



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

EDUARDO PAES LEME TEIXEIRA

**TUBOS CERÂMICOS IMPRESSOS EM 3D: controle rotacional do
primeiro molar superior**

EDUARDO PAES LEME TEIXEIRA

**TUBOS CERÂMICOS IMPRESSOS EM 3D: controle rotacional do
primeiro molar superior**

Dissertação apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIA E TECNOLOGIA APLICADA À ODONTOLOGIA.

Área: Inovação tecnológica multidisciplinar com ênfase em odontologia.

Linha de pesquisa: Inovação tecnológica.

Orientadora: Profa. Dra. Suzelei Rodgher

Coorientador: Prof. Dr. Celestino José Prudente Nóbrega

São José dos Campos

2023

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2023]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Teixeira, Eduardo Paes Leme

Tubos cerâmicos impressos em 3D: controle rotacional do primeiro molar superior / Eduardo Paes Leme Teixeira. - São José dos Campos : [s.n.], 2023. 54 f. : il.

Dissertação (Mestrado Profissional) - Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia Aplicada à Odontologia - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2023.

Orientadora: Suzelei Rodgher

Coorientador: Celestino José Prudente Nóbrega

1. Ortodontia. 2. Desenho de aparelho ortodôntico. 3. Rotação molar. 4. Aparelhos ortodônticos. 5. Impressão tridimensional. I. Rodgher, Suzelei, orient. II. Nóbrega, Celestino José Prudente, coorient. III. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. V. Universidade Estadual Paulista (Unesp). VI. Título.

IMPACTO POTENCIAL DESTA PESQUISA

Avaliar o impacto de novas tecnologias na eficiência da correção ortodôntica para proporcionar movimentos dentários adequados que garantam tratamento ortodôntico eficiente. Nesta pesquisa, a tecnologia está aplicada na nova forma de fabricação de braquetes através do fluxo digital, que pretende aprimorar a relação paciente-profissional-empresa.

POTENTIAL IMPACT OF THIS RESEARCH

Evaluate the impact of new technologies on the efficiency of orthodontic correction to provide adequate tooth movements that ensure efficient orthodontic treatment. In this research, the technology is applied in the new way of manufacturing brackets through the digital flow, which aims to improve the patient-professional-company relationship.

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Suzelei Rodgher (Orientadora)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Rogério Amaral Tupinambá

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Ortogeo

São José dos Campos

Prof. Dr. Jorge Kennety Silva Formiga

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 25 de agosto de 2023.

DEDICATÓRIA

À minha querida esposa Ariane e ao meu amado filho Cadu

AGRADECIMENTOS

Começo agradecendo minha esposa Ariane por todo amor, compressão e suporte ao longo dessa jornada, pois não mediu esforços para que eu realizasse mais esse sonho.

Ao meu filho Cadu, peço desculpas pela minha ausência e em alguns momentos minha falta de paciência, e agradeço, pois, ele e minha esposa me acolheram e me deram todo amor e carinho nos momentos mais difíceis.

Meu pai, Nelson por ser exemplo de homem e profissional para mim.

À minha orientadora professora Suzelei Rodgher por todo apoio, ajuda, paciência e ensinamentos importantíssimos durante todo mestrado.

Ao professor Celestino Nóbrega, meu coorientador por me presentear com o tema desse trabalho tão inovador e importante, e pela incrível ajuda em todo o trabalho, especialmente na metodologia.

À Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP e ao Programa de Pós-graduação em Ciência e Tecnologia Aplicada à Odontologia, docentes, colaboradores e discentes.

A Profa. Dra. Paula Carolina Komori de Carvalho, coordenadora do Programa de Pós-graduação em Ciência e Tecnologia Aplicada à Odontologia.

Ao professor Jorge Formiga pelo importante auxílio na análise estatística dessa pesquisa.

Aos funcionários da secretaria de pós-graduação: Carolina Lourenço Rei, José Marcos da Silva e Sandra Mara Cordeiro pelos atendimentos e orientações no decorrer do mestrado.

À Ortogeo que me acolheu e me permitiu fazer o estágio na Clínica de Ortodontia do Curso de Especialização. Aos professores e amigos que

fazem parte desta escola Dra. Liliam Jacob, Dr. Rogério Tupinambá, Dr. Danilo Hardman Jr., Dr. Paulo César, Dr. Alexandre Kozel que me receberam e me ajudaram durante todo o curso de Pós-graduação. Enfim a todos envolvidos direta e indiretamente nessa conquista o meu mais sincero obrigado.

RESUMO

Teixeira EPL. Tubos cerâmicos impressos em 3D: controle rotacional do primeiro molar superior [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2023.

No final da década de 70, ocorreu a introdução da tecnologia de desenho assistido por computador e fabricação assistida por computador (CAD/CAM) na Odontologia. As principais proposições dessa tecnologia seriam automatização do processo manual minimizando as variações ou falhas humanas. Dentre os benefícios do produto citado, destacam-se a possibilidade de individualização dos acessórios de acordo com as necessidades biomecânicas do paciente, personalizando a sua prescrição e o formato da sua base para melhor adaptação ao dente, dando ao ortodontista a possibilidade de alcançar finalizações de tratamentos muito mais precisas. A posição do primeiro molar superior tem grande importância para a clínica ortodôntica. As rotações dos primeiros molares superiores estão presentes na maioria das más oclusões, principalmente na má oclusão de Classe II de Angle Divisão 1, que aumenta o espaço ocupado pelos dentes na arcada dentária. O presente estudo avaliou *in vitro* o desempenho dos tubos no controle rotacional dos molares superiores. Nesta pesquisa, os tubos foram colados em primeiros molares superiores esquerdos artificiais de resina, aleatoriamente, divididos em quatro grupos, de acordo com o tipo de tubo utilizado e posicionamento de colagem. Os seguintes grupos foram testados: Grupo 1: Tubo cerâmico prototipado, colado na posição central; Grupo 2: Tubo cerâmico prototipado, colado na posição distal; Grupo 3: Tubo simples metálico colado na posição central e Grupo 4: Tubo simples metálico colado na posição distal. Para a execução dos testes, hemiarcadas superiores esquerdas contendo desde o dentes incisivo central superior ao segundo molar superior esquerdo foram obtidas por arquivo STL (Standard Triangle Language) através do software americano Autodesk Meshmixer. Os tubos ortodônticos foram fixados por colagem indireta com cianoacrilato na face vestibular dos dentes. Para a avaliação da eficiência dos tubos ortodônticos na correção da rotação do primeiro molar superior foi necessária a utilização de um simulador eletrônico, com o objetivo de padronizar os testes para todas as amostras pesquisadas. Testes T de student e Mann-Whitney foram aplicados para avaliar diferença estatística entre os resultados obtidos nos grupos. Na posição Central, a média dos pulsos de correção dos tubos cerâmicos prototipados (39.41 pulsos) foi superior à média dos tubos metálicos (27.37 pulsos) (teste T de Student $p < 0.05$). Na posição distal, a média dos pulsos de correção dos tubos cerâmicos prototipados (38.38 pulsos) foi superior à média dos tubos metálicos (18.07 pulsos) (teste de Mann-Whitney, $p < 0.05$). Tubos cerâmicos prototipados obtiveram uma maior intensidade da correção da rotação do molar superior que os tubos metálicos, através da metodologia adotada na presente pesquisa, nas duas situações avaliadas.

Palavras-chave: ortodontia; desenho de aparelho ortodôntico; impressão tridimensional; rotação molar; aparelhos ortodônticos.

ABSTRACT

Teixeira EPL. 3D printed ceramic tubes: rotational control of maxillary first molar [dissertation]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2023.

At the end of the 1970s, computer-aided design and computer-aided manufacturing (CAD/CAM) technology was introduced into dentistry. The main propositions of this technology would be the automation of the manual process, minimizing human variations or errors. Among the benefits of the product, the possibility of individualizing the accessories according to the patient's biomechanical needs stands out, customizing their prescription and the shape of their base for better adaptation to the tooth, giving the orthodontist the possibility of achieving complete much more accurate treatments. The position of the upper first molar is of great importance for the orthodontic clinic. Rotations of the upper first molars are present in most malocclusions, especially in Angle Class II Division 1 malocclusion, which increases the space occupied by the teeth in the dental arch. The present study evaluated in vitro the performance of the tubes in the rotational control of upper molars. In this research, the tubes were bonding to artificial resin upper left first molars, randomly, divided into four groups, according to the type of tube used and gluing positioning. The following groups were tested: Group 1: Prototyped ceramic tube, bonded in the central position; Group 2: Prototyped ceramic tube, bonded in the distal position; Group 3: Simple metallic tube bonded in the central position and Group 4: Simple metallic tube bonded in the distal position. For the execution of the tests, upper left hemiarchs containing from central incisor teeth superior to the upper left second molar were obtained using an STL (Standard Triangle Language) file using the American software Autodesk Meshmixer. The orthodontic tubes were fixed by indirect bonding with cyanoacrylate on the buccal surface of the teeth. To evaluate the efficiency of orthodontic tubes in correcting the rotation of the upper first molar, it was necessary to use an electronic simulator, with the aim of standardizing the tests for all samples researched. Student's T and Mann-Whitney tests were applied to evaluate statistical differences between the results obtained in the groups. In the Central position, the average correction pulses for the prototyped ceramic tubes (39.41 pulses) were higher than the average for the metallic tubes (27.37 pulses) (Student's T test $p < 0.05$). In the distal position, the average correction pulses for the prototyped ceramic tubes (38.38 pulses) were higher than the average for the metallic tubes (18.07 pulses) (Mann-Whitney test, $p < 0.05$). Prototyped ceramic tubes obtained a greater intensity of correction of upper molar rotation than metallic tubes, through the methodology adopted in the present research, in the two situations evaluated.

Keywords: orthodontics; orthodontic appliance design; three-dimensional printing; molar rotation; orthodontic appliances.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	10
2 ARTIGO(S).....	15
2.1 Artigo – Teixeira EPL, Dugan O, Formiga JK, Nóbrega CJP, Rodgher S. Tubos cerâmicos impressos em 3D – Controle rotacional do primeiro molar superior / <i>3D printed ceramic tubes – rotational control of maxillary first molar</i>.....	15
3 CONSIDERAÇÕES GERAIS	48
REFERÊNCIAS	49
APÊNDICE.....	52
ANEXOS.....	54

1 INTRODUÇÃO

A Ortodontia tem vivenciado importantes avanços que definitivamente alteraram seu rumo. Isto ocorreu quando Lawrence Andrews, no início dos anos de 1970, propôs a incorporação de detalhamentos de posicionamento dos dentes aos acessórios ortodônticos, e quando Ronald Roth, no final da década de 80, sugeriu alterações na prescrição, com o objetivo de estabelecer uma conexão com a oclusão funcional e com os fundamentos da bioestética propostos por Robert Lee. Entretanto, o maior progresso da história dessa especialidade está ocorrendo neste exato momento. O fenômeno, que acontece de forma global, tem introduzido o cirurgião-dentista de maneira inevitável e irreversível ao mundo digital. A inteligência artificial (apoiada em algoritmos que podem ser revertidos em tomadas de decisões suportadas por banco de dados) pode ser considerada como a grande aliada dos odontólogos (Nóbrega, 2021).

A utilização da tecnologia digital tem contribuído para aprimorar e facilitar o diagnóstico, planejamento e execução dos tratamentos ortodônticos. Entre as diversas aplicações do sistema CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing) destacamos a sequência clínica de tratamento ortodôntico com aparelho fixo, tratamentos com alinhadores estéticos, aparelhos personalizados sobre mini implantes e confecção de contenções totalmente em ambiente digital. Essa abordagem apresenta diversas vantagens para o profissional e o paciente, na medida em que aumenta a precisão dos aparelhos, interfere diretamente no tempo de tratamento e na previsibilidade do resultado (Cunha et al., 2021).

A tecnologia CAD/CAM tem evoluído muito nas últimas décadas. O termo CAD/CAM vem do inglês Computer Aided Design e Computer Aided Manufacturing, que em português significa, respectivamente, desenho ou projeto assistido por computador e fabricação assistida por computador. Os sistemas CAD/CAM foram desenvolvidos pela indústria aeronáutica e automobilística, e é encontrado em diversos campos da medicina. Esta tecnologia sempre foi muito presente na área da engenharia e arquitetura como uma ferramenta para a fabricação de peças para maquinário industrial e desenhos arquitetônicos de precisão (Bayazit, 2004).

Na arquitetura, sistemas CAD/CAM são utilizados para criar projetos 3D (em

três dimensões) de objetos variados, com alta precisão de detalhes e fidelidade nas dimensões, que podem ser transformados em objetos sólidos (Hilgert et al., 2005). Na engenharia mecânica, os sistemas são aplicados na manufatura de peças, possibilitando aos engenheiros efetuarem alterações e corrigir erros antes da fabricação delas. Na odontologia, a tecnologia foi introduzida na década de 70, sendo o Cerec (Sirona®, Alemanha), em 1987, o primeiro sistema CAD/CAM a ser comercializado. Posteriormente, novos sistemas foram sendo desenvolvidos e aprimorados (Andreiotelli et al., 2013).

A inserção da tecnologia de *scanners* intraorais e CAD/CAM, na odontologia, tem gerado inúmeras inovações e possibilidades. Inicialmente, era apenas possível digitalizar dentes individualmente, e a fabricação estava limitada às restaurações protéticas menores. O progresso neste campo permite escaneamento em áreas maiores, e grandes quantidades de dados podem ser processadas (Miyazaki et al., 2009). De acordo com Al Mortadi (2012), a utilização do CAD/CAM na odontologia se expandiu muito nos últimos anos, à medida que suas novas aplicações foram reconhecidas.

Como acontece na odontologia contemporânea, a ortodontia está passando por um desenvolvimento significativo atribuído às tecnologias digitais, que influenciam o diagnóstico, planejamento e todo o processo de tratamento ortodôntico (Bauer et al., 2001; van der Zande et al., 2013). Modernos sistemas personalizados permitem a avaliação de mudanças no posicionamento dentário através da sobreposição de modelos virtuais, facilitando a avaliação da evolução do caso, como também possibilitando a personalização dos braquetes e fios, sendo tais funcionalidades obtidas por meio de escaneamento intraoral, tomografia computadorizada (CBCT), fotografia e design tridimensional (3D) e fabricação auxiliada por computador (CAD/CAM) (De Vos et al., 2009, Muller-Hartwich et al., 2016). Existe uma grande variedade de aparelhos ortodônticos personalizados, incluindo braquetes metálicos vestibulares, braquetes linguais e alinhadores que estão se desenvolvendo rapidamente e despertando interesse crescente dos ortodontistas (Walton et al., 2010; Fujiyama, 2014). A utilização de aparelhos fixos personalizados nos tratamentos ortodônticos tem demonstrado resultados favoráveis com redução significativa do tempo total do tratamento, redução do tempo de cadeira e melhor conforto aos pacientes (Alford, 2011; Brown, 2015; Weber, 2013; Wiechmann, 2003). Entretanto,

aparelhos fixos metálicos vestibulares aumentam a percepção visual sobre os dentes dos pacientes, pela sua aparência distinta, e ainda há relatos de que aparelhos linguais induzem desconforto em alguns pacientes (Slater et al., 2014; Stamm et al., 2005).

A necessidade de tratamento ortodôntico estético, principalmente em adultos, culminou no desenvolvimento dos primeiros braquetes cerâmicos, no final da década de 1980. Desde então, novas tecnologias de fabricação de braquetes estéticos foram desenvolvidas (Karamouzou et al., 1997). Os aparelhos cerâmicos disponíveis para comercialização são quase todos compostos de óxidos de alumínio e revelam alta resistência, estabilidade química e biocompatibilidade (Kukiattrakoon et al., 2010). Para alcançar um adequado desempenho estético, o aparelho deve combinar com a cor do dente e/ou possuir translucidez adequada para permitir que a cor do dente seja visível através dos braquetes, tornando-os menos perceptíveis (Lee, 2008; Yang et al., 2019). Tecnicamente e economicamente, é muito mais difícil fabricar aparelhos personalizados de cerâmica, sejam policristalinos ou braquetes cerâmicos monocristalinos, em comparação aos aparelhos metálicos (Yang et al., 2019).

A fabricação aditiva refere-se à técnica de impressão 3D que permite a produção de uma ampla gama de produtos com propriedades e formas específicas que atendem as demandas dos pacientes em várias áreas da medicina e odontologia (Galante et al., 2019), tais como: prótese buco-maxilo-faciais, ortopedia, ortopedia funcional dos maxilares e cirurgia-buco-maxilo. Embora a impressão 3D tenha conseguido algumas aplicações clínicas em ortodontia, a qualidade da superfície dos braquetes, precisão dimensional e propriedades mecânicas ainda precisariam ser melhoradas para permitir a fabricação de braquetes ortodônticos de cerâmica personalizados (Dawood et al., 2015).

Para o nosso conhecimento nenhuma técnica de fabricação de aparelhos cerâmicos personalizados foi estabelecida até 2018, mesmo que várias marcas de braquetes cerâmicos estejam disponíveis comercialmente há décadas. Em 2018, após exaustivos três anos de pesquisa e desenvolvimento, o Dr. Griffin, um Ortodontista formado na Universidade de Harvard e fundador LightForce Orthodontics, desenvolveu um braquete impresso em 3D feito de alumina policristalina cerâmica. A indústria logo veria, pela primeira vez, algo que a maioria dos ortodontistas almejava, a capacidade de criar um tratamento 100% personalizado com aparelhos fixos

estéticos (LightForce Ortho, 2022).

O setor da tecnologia de aparelhos customizados busca dentre vários objetivos, a diminuição do tempo do tratamento e das consultas, uma ótima finalização do tratamento ortodôntico. Entretanto, essa busca exige conhecimento das características de uma oclusão ideal. Andrews (1972), ao descrever as seis chaves para uma oclusão normal, destacou a necessidade de relacionamento ideal entre as arcadas dentárias, de pontos de contatos entre os dentes das arcadas maxilar e mandibular, do posicionamento individual entre os dentes quanto à sua inclinação e angulação, da ausência de rotação dentária e da correta curva de Spee. Neste contexto, uma oclusão dentária ideal deve apresentar todas as características descritas por Andrews. Com base nestes princípios, o aparelho ortodôntico foi pensado como uma interface que permitiria aos dentes assumirem estas posições desejadas, através do uso de arcos contínuos, sem dobras de nenhuma ordem (Andrews, 1989).

Diversos autores têm estudado especificamente o problema da rotação do primeiro molar superior permanente. Ricketts (1969) propôs uma regra para avaliar clinicamente a posição dos primeiros molares superiores por vista oclusal, através do traçado de uma linha que passa pelo topo das cúspides disto-vestibular e mesio-palatina do primeiro molar permanente superior, em uma oclusão normal. De acordo com o autor, essa linha deveria cortar o terço distal do canino do lado oposto e foi considerada uma adequada regra para se verificar as rotações mesio-palatinas dos primeiros molares em más oclusões Classe II. Cetlin e Ten Hove (1983) descreveram que os dois primeiros molares superiores, quando bem-posicionados, apresentam suas faces vestibulares paralelas entre si. Junqueira et al. (2011), em uma revisão da literatura sobre o tema proposto, descreveram medições em modelos de gesso das arcadas dentárias superiores e concluíram que a posição do primeiro molar tem grande importância para a clínica ortodôntica. Segundo os autores, três posições desse dente são significativas: sua posição na maxila, sua inclinação axial e a rotação no seu longo eixo.

As rotações dos primeiros molares estão presentes em grande parte dos casos de má oclusão, principalmente nos casos de má oclusão Classe II de Angle Divisão 1, aumentando o espaço ocupado pelos dentes na arcada dentária (Braun et al., 1997; Dahlquist et al., 1996). Apesar dos pré-molares e caninos estarem bem-

posicionados, em alguns casos, a rotação do primeiro molar ocorre pelo posicionamento incorreto induzido por fatores etiológicos locais, como cáries interproximais, durante o desenvolvimento da dentição mista ou permanente (Dale, 1996).

Considerando que diferentes más oclusões e seus tratamentos podem influenciar na qualidade de vida relacionada à saúde bucal dos pacientes (Guerino, 2020), os avanços nos tratamentos ortodônticos no que se referem ao controle rotacional de dentes molares tornam-se muito necessários.

O objetivo deste trabalho foi avaliar a correção da rotação mesial do primeiro molar superior, através do emprego de dois tipos de tubo ortodônticos, sendo um tubo cerâmico prototipado impresso em 3D e um tubo metálico largamente utilizado no mercado mundial. Adicionalmente, o desempenho dos dois tipos de tubos quanto à correção da rotação foi comparado.

2 ARTIGO

**2.1 Artigo – Teixeira EPL¹, Dugan O², Formiga JKS³, Nóbrega CJP⁴, Rodgher S⁵.
Tubos cerâmicos impressos em 3D – Controle rotacional do primeiro molar superior / *3D printed ceramic tubes – rotational control of maxillary first molar****

¹Institute of Science and Technology, School of Dentistry, State University of São Paulo (Unesp), São Jose dos Campos - SP, Brazil.

²Engineer LightForce Orthodontics.

⁴Program Leader of the International Program of Orthodontics at New York University (New York, United States); Clinical Associate Professor at Case Western Reserve University (Cleveland/OH, United States); Clinical Affairs and R&D Advisor at LightForce Orthodontics.

^{3,5}Institute of Science and Technology, State University of São Paulo (Unesp), Department of Environmental Engineering, São Jose dos Campos-SP, Brazil.

RESUMO

Objetivo: O objetivo deste trabalho foi avaliar *in vitro* a intensidade de correção da rotação mesial do primeiro molar superior, através do emprego de dois tipos de tubos ortodônticos, sendo um tubo cerâmico prototipado impresso em 3D e um tubo metálico largamente utilizado no mercado mundial. **Materiais e métodos:** Os tubos foram colados em primeiros molares superiores esquerdos artificiais de resina, aleatoriamente, divididos em quatro grupos, de acordo com o tipo de tubo utilizado e posicionamento de colagem. Os seguintes grupos foram testados: Grupo 1: Tubo cerâmico prototipado, colado na posição central; Grupo 2: Tubo cerâmico prototipado, colado na posição distal; Grupo 3: Tubo metálico colado na posição central e Grupo 4: Tubo metálico colado na posição distal. Para a execução dos testes, hemiarcadas superiores esquerdas contendo desde o dente incisivo central superior ao segundo molar superior esquerdo foram obtidas por arquivo STL (*Standard Triangle Language*) através do software americano Autodesk Meshmixer. Os tubos ortodônticos foram fixados por colagem indireta com cianoacrilato na face vestibular dos dentes. Para a avaliação da eficiência dos tubos ortodônticos na correção da rotação do primeiro molar superior foi necessária a utilização de um simulador eletrônico, com o objetivo de padronizar os testes para todas as amostras pesquisadas. Testes T de student e Mann-Whitney foram aplicados para avaliar diferença estatisticamente significativa entre os resultados obtidos nos grupos. **Resultados:** Na posição Central, a média dos pulsos de correção dos tubos cerâmicos prototipados (39.41 pulsos) foi superior à média dos tubos metálicos (27.37 pulsos) (teste T de Student $p<0.05$). Na posição distal, a média dos pulsos de correção dos tubos cerâmicos prototipados (38.38 pulsos) foi superior à média dos tubos metálicos (18.07 pulsos) (teste de Mann-Whitney, $p<0.05$). **Conclusão:** Os tubos cerâmicos prototipados foram superiores em relação aos tubos metálicos na intensidade da correção da rotação mesial primeiros molares superiores, em todas as situações avaliadas, e esta diferença foi estatisticamente significativa ($p<0.05$).

Palavras-chave: aparelhos ortodônticos; desenho de aparelho ortodôntico; impressão tridimensional; ortodontia; rotação molar.

ABSTRACT

Objective: The objective of this work was to evaluate *in vitro* the intensity of correction of the mesial rotation of the upper first molar, using two types of orthodontic tubes, being a 3D printed prototype ceramic tube and a metallic tube widely used on the world market. **Materials and methods:** The tubes were bonding to artificial resin upper left first molars, randomly, divided into four groups, according to the type of tube used and bonding positioning. The following groups were tested: Group 1: Prototyped ceramic tube, bonded in the central position; Group 2: Prototyped ceramic tube, bonded in the distal position; Group 3: Metal tube bonded in the central position and Group 4: Metal tube bonded in the distal position. To carry out the tests, upper left hemiarchs ranging from the upper central incisor tooth to the upper left second molar were obtained using an STL (Standard Triangle Language) file using the American Autodesk Meshmixer software. The orthodontic tubes were fixed by indirect bonding with cyanoacrylate on the buccal surface of the teeth. To evaluate the efficiency of orthodontic tubes in correcting the rotation of the upper first molar, it was necessary to use an electronic simulator, with the aim of standardizing the tests for all samples researched. Student's T and Mann-Whitney tests were applied to evaluate statistically significant differences between the results obtained in the groups. **Results:** In the Central position, the average correction pulses for the prototyped ceramic tubes (39.41 pulses) were higher than the average for the metallic tubes (27.37 pulses) (Student's T test $p < 0.05$). In the distal position, the average correction pulses for the prototyped ceramic tubes (38.38 pulses) were higher than the average for the metallic tubes (18.07 pulses) (Mann-Whitney test, $p < 0.05$). **Conclusion:** The prototyped ceramic tubes were superior to metallic tubes in the intensity of correction of mesial rotation of the upper first molars, in all situations evaluated, and this difference was statistically significant ($p < 0.05$).

Keywords: orthodontic appliances; orthodontic appliance design; three-dimensional printing; orthodontics; molar rotation.

INTRODUÇÃO

Em 1899, Angle descreveu pela primeira vez a importância da posição do primeiro molar permanente superior no diagnóstico e planejamento do tratamento ortodôntico. Assim, o primeiro molar superior foi considerado a “chave da oclusão” devido à sua posição anatômica estável em relação à base do crânio, e sua posição normal seria com a cúspide méso-vestibular ocluindo no sulco vestibular do primeiro molar inferior.¹

Andrews relatou que, para atingir as seis chaves para a oclusão dentária normal, deve existir um relacionamento ideal entre as arcadas dentárias, pontos de contatos entre os dentes das arcadas maxilar e mandibular, bom posicionamento individual dos dentes quanto à sua inclinação e angulação, ausência de rotação dentária e a correta curva de Spee.²

Liu e Melsen descreveram a ocorrência da rotação dos molares para mesial em 85% dos indivíduos com má oclusão de Classe II de primeira divisão.³ Em um estudo sobre rotação mesial extrema do primeiro molar permanente superior, Ten Hoeve observou que o molar rotacionado aumenta o perímetro do arco dentário, devido seu diâmetro oblíquo ser maior que seu diâmetro méso-distal e, quando corrigida ortodonticamente, esta rotação molar máxima (aproximadamente 30 graus) leva a um ganho máximo de aproximadamente 2.5 mm no espaço do arco.⁴

Quinzi et al., em estudo sobre a relação da rotação do primeiro molar superior e o apinhamento anterior, avaliaram 349 indivíduos com idades de 06 a 35 anos, através do escaneamento intraoral, sendo 180 indivíduos na dentição permanente e 169 dentição mista. As conclusões dos autores foram as seguintes: 1) houve uma associação entre a rotação mesiopalatal do primeiro molar superior e o apinhamento dentário anterior na dentição permanente, 2) a méso rotação do primeiro molar superior em indivíduos na dentição mista deve ser considerada como um maior risco de ter apinhamento dentário quando estes chegarem à dentição permanente e 3) uma associação entre rotação do primeiro molar superior e má oclusão de classe II em indivíduos com dentição mista pareceu ser confirmada.⁵

Na década de 70, Andrews desenvolveu o primeiro aparelho de *straight wire*. Os braquetes de Andrews tinham prescrições específicas de primeira, segunda e terceira ordem para cada dente; isso aumentou a consistência dos resultados e melhorou a eficiência do tratamento. Atualmente muitas prescrições de braquetes de arco reto estão disponíveis, todas com o objetivo comum de reduzir os estágios de alinhamento e acabamento do tratamento ortodôntico, minimizando a quantidade de dobras no arco.⁶

A Ortodontia tem vivenciado importantes avanços que definitivamente alteraram seu rumo. Entretanto, o maior dos progressos de toda a história dessa especialidade está ocorrendo neste exato momento. O fenômeno, que acontece de forma global, tem introduzido o cirurgião-dentista de maneira inevitável e irreversível ao mundo digital. A inteligência artificial (apoiada em algoritmos que podem ser revertidos em tomadas de decisões suportadas por banco de dados) pode ser considerada como a grande aliada dos odontólogos.⁷

Os braquetes personalizados, com torque específico do paciente, guias de colagem indireta fresadas à máquina, e arcos roboticamente gerados estão entre os avanços recentes de CAD/CAM (*Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing*) na obtenção de um verdadeiro aparelho *straight wire*. O objetivo geral de incorporar a tecnologia CAD/CAM em ortodontia pode ser definido como: “melhorar reprodutibilidade, eficiência e qualidade do tratamento ortodôntico”.⁸

Segundo Shannon e Groth, a LigthForce Orthodontics foi a primeira empresa a utilizar a tecnologia de impressão da LCM (CeraFab 7500, suspensão de alumina Lithalox 350) para fabricação dos braquetes. Estes autores também afirmaram que impressão tridimensional (3D) revolucionou o mundo da fabricação ortodôntica, sendo que os ortodontistas não estão mais presos às especificações limitadas das empresas tradicionais de manufatura ortodôntica e agora têm uma ampla variedade de opções de personalização para seus pacientes.⁹

Considerando que diferentes más oclusões e seus tratamentos podem influenciar na qualidade de vida relacionada à saúde bucal dos pacientes, os avanços nos tratamentos ortodônticos no que se referem ao controle rotacional de dentes molares tornam-se muito necessários.¹⁰

O objetivo desta pesquisa foi avaliar a intensidade da correção da rotação mesial do primeiro molar superior, através do emprego de dois tubos ortodônticos,

tubos cerâmicos prototipados impresso em 3D e tubos metálicos largamente utilizado no mercado mundial.

MATERIAL E MÉTODOS

Tubos ortodônticos foram divididos em 4 grupos a serem testados, representando combinações de diferentes tubos ortodônticos e posições de colagem nos dentes:

Grupo 1: tubo cerâmico impresso em impressora 3D LightForce System (LightForce, Burlington, Massachusetts, USA) colado na posição central;

Grupo 2: tubo cerâmico impresso em impressora 3D LightForce System (LightForce, Burlington, Massachusetts, USA) colado na posição distal (2mm);

Grupo 3: tubo simples metálico com gancho Viper (G&H Orthodontics, Franklin, Indiana, USA) colados na posição central;

Grupo 4: tubo simples metálico com gancho Viper (G&H Orthodontics, Franklin, Indiana, USA) colados na posição distal (2mm).

O cálculo amostral foi realizado utilizando software alemão G*power (<https://g-power.apponic.com/>), cuja licença é livre. Com base em um teste piloto, onde se usou $n = 10$, o cálculo amostral foi realizado, sendo que o tamanho mínimo de amostras definido para este estudo foi de 29 amostras para cada grupo.^{11,12} Este tamanho amostral foi obtido baseado nas seguintes informações:

- 1) Variável independente: Pulsos de correção
- 2) Variável dependente: Tubo cerâmico e Tubo metálico
- 3) Erro α : 5%
- 4) Erro β : 20%
- 5) Informação sobre os grupos: Não pareados
- 6) Análise de significância: Bicaudal
- 7) Menor diferença mínima detectável: 0.75

Dessa forma, baseado no n obtido e na amostra considerada, foi possível realizar o estudo para verificar se há ou não diferença significativa entre os grupos.

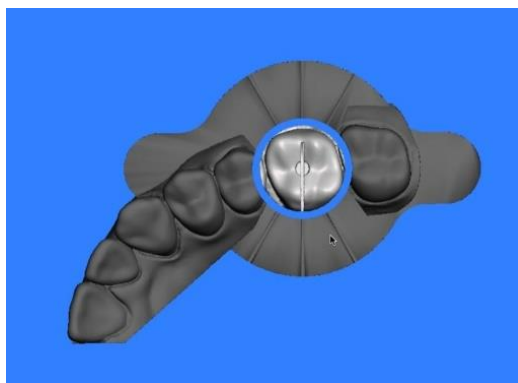
Para a execução do teste foram realizados 120 ensaios, um total 4 grupos com 30 ensaios para cada grupo, sendo todos os ensaios referentes ao tubo posicionado no molar superior esquerdo com tamanho de Slot de 0.022" x 0.028"

polegadas.

Os tubos cerâmicos prototipados da LightForce System foram fabricados com cerâmica policristalina de maneira customizada, com slot de 0.022" x 0.028" polegadas, comprimento méso-distal regular (4 mm). Os tubos metálicos utilizados foram os tubos metálicos de "Stock" com parâmetros de torque, in/out e angulação da prescrição MBT (McLaughlin, Bennett e Trevisi), que tem incorporada a ele, uma prescrição de 14° de torque, 10° de offset e um comprimento méso-distal de 4,2mm.

Para a execução dos testes, hemiarcadas superiores esquerdas contendo dentes do incisivo central superior ao segundo molar superior esquerdo foram obtidas por arquivo STL (Standard Triangle Language) através do escaneamento de um manequim com oclusão normal. Então, o arquivo foi manipulado no software americano Autodesk Meshmixer, cuja licença é livre, para uma modelagem apropriada para esta pesquisa (Figura 1). Assim foram gerados os manequins (*typodonts*) utilizado neste trabalho e impressos pela impressora digital 3D WD3 Print – LCD - Impressora 3D baseada em SLA (estereolitografia).

Figura 1 - Vista Superior



Fonte: Elaborado pelo autor

Os seguintes acessórios foram utilizados em cada um dos 4 *typodonts*: braquetes de incisivo central, incisivo lateral, canino, primeiro pré-molar, segundo pré-molar, tubo de segundo molar, além dos tubos de primeiro molar superior esquerdo referentes aos Grupos. Os componentes (braquetes, tubos e moldeiras de colagem indireta) e os *typodonts* foram produzidos de maneira customizada e fornecidos sob demanda pela LightForce System (LightForce, Burlington, Massachusetts, USA), exceto os tubos metálicos.

Os tubos e braquetes ortodônticos de todos os grupos foram fixados por colagem indireta, através de moldeiras de colagem indireta com adesivo instantâneo à base de éster de cianoacrilato Loctite Super Bonder Power Flex Gel Control (Henkel Ltda) na face vestibular dos dentes de resina dos *typodonts*.

Foram utilizados 120 arcos de níquel-titânio termoativados de geometria quadrada e espessura 0.016" x 0.016" polegadas (GC Orthodontics, Alsip, Illinois, USA), sendo esses substituídos a cada ensaio. Nos testes-pilotos, foram encontradas maiores diferenças entre os grupos testados com arcos com espessura 0.016" x 0.016" polegadas, então, sendo esses selecionados para o desenvolvimento da pesquisa. Ligaduras elastoméricas Alastik Easy-to-tie™ (3M Unitek, Monróvia, CA, USA) transparente medindo 1.2 mm de diâmetro foram utilizadas como método de ligação do fio com o braquete.

Durante a execução dos testes, a temperatura foi controlada entre 36.5 e 37.5 °C através de uma lâmpada incandescente apropriada de 60 watts e um termostato com regulador de temperatura.

Para a avaliação da eficiência dos tubos ortodônticos na correção da rotação do primeiro molar superior foi necessária a utilização de um simulador eletrônico, com o objetivo de padronizar os testes para todas as amostras pesquisadas. O simulador empregado na pesquisa foi idealizado por um ortodontista e pesquisador, Dr. Celestino Nóbrega, validado anteriormente no estudo de Pinheiro.¹³ Os experimentos foram realizados no laboratório de Fluxo Digital da *Ortogeio* – Centro de estudos Ortodônticos, em São José dos Campos, estado de São Paulo, Brasil.

Unidade Eletrônica Magnética Geradora de Atrito Controlado

Utilizou-se uma Unidade Eletrônica Magnética Geradora de Atrito Controlado cuja alimentação do circuito é realizada por corrente alternada de 110 volts ou 220 volts que passa por uma fonte de energia estabilizadora e regulável, integrada a um visor digital para leitura da corrente e voltagem, impostas ao sistema.

A Unidade Eletrônica Magnética Geradora de Atrito Controlado está interligada a um cronômetro digital, que marca o tempo transcorrido do início ao final

da rotação do eixo do encoder. A unidade encontra-se conectada a um encoder que funciona como sensor de movimento do eixo central e a estabilidade e nivelamento desse eixo, ele é garantido pelo suporte de dois mancais de esferas autocentrantes. O eixo central, está sujeito a três possibilidades de comando: livre, nível de atrito controlado e freio total de bloqueio. Em consonância com esta unidade encontra-se um “*counter*” digital que indica o número de voltas do eixo. Na parte frontal da Unidade, existem dois eixos laterais fixos e um central móvel. Nos eixos laterais foi instalado o *typodont* e no eixo central o ‘*jig*’ do molar, que dessa forma representaram um sistema ortodôntico (Figura 2).

Figura 2 - Vista vestibular do modelo digital e do *typodont* instalado na Unidade Eletrônica



Fonte: Elaborado pelo autor

No interior da máquina, além do circuito elétrico-eletrônico, há um encoder incremental de 2000 pulsos e um solenoide. O encoder é um dispositivo eletromecânico que conta ou reproduz pulsos elétricos a partir do movimento rotacional de seu eixo. Tais aparatos são eletromecânicos, utilizados para conversão de movimentos rotativos ou deslocamentos lineares em impulsos elétricos de onda quadrada, que geram uma quantidade exata de impulsos por volta em uma distribuição perfeita dos pulsos ao longo dos 360 graus do giro do eixo. O campo eletrônico-magnético é o responsável pelo freio e pelo atrito do eixo central da máquina (Figura 3).

Figura 3 - Vista frontal da Unidade Eletrônica Magnética Geradora de Atrito Controlado



Fonte: Elaborado pelo autor

Avaliação do Movimento de Correção da Rotação.

No início do experimento, quatro *typodonts* receberam uma montagem por colagem indireta de braquetes e tubos cerâmicos prototipados LightForce nos dentes 21, 22, 23, 24, 25 e 27, além da montagem do dente 26 com os tubos e as posições respectivos de cada grupo. Esta montagem foi auxiliada por moldeiras de colagem indireta confeccionadas pela LightForce System (LightForce, Burlington, Massachusetts, USA), exclusivamente para esta montagem (Figura 4).

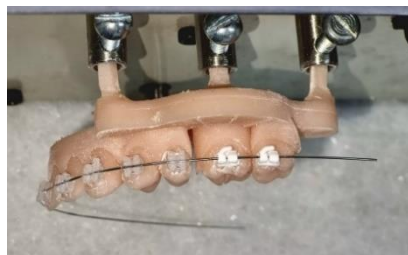
Figura 4 - Vista Lateral *typodont*



Fonte: Elaborado pelo autor

Posteriormente, um arco de comprimento de 0.016" x 0.016" de níquel-titânio termoativado foi inserido e amarrado com ligas elásticas nos *typodonts*. Em cada ensaio, ocorreu a troca dos arcos com dimensões similares em cada *typodont*. Os *typodonts* preparados foram fixados aos eixos do simulador. (Figura 5).

Figura 5 - Vista vestibular *typodont* Grupo 1



Fonte: Elaborado pelo autor

Destacamos que a montagem e o ajuste do eixo central permitiram que as canaletas dos braquetes e tubos estivessem nivelados, evitando um aumento do atrito arco-braquete.

Na Figura 6, podemos observar respectivamente os Grupos 1, 2, 3 e 4, devidamente instalados na unidade e prontos para serem testados.

Figura 6 - Vista oclusal dos 4 grupos testados



Fonte: Elaborado pelo autor

Após a fixação de cada *typodont*, uma para cada grupo, foi realizada no Primeiro Molar (eixo central) uma ativação equivalente a rotação mesial de 30 graus (Figura 7), que no simulador gerou uma contagem de 167 pulsos. Em seguida foi acionado o freio eletrônico e zerado novamente o “*counter*”.

Figura 7 – Vista Superior com molar ativado Grupo 1



Fonte: Elaborado pelo autor

O cronômetro regressivo foi programado em 180 segundos e liberado simultaneamente com o freio eletrônico para o início da avaliação dos tubos na correção desta rotação de 30 graus. Após 180 segundos, com o cronômetro zerado, o freio eletrônico foi acionado para o reinício do teste com mais 180 segundos. Após o término dos 2 ciclos de 180 segundos, totalizando 360 segundos, o freio foi novamente acionado e o número de pulsos foi anotado (Figura 8).

Figura 8 - Demonstração da correção da rotação



Fonte: Elaborado pelo autor

Entre os parâmetros a serem regulados na Unidade Eletrônica Magnética Geradora de Atrito Controlado está justamente o nível de atrito controlado, que foi regulado em 1.0 volt para todos os ensaios após o teste piloto.

Análise estatística

Para avaliar se houve diferença estatística significativa entre os valores obtidos nos ensaios com tubo cerâmico prototipado e o tubo metálico, na posição Central e posição Distal, teste de normalidade para os dados foi realizado para definir o teste de hipótese. Para avaliar como as variâncias diferem ou não de maneira significativa, foi utilizado Levene (Jamovi Project 2021).¹⁴ O teste de Shapiro-Wilk foi aplicado para avaliar a distribuição normal dos resultados obtidos nos grupos testados. Caso os dados apresentassem distribuição normal foi aplicado o teste T de Student. Na ausência de distribuição normal, o teste de Mann-Whitney foi utilizado para avaliar a diferença significativa nos resultados obtidos entre os grupos. O nível de significância adotado foi igual a 0.05.

RESULTADOS

A tabela 1 demonstra resultado do número de pulsos de correção obtida em cada grupo testado.

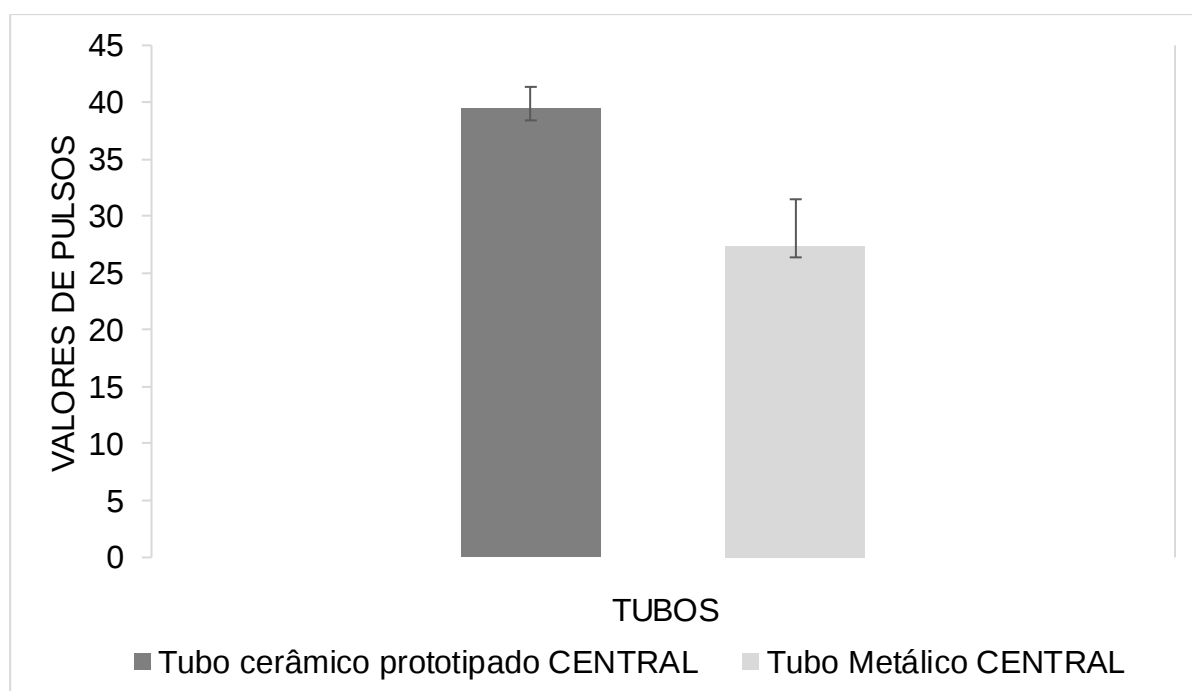
Tabela 1 – Número de pulsos de correção registrado para cada grupo testado em 30 ensaios

Número do ensaio	Tubo Cerâmico Prototipado Central Grupo 1	Tubo Metálico Central Grupo 3	Tubo Cerâmico Prototipado Distal Grupo 2	Tubo Metálico Distal Grupo 4
1	40	20	37	20
2	42	27	50	15
3	42	24	38	19
4	41	20	36	18
5	39	31	35	22
6	38	32	42	14
7	35	29	33	16
8	41	34	36	20
9	40	28	34	16
10	38	23	34	21
11	39	31	41	14
12	41	30	38	13
13	40	25	37	17
14	39	27	39	19
15	37	31	43	23
16	42	22	41	21
17	38	29	37	17
18	41	24	36	16
19	40	31	40	20
20	40	34	39	19
21	38	22	37	17
22	37	28	37	17
23	39	31	41	21
24	41	30	42	22
25	38	26	34	14
26	41	29	39	19
27	43	32	36	16
28	37	24	37	17
29	36	21	41	21
30	40	26	40	20

Fonte: Elaborado pelo autor

A escolha do teste para avaliar a diferença entre os dados, foi baseada na distribuição dos dados. Considerando o teste de Shapiro-Wilk, foi possível avaliar a normalidade dos grupos 1 e 3 (posição central), a qual foi obtido $p < 0.05$. Na posição Central, a média dos pulsos de correção dos tubos cerâmicos prototipados foi igual a 39.41 pulsos contra 27.37 pulsos dos tubos metálicos. Com esta situação foi utilizado o teste T de Student ($p < 0.05$), e verificou-se que os dados obtidos com o tubo cerâmico prototipado e o tubo metálico possuem diferença estatisticamente significativa (Figura 09).

Figura 09 – Média de pulsos de correção da rotação, com os tubos posicionados na posição Central.

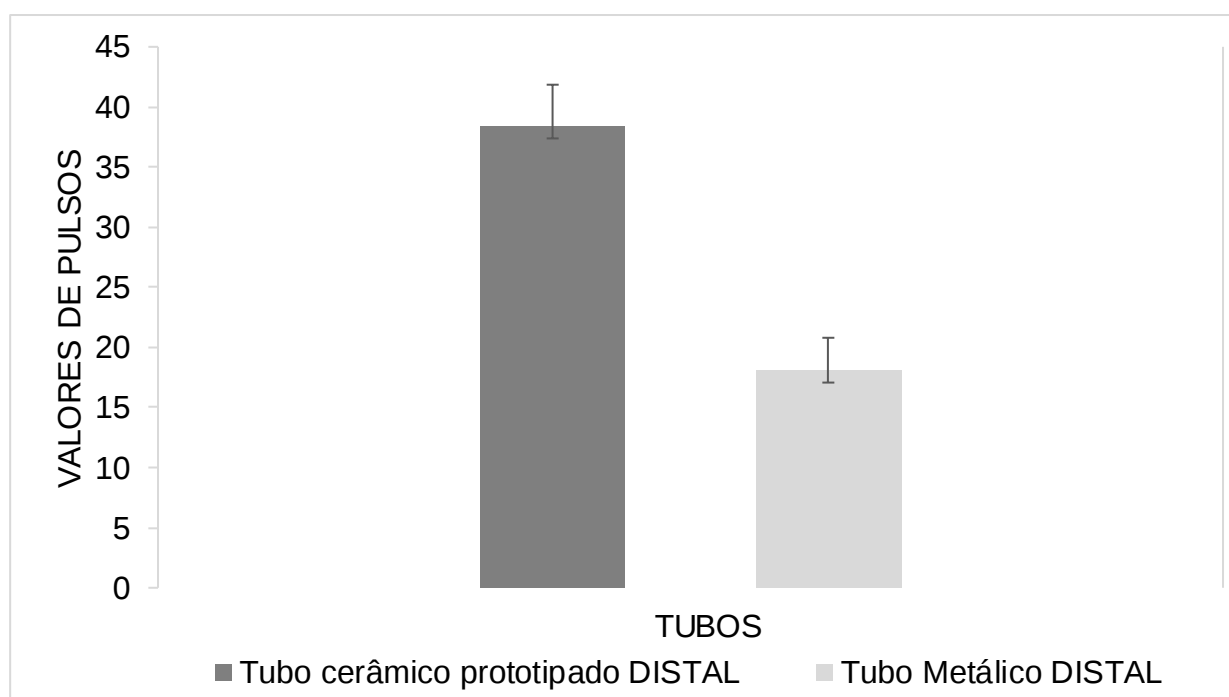


Fonte: Elaborado pelo autor

Com relação aos resultados obtidos no Grupo 2 (tubo cerâmico prototipado) e o Grupo 4 (tubo metálico), na posição distal, o teste de Shapiro-Wilk indicou que os dados registrados para tubos cerâmicos prototipados não possuem distribuição próxima do normal ($p = 0.018$). Através do $p = 0.298$ obtidos para o grupo tubo metálico o teste de Shapiro-Wilk demonstra distribuição normal. Dessa forma, sendo um dos grupos sem distribuição normal para dois grupos não pareados, foi utilizado o teste de Mann-Whitney para avaliar a diferença significativa entre os dois grupos. De acordo

com o teste de Mann-Whitney, dados provenientes do grupo tubo cerâmico prototipado e o tubo metálico possuem diferença significativa, na situação posição distal ($p < 0.05$). Na posição distal, o tubo cerâmico atingiu média de 38.38 pulsos contra 18.07 pulsos dos tubos metálicos. A intensidade da correção da rotação do molar superior se mostrou superior com o uso de tubos cerâmicos prototipados, obtendo maior número de pulsos de correção em relação aos braquetes metálicos. Esta maior intensidade pode ser observada nas duas situações, tubo centrado ou tubo distal. As médias dos pulsos de correção, na posição distal, estão ilustrados na Figura 10.

Figura 10– Média de pulsos de correção da rotação, com os tubos posicionados na posição Distal.



Fonte: Elaborado pelo autor

DISCUSSÃO

Os tubos cerâmicos prototipados se mostraram superiores aos tubos metálicos quanto à intensidade de correção da rotação mesial do primeiro molar superior, nas duas posições a qual foram testados, sendo mais significativa esta

diferença na posição distalizada, que ocorre comumente no dia a dia clínico, obrigando o profissional a fazer uma nova colagem do tubo após o início da correção.

A metodologia utilizada neste estudo procurou padronizar ao máximo os testes, minimizando qualquer influência externa que pudesse alterar a capacidade de correção da rotação do molar como temperatura, atrito, nivelamento, método de amarração dos demais acessórios e distância méso-distal dos tubos.

Como na literatura, até o momento, não foi encontrada nenhuma metodologia que se equiparasse a adotada neste estudo, foi realizado um teste piloto para a decisão de alguns parâmetros da metodologia como: dimensão e composição do arco; nível do atrito controlado no Simulador Eletrônico; amarrilho (elástico ou metálico); tempo de duração do teste e posição do tubo nos Grupos 2 e 4. Tais decisões foram baseadas neste teste piloto, testando situações em que ocorreria a correção da rotação do molar, em uma magnitude que pudesse ser comparada e reproduzida para os demais grupos testados. Outro fator a ser considerado, foi simular a rotina diária de uma clínica nos Estados Unidos, que preferencialmente utilizam os braquetes da prescrição MBT, amarrilhos elásticos e fios de níquel-titânio termoativados na fase de alinhamento.

O corpo de prova foi escaneando a partir de uma oclusão perfeita, tendo assim a condição de uma correção perfeita para todos os grupos, não havendo diferenças de in/out, nivelamento e rotação (este controlado pelo simulador) entre os grupos, dando condições de correção iguais a todos.

Os tubos metálicos mostraram um início de teste melhor, confirmando estudos que demonstram o menor atrito entre o fio e os acessórios metálicos.¹⁵

Porém no presente estudo, na segunda metade do teste, enquanto os grupos tubos metálicos mantiveram seus valores de pulsos estáveis, os grupos dos tubos cerâmicos prototipados continuavam a correção até o final do teste.

Os tubos metálicos “stock,” utilizados neste estudo, foram os tubos da prescrição MBT, escolhida pois esta prescrição é a mais utilizada no mundo. O primeiro molar superior desta prescrição conta com uma rotação de 10 graus para correção da rotação mesial do primeiro molar superior. A prescrição MBT foi introduzida em 1997 e rapidamente se estabeleceu como uma das prescrições de braquetes mais populares no mercado. As principais diferenças entre prescrição MBT e outras prescrições de braquetes são: 1) aumento do torque palatino de raiz do

incisivo central superior (Andrews: 7 graus, Roth: 12 graus e MBT: 17 graus); 2) aumento do torque palatino de raiz do incisivo lateral superior (Andrews: 3 graus, Roth: 8 graus e MBT: 10 graus); 3) diminuição do torque lingual de raiz dos incisivos inferiores (Andrews: -1 graus, Roth: -1 graus e MBT: -6 graus) e 4) diminuição da angulação dos caninos superiores (Andrews: 11 graus, Roth: 13 graus e MBT: 8 graus).¹⁶

Os braquetes prototipados permitem que a colagem seja realizada na posição mais favorável, evitando colisões com dentes antagonistas e vizinhos evitando, desta forma, a necessidade de mudança de posição do acessório, após a correção da rotação do dente. O conjunto de braquetes prototipados mais as moldeiras de colagem indireta evitam o erro de posicionamento e permitem uma melhor adaptação da base do braquete na superfície do dente.^{17,18,19} Apesar desse tipo de sistema requerer maior tempo de planejamento para posicionamento dos acessórios no planejamento virtual, os resultados são mais previsíveis. Adicionalmente, este sistema já é muito utilizado em alinhadores ortodônticos, sendo considerado uma estratégia promissora para maior qualidade ao tratamento ortodôntico e alcançar melhores resultados.²⁰

Na segunda situação (posição distal), onde os tubos foram posicionados 2 mm para a distal, situação que pode acontecer no dia a dia clínico, foi encontrada a maior diferença estatisticamente significativa entre os valores obtidos para os tubos, e esta diferença esteve relacionada à mudança da forma do tubo prototipado para esta situação. Tal resultado evidencia a vantagem no uso de sistemas prototipados para garantir um tratamento ortodôntico mais eficiente.

Nos grupos na posição central, onde o tubo cerâmico prototipado apresentou melhor eficiência sobre o tubo metálico, é importante destacar que perfeita adaptação da base, design adequado da peça e qualidade de produção deste tubo cerâmico também foram fatores que colaboram com a correção da rotação do molar. A diferença entre os tubos na posição central não era esperada, pois o tubo metálico tem incorporado a ele uma prescrição (MBT), que deveria torná-lo bem mais próximo do tubo prototipado, pois ele é desenvolvido como uma “customização” da média dos indivíduos. No início do teste, o Grupo 3 (tubo metálico centrado) apresentou uma deflexão do fio na mesial maior que o grupo Grupo 1 (tubo cerâmico prototipado centrado), proporcionando uma ativação inicial superior.

O presente trabalho simulou procedimentos rotineiros da situação clínica ortodôntica; no entanto, ainda é difícil extrapolar os resultados diretamente do *in-vitro* às situações *in vivo*. Esses resultados fornecem informações úteis na área da ortodontia, entretanto outros estudos são necessários para confirmar os resultados.

CONCLUSÃO

Os tubos cerâmicos prototipados obtiveram uma maior intensidade da correção da rotação do molar superior que os tubos metálicos, sendo as diferenças estatisticamente significantes, através da metodologia adotada na presente pesquisa, em todas as situações avaliadas (tubo centrado e tubo distal).

REFERÊNCIAS

- [1] Lima BP, Pinzan-Vercelino CR, Dias LS, Bramante FS, Tavares, RR Correlação entre a Rotação dos Primeiros Molares e a Severidade da Má Oclusão de Classe II Divisão 1. *ciência Mundo J*. 2015;2015, 261485.
- [2] Andrews LF. The six keys to normal occlusion. *Am J Orthod*. 1972;62(3):296-309.
- [3] Liu D, Melsen B. Reappraisal of Class II molar relationships diagnosed from the lingual side. *Clin Orthod Res*. 2001;4(2):97-104.
- [4] Ten Hoeve A. Palatal bar and lip bumper in nonextraction treatment. *J Clin Orthod*. 1985 Apr;19(4):272-91. PMID: 3858286.
- [5] Quinzi V, Tecco S, Nota A, Caggiati E, Mummolo S, Marzo G. Mesial Rotation of the Upper First Molar: Association with Anterior Dental Crowding in Mixed and Permanent Dentition. *Appl. Sci*. 2020, 10, 5301. <https://doi.org/10.3390/app10155301>
- [6] Creekmore TD, Kunik RL. Straight wire: the next generation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;104 :8-20.
- [7] Nóbrega C. Odontologia 4.0: a grande virada da Ortodontia. *ORTODONTIA SPO*. [Internet]. 2021 jun 05. [cited 2023 Apr 13]. <https://ortodontiaspo.com.br/odontologia-4-0-a-grande-virada-da-ortodontia/>
- [8] Muller-Hartwich R, Prager TM, Jost-Brinkmann PG. SureSmile CAD/CAM system for orthodontic treatment planning, simulation and fabrication of customized archwires. *Int J Comput Dent* 2007;10: 53-62.

- [9] Shannon T, Groth C. Be your own manufacturer: 3D printing intraoral appliances. *Semin Orthod*. 2021 Set;27(3):184–8. doi:10.1053/j.sodo.2021.09.004.
- [10] Guerino, P (2020). Impacto do tratamento ortodôntico e da sua necessidade na qualidade de vida relacionada à saúde bucal em adolescentes. Tese. Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Universidade Federal de Santa Maria.
- [11] R Core Team (2021). R: A Language and environment for statistical computing. (Version 4.0) [Computer software]. Retrieved from <https://cran.r-project.org>. (R packages retrieved from MRAN snapshot 2021-04-01).
- [12] Fox J, & Weisberg, S. (2020). car: Companion to Applied Regression. [R package]. Retrieved from <https://cran.r-project.org/package=car>.
- [13] Pinheiro E. Avaliação Comparativa da Eficácia de Bráquetes Autoligantes e Convencional, com Mensuração Através de Campo Eletromagnético Controlado Eletricamente. Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, 2010.
- [14] The jamovi project (2021). jamovi. (Version 2.2) [Computer Software]. Retrieved from <https://www.jamovi.org>.
- [15] Kusy RP, Whitley JQ. Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots. I. The dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1990 Oct;98(4):300-12. doi: 10.1016/S0889-5406(05)81487-8. Erratum in: *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993 Oct;104(4):26. PMID: 2220691.
- [16] Moesi B, Dyer F, Benson PE. Roth versus MBT: does bracket prescription have an effect on the subjective outcome of pre-adjusted edgewise treatment? *Eur J Orthod*. 2013 Apr;35(2):236-43. doi: 10.1093/ejo/cjr126. Epub 2011 Nov 2. PMID: 22051535.
- [17] Krey K-F, Darkazanly N, Kühnert R, Ruge S. 3D-printed orthodontic brackets - proof of concept. *Int J Comput Dent*. 2016;19(4):351-62. PubMed PMID: 28008431
- [18] Panayi NC, Tsolakis AI. In-house computer-aided design and 3-dimensional printing of customized orthodontic brackets using hybrid ceramic resin: Is it the time for the orthodontist to take over? *AJO-DO Clin Companion*. 2021 Jul;1(3):187–93. doi: 10.1016/J.XAOR.2021.07.001.
- [19] Yang L, Yin G, Liao X *et al*. A novel customized ceramic bracket for esthetic orthodontics: in vitro study. *Prog Orthod*. **20**, 39 (2019). <https://doi.org/10.1186/s40510-019-0292-y>
- [20] Grauer D, Wiechmann D, Heymann GC, Swift EJ. Computer-aided design/computer-aided manufacturing technology in customized orthodontic appliances. *J Esthet Restor Dent*. 2012 Feb;24(1):3-9. doi: 10.1111/j.1708-8240.2011.00500.x. PubMed PMID: 22296689.

INTRODUCTION

In 1899, Angle first described the importance of the position of the maxillary first permanent molar in diagnosing and planning orthodontic treatment. Thus, the upper first molar was considered the “key to occlusion” due to its stable anatomical position in relation to the base of the skull, and its normal position would be with the mesiobuccal cusp occluding in the buccal groove of the lower first molar. ¹

Andrews reported that, to achieve the six keys to normal dental occlusion, there must be an ideal relationship between the dental arches, points of contact between the teeth of the maxillary and mandibular arches, good individual positioning of the teeth in terms of their inclination and angulation, absence of tooth rotation and the correct curve of Spee. ²

Liu and Melsen described the occurrence of mesial rotation of the molars in 85% of individuals with first division Class II malocclusion.³ In a study on extreme mesial rotation of the maxillary first permanent molar, Ten Hoeve observed that the rotated molar increases the perimeter of the dental arch, due to its oblique diameter being greater than its mesio-distal diameter and, when orthodontically corrected, this maximum molar rotation (approximately 30 degrees) leads to a maximum gain of approximately 2.5 mm in the arch space.⁴

Quinzi et al., in a study on the relationship between rotation of the upper first molar and anterior crowding, evaluated 349 individuals aged 6 to 35 years, through intraoral scanning, 180 individuals with permanent dentition and 169 with mixed dentition. The authors' conclusions were as follows: 1) there was an association between mesiopalatal rotation of the upper first molar and anterior dental crowding in the permanent dentition, 2) mesiorotation of the upper first molar in individuals with mixed dentition should be considered as a greater risk of having teeth crowding when they reach the permanent dentition and 3) an association between rotation of the upper first molar and class II malocclusion in individuals with mixed dentition appeared to be confirmed.⁵

In the 1970s, Andrews developed the first straight wire device. Andrews brackets had specific first, second, and third order prescriptions for each tooth; this increased the consistency of results and improved treatment efficiency. Many straight arch bracket prescriptions are currently available, all with the common goal of reducing

the alignment and finishing stages of orthodontic treatment by minimizing the amount of bending in the arch.⁶

Orthodontics has experienced important advances that have definitely changed its direction. However, the greatest progress in the entire history of this specialty is occurring at this very moment. The phenomenon, which occurs globally, has inevitably and irreversibly introduced dentists to the digital world. Artificial intelligence (supported by algorithms that can be reversed in decision-making supported by a database) can be considered as the great ally of dentists.⁷

Customized brackets, with patient-specific torque, machine-milled indirect bonding guides, and robotically generated archwires are among the recent CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing) advances in achieving a true straight wire device. . The general objective of incorporating CAD/CAM technology in orthodontics can be defined as: “improving reproducibility, efficiency and quality of orthodontic treatment”.⁸

According to Shannon and Groth, LigthForce Orthodontics was the first company to use LCM printing technology (CeraFab 7500, Lithalox 350 alumina suspension) to manufacture brackets. These authors also stated that three-dimensional (3D) printing has revolutionized the world of orthodontic manufacturing, with orthodontists no longer tied to the limited specifications of traditional orthodontic manufacturing companies and now having a wide variety of customization options for their patients.⁹

Considering that different malocclusions and their treatments can influence the quality of life related to patients' oral health, advances in orthodontic treatments regarding the rotational control of molar teeth are very necessary.¹⁰

The objective of this research was to evaluate the intensity of correction of the mesial rotation of the upper first molar, using two orthodontic tubes, 3D printed prototype ceramic tubes and metallic tubes widely used on the world market.

MATERIAL AND METHODS

Orthodontic tubes were divided into 4 groups to be tested, representing combinations of different orthodontic tubes and bonding positions on the teeth:

Group 1: ceramic tube printed with a LightForce System 3D printer (LightForce, Burlington, Massachusetts, USA) glued in the central position;

Group 2: ceramic tube printed on a LightForce System 3D printer (LightForce, Burlington, Massachusetts, USA) glued in the distal position (2mm);

Group 3: simple metallic tube with Viper hook (G&H Orthodontics, Franklin, Indiana, USA) glued in the central position;

Group 4: simple metallic tube with Viper hook (G&H Orthodontics, Franklin, Indiana, USA) glued in the distal position (2mm).

*The sample calculation was carried out using German software G*power (<https://g-power.apponic.com/>), whose license is free. Based on a pilot test, where $n = 10$ was used, the sample calculation was carried out, and the minimum sample size defined for this study was 29 samples for each group.^{11,12} This sample size was obtained based on the following information:*

- 1) Independent variable: Correction pulses*
- 2) Dependent variable: Ceramic tube and Metal tube*
- 3) Error α : 5%*
- 4) β error: 20%*
- 5) Information about groups: Unpaired*
- 6) Significance analysis: Two-tailed*
- 7) Smallest minimum detectable difference: 0.75*

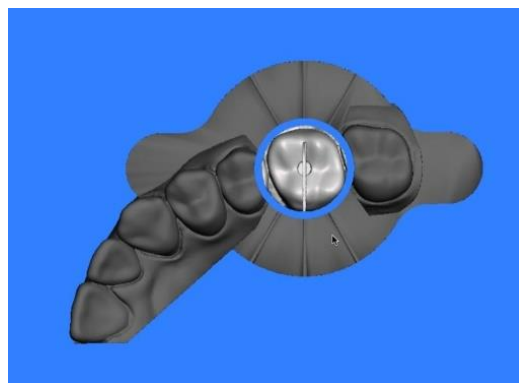
In this way, based on the n obtained and the sample considered, it was possible to carry out the study to verify whether there is a significant difference between the groups.

To carry out the test, 120 tests were carried out, a total of 4 groups with 30 tests for each group, with all tests referring to the tube positioned in the upper left molar with a slot size of 0.022" x 0.028" inches.

The LightForce System prototype ceramic tubes were custom manufactured with polycrystalline ceramic, with a 0.022" x 0.028" inch slot, regular mesio-distal length (4 mm). The metallic tubes used were "Stock" metallic tubes with parameters of torque, in/out and angulation of the MBT prescription (McLaughlin, Bennett and Trevisi), which has incorporated into it a prescription of 14° of torque, 10° of offset and a mesio-distal length of 4.2 mm.

To perform the tests, upper left hemiarchs containing teeth from the upper central incisor to the upper left second molar were obtained using an STL (Standard Triangle Language) file by scanning a mannequin with normal occlusion. Then, the file was manipulated in the American Autodesk Meshmixer software, which is free to license, for appropriate modeling for this research (Figure 1). Thus, the mannequins (typodonts) used in this work were generated and printed by the 3D digital printer WD3 Print – LCD - 3D printer based on SLA (stereolithography).

Figure 1 - Top view



Source: Elaborated by the author

The following accessories were used in each of the 4 typodonts: central incisor brackets, lateral incisor brackets, canine brackets, first premolar, second premolar, second molar tube, in addition to the upper left first molar tubes referring to the Groups. The components (brackets, tubes and indirect bonding trays) and typodonts were custom produced and supplied on demand by LightForce System (LightForce, Burlington, Massachusetts, USA), except for the metal tubes.

The orthodontic tubes and brackets of all groups were fixed by indirect bonding, using indirect bonding trays with instant adhesive based on cyanoacrylate ester Loctite Super Bonder Power Flex Gel Control (Henkel Ltda) on the buccal surface of the resin teeth of the typodonts.

Were used 120 heat-activated nickel-titanium archwires with square geometry and thickness 0.016" x 0.016" inches (GC Orthodontics, Alsip, Illinois, USA), which were replaced after each test. In pilot tests, greater differences were found between the groups tested with archwires with a thickness of 0.016" x 0.016" inches, therefore, these were selected for the development of the research. Transparent Alastik Easy-to-

tie™ elastomeric ligatures (3M Unitek, Monrovia, CA, USA) measuring 1.2 mm in diameter were used as a method of connecting the wire to the bracket.

During the tests, the temperature was controlled between 36.5 and 37.5 °C using an appropriate 60 watt incandescent lamp and a thermostat with temperature regulator.

To evaluate the efficiency of orthodontic tubes in correcting the rotation of the upper first molar, it was necessary to use an electronic simulator, with the aim of standardizing the tests for all samples researched. The simulator used in the research was designed by an orthodontist and researcher, Dr. Celestino Nóbrega, previously validated in Pinheiro's study.¹³ The experiments were carried out in the Digital Flow laboratory of Ortogeo – Center for Orthodontic Studies, in São José dos Campos, state from São Paulo, Brazil.

Controlled Friction Magnetic Electronic Unit

A Controlled Friction Generating Magnetic Electronic Unit was used whose circuit power is supplied by alternating current of 110 volts or 220 volts that passes through a stabilizing and adjustable energy source, integrated with a digital display to read the current and voltage, imposed to the system.

The Magnetic Controlled Friction Generating Electronic Unit is linked to a digital timer, which records the time elapsed from the beginning to the end of the encoder shaft rotation. The unit is connected to an encoder that functions as a movement sensor for the central axis and the stability and leveling of this axis is guaranteed by the support of two self-centering ball bearings. The central axis is subject to three control possibilities: free, controlled friction level and total locking brake. In line with this unit there is a digital “counter” that indicates the number of revolutions of the axis. At the front of the Unit, there are two fixed side axles and a mobile central one. The typodont was installed on the lateral axes and the molar 'jig' was installed on the central axis, which thus represented an orthodontic system (Figure 2).

Figure 2 - Buccal view of the digital model and the typodont installed in the Electronic Unit



Source: Elaborated by the author

Inside the machine, in addition to the electrical-electronic circuit, there is an incremental encoder of 2000 pulses and a solenoid. The encoder is an electromechanical device that counts or reproduces electrical pulses from the rotational movement of its axis. Such devices are electromechanical, used to convert rotary movements or linear displacements into square wave electrical impulses, which generate an exact number of impulses per revolution in a perfect distribution of the pulses along the 360 degrees of the axis rotation. The electronic-magnetic field is responsible for the brake and friction of the central axis of the machine (Figure 3).

Figure 3 - Front view of the Electronic Magnetic Controlled Friction Generating Unit



Source: Elaborated by the author

Evaluation of Rotation Correction Movement.

At the beginning of the experiment, four typodonts received an assembly by indirect bonding of LightForce prototyped ceramic brackets and tubes on teeth 21, 22, 23, 24, 25 and 27, in addition to the assembly of tooth 26 with the respective tubes and

positions of each group. This assembly was assisted by indirect bonding trays made by LightForce System (LightForce, Burlington, Massachusetts, USA), exclusively for this assembly (Figure 4).

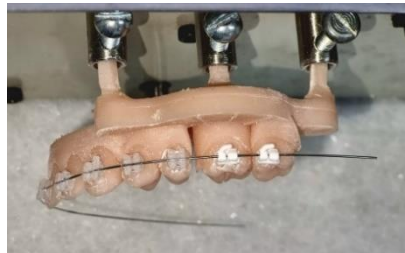
Figure 4 - Side view typodont



Source: Elaborated by the author

Subsequently, a 0.016" x 0.016" thermoactivated nickel-titanium archwire was inserted and tied with elastomeric alloys on the typodonts. In each test, the archwires with similar dimensions were exchanged in each typodont. The prepared typodonts were fixed to the phantom axes. (Figure 5).

Figure 5 - Typodont buccal view Group 1



Source: Elaborated by the author

We emphasize that the assembly and adjustment of the central axis allowed the bracket and tube slots to be leveled, avoiding an increase in arch-bracket friction. In Figure 6, we can see respectively Groups 1, 2, 3 and 4, properly installed in the unit and ready to be tested.

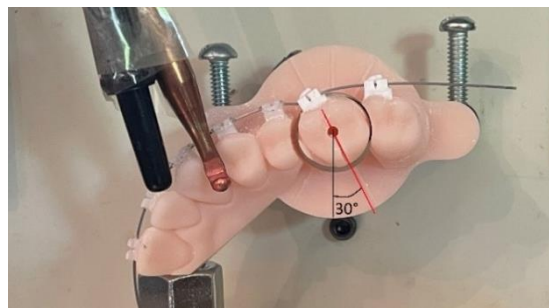
Figure 6 - Occlusal view of the 4 tested groups



Source: *Elaborated by the author*

After fixing each typodont, one for each group, an activation equivalent to a mesial rotation of 30 degrees was performed on the First Molar (central axis) (Figure 7), which generated a count of 167 pulses in the simulator. Then the electronic brake was activated, and the counter was reset again.

Figure 7 – Top View with activated molar Group 1



Source: *Elaborated by the author*

The countdown timer was set at 180 seconds and released simultaneously with the electronic brake to start evaluating the tubes in the correction of this 30 degree rotation. After 180 seconds, with the timer reset, the electronic brake was activated to restart the test with another 180 seconds. After the end of the 2 cycles of 180 seconds, totaling 360 seconds, the brake was applied again, and the number of pulses was recorded (Figure 8).

Figure 8 - Demonstration of rotation correction



Source: *Elaborated by the author*

Among the parameters to be adjusted in the Electronic Magnetic Controlled Friction Generating Unit is precisely the level of controlled friction, which was adjusted to 1.0 volts for all tests after the pilot test.

Statistical Analysis

To assess whether there was a significant statistical difference between the values obtained in the tests with the prototyped ceramic tube and the metallic tube, in the Central position and Distal position, a normality test for the data was performed to define the hypothesis test. To evaluate whether the variances differ significantly, Levene was used (Jamovi Project 2021).¹⁴ The Shapiro-Wilk test was applied to evaluate the normal distribution of the results obtained in the tested groups. If the data presented a normal distribution, the Student's *T* test was applied. In the absence of normal distribution, the Mann-Whitney test was used to evaluate the significant difference in the results obtained between the groups. The significance level adopted was equal to 0.05.

RESULTS

Table 1 shows the result of the number of correction pulses obtained in each tested group.

Table 1 - Number of correction pulses recorded for each group tested in 30 tests.

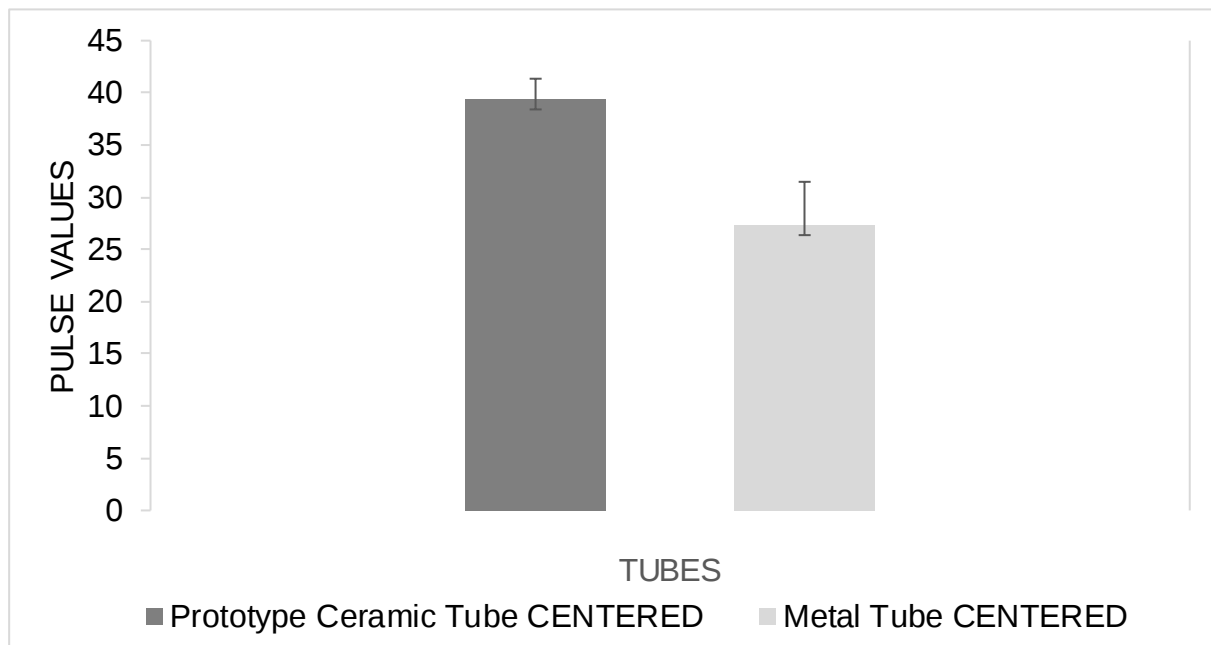
Test number	Prototyped Ceramic Tube CENTRAL Group 1	Metal Tube CENTRAL Group 3	Prototyped Ceramic Tube DISTAL Group 2	Metal tube DISTAL Group 4

1	40	20	37	20
2	42	27	50	15
3	42	24	38	19
4	41	20	36	18
5	39	31	35	22
6	38	32	42	14
7	35	29	33	16
8	41	34	36	20
9	40	28	34	16
10	38	23	34	21
11	39	31	41	14
12	41	30	38	13
13	40	25	37	17
14	39	27	39	19
15	37	31	43	23
16	42	22	41	21
17	38	29	37	17
18	41	24	36	16
19	40	31	40	20
20	40	34	39	19
21	38	22	37	17
22	37	28	37	17
23	39	31	41	21
24	41	30	42	22
25	38	26	34	14
26	41	29	39	19
27	43	32	36	16
28	37	24	37	17
29	36	21	41	21
30	40	26	40	20

Source: Elaborated by the author

The choice of test to evaluate the difference between the data was based on the distribution of the data. Considering the Shapiro-Wilk test, it was possible to evaluate the normality of groups 1 and 3 (central position), which was obtained at $p < 0.05$. In the Central position, the average correction pulses for the prototyped ceramic tubes were equal to 39.41 pulses compared to 27.37 pulses for the metallic tubes. In this situation, the Student's T test ($p < 0.05$) was used, and it was found that the data obtained with the prototyped ceramic tube and the metallic tube have a statistically significant difference (Figure 09).

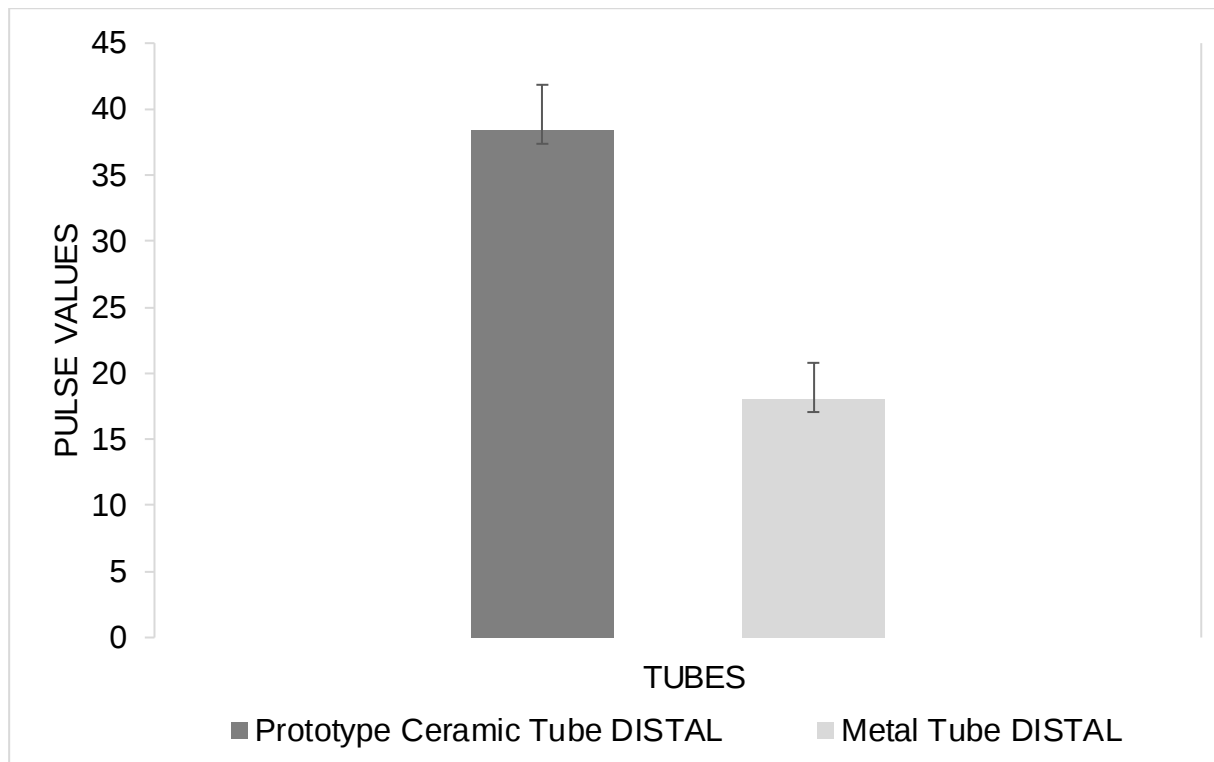
Figure 09 – Average of rotation correction pulses, with the tubes positioned in the Central position.



Source: Elaborated by the author

Regarding the results obtained in Group 2 (prototyped ceramic tube) and Group 4 (metallic tube), in the distal position, the Shapiro-Wilk test indicated that the data recorded for prototyped ceramic tubes do not have a distribution close to normal ($p=0.018$). Through $p=0.298$ obtained for the metal tube group, the Shapiro-Wilk test demonstrates normal distribution. Therefore, being one of the groups without a normal distribution for two unpaired groups, the Mann-Whitney test was used to evaluate the significant difference between the two groups. According to the Mann-Whitney test, data from the prototyped ceramic tube group and the metallic tube group have a significant difference in the distal position ($p<0.05$). In the distal position, the ceramic tube reached an average of 38.38 pulses compared to 18.07 pulses for the metallic tubes. The intensity of correction of upper molar rotation was shown to be superior with the use of prototyped ceramic tubes, obtaining a greater number of correction pulses in relation to metallic brackets. This greater intensity can be observed in both situations, centered tube and distal tube. The correction pulse averages, in the distal position, are illustrated in Figure 10.

Figure 10– Average of rotation correction pulses, with the tubes positioned in the Distal position.



Source: Elaborated by the author

DISCUSSION

The prototyped ceramic tubes proved to be superior to the metallic tubes in terms of the intensity of correction of the mesial rotation of the upper first molar, in the two positions in which they were tested, this difference being more significant in the distalized position, which commonly occurs in daily clinical practice, requiring the professional to re-glue the tube after starting the correction.

The methodology used in this study sought to standardize the tests as much as possible, minimizing any external influence that could alter the ability to correct molar rotation such as temperature, friction, leveling, method of tying the other accessories and mesio-distal distance of the tubes.

As in the literature, to date, no methodology has been found that matches the one adopted in this study, a pilot test was carried out to decide on some parameters of the methodology such as: arch size and composition; friction level controlled in the Electronic Simulator; tie (elastic or metallic); test duration and tube position in Groups

2 and 4. Such decisions were based on this pilot test, testing situations in which molar rotation correction would occur, in a magnitude that could be compared and reproduced for the other tested groups. Another factor to be considered was simulating the daily routine of a clinic in the United States, which preferably uses MBT prescription brackets, elastic ties and heat-activated nickel-titanium wires in the alignment phase.

The specimen was scanned from a perfect occlusion, thus having the condition of a perfect correction for all groups, with no differences in in/out, leveling and rotation (this controlled by the simulator) between the groups, providing conditions for correction equal to everyone.

Metallic tubes showed a better test start, confirming studies that demonstrate lower friction between the wire and metallic accessories.¹⁵

However, in the present study, in the second half of the test, while the metallic tube groups maintained their pulse values stable, the prototype ceramic tube groups continued the correction until the end of the test.

The “stock” metal tubes used in this study were the MBT prescription tubes, chosen because this prescription is the most used in the world. The upper first molar in this prescription has a 10-degree rotation to correct the mesial rotation of the upper first molar. The MBT prescription was introduced in 1997 and quickly established itself as one of the most popular bracket prescriptions on the market. The main differences between MBT prescription and other bracket prescriptions are: 1) increased palatal root torque of the upper central incisor (Andrews: 7 degrees, Roth: 12 degrees and MBT: 17 degrees); 2) increased palatal torque of the upper lateral incisor root (Andrews: 3 degrees, Roth: 8 degrees and MBT: 10 degrees); 3) decreased lingual root torque of the lower incisors (Andrews: -1 degrees, Roth: -1 degrees and MBT: -6 degrees) and 4) decreased angulation of the upper canines (Andrews: 11 degrees, Roth: 13 degrees and MBT: 8 degrees).¹⁶

The prototyped brackets allow bonding to be carried out in the most favorable position, avoiding collisions with opposing and neighboring teeth, thus avoiding the need to change the position of the accessory, after correcting the rotation of the tooth. The set of prototyped brackets plus the indirect bonding trays avoid positioning errors and allow a better adaptation of the bracket base to the tooth surface.^{17,18,19} Although this type of system requires more planning time to position the accessories in the virtual planning, results are more predictable. Additionally, this system is already widely used

in orthodontic aligners, being considered a promising strategy for higher quality orthodontic treatment, and achieving better results.²⁰

In the second situation (distal position), where the tubes were positioned 2 mm distally, a situation that can occur in day-to-day clinical practice, the largest statistically significant difference was found between the values obtained for the tubes, and this difference was related to the changing the shape of the prototyped tube for this situation. This result highlights the advantage of using prototyped systems to ensure more efficient orthodontic treatment.

In the groups in the central position, where the prototyped ceramic tube showed better efficiency over the metallic tube, it is important to highlight that perfect adaptation of the base, adequate design of the part and production quality of this ceramic tube were also factors that contribute to the correction of the rotation of the molar. The difference between the tubes in the central position was not expected, as the metallic tube has a prescription (MBT) incorporated into it, which should make it much closer to the prototype tube, as it is developed as a “customization” of the average tube. individuals. At first of the test, Group 3 (centered metallic tube) presented a greater mesial wire deflection than Group 1 (centered prototype ceramic tube), providing a higher initial activation.

The present work simulated routine procedures in the orthodontic clinical situation; however, it is still difficult to extrapolate results directly from in-vitro to in-vivo situations. These results provide useful information in the field of orthodontics, however further studies are needed to confirm the results.

CONCLUSION

The prototyped ceramic tubes obtained a greater intensity of correction of the rotation of the upper molar than the metallic tubes, with the differences being statistically significant, through the methodology adopted in the present research, in all situations evaluated (centered tube and distal tube).

3 CONSIDERAÇÕES GERAIS

Esta pesquisa colabora com a afirmação de outros estudos, que a utilização de aparelhos fixos personalizados nos tratamentos ortodônticos, tem demonstrado resultados muito favoráveis, aumentando bastante a previsibilidade e sucesso do tratamento ortodôntico.

Esta tecnologia que envolve o diagnóstico, planejamento e produção do aparelho ortodôntico customizado se torna cada dia mais comum nas clínicas ortodônticas, e tem como objetivo: a melhora na reprodutibilidade, eficiência e qualidade do tratamento ortodôntico, com redução significativa do tempo total do tratamento, redução do tempo de cadeira e melhor conforto aos pacientes.

Entretanto este é apenas o início desta nova Era chamada Ortodontia Digital, sendo necessário ainda muitas pesquisas para o constante aprimoramento destas tecnologias.

REFERÊNCIAS

- Al Mortadi N, Eggbeer D, Lewis J, Williams RJ. CAD/CAM applications in the manufacture of dental appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;142:727-33.
- Alford TJ, Roberts WE, Hartsfield JK, Eckert GJ, Snyder RJ. Clinical outcomes for patients finished with the SureSmile™ method compared with conventional fixed orthodontic therapy. *Angle Orthod*. 2011;81: 383–8.
- Andreiotelli M, Kamposiora P, Papavasiliou G. Digital data management for CAD/CAM technology. An update of current systems. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2013 Mar;21(1):9-15. PMID: 23682504.
- Andrews LF. The six keys to normal occlusion. *Am J Orthod*. 1972 Sep;62(3):296-309. doi: 10.1016/s0002-9416(72)90268-0. PMID: 4505873.
- Andrews L. Straight wire, the concept and appliance. San Diego, Calif: L. A. Wells; 1989.
- Bauer JC, Brown WT. The digital transformation of oral health care - Teledentistry and electronic commerce. *J Am Dent Assoc*. 2001;132:204–9.
- Bayazit N. Investigating design: a review of forty years of design research. *Des Issues* 2004; 20(1):16–29. doi: <https://doi.org/10.1162/074793604772933739>
- Braun S, Kusnoto B, Evans CA. The effect of maxillary first molar derotation on arch length. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997 Nov;112(5):538-44.
- Brown MW, Koroluk L, Ko CC, Zhang K, Chen M, Nguyen T. Effectiveness and efficiency of a CAD/CAM orthodontic bracket system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2015 Dec;148(6):1067-74. doi: 10.1016/j.ajodo.2015.07.029. PMID: 26672713.
- Cetlin NM, Ten Hoeve A. Nonextraction treatment. *J Clin Orthod*. 1983 Jun;17(6):396-413. PMID: 6577023.
- Cunha TMAD, Barbosa IDS, Palma KK. Orthodontic digital workflow: devices and clinical applications. *Dental Press J Orthod*. 2021 Dec 15;26(6):e21spe6. doi: 10.1590/2177-6709.26.6.e21spe6. PMID: 34932716; PMCID: PMC8690351.
- Dahlquist A, Gebauer U, Ingervall B. The effect of a transpalatal arch for the correction of first molar rotation. *Eur J Orthod*. 1996 Jun;18(3):257-67.
- Dale JG. Interceptive guidance of occlusion with emphasis on diagnosis. In: Graber TM, editor. *Orthodontics: current principles and techniques*. 2.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1996. p. 264-346.

Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J*. 2015;219: 521–9.

De Vos W, Casselman J, Swennen GRJ. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Max Surg*. 2009;38: 609–25.

Fujiyama K, Honjo T, Suzuki M, Matsuoka S, Deguchi T. Analysis of pain level in cases treated with Invisalign aligner: comparison with fixed edgewise appliance therapy. *Prog Orthod*. 2014;15: 1–7.

Galante R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. *Dent Mater*. 2019 Jun;35(6):825-846. doi: 10.1016/j.dental.2019.02.026. Epub 2019 Apr 2. Erratum in: *Dent Mater*. 2023 Sep;39(9):860. PMID: 30948230.

Guerino P. Impacto do tratamento ortodôntico e da sua necessidade na qualidade de vida relacionada à saúde bucal em adolescentes [tese]. Santa Maria (RS): Universidade Federal de Santa Maria, Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas; 2020.

Hilgert, LA, Calazans A, Baratieri LN. Restaurações CAD/CAM: o sistema CEREC 3 system. *Clín Int J Braz Dent*. 2005;1(3):198-209.

Junqueira MHZ, Valle-Corotti KM, Garib DG, Vieira RB, Ferreira FV. Análise da posição rotacional do primeiro molar permanente superior na má oclusão de Classe II Divisão 1. *Dental Press J Orthod* [Internet]. 2011Jan;16(Dental Press J. Orthod., 2011 16(1)). Available from: <https://doi.org/10.1590/S2176-94512011000100014>

Karamouzios A, Athanasiou AE, Apadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997;112(1):34-40.

Kukiattrakoon B, Samruajbenjakul B. Shear bond strength of ceramic brackets with various base designs bonded to aluminous and fluorapatite ceramics. *Eur J Orthod*. 2010;32: 87–93.

Lee YK. Colour and translucency of tooth-coloured orthodontic brackets. *Eur J Orthod*. 2008;30:205–10.

Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009;28: 44-56.

Müller-Hartwich R, Jost-Brinkmann P, Schubert K. Precision of implementing virtual setups for orthodontic treatment using CAD/CAM-fabricated custom archwires. *J Orofa Orthop*. 2016; 77:1–8.

Nóbrega C. Odontologia 4.0: a grande virada da Ortodontia. Ortodontia SPO. [Internet]. 2021 Jun 05. [cited 2023 Apr 13]. Available from: <https://ortodontiaspo.com.br/odontologia-4-0-a-grande-virada-da-ortodontia/>

Ricketts RM. Occlusion - the medium of dentistry. *J Prosthet Dent*. 1969;21(1):39-60.

LightForce Ortho [Internet]. Burlington (MA): LIGHTFORCE [cited 2022 Mar 15]. Available from: www.lf.co/sp/about-us

Slater RD. Speech and discomfort during lingual orthodontic treatment. *J Orthod*. 2014;40: 34–7.

Stamm T, Hohoff A, Ehmer U. A subjective comparison of two lingual bracket systems. *Eur J Orthod*. 2005;27: 420–6.

van der Zande MM, Gorter RC, Wismeijer D. Dental practitioners and a digital future: an initial exploration of barriers and incentives to adopting digital technologies. *Br Dent J*. 2013 Dec;215(11):E21. doi: 10.1038/sj.bdj.2013.1146. PMID: 24309814.

Walton DK, Fields HW, Johnston WM, Rosenstiel SF, Firestone AR, Christensen JC. Orthodontic appliance preferences of children and adolescents. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2010;138: 691–8.

Weber NDJ, Koroluk LD, Phillips C, Nguyen T, Proffit WR. Clinical effectiveness and efficiency of customized vs. conventional preadjusted bracket systems. *J Clin Orthod*. 2013;47: 261.

Wiechmann D. A new bracket system for lingual orthodontic treatment part 2: first clinical experiences and further development. *J Orofa Orthop*. 2003; 64:372–88.

Yang L, Yin G, Liao X, Yin X, Ye N. A novel customized ceramic bracket for esthetic orthodontics: in vitro study. *Prog Orthod*. 2019 Oct 14;20(1):39. doi: 10.1186/s40510-019-0292-y. PMID: 31608421; PMCID: PMC6790353.

APÊNDICE A – Análise Estatística

Tabelas com os testes estatísticos

Teste de Shapiro-Wilk

								Shapiro-Wilk	
Tubos		Média	SE	Mediana	SD	Mínimo	Máximo	W	p
Pulsos de correção	Cerâmico	39.4	0.355	40.0	1.94	35	43	0.966	0.425
	Metálico	27.4	0.750	28.0	4.11	20	34	0.951	0.181

Fonte: Elaborado pelo autor

Teste de Variância de Homogeneidade (Levene)

	F	df	df2	p
Pulsos de Correção	19.2	1	58	< .001

Nota. Um valor de p baixo sugere uma violação da suposição de variâncias iguais

Fonte: Elaborado pelo autor

Teste T para Amostras Independentes

		p
Pulsos de Correção	T de student	< .001

Fonte: Elaborado pelo autor

Teste de Shapiro-Wilk

							Shapiro-Wilk	
							W	p
Pulsos de correção	Cerâmico	38.3	37.5	3.47	33	50	0.913	0.018
	Metálico	18.1	18.5	2.73	13	23	0.959	0.298

Fonte: Elaborado pelo autor

Teste T para Amostras independentes (Mann-Whitney)

		p
Pulsos de correção	Mann-Whitney	< .001

Fonte: Elaborado pelo autor

ANEXO A – Comprovante de artigo publicado

Article submission received

editorial@f1000research.com

17 de out. de 2023, 21:11 (há 17 horas)

Dear Eduardo Paes Leme

Thank you for submitting your manuscript:

*Tubos cerâmicos impressos em 3D – controle rotacional do primeiro molar superior.
Teixeira EPL et al.*

Funders: no grant funding was stated during submission.

Article Processing Charges (APCs) on F1000Research are based on article type. Charges are payable once the article has been accepted for publication. A full explanation of the price transparency breakdown for the article type categories is available [here](#).