a esse aspecto, o polimento foi deficiente e caracterizou zonas mais irregulares.

Comparando-se as imagens entre os diferentes processos de soldagem testados, a solda de prata exibiu os melhores aspectos em relação à qualidade da superfície, com as áreas mais regulares dentre os três tipos avaliados. A superfície gerada pela soldagem TIG, no entanto, indicou as zonas mais porosas e com o pior polimento dentre as áreas avaliadas, como pode ser observado na figura comparativa em aumento de 100x (Figura 5).

Figura 2. Amostras de solda de prata, em aumentos de 50x, 100x e 500x.

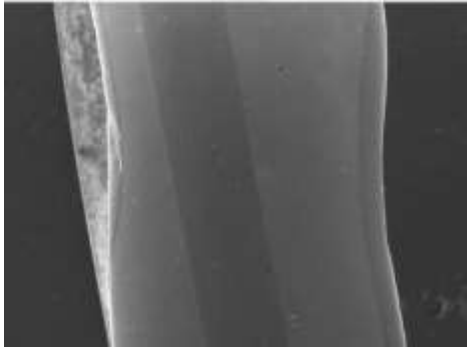
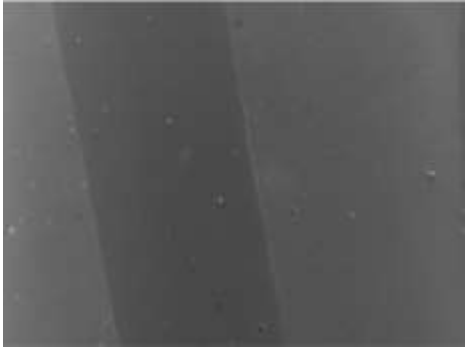
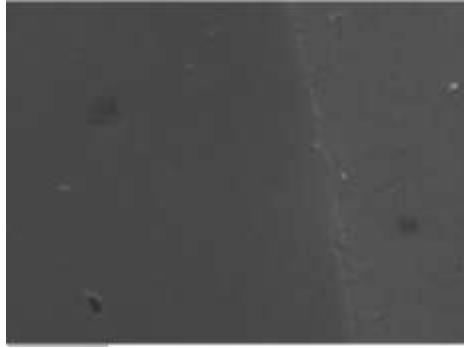
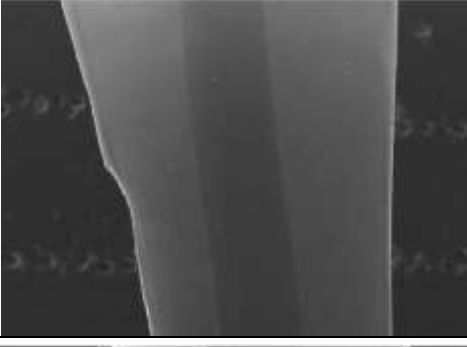


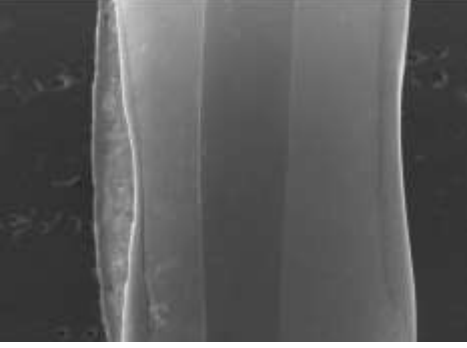
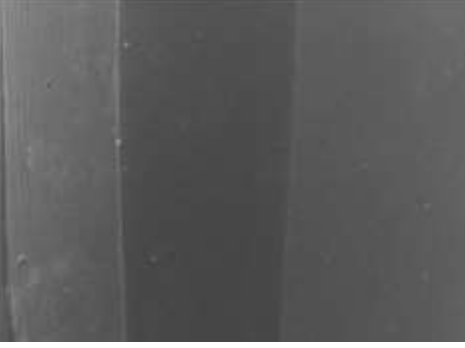

Solda de Prata	Aumento 50x	Aumento 100x	Aumento 500x
Amostra 1			
Amostra 2			
Amostra 3			

Figura 3. Amostras de solda a laser, em aumentos de 50x, 100x e 500x.

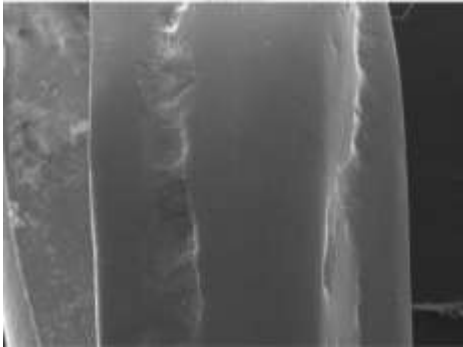
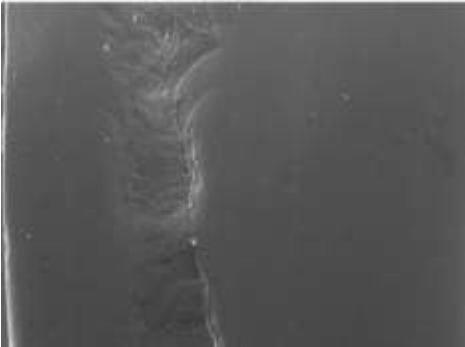
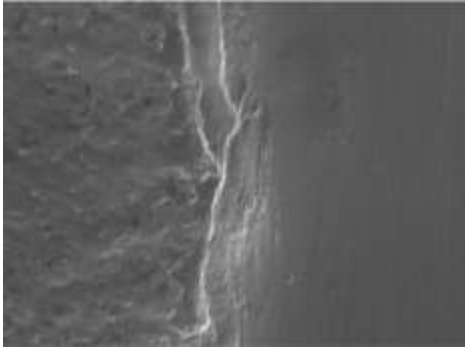
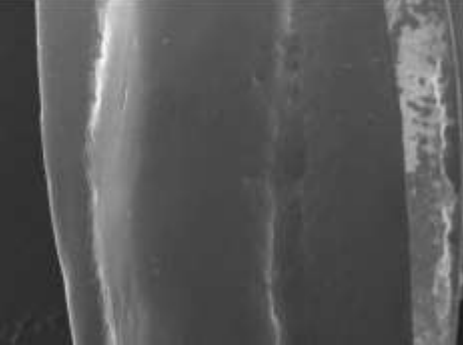
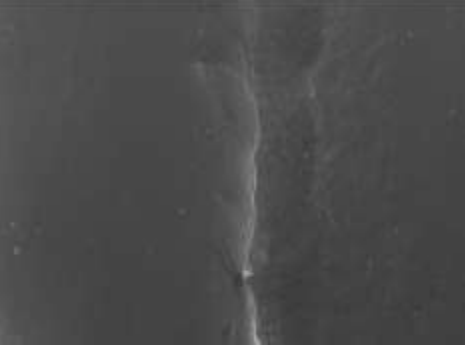
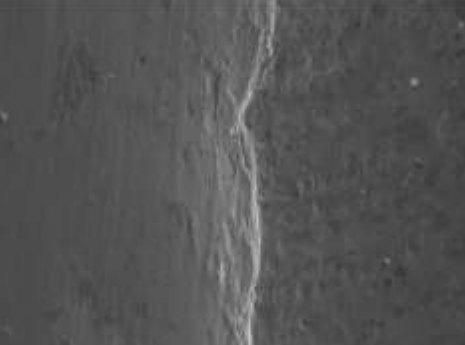
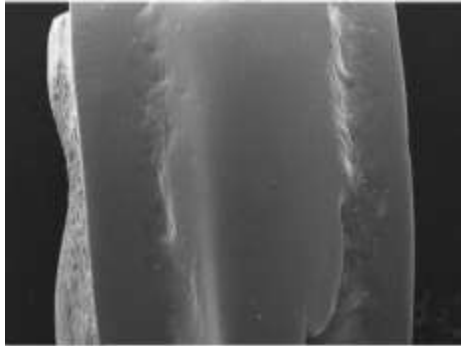
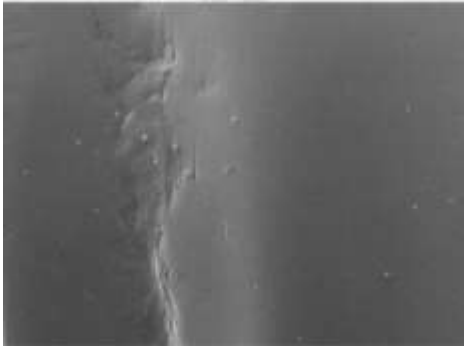
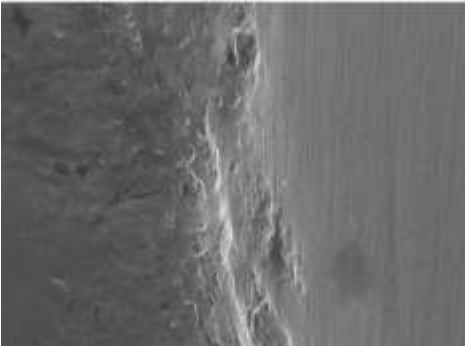
Solda Laser	Aumento 50x	Aumento 100x	Aumento 500x
Amostra 1			
Amostra 2			
Amostra 3			

Figura 4. Amostras de solda TIG, em aumentos de 50x, 100x e 500x.


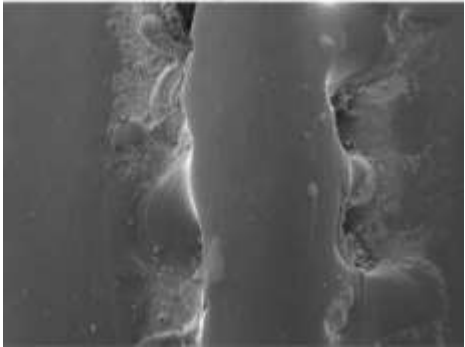
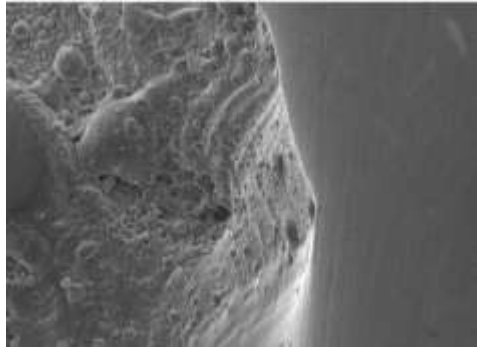
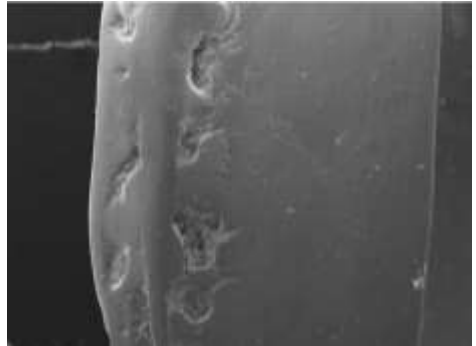
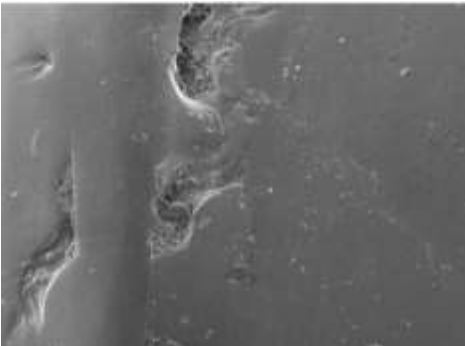
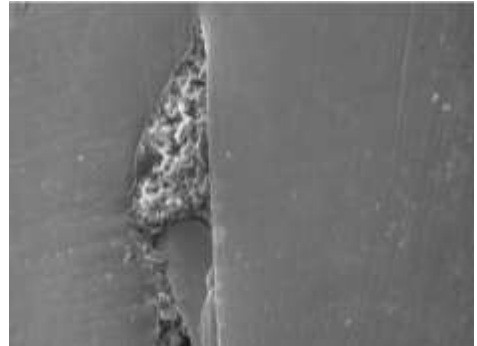

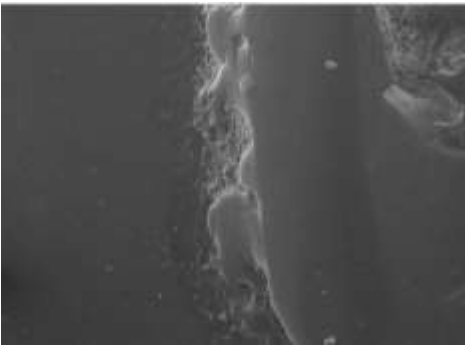
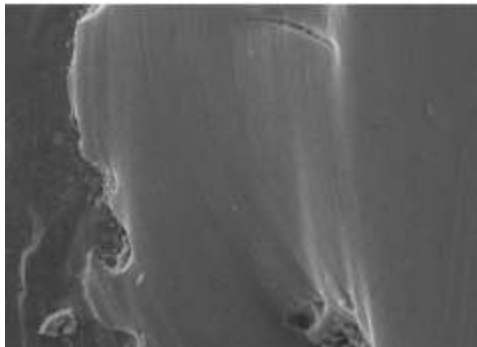
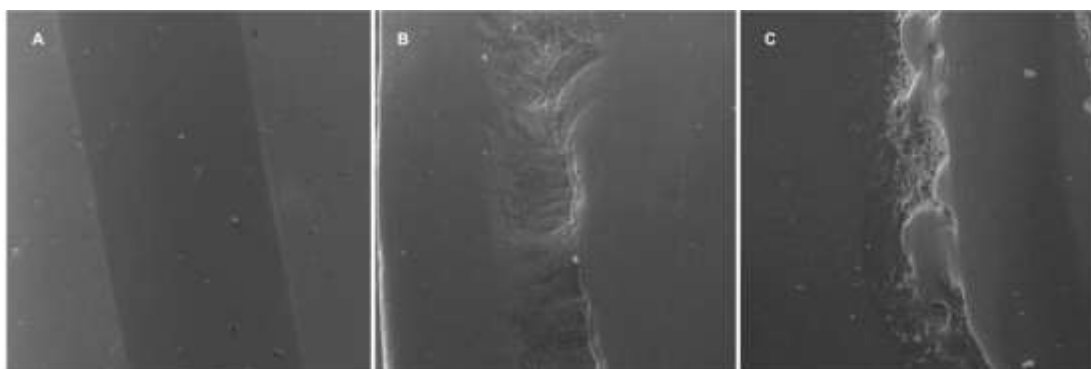
Solda TIG	Aumento 50x	Aumento 100x	Aumento 500x
Amostra 1			
Amostra 2			
Amostra 3			

Figura 5. Comparação de amostras em 100x.



A: Solda Prata, **B:** Solda Laser, **C:** Solda TIG.

DISCUSSÃO

O MEV tem sido utilizado para avaliação da superfície metálica de acessórios ortodônticos, mostrando-se adequado para avaliação qualitativa do polimento superficial e características destas superfícies (16, 17).

Em um estudo anterior (18), imagens de MEV apresentaram mais poros e menor ductilidade na soldagem a laser; entretanto, foi utilizado material metálico de pequena espessura para preenchimento de espaços entre as zonas de solda nos processos TIG e laser (18), diferente do presente estudo em que não foi utilizado material de preenchimento. Bock e colaboradores (19), comparando a resistência à fratura de diferentes uniões soldadas com e sem material de preenchimento, verificaram que houve uma tendência para valores médios mais altos em processos TIG e laser com o material. Portanto, a resistência à fratura foi influenciada positivamente pelo uso adicional de material de preenchimento (19). Imagens obtidas com o MEV mostram que o material de preenchimento na soldagem TIG pode ser benéfico (19). No presente trabalho, não foi realizado preenchimento na soldagem TIG e isso, de acordo com Bock e colaboradores (19), poderia ser considerado para aumentar a resistência mecânica do processo e completar falhas entre os pontos de solda, como as identificadas (Figura 4). Além disso, a presença de falhas pode favorecer, clinicamente, o acúmulo de placa na região e dificultar a higiene.

Em estudo comparando a soldagem a prata, a laser e TIG em relação à carga de fratura, as maiores médias foram observadas para o laser (826 N), sem diferença estatística entre laser e TIG e com menor carga estatisticamente significativa para o processo de brasagem (8). Além disso, uma vantagem proposta para soldagens

laser e TIG é a biocompatibilidade, que seria superior para estas técnicas (3, 5-7). No entanto, o valor da resistência à tração comparado com o próprio fio não foi alcançado em nenhuma das técnicas; por isso, pode-se dizer que a soldagem altera as propriedades do fio ortodôntico e isso deve ser ponderado no planejamento dos aparelhos ortodônticos (8). As falhas e descontinuidades das soldas apresentadas nas imagens 8,9 e 10 e, em menor grau, nas imagens 5, 6 e 7 (TIG e laser) podem estar, então, associadas à exposição dos fios a altas temperaturas, comprometendo a microestrutura e a resistência do metal (20). Estes achados podem responder, clinicamente, por um baixo desempenho mecânico dos fios e uma ruptura na região de solda (11, 14). Pequenas modificações nos parâmetros de soldagem TIG podem influenciar significativamente nas propriedades dos fios ortodônticos (14) e um protocolo específico deve ser cumprido para cada caso. Outro estudo (14) exibiu diferenças significativas para resistência à tração entre brasagem e TIG/laser. Os valores mais altos foram observados para a soldagem TIG e a soldagem a laser mostrou uma resistência à tração média, significantemente menor em comparação com a soldagem TIG (14).

Sabe-se que a soldagem laser transfere menor quantidade de calor à peça soldada do que o processo TIG, no entanto, ambos processos oferecem boa proteção contra oxidações (20). A região da solda, em ambos processos, apresentaram valores maiores de tensão de ruptura quando comparados ao metal base nos estudos de Bock e colaboradores (19) e Fraga e colaboradores (20). Embora o processo TIG seja de custo mais acessível (8, 14, 20), o laser ainda apresenta-se mais eficiente para soldagem de próteses odontológicas, já que exhibe maior qualidade e acabamento mais liso, com baixo insumo de calor (20). Por gerar uma fonte de calor concentrada, a soldagem laser transfere menor quantidade de calor à peça soldada do que o processo TIG, com menores distorções e menor tamanho da zona afetada pelo calor (20). No estudo de Roggensack e colaboradores (21), imagens de microscopia mostraram uma maior zona afetada pelo calor após a soldagem TIG em comparação com a laser. Além disso, não foram encontradas diferenças significativas comparando a resistência à fadiga entre os dois métodos de soldagem; no entanto, cargas extremas levaram ao rompimento nos espécimes soldados por TIG. As imagens de MEV das uniões por solda laser apresentaram fraturas na zona de soldagem, enquanto as amostras de solda TIG fraturaram principalmente para além da zona afetada pelo calor (21).

O resultado ideal da técnica laser somente será alcançado se a energia e a duração mais adequadas do impulso do laser forem utilizadas (22), assim como a máquina TIG também deve ser configurada para diferentes execuções. A maior zona afetada pelo calor em amostras soldadas pelo método TIG, assim como a presença de porosidade identificada nas amostras desse estudo, pode ser atribuída, principalmente, ao processo de soldagem longo e contínuo, exposto a temperaturas muito altas e ainda de difícil execução manual (21). Portanto, pode-se concluir que a soldagem TIG e a laser são métodos adequados. Entretanto, a aplicabilidade da TIG ainda é limitada devido a linhas ampliadas de alteração térmica (21) e aos achados microscópicos ilustrados nesse estudo.

Na Alemanha, a soldagem continua como um processo predominantemente realizado em laboratório dentário especializados (9). A soldagem de prata pode produzir os melhores resultados em termos de aparência externa, estabilidade mecânica e propriedades de corrosão se a temperatura e o tempo de soldagem forem mantidos dentro de limites certos (9), como foi conseguido nesse estudo. As diferenças de qualidade observadas entre os técnicos que realizam as soldagens também são susceptíveis devido a habilidades variáveis de treinamento, assim como neste trabalho.

Em relação ao método por brasagem, para evitar que o fio sobreaqueça, a soldagem deve ser feita na zona frontal azul redutora da chama e a incandescência dos elementos de fio deve ser evitada (23). Para todas as técnicas, resíduos de óxidos devem ser removidos da superfície da solda com rodas abrasivas e temperaturas excessivamente elevadas representam um risco de formação de óxidos, não devendo exceder 3-5 segundos como tempo necessário para a soldagem (9). O revestimento completo dos fios sobrepostos melhora a estabilidade mecânica das uniões (24); portanto, a cobertura total do espaço de solda deve ser garantida e a solda deve ser resfriada gradualmente para evitar tensões mecânicas e defeitos de cristalização resultantes de diferentes coeficientes de expansão térmica (23).

Por isso, independente do tipo de soldagem empregada, o protocolo deve envolver ajustes de potência (laser e TIG) ou ajustes de aplicação de calor específicos para cada técnica, a fim de padronizar os métodos de soldagem e garantir condições mecânicas para exercer as funções dos aparelhos ortodônticos. As superfícies devem ser cuidadosamente polidas após o processo de soldagem,

uma vez que os poros estimulam a susceptibilidade à corrosão (25). É importante destacar que a corrosão é um fenômeno complexo de degradação parcial ou total de uma liga metálica e que resulta na liberação de íons (26). Esse processo pode ser influenciado por vários fatores, incluindo o acabamento superficial adequado e o polimento da liga (26).

CONCLUSÃO

Com base nas imagens apresentadas neste estudo, a solda de prata foi considerada como o método de melhor acabamento em termos de características superficiais da região soldada. A soldagem laser também foi identificada como um processo adequado e possível de ser empregado em uniões de fios com anéis ortodônticos, mostrando apenas pequenas irregularidades que poderiam ser aprimoradas com um polimento superficial em algumas zonas específicas. Em relação à soldagem TIG, conclui-se que o método deve ser associado a materiais de preenchimento, assim como foi utilizado na soldagem a laser. Sugere-se o uso de fio metálico de pequena espessura para preencher zonas de descontinuidade da solda, associado a um polimento satisfatório, com o intuito final de melhorar a resistência mecânica da união e dificultar o acúmulo de placa na região da soldagem e evitar ou minimizar o processo de corrosão. Todos os métodos aqui relatados são adequados para unir metais em Ortodontia, necessitando-se de uma padronização dos processos de soldagem para alcançar melhores resultados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Grimsdottir MR, Gjerdet NR, Hensten-Pettersen A. Composition and in vitro corrosion of orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992;101(6):525-32.
2. Freitas MP, Oshima HM, Menezes LM, Machado DC, Viezzer C. Cytotoxicity of silver solder employed in orthodontics. *Angle Orthod.* 2009;79(5):939-44.
3. Gonçalves TS, de Menezes LM, Ribeiro LG, Lindholz CG, Medina-Silva R. Differences of cytotoxicity of orthodontic bands assessed by survival tests in *Saccharomyces cerevisiae*. *Biomed Res Int.* 2014;2014:143283.
4. Mockers O, Deroze D, Camps J. Cytotoxicity of orthodontic bands, brackets and archwires in vitro. *Dent Mater.* 2002;18(4):311-7.
5. Erdogan AT, Nalbantgil D, Ulkur F, Sahin F. Metal ion release from silver soldering and laser welding caused by different types of mouthwash. *Angle Orthod.* 2015;85(4):665-72.
6. Hurt AJ. Digital technology in the orthodontic laboratory. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;141(2):245-7.
7. Solmi R, Martini D, Zanarini M, Isaza Penco S, Rimondini L, Carinci P, et al. Interactions of fibroblasts with soldered and laser-welded joints. *Biomaterials.* 2004;25(4):735-40.
8. Bock JJ, Bailly J, Fuhrmann RA. Effects of different brazing and welding methods on the fracture load of various orthodontic joining configurations. *J Orthod.* 2009;36(2):78-84.
9. Heidemann J, Witt E, Feeg M, Werz R, Pieger K. Orthodontic soldering techniques: aspects of quality assurance in the dental laboratory. *J Orofac Orthop.* 2002;63(4):325-38.
10. 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.
11. 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.
12. Rocha R, Pinheiro AL, Villaverde AB. Flexural strength of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd:YAG laser or TIG welding. *Braz Dent J.* 2006;17(1):20-3.
13. Matos IC, Bastos IN, Diniz MG, de Miranda MS. Corrosion in artificial saliva of a Ni-Cr-based dental alloy joined by TIG welding and conventional brazing. *J Prosthet Dent.* 2015;114(2):278-85.
14. Bock JJ, Fraenzel W, Bailly J, Gernhardt CR, Fuhrmann RA. Influence of different brazing and welding methods on tensile strength and microhardness of orthodontic stainless steel wire. *Eur J Orthod.* 2008;30(4):396-400.
15. Dedavid, Anina B, Gomes CI, Machado G. Microscopia eletrônica de varredura: aplicações e preparação de amostras: materiais poliméricos, metálicos e semicondutores. EDIPUCRS; 2007. Acesso em 21 Dez 2017. Disponível em: <http://www.pucrs.br/edipucrs/online/microscopia.pdf>
16. Krishnan V, Kumar KJ. Weld characteristics of orthodontic archwire materials. *Angle Orthod.* 2004;74(4):533-8.
17. Assad-loss TF, Neves RML, Mucha JN. Elemental composition and superficial aspect of metallic brackets slot. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial.* 2008;13(3):85-96.

18. Simamoto Júnior PC, Resende Novais V, Rodrigues Machado A, Soares CJ, Araújo Raposo LH. Effect of joint design and welding type on the flexural strength and weld penetration of Ti-6Al-4V alloy bars. *J Prosthet Dent.* 2015;113(5):467-74.
19. Bock JJ, Bailly J, Gernhardt CR, Fuhrmann RA. Fracture strength of different soldered and welded orthodontic joining configurations with and without filling material. *J Appl Oral Sci.* 2008;16(5):328-35.
20. Fraga AF, dos Santos ML, de Almeida Filho E, Guastaldi AC. Estudo comparativo de juntas soldadas a TIG e Laser empregando-se Ti com pureza comercial utilizado em prótese sobre implantes. *Rev Soldagem InsP ABS.* 2007;12(3):188-94.
21. Roggensack M, Walter MH, Böning KW. Studies on laser- and plasma-welded titanium. *Dent Mater.* 1993;9(2):104-7.
22. Preston JD, Reisbick MH. Laser fusion of selected dental casting alloys. *J Dent Res.* 1975;54(2):232-8.
23. Prskawetz J. [Solder and soldering in dental technology]. *Dent Labor (Munch).* 1971;19(11):39-42.
24. O'Toole TJ, Furnish GM, von Fraunhofer JA. Tensile strength of soldered joints. *J Prosthet Dent.* 1985;53(3):350-2.
25. von Fraunhofer JA. Corrosion of orthodontic devices. *Semin Orthod.* 1997;3(3):198-205.
26. Freitas MP, Oshima HM, Menezes LM. Release of toxic ions from silver solder used in orthodontics: an in-situ evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;140(2):177-81.

5 CONCLUSÕES

Os aparelhos ortodônticos podem alterar as concentrações de íons em um curto período de avaliação. Este trabalho investigou a liberação de íons metálicos na saliva de pacientes, comparando três diferentes tipos de soldagem durante um período de 30 dias. Para a maioria dos íons avaliados, não houve aumento significativo na liberação comparando os tipos de solda e comparando os valores em um mesmo grupo. Houve um aumento significativo na liberação de Ni para soldagem TIG, especialmente 7 dias após a colocação do aparelho. Os níveis encontrados se assemelham aos já documentados na literatura e permaneceram abaixo da ingestão média diária de metais na dieta. No entanto, pequenas quantidades de íons metálicos são capazes de induzir reações alérgicas e devem ser consideradas.

Além disso, com base nas imagens apresentadas neste trabalho, a solda prata foi considerada como o método mais superior em termos de características superficiais da região soldada. A soldagem a laser também foi identificada como um processo adequado e possível de ser empregado em uniões de fios com anéis, mostrando apenas pequenas irregularidades. Em relação a soldagem TIG, concluiu-se que o método deve ser associado a materiais de preenchimento, assim como foi utilizado na soldagem a laser. Sugere-se o uso de fio metálico de pequena espessura para preencher zonas de descontinuidade da solda, associado a um polimento satisfatório, com o intuito final de melhorar a resistência mecânica da união e dificultar o acúmulo de placa na região da soldagem e o processo de corrosão.

Todos os métodos aqui relatados são adequados para a união de metais, necessitando-se de uma padronização dos processos de soldagem para alcançar melhores resultados em termos de qualidade de superfície. Vale ressaltar que a literatura evidencia dúvidas em relação à biocompatibilidade da soldagem à prata, convencionalmente usada na Ortodontia. Atualmente, novos métodos com menor risco biológico estão disponíveis para a confecção de aparelhos e, por isso, representam boas alternativas para os ortodontistas. Por fim, necessitamos ainda de mais estudos que avaliem, à longo prazo, a liberação de íons metálicos e potenciais riscos aos pacientes.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMINI, F. et al. Metal ion release from fixed orthodontic appliances--an in vivo study. **Eur J Orthod**, v. 34, n. 1, p. 126-30, Feb 2012.

ATIKI, E. et al. The comparison of silver and laser soldering techniques on periodontal tissues: a preliminary study. **Turkish Journal of Orthodontics**, v. 27, p. 70-75, 2014.

AĞAOĞLU, G. et al. Nickel and chromium levels in the saliva and serum of patients with fixed orthodontic appliances. **Angle Orthod**, v. 71, n. 5, p. 375-9, Oct 2001.

BERGE, M.; GJERDET, N. R.; ERICHSEN, E. S. Corrosion of silver soldered orthodontic wires. **Acta Odontol Scand**, v. 40, n. 2, p. 75-9, 1982.

BOCK, J. J.; BAILLY, J.; FUHRMANN, R. A. Effects of different brazing and welding methods on the fracture load of various orthodontic joining configurations. **J Orthod**, v. 36, n. 2, p. 78-84, Jun 2009.

BOCK, J. J. et al. Influence of different brazing and welding methods on tensile strength and microhardness of orthodontic stainless steel wire. **Eur J Orthod**, v. 30, n. 4, p. 396-400, Aug 2008.

COSTA, M. et al. Molecular mechanisms of nickel carcinogenesis. **Environ Health Perspect**, v. 102 Suppl 3, p. 127-30, Sep 1994.

DADFAR, M. et al. Effect of TIG welding on corrosion behavior of 316L stainless steel. **Materials Letters**, v. 61, n. 11-12, p. 2343-2346, 2007.

Dentistry - Brazing materials [ISO 9333:2006] (2006).

Council Directive. **Relating the quality of water intended for human consumption (80/778/EEC)** (OJ L 229, 30.8.1980). Europe: 11 p. 1980.

DOWNAROWICZ, P.; MIKULEWICZ, M. Trace metal ions release from fixed orthodontic appliances and DNA damage in oral mucosa cells by in vivo studies: A literature review. **Adv Clin Exp Med**, v. 26, n. 7, p. 1155-1162, Oct 2017.

DWIVEDI, A. et al. Release of nickel and chromium ions in the saliva of patients with fixed orthodontic appliance: An in-vivo study. **Natl J Maxillofac Surg**, v. 6, n. 1, p. 62-6, 2015 Jan-Jun 2015.

ELIADES, T. et al. Nickel content of as-received and retrieved NiTi and stainless steel archwires: assessing the nickel release hypothesis. **Angle Orthod**, v. 74, n. 2, p. 151-4, Apr 2004.

ERDOGAN, A. T. et al. Metal ion release from silver soldering and laser welding caused by different types of mouthwash. **Angle Orthod**, v. 85, n. 4, p. 665-72, Jul 2015.

FACCIONI, F. et al. In vivo study on metal release from fixed orthodontic appliances and DNA damage in oral mucosa cells. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 124, n. 6, p. 687-93; discussion 693-4, Dec 2003.

FREITAS, M. P.; OSHIMA, H. M.; MENEZES, L. M. Release of toxic ions from silver solder used in orthodontics: an in-situ evaluation. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 140, n. 2, p. 177-81, Aug 2011.

FREITAS, M. P. et al. Cytotoxicity of silver solder employed in orthodontics. **Angle Orthod**, v. 79, n. 5, p. 939-44, Sep 2009.

GONÇALVES, T. S. et al. Differences of cytotoxicity of orthodontic bands assessed by survival tests in *Saccharomyces cerevisiae*. **Biomed Res Int**, v. 2014, p. 143283, 2014.

GRIMSDOTTIR, M. R.; GJERDET, N. R.; HENSTEN-PETTERSEN, A. Composition and in vitro corrosion of orthodontic appliances. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 101, n. 6, p. 525-32, Jun 1992.

HAFEZ, H. S. et al. Cytotoxicity, genotoxicity, and metal release in patients with fixed orthodontic appliances: a longitudinal in-vivo study. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 140, n. 3, p. 298-308, Sep 2011.

HARTWIG, A. Cadmium and cancer. **Met Ions Life Sci**, v. 11, p. 491-507, 2013. ISSN 1559-0836.

HEIDEMANN, J. et al. Orthodontic soldering techniques: aspects of quality assurance in the dental laboratory. **J Orofac Orthop**, v. 63, n. 4, p. 325-38, Jul 2002.

HOUSE, K. et al. Corrosion of orthodontic appliances--should we care? **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 133, n. 4, p. 584-92, Apr 2008.

HUFF, J. et al. Cadmium-induced cancers in animals and in humans. **Int J Occup Environ Health**, v. 13, n. 2, p. 202-12, 2007 Apr-Jun 2007.

HURT, A. J. Digital technology in the orthodontic laboratory. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 141, n. 2, p. 245-7, Feb 2012.

JAMSHIDI, S. et al. Evaluation of scalp hair nickel and chromium level changes in patients with fixed orthodontic appliance: a one-year follow-up study. **Acta Odontol Scand**, v. 76, n. 1, p. 1-5, Jan 2018.

KASPRZAK, K. S.; BIALKOWSKI, K. Inhibition of antimutagenic enzymes, 8-oxo-dGTPases, by carcinogenic metals. Recent developments. **J Inorg Biochem**, v. 79, n. 1-4, p. 231-6, Apr 2000.

KUHTA, M. et al. Type of archwire and level of acidity: effects on the release of metal ions from orthodontic appliances. **Angle Orthod**, v. 79, n. 1, p. 102-10, Jan 2009.

KUMAR, R. V. et al. An Accurate Methodology to detect Leaching of Nickel and Chromium Ions in the Initial Phase of Orthodontic Treatment: An in vivo Study. **J Contemp Dent Pract**, v. 17, n. 3, p. 205-10, Mar 2016.

MAIJER, R.; SMITH, D. C. Biodegradation of the orthodontic bracket system. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 90, n. 3, p. 195-8, Sep 1986.

MATOS DE SOUZA, R.; MACEDO DE MENEZES, L. Nickel, chromium and iron levels in the saliva of patients with simulated fixed orthodontic appliances. **Angle Orthod**, v. 78, n. 2, p. 345-50, Mar 2008.

MATOS, I. C. et al. Corrosion in artificial saliva of a Ni-Cr-based dental alloy joined by TIG welding and conventional brazing. **J Prosthet Dent**, v. 114, n. 2, p. 278-85, Aug 2015.

MENEZES, L. M.; QUINTÃO, C. C. A. The release of ions from metallic orthodontic appliances. **Seminars in Orthodontics**, v. 16, n. 4, p. 282-292, 2010.

MIKULEWICZ, M. et al. Release of metal ions from orthodontic appliances: an in vitro study. **Biol Trace Elem Res**, v. 146, n. 2, p. 272-80, May 2012.

MOCKERS, O.; DEROZE, D.; CAMPS, J. Cytotoxicity of orthodontic bands, brackets and archwires in vitro. **Dent Mater**, v. 18, n. 4, p. 311-7, Jun 2002.

NAYAK, R. S. et al. Evaluation of Nickel and Chromium Ion Release During Fixed Orthodontic Treatment Using Inductively Coupled Plasma-Mass Spectrometer: An In Vivo Study. **J Int Oral Health**, v. 7, n. 8, p. 14-20, Aug 2015.

NOVELLI, E. L. et al. Risk assessment of cadmium toxicity on hepatic and renal tissues of rats. **Environ Res**, v. 79, n. 2, p. 102-5, Nov 1998.

RECLARU, L. et al. Corrosion behavior of a welded stainless-steel orthopedic implant. **Biomaterials**, v. 22, n. 3, p. 269-79, Feb 2001.

ROCHA, R.; PINHEIRO, A. L.; VILLAVERDE, A. B. Flexural strength of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd:YAG laser or TIG welding. **Braz Dent J**, v. 17, n. 1, p. 20-3, 2006.

SAVARINO, L. et al. Ion release in patients with metal-on-metal hip bearings in total joint replacement: a comparison with metal-on-polyethylene bearings. **J Biomed Mater Res**, v. 63, n. 5, p. 467-74, 2002.

SESTINI, S. et al. In vitro toxicity evaluation of silver soldering, electrical resistance, and laser welding of orthodontic wires. **Eur J Orthod**, v. 28, n. 6, p. 567-72, Dec 2006.

SHIGETO, N. et al. Corrosion properties of soldered joints. Part I: Electrochemical action of dental solder and dental nickel-chromium alloy. **J Prosthet Dent**, v. 62, n. 5, p. 512-5, Nov 1989.

SIFAKAKIS, I.; ELIADES, T. Adverse reactions to orthodontic materials. **Aust Dent J**, v. 62 Suppl 1, p. 20-28, Mar 2017.

SOLMI, R. et al. Interactions of fibroblasts with soldered and laser-welded joints. **Biomaterials**, v. 25, n. 4, p. 735-40, Feb 2004.

WANG, R. R.; WELSCH, G. E. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. **J Prosthet Dent**, v. 74, n. 5, p. 521-30, Nov 1995.

WATAHA, J. C. et al. Ability of Ni-containing biomedical alloys to activate monocytes and endothelial cells in vitro. **J Biomed Mater Res**, v. 45, n. 3, p. 251-7, Jun 1999.

WILLIAMS, D. F. On the mechanisms of biocompatibility. **Biomaterials**, v. 29, n. 20, p. 2941-53, Jul 2008.

ANEXOS

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Pesquisa: AVALIAÇÃO DA PRESENÇA DE ÍONS NA SALIVA DE PACIENTES EM USO DE APARELHOS ORTODÔNTICOS COM SOLDAS

Eu, **Helena Reis de Souza**, pesquisadora acadêmica, sob orientação da **Prof. Luciane Macedo de Menezes**, pesquisadora responsável, estou fazendo um convite para você ou seu dependente participar como voluntário nesse estudo.

I. Objetivos e justificativa da pesquisa: a pesquisa pretende avaliar a liberação de metais na saliva de pacientes que usam aparelhos ortodônticos compostos por diferentes tipos de soldas. Todos os métodos são comprovadamente eficazes e seguros, apenas desejamos selecionar um padrão.

II. Procedimentos a serem utilizados: coleta de saliva em quatro etapas: 1. Antes de instalar o aparelho, 2. Após 7 dias da instalação do aparelho, 3. Após 15 dias da instalação do aparelho, 4. Após 30 dias da colocação do aparelho.

III. Os desconfortos ou riscos esperados: o único desconforto pode ser a demora ou dificuldade para salivar e despejar nos frascos. Os frascos para coleta são previamente esterilizados e individuais para cada paciente, sendo descartados após o experimento.

IV. Garantia de resposta a qualquer pergunta: qualquer dúvida ou questionamento sobre a pesquisa poderá ser esclarecido a qualquer momento.

V. Liberdade de abandonar a pesquisa sem prejuízo para si: caso o responsável pelo menor desejar que este abandone a pesquisa, não haverá qualquer prejuízo e não ocorrerão modificações no tratamento proposto. Ressaltamos que a concordância em participar desse estudo não implica em qualquer modificação no tratamento que já está sendo feito. Da mesma forma, a não concordância em participar desse estudo não irá alterar de nenhuma maneira o tratamento já estabelecido.

VI. Garantia de privacidade: os dados serão mantidos em sigilo.

VII. Compromisso com informação atualizada do estudo: os resultados da pesquisa serão transmitidos de forma atualizada aos participantes e meios científicos, através de artigos.

Assinatura do Responsável pelo participante

Caso você tenha qualquer dúvida quanto aos seus direitos como participante de pesquisa, entre em contato com Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS em (51) 33203345 ou no endereço Av. Ipiranga, 6681/prédio 50 sala 703, Porto Alegre (RS), e-mail: cep@pucrs.br. O Comitê de Ética é um órgão independente constituído de profissionais das diferentes áreas do conhecimento e membros da comunidade. Sua responsabilidade é garantir a proteção dos direitos, a segurança e o bem-estar dos participantes por meio da revisão e da aprovação do estudo, entre outras ações.

Se você concordar em participar deste estudo, você assinará e datará duas vias originais deste termo. Você receberá uma das vias para seus registros e a outra será arquivada pelo responsável pelo estudo. Ao assinar este termo de consentimento, você não abre mão de nenhum direito legal que teria de outra forma.

Não assine este termo de consentimento a menos que tenha tido a oportunidade de fazer perguntas e tenha recebido respostas satisfatórias para todas as suas dúvidas.

Eu, _____, responsável pelo menor _____ fui informado(a) dos objetivos da pesquisa acima de maneira clara e detalhada. Recebi informação a respeito do tratamento a ser realizado e esclareci minhas dúvidas. Sei que a qualquer momento poderei solicitar novas informações e modificar minha

decisão se assim o desejar. Fui certificado de que todos os dados referentes aos exames realizados serão confidenciais, bem como o respectivo tratamento não será modificado em razão desse estudo, e terei liberdade de não mais consentir em participar da pesquisa, face a essas informações.

Fui informado que não existirão danos à saúde causados diretamente pela pesquisa. Também sei que, caso existam gastos adicionais em relação à pesquisa, estes serão absorvidos pelo orçamento da mesma. Caso surjam novas perguntas sobre este estudo ou para qualquer pergunta sobre os direitos como participante deste estudo, posso entrar em contato com as pesquisadoras responsáveis, Dra. Luciane Macedo de Menezes e Helena Reis de Souza, pelo telefone 3320 3538 ou Comitê de Ética em Pesquisa da PUC pelo telefone 3320 3345, de segunda a sexta-feira, horário manhã das 8h30min às 12h e à tarde das 13h30min às 17h.

Declaro que recebi via do presente Termo de Consentimento.

Porto Alegre, _____ de 201__.

Assinatura do Responsável pelo participante

Nome do participante da pesquisa

Assinatura do Pesquisador Associado
Helena Reis de Souza

Este formulário foi lido para _____ (nome do participante da pesquisa) em ___/___/___ (data) por Helena Reis de Souza enquanto eu estava presente.

Assinatura de Testemunha

Nome da Testemunha

TERMO DE ASSENTIMENTO DO MENOR

Você está sendo convidado para participar da **pesquisa “AVALIAÇÃO DA PRESENÇA DE ÍONS NA SALIVA DE PACIENTES EM USO DE APARELHOS ORTODÔNTICOS COM SOLDAS”**. Seus pais permitiram que você participe.

Queremos saber os efeitos, no corpo humano, dos aparelhos ortodônticos que têm solda. A solda permite a união de dois metais, como se fossem “colados”. Existem vários tipos de solda para aparelhos. Vamos estudar os três tipos mais comuns delas.

As crianças que irão participar dessa pesquisa têm de 6 a 12 anos de idade. Você não precisa participar da pesquisa se não quiser, é um direito seu; não terá nenhum problema se desistir.

A pesquisa será feita na Faculdade de Odontologia da PUCRS, onde as crianças colocarão um aparelho chamado Arco Lingual. Esse aparelho é utilizado para ajudar na prevenção de dentes tortos. O aparelho não causa dor. Na pesquisa, será realizada uma coleta de saliva; o participante irá cuspir em um frasco de plástico para que possamos fazer a análise posteriormente. Serão realizadas coletas em quatro tempos: antes da colocação do aparelho e em 7, 15 e 30 dias depois da colocação do aparelho. O aparelho é seguro, mas é possível ocorrer quebras e descolagem do aparelho. Caso aconteça algo errado, você pode nos procurar pelos telefones 3320 3538 (pesquisadora Helena Reis de Souza; Dra. Luciane Macedo de Menezes), ou Comitê de Ética em Pesquisa da PUC (CEP): Av. Ipiranga 6681, Prédio 40 - Sala 505, Porto Alegre, telefone 3320.3345, de segunda a sexta-feira, horário manhã das 8h30min às 12h e à tarde das 13h30min às 17h.

Com o uso desse aparelho, coisas boas que podem acontecer: como evitar que os dentes fiquem mais tortos, pois os dentes permanentes terão suficiente espaço para nascerem.

Ninguém saberá que você está participando da pesquisa, não falaremos a outras pessoas, nem daremos a estranhos as informações que você nos der. Os resultados da pesquisa vão ser publicados, mas sem identificar as crianças que participaram da pesquisa.

Quando terminarmos a pesquisa iremos publicar os resultados em revistas científicas para que mais pessoas conheçam os efeitos das soldas no corpo humano.

Se você tiver alguma dúvida, você pode nos perguntar. Eu escrevi os telefones na parte de cima desse texto.

Eu _____ aceito participar da pesquisa *Avaliação da presença de íons metálicos na saliva de pacientes em uso de aparelhos ortodônticos com soldas*, que tem o objetivo de estudar os efeitos, na saliva, dos aparelhos ortodônticos que têm soldas. Entendi as coisas ruins e as coisas boas que podem acontecer. Entendi que posso dizer “sim” e participar, mas que, a qualquer momento, posso dizer “não” e desistir que ninguém vai ficar furioso. Os pesquisadores tiraram minhas dúvidas e conversaram com os meus responsáveis.

Recebi uma via deste termo de assentimento e li e concordo em participar da pesquisa.

Porto Alegre, ____ de _____ de _____.

Assinatura do Pesquisador Associado
Helena Reis de Souza



SIPESQ

Sistema de Pesquisas da PUCRS

Código SIPESQ: 7682

Porto Alegre, 24 de novembro de 2016.

Prezado(a) Pesquisador(a),

A Comissão Científica da FACULDADE DE ODONTOLOGIA da PUCRS apreciou e aprovou o Projeto de Pesquisa "AVALIAÇÃO DA PRESENÇA DE ÍONS NA SALIVA DE PACIENTES EM USO DE APARELHOS ORTODÔNTICOS COM SOLDAS". Este projeto necessita da apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP). Toda a documentação anexa deve ser idêntica à documentação enviada ao CEP, juntamente com o Documento Unificado gerado pelo SIPESQ.

Atenciosamente,

Comissão Científica da FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avaliação da presença de íons metálicos na saliva de pacientes em uso de aparelhos ortodônticos com soldas

Pesquisador: Luciane Macedo de Menezes

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 67430117.7.0000.5336

Instituição Proponente: UNIAO BRASILEIRA DE EDUCACAO E ASSISTENCIA

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.282.415

Apresentação do Projeto:

O pesquisador principal do estudo "Avaliação da presença de íons metálicos na saliva de pacientes em uso de aparelhos ortodônticos com soldas" encaminhou ao CEP-PUCRS em 12/09/2017, reposta as pendências emitidas por esse CEP em 15/05/2017.

Objetivo da Pesquisa:

O pesquisador principal do estudo "Avaliação da presença de íons metálicos na saliva de pacientes em uso de aparelhos ortodônticos com soldas" encaminhou ao CEP-PUCRS em 12/09/2017, reposta as pendências emitidas por esse CEP em 15/05/2017.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

O pesquisador principal do estudo "Avaliação da presença de íons metálicos na saliva de pacientes em uso de aparelhos ortodônticos com soldas" encaminhou ao CEP-PUCRS em 12/09/2017, reposta as pendências emitidas por esse CEP em 15/05/2017.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O pesquisador principal do estudo "Avaliação da presença de íons metálicos na saliva de pacientes em uso de aparelhos ortodônticos com soldas" encaminhou ao CEP-PUCRS em 12/09/2017, reposta as pendências emitidas por esse CEP em 15/05/2017.

Endereço: Av. Ipiranga, 6681, prédio 50, sala 703

Bairro: Partenon

CEP: 90.619-900

UF: RS

Município: PORTO ALEGRE

Telefone: (51)3320-3345

Fax: (51)3320-3345

E-mail: cep@puhrs.br

Continuação do Parecer: 2.282.415

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos os termos foram apresentados.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Todas as pendências foram atendidas adequadamente.

Considerações Finais a critério do CEP:

O CEP-PUCRS, de acordo com suas atribuições definidas na Resolução CNS nº 466 de 2012 e da Norma Operacional nº 001 de 2013 do CNS, manifesta-se pela aprovação do projeto de pesquisa proposto.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_855007.pdf	12/09/2017 12:22:29		Aceito
Recurso Anexado pelo Pesquisador	Cartarespostawass.doc	12/09/2017 12:21:46	Luciane Macedo de Menezes	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLERevFinal.pdf	24/05/2017 12:48:20	Bruno Nehme Barbo	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	assentimentoRevisado.pdf	16/05/2017 21:05:05	Bruno Nehme Barbo	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	usoped.pdf	11/04/2017 15:52:07	Bruno Nehme Barbo	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	usodep.pdf	11/04/2017 15:51:46	Bruno Nehme Barbo	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	labcemm.pdf	11/04/2017 15:51:09	Bruno Nehme Barbo	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	intox.pdf	11/04/2017 15:50:51	Bruno Nehme Barbo	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	conheccdiretor.pdf	11/04/2017 15:42:18	Bruno Nehme Barbo	Aceito
Declaração de Instituição e	dadosprontdiretor.pdf	11/04/2017 15:41:37	Bruno Nehme Barbo	Aceito

Endereço: Av. Ipiranga, 6681, prédio 50, sala 703
Bairro: Partenon CEP: 90.619-900
UF: RS Município: PORTO ALEGRE
Telefone: (51)3320-3345 Fax: (51)3320-3345 E-mail: cep@pucls.br

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE
CATÓLICA DO RIO GRANDE
DO SUL - PUC/RS



Continuação do Parecer: 2.282.415

Infraestrutura	dadosprontdiretor.pdf	11/04/2017 15:41:37	Bruno Nehme Barbo	Aceito
Outros	protocoloentr.pdf	23/03/2017 13:22:01	Bruno Nehme Barbo	Aceito
Outros	usoequip.pdf	23/03/2017 13:19:43	Bruno Nehme Barbo	Aceito
Outros	usotig.pdf	23/03/2017 13:19:07	Bruno Nehme Barbo	Aceito
Outros	labportodent.pdf	23/03/2017 13:18:46	Bruno Nehme Barbo	Aceito
Outros	dadospront.pdf	23/03/2017 13:18:25	Bruno Nehme Barbo	Aceito
Outros	TCUD.pdf	23/03/2017 13:17:00	Bruno Nehme Barbo	Aceito
Outros	novoproj.pdf	23/03/2017 13:16:00	Bruno Nehme Barbo	Aceito
Orçamento	Orcamento.pdf	23/03/2017 12:53:11	Bruno Nehme Barbo	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	LattesLuciane.pdf	23/03/2017 12:52:12	Bruno Nehme Barbo	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	LattesHelena.pdf	23/03/2017 12:50:24	Bruno Nehme Barbo	Aceito
Brochura Pesquisa	ProjSIPESQ.pdf	23/03/2017 12:47:03	Bruno Nehme Barbo	Aceito
Folha de Rosto	Plataforma.pdf	23/03/2017 12:37:55	Bruno Nehme Barbo	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

PORTO ALEGRE, 18 de Setembro de 2017

Assinado por:
Denise Cantarelli Machado
(Coordenador)

Endereço: Av. Ipiranga, 6681, prédio 50, sala 703
Bairro: Partenon CEP: 90.619-900
UF: RS Município: PORTO ALEGRE
Telefone: (51)3320-3345 Fax: (51)3320-3345 E-mail: cep@pucrs.br



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
Pró-Reitoria de Graduação
Av. Ipiranga, 6681 - Prédio 1 - 3º. andar
Porto Alegre - RS - Brasil
Fone: (51) 3320-3500 - Fax: (51) 3339-1564
E-mail: prograd@pucrs.br
Site: www.pucrs.br