

Utilização do arco W em pacientes alérgicos ao níquel

Use of W arch for patients allergic to nickel

Rogério Lacerda dos SANTOS¹
Matheus Melo PITHON²

RESUMO

Objetivo

Colocar sob teste a hipótese de que não há diferença no desempenho mecânico entre fios de aço inoxidável e fios de aço inoxidável com baixo teor de níquel, avaliando força, resiliência e módulo de elasticidade produzida pelos arcos W.

Métodos

Foram confeccionados 60 arcos W, 30 para cada tipo de liga sendo 15 confeccionados com fio de 0,032 polegadas e 15 com fio 0,036 polegadas. Todos os arcos foram submetidos ao teste de compressão mecânica em máquina EMIC DL-10000, simulando 4, 6, 9, e 12mm de ativação. A análise de variância e comparação múltipla e teste de Tukey foram utilizados ($p < 0,05$) para avaliação da força, resiliência e módulo de elasticidade.

Resultados

Os grupos com o fio de 0,036 polegadas apresentaram estatisticamente ($p < 0,05$) maiores níveis de força, resistência e módulo de elasticidade quando comparados com os aparelhos confeccionados com o fio de 0,032 polegadas para ambas as ligas. Houve diferença estatisticamente significativa para as forças produzidas entre as espessuras 0,032 polegadas e 0,036 polegadas para todas as ativações avaliadas ($p < 0,05$).

Conclusão

A liga de aço inoxidável com baixo teor de níquel demonstrou maiores níveis de força, resiliência e módulo de elasticidade comparada à liga de aço inoxidável convencional.

Termos de indexação: Aparelhos ortodônticos. Hipersensibilidade. Má oclusão.

ABSTRACT

Objective

The W arch is commonly used to correct posterior dental cross-bite. With the emergence of stainless steel wires made of low nickel content, these wires have become the best choice in producing these appliances for patients with an allergy to this ion. The objective of this study is to test the hypothesis that there is no difference between stainless steel wires and low-nickel stainless steel wires with regard to their mechanical behaviour. Force, resilience, and modulus of elasticity produced by W arches were assessed.

Methods

Sixty W arches were made, thirty of each type of alloy, fifteen for each wire thickness. All the arches were submitted to mechanical compression test by using an EMIC DL-10000 machine simulating activations of 4, 6, 9, and 12 mm. Analysis of variance (ANOVA) with multiple comparisons and Tukey's test were employed ($p < 0.05$) to assess force, resilience, and modulus of elasticity.

Results

The groups using the 0.036 inch wire produced statistically ($p < 0.05$) higher levels of force, resilience and elasticity modulus when compared to the arches using the 0.032 inch wire for both alloys. Statistically significant differences were found for the forces generated between the 0.032 and 0.036 inch thicknesses ($p < 0.05$). Conclusion: The low-nickel stainless steel alloy had higher force, resilience, and modulus of elasticity compared to wires made of conventional stainless steel alloy.

Indexing terms: Orthodontic appliances. Hypersensitivity. Malocclusion.

¹ Universidade Federal de Campina Grande, Faculdade de Odontologia. Av. dos Universitários, s/n., Rodovia Patos/Teixeira, Km 1, Santa Cecília, 58700-970, Patos, PB, Brasil. Correspondência para / Correspondence to: RL SANTOS. E-mail: <lacerdaorto@hotmail.com>.

² Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia, Faculdade de Odontologia. Jequié, BA, Brasil.

INTRODUÇÃO

Uma variedade de ligas metálicas, como o aço inoxidável, cobalto-cromo, níquel-titânio e beta-titânio, são utilizadas em ortodontia, sendo que a maioria destes contém níquel¹⁻⁷. O percentual de níquel nos braquetes e aparelhos auxiliares usados em ortodontia variam de 8% (no aço inoxidável), para mais de 50% (no caso do níquel-titânio)⁵⁻⁶.

O níquel é um forte sensibilizador imunológico e pode resultar em hipersensibilidade⁷⁻⁹ e gerar reações teciduais que podem ser constituídas por difusas zonas vermelhas intra orais, bolhas e ulcerações que se estendem para área peribuca, além de reações urticariformes e eczemáticas na face ou em áreas mais distantes do corpo^{7,9}.

Para solucionar este problema, as ligas de aço inoxidável com baixo teor de níquel começaram a ser utilizadas para confecção de aparelhos, entre eles os expansores utilizados para correção da mordida cruzada dentária posterior que podem ser empregados na dentição decídua, mista e permanente como alternativa para os pacientes que apresentam alto potencial alergênico.

Os aparelhos comumente utilizados para corrigir a mordida cruzada dentária incluem aparelho Coffen, o arco W e o arco quadri-hélice¹⁰⁻¹¹. O aparelho Coffen, descrito por Walter Coffen, em 1881, foi originalmente utilizado em placas removíveis para expandir arcos constrictos, e sua aplicação clínica é ainda recomendado¹¹. O arco W é uma evolução do aparelho de Coffen, com diferenças na forma e dimensão, usado como ancoragem fixa.

Graber¹² afirmou que 400g seria a menor força ortopédica necessária para conseguir efeito no arco maxilar. Inversamente, a correção da mordida cruzada dentária posterior requer forças ortodônticas. Jarabak & Fizzell¹³ recomendam níveis de força para cada grupo de dentes. Eles sugeriram 250g para movimentar o molar superior.

O objetivo deste estudo é testar a hipótese que não há diferença no desempenho mecânico entre os arcos W confeccionados com fios de aço inoxidável e fios de aço inoxidável com baixo teor de níquel avaliando força, resiliência e módulo de elasticidade, além de determinar os níveis ideais de ativação para este aparelho.

MÉTODOS

Um total de 60 aparelhos foi testado, utilizando duas espessuras de fios (0,032 e 0,036 polegadas), de 2 tipos de ligas metálicas sendo a primeira de aço inoxidável (aço inoxidável-CrNi, Morelli, Sorocaba, Brasil) e a segunda de aço inoxidável com baixo teor de níquel, menos que 0,2% (Biowire-CrMo, Morelli, Sorocaba, Brasil). Do total dos 60 arcos W, 30 foram confeccionados para cada tipo de liga, sendo 15 com fio de 0,032 polegadas e 15 com fio 0,036 polegadas.

Os arcos W confeccionados possuíam dois segmentos externos de fio de 40mm de comprimento, dois segmentos internos de 35mm, uma alça anterior de 10mm e duas alças posteriores de 1,5mm cada (Figura 1).

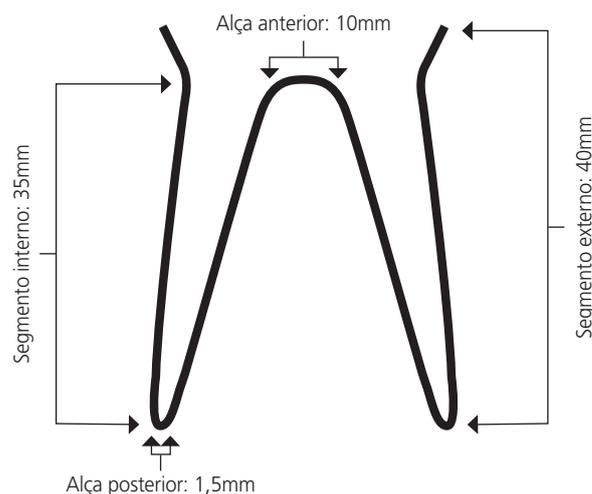


Figura 1. Diagrama utilizado para confecção do Arco W.

As amostras foram confeccionadas pelo mesmo profissional, utilizando um modelo padronizado com as distâncias intercaninos e intermolares. Um segmento de 5mm de comprimento de um tubo telescópico de 0,040 polegadas foi anexada à parte posterior de cada extremidade externa do arco W, a fim de localizar a aplicação da força nos primeiros molares superiores permanentes. Um segmento de fio inoxidável de 10mm de comprimento e 0,032 polegadas de diâmetro foi soldado com solda prata no centro do tubo telescópico de modo que o aparelho pôde ser fixado na máquina de teste universal¹⁴.

Cada amostra foi inicialmente ativada em 12mm e, em seguida, submetida a uma sequência de ensaios

de compressão na máquina EMIC DL 10000, utilizando o programa Mtest versão 1.0, a uma velocidade de 5mm/min. O programa Mtest gerou a média da força, resiliência e módulo de elasticidade produzidos pelas ativações de 4, 6, 9 e 12mm, bem como o gráfico do comportamento mecânico neste índice de ativação. Para determinação da resiliência foram considerados, o limite de escoamento e o módulo de elasticidade do aparelho. Os resultados obtidos foram comparados estatisticamente pela análise ANOVA one-way e Tukey.

RESULTADOS

Força, resiliência e módulo de elasticidade aumentaram proporcionalmente ao aumento das ativações (Tabelas 1 e 2). Além disso, os grupos utilizando o fio de 0,036 polegadas apresentaram estatisticamente ($p < 0,05$) maiores níveis de força, resiliência e módulo de elasticidade quando comparadas com os aparelhos confeccionados com o fio de 0,032 polegadas para ambas as ligas.

Houve diferença estatisticamente significativa para as forças produzidas entre as espessuras 0,032 polegadas e 0,036 polegadas para todas as ativações avaliadas ($p < 0,05$). Para a mesma espessura de fio não houve diferença estatisticamente significativa entre as ligas ($p > 0,05$) (Tabelas 1 e 2).

DISCUSSÃO

As médias dos valores de força aumentaram proporcionalmente à ativação, o que concorda que os aparelhos funcionaram na fase elástica, em que deformação é proporcional à força. Resiliência é a propriedade associada à capacidade de absorção e liberação de energia; portanto, quanto maior a resiliência, mais contínua será a força³⁻⁴.

Estudos têm sido relatados, sobre as diferentes formas de arcos palatais para correção de mordida cruzada posterior dentária¹¹. É importante identificar a etiologia da maloclusão de cada paciente e determinar a força ideal para cada tratamento³. Para Jarabak & Fizzell¹³ o movimento de um único molar pode necessitar de 250g, porém, efeitos ortopédicos são notados na dentição decídua e mista com forças superiores a 400g¹².

Segundo Proffit¹⁰ o sucesso dos aparelhos removíveis dependem da cooperação do paciente e do controle da força do aparelho. Ele analisou o uso do arco W e recomendou 3 ou 4mm de ativação como nível adequado de força quando ao utilizar o fio de 0,036 diâmetro.

Diante dos resultados obtidos neste estudo, a mordida cruzada de um único molar ou um grupo de poucos dentes obtém-se um tratamento adequado com o

Tabela 1. Força média (g) produzida pelos arcos W.

| Arco W | | Ativação | | | |
|---|-----------------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| Liga metálica | Diâmetro do fio | 4mm | 6mm | 9mm | 12mm |
| Aço inoxidável | 0,032 | 122,9±16a | 158±19a | 210,7±17a | 263,4±19a |
| Aço inoxidável | 0,036 | 168,6±9b | 228,3±12b | 309,1±22b | 400,4±24b |
| Aço inoxidável com baixo teor de níquel | 0,032 | 129,9±0a | 189,6±8a | 263,4±11a | 305,5±14a |
| Aço inoxidável com baixo teor de níquel | 0,036 | 175,6±18b | 252,9±20b | 325,3±26b | 459,7±29b |

N = 15, para cada combinação entre liga metálica e diâmetro do fio utilizado. Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre os aparelhos para a mesma ativação.

Tabela 2. Resiliência e módulo de elasticidade produzida pelos arcos W.

| Arco W | | | |
|---|-----------------|--------------------|---|
| Liga metálica | Diâmetro do fio | Resiliência (g.cm) | Módulo de elasticidade (g/cm ²) |
| Aço inoxidável | 0,032 | 171,4 ± 13a | 81,1 ± 7a |
| Aço inoxidável | 0,036 | 262 ± 18b | 93,2 ± 9b |
| Aço inoxidável com baixo teor de níquel | 0,032 | 201,6 ± 9a | 95,3 ± 14a |
| Aço inoxidável com baixo teor de níquel | 0,036 | 301 ± 20b | 107 ± 17b |

N = 15, para cada combinação entre liga metálica e diâmetro do fio utilizado. Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

arco W confeccionado com fio de 0,032 polegadas, com 9 a 12mm de ativação para a liga de aço inoxidável ou 6 a 9mm de ativação para a liga de aço inoxidável com baixo teor de níquel.

Quando um efeito ortopédico pequeno é esperado durante a dentição decídua e mista, o arco W confeccionado com fio de 0,036 polegadas com 12mm de ativação para ambas as ligas, de aço inoxidável e de aço inoxidável com baixo teor de níquel parece ser a melhor escolha.

Os achados sugerem que ativações de 12mm no arco W confeccionado com fio de 0,036 polegadas de liga de aço inoxidável com baixo teor de níquel pode-se alcançar efeitos ortopédicos, quando associados ao uso de aparelho fixo.

O níquel é conhecido por seu potencial alergênico^{5-6,15}. Estima-se que 4,5% a 28,5% da população têm hipersensibilidade ao níquel⁷⁻⁹. Diante da presença de íons metálicos como o níquel, nos aparelhos ortodônticos, este tem sido associado a reações de hipersensibilidade em ortodontia⁶.

As manifestações clínicas de hipersensibilidade ao níquel são fáceis de diagnosticar. Diante de um quadro de alergia qualquer aparelho intra oral ou extra oral em uso pelo paciente que possua níquel deve ser removido até que os sinais de reações adversas na mucosa ou pele tenham cicatrizado completamente⁵⁻⁶. A história prévia de alergia deve ser considerada um fator predictivo de manifestações clínicas de hipersensibilidade ao níquel^{7,9}.

Desta forma, em vez de utilizar aparelhos intra e extra orais que possuem níquel, sugere-se substituí-los por braquetes e fios de aço inoxidável isentos de níquel ou com baixo teor deste íon¹⁶⁻¹⁸.

Os arcos W de ambas as ligas avaliadas produziram forças adequadas para tratamento ortodôntico, desde que, seja corretamente planejada sua aplicação clínica, sendo que, a força produzida depende da liga utilizada, do diâmetro do fio e da ativação empregada.

CONCLUSÃO

Diante dos resultados, podemos concluir que a liga de aço inoxidável com baixo teor de níquel demonstrou maiores níveis de força, resiliência e módulo de elasticidade. Aparelhos confeccionados com fios de liga de aço inoxidável com baixo teor de níquel necessitam de menor ativação, comparada a liga aço inoxidável convencional para obtenção da mesma força.

Colaboradores

RL SANTOS participou da confecção, elaboração do artigo e redação do artigo. MM PITHON participou da confecção, orientação e revisão do trabalho.

REFERÊNCIAS

- Morais LS, Guimarães GS, Elias CN. Liberação de íons por biomateriais metálicos. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial*. 2007;12(3):48-53.
- Fernandes DJ, Fernandes AF, Silva AC, Gravina MA, Mendes MA. Soldagem em ortodontia - parte I: soldagem à prata e a ouro - uma abordagem clínico-metalúrgica. *Rev Clin Ortodon Dental Press*. 2007;6(4):42-9.
- Quintão CC, Cal-Neto JP, Menezes LM, Elias CN. Force-deflection properties of initial orthodontic archwires. *World J Orthod*. 2009;10(1):29-31.
- Quintão CCA, Brunharo IHVP. Fios ortodônticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica. *Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2009;14(6):144-57.
- Souza RM, Menezes LM. Nickel, chromium and iron levels in the saliva of patients with simulated fixed orthodontic appliances. *Angle Orthod*. 2008;78(2):345-50.
- Westphalen GH, Menezes LM, Pra D, Garcia GG, Schmitt VM, Henriques JA, et al. In vivo determination of genotoxicity induced by metals from orthodontic appliances using micronucleus and comet assays. *Genet Mol Res*. 2008;7(4):1259-66.
- Menezes LM, Quintão CA, Bolognese AM. Urinary excretion levels of nickel in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;131(5):635-8.
- Dolci GS, Menezes LM, Souza RM, Dedavid BA. Biodegradação de braquetes ortodônticos: avaliação da liberação iônica in vitro. *Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2008;13(3):77-84.

9. Menezes LM, Freitas MPM, Gonçalves TS. Biocompatibilidade dos materiais em Ortodontia: mito ou realidade? Rev Dental Press Ortod Ortop Facial. 2009;14(2):144-57.
10. Proffit WR. Contemporary orthodontics. St Louis: Mosby Co; 1986.
11. Adams CP. The design and construction of removable orthodontic appliances. England: John Wright and Sons; 1969.
12. Graber TM. Current orthodontics: concept and technique. Philadelphia: WB Saunders Co; 1969.
13. Jarabak JR, Fizzell JA. Aparatología del arco de canto com alambres delgados. Buenos Aires: Mundi; 1975.
14. Martinelli FL, Couto PS, Ruellas AC. Three palatal arches used to correct posterior dental crossbites. Angle Orthod. 2006;76(6):1047-51.
15. Torres EM, Carreiro AFP, Lira CMN, Ribeiro RF. Utilização do titânio na confecção de estruturas metálicas em prótese parcial removível. RGO - Rev Gaúcha Odontol. 2007;55(2):181-9.
16. Menezes LM, Souza RM, Dolci GS, Dedavid BA. Biodegradação de braquetes ortodônticos: análise por microscopia eletrônica de varredura. Dental Press J Orthod. 2010;15(3):48-51.
17. Souza RM, Menezes LM. Nickel, chromium and iron levels in the saliva of patients with simulated fixed orthodontic appliances. Angle Orthod. 2008;78(8):345-50.
18. Santos RL, Pithon MM, Nascimento LEAG, Martins FO, Romanos MTV, Nojima MCG, Nojima LI, Ruellas ACO. Citotoxicidade de soldas elétricas a ponto: estudo in vitro. Dental Press J Orthod. 2011;16(3):57.e1-6.

Recebido em: 24/2/2010

Versão final reapresentada em: 13/11/2010

Aprovado em: 27/1/2011