ANA CAROLINA CARNEIRO DE FREITAS

**Forças, momentos e coeficiente de atrito em teste de três pontos e
em teste de resistência ao deslizamento com braquetes autoligáveis
e fios 0.014'' utilizando um novo dispositivo**

São Paulo

2016

ANA CAROLINA CARNEIRO DE FREITAS

Forças, momentos e coeficiente de atrito em teste de três pontos e em teste de resistência ao deslizamento com braquetes autoligáveis e fios 0.014” utilizando um novo dispositivo

Versão Corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Doutor, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Biomateriais e Biologia Oral

Orientador: Prof. Dr. Rafael Yagüe Ballester

Co-orientador: Prof. Dr. Raul Gonzalez Lima

São Paulo

2016

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo da Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Freitas, Ana Carolina Carneiro de.

Forças, momentos e coeficiente de atrito em teste de três pontos e em teste de resistência ao deslizamento com braquetes autoligáveis e fios 0.014" utilizando um novo dispositivo / Ana Carolina Carneiro de Freitas; orientador Rafael Yagüe Ballester; coorientador Raul Gonzalez Lima. -- São Paulo, 2016.

241p. : fig., tab., graf. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Biomateriais e Biologia Oral. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão Corrigida.

1. Realização de testes. 2. Coeficiente de atrito. 3. Mensuração de forças e momentos. 4. Braquetes. 5. Fios ortodônticos I. Ballester, Rafael Yagüe. II. Lima, Raul Gonzalez. III. Título.

Freitas ACC. Forças, momentos e coeficiente de atrito em teste de três pontos e em teste de resistência ao deslizamento com braquetes autoligáveis e fios 0.014” utilizando um novo dispositivo. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Aprovado em: / /2016

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por acreditar que nossa existência pressupõe outra infinitamente superior.

Ao meu orientador Prof. Dr. Rafael Yagüe Ballester pelo apoio ao desenvolvimento desta tese e pelos ensinamentos que contribuíram de forma incomensurável ao logo destes mais de 3 anos de pesquisa. Meu muito obrigada em dividir sempre de forma tão generosa o seu saber.

Ao meu co-orientador Prof. Dr. Raul Gonzalez Lima pela amizade, pelos conselhos sábios e, principalmente, pela paciência em encaminhar uma dentista no complexo mundo da Engenharia, sempre com competência e educação ímpares. Obrigada por me mostrar um norte nos momentos cruciais, pelo apoio e ensinamentos constantes.

Aos demais professores da Pós-graduação do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral da Faculdade de Odontologia da USP e aos professores da Faculdade de Engenharia da USP (POLI). Obrigada por todos os ensinamentos!

Aos professores do Departamento de Ortodontia da Faculdade de Odontologia da USP, em especial ao Prof. Dr. Jorge Abrão, que foi meu pai da Ortodontia e me orientou durante a Especialização em Ortodontia na Fundect-USP. Obrigada pela amizade, pelo apoio e incentivos constantes!

À minha mãe Ana Maria por todo o seu amor e apoio incondicionais em todos os dias da minha vida. Uma vida inteira não será suficiente para agradecê-la. Você é um presente de Deus! Meu amor infinito e eterno!

Ao meu irmão Paulo Felipe, amigo de todas as horas, que nos momentos mais difíceis de minha vida está sempre ao meu lado, me apoiando e me fazendo sorrir! Sou muito abençoada em tê-lo como irmão! Na trajetória da vida, mamãe é minha orientadora e você meu co-orientador! Amo-te ao infinito e além!

Aos funcionários do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral, em especial ao Antônio, que com sua paciência de monje budista me ajudou na difícil tarefa de confeccionar o dispositivo. Obrigada pela ajuda, paciência e amizade!

À querida Rosinha, que desde a época da graduação, é amiga para todas as horas, uma grande incentivadora e conselheira. À Dona Fran pela positividade, momentos de descontração e pelos cafés advindos do seu “Fran’s café”. À Eli pelos momentos de descontração e pela amizade.

Aos meus amigos da Graduação e da Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da USP e da Especialização em Ortodontia da Fundecto-USP. Com o apoio, compreensão e amizade de vocês, essa caminhada se tornou muito mais leve e possível!

Aos meus amigos pós-graduandos da Poli. Obrigada por me receber tão bem, por toda ajuda e amizade! Admiro a inteligência e o esforço de todos vocês!

Às minhas amigas Natália e Raquel pela amizade, momentos de descontração e pelo ombro amigo nos momentos difíceis.

Aos meus vizinhos-amigos Alberto e Dominique, pelos preciosos conselhos, amizade e apoio constantes!

À todos os funcionários da Faculdade de Odontologia da USP, em especial à Glauci e à Alessandra, por toda ajuda e apoio!

À todos os funcionários da Fundecto-USP, pelo apoio e amizade!

Aos meus pacientes-amigos por toda compreensão e incentivos! Obrigada por me apoiarem na minha busca constante por conhecimento. Vocês são a razão pela qual procuro sempre me aprimorar.

À Capes, pelo apoio financeiro.

*“Após subir uma grande montanha, descobrimos que há muitas outras
montanhas para se transpor.”*

Nelson Mandela

RESUMO

Freitas ACC. Forças, momentos e coeficiente de atrito em teste de três pontos e em teste de resistência ao deslizamento com braquetes autoligáveis e fios 0.014" utilizando um novo dispositivo [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Versão Corrigida.

O objetivo principal do estudo é comparar o teste em 3 pontos com braquetes com o teste de resistência ao deslizamento utilizando um novo dispositivo que realiza a mensuração simultânea do coeficiente de atrito, das forças e dos momentos nos braquetes de ancoragem e da força de desativação no braquete desalinhado, exercidos por fios ortodônticos. Os objetivos secundários foram desenvolver o dispositivo e comparar, no teste em 3 pontos: (i) a influência, nas grandezas e no coeficiente de atrito cinético, da variação da simetria nas distâncias inter-braquetes, do tipo de braquete de ancoragem (canino ou 2º pré-molar), do deslocamento (3 ou 5mm) do braquete central, do sentido do desalinhamento (vestibular ou lingual) do braquete central e da marca de fio-braquete; (ii) as 3 formas de cálculo do coeficiente de atrito cinético; (iii) os 10 ciclos, para vestibular ou lingual, para verificar se eles são semelhantes ou não entre si. Foram utilizados braquetes autoligáveis (dentes 13, 14 e 15) e fios 0.014" NiTi e CuNiTi das marcas Aditek e Ormco. O teste de resistência ao deslizamento foi realizado no desalinhamento lingual, nos dois deslocamentos e na configuração simétrica. O teste em 3 pontos com braquetes foi realizado no desalinhamento lingual e vestibular, nos dois deslocamentos e na configuração simétrica e assimétrica. Por meio da ANOVA, foram comparados, entre os dois tipos de teste: (A) as grandezas e o coeficiente de atrito e (B) o coeficiente de atrito gerado apenas no braquete de 2º pré-molar. Utilizando-se do mesmo teste estatístico foram comparados, no teste em 3 pontos com braquetes: (A) na configuração simétrica, algumas grandezas e o coeficiente de atrito advindos da variação da marca de fio-braquete, do deslocamento, do desalinhamento e do tipo de braquete; (B) algumas grandezas e o coeficiente de atrito gerados na configuração simétrica e assimétrica; (C) os valores das 3 formas de cálculo do coeficiente de atrito na configuração simétrica; e (D) algumas grandezas e o coeficiente de atrito encontrados nos 10 ciclos. Resultados: (A) a maioria dos valores das grandezas e do coeficiente de atrito gerados

pelos dois tipos de teste foram diferentes estatisticamente; (B) o braquete de 2º pré-molar apresentou valores de coeficiente de atrito diferentes entre os dois tipos de teste; (C) na configuração simétrica, as variáveis foram estatisticamente significantes na maioria dos casos para as grandezas analisadas e para o coeficiente de atrito; (D) houve diferença entre a configuração simétrica e assimétrica; (E) o coeficiente de atrito baseado nas duas normais e na força de atrito se aproximou mais da realidade clínica e foi sensível à variação da geometria da relação fio-braquete; e (F) os 10 ciclos para lingual foram semelhantes entre si em 70% dos casos e os 10 ciclos para vestibular foram diferentes em 57% dos casos. Conclusões: o teste em 3 pontos com braquetes é diferente do teste de resistência ao deslizamento; a variação das configurações geométricas e da marca de fio-braquete pode influenciar nos valores das grandezas e do coeficiente de atrito cinético; os 10 ciclos para lingual foram mais semelhantes entre si que os 10 ciclos para vestibular.

Palavras-chave: Teste em 3 pontos com braquetes. Teste de resistência ao deslizamento. Coeficiente de atrito. Mensuração de forças e momentos. Braquetes autoligáveis. Fios NiTi. Fios CuNiTi.

ABSTRACT

Freitas ACC. Forces, moments and coefficient of friction in three-bracket bending test and in resistance to sliding test with self-ligating brackets and wires 0.014" using a new device [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2015. Versão Corrigida.

The main objective of the study is to compare the three-bracket bending test with the resistance to sliding test using a new device that performs simultaneous measurement of coefficient of friction, the forces and moments on the anchor brackets and deactivation force in misaligned bracket, exercised by orthodontic wires. Secondary objectives were to develop the device and compare, in the three-bracket bending test: (i) the influence, on the physical quantities and on the kinetic friction coefficient, of the variation of the symmetry in the inter-bracket distance, of the type of anchor bracket (canine or 2nd premolar), of displacement (3 or 5mm) and misalignment (buccal or lingual) of the central bracket, and of the wire and bracket brand; (ii) the three ways to calculate the coefficient of kinetic friction; (iii) the 10 cycles, for buccal or lingual, to see if they are similar or not. Self-ligating brackets were used (teeth 13, 14 and 15) and wires 0.014 " NiTi and CuNiTi of Aditek and Ormco brands. The resistance to sliding test was conducted on the lingual misalignment, on both displacements and on symmetrical configuration. The three-bracket bending test was held at the lingual and vestibular misalignment, at both displacements and at the symmetrical and asymmetrical configuration. Through ANOVA, were compared, between the two types of tests: (A) the quantities and the coefficient of friction and (B) the coefficient of friction generated only in the second premolar bracket. Using the same statistical test were compared, in three-bracket bending test: (A) in symmetrical configuration, the quantities and the coefficient of friction arising from the variation in the wire and bracket brands, displacement, misalignment and the type of bracket; (B) the quantities and the coefficient of friction generated by the symmetric and asymmetric configuration; (C) the values of the three ways of calculating friction coefficient; and (D) the quantities and the coefficient of friction encountered in 10 cycles. Results: (A) most of the values of the quantities and the coefficient of friction generated by the two types of test were statistically different; (B) the 2nd premolar bracket showed different friction coefficient

values between the two types of test; (C) in the symmetrical configuration, the variables were statistically significant in the most of cases for quantities and the friction coefficient; (D) was found difference between symmetric and asymmetric configuration; (E) the friction coefficient based on both normal forces and frictional force was closer to the clinical reality and was sensitive to variations in the geometry of the wire-bracket relationship; and (F) the 10 cycles for lingual were similar in 70% of cases and the 10 cycles for buccal desalignment were different in 57% of cases. Conclusions: The three-bracket bending test is different from the resistance to sliding test; the variation of geometric configurations and wire and bracket brands may influence the values of the quantities and the coefficient of kinetic friction; the 10 cycles for lingual were more similar to each other than the 10 cycles for buccal.

Keywords: Three-bracket bending test. Resistance to sliding test. Coefficient of friction. Measurement of forces and moments. Self-ligating brackets. NiTi wires. CuNiTi wires.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<i>atan</i>	tangente inversa em radianos
2Pm	2º pré-molar
C	canino
ca	cateto adjacente
cos	cosseno
CuNiTi	cobre-níquel-titânio
tampa	comprimento da tampa da canaleta do braquete
D	direito
d	diâmetro do fio
diag	diagonal
E	esquerdo
<i>f</i>	força horizontal
<i>F</i>	força
<i>Fa</i>	força de atrito
<i>F_{instron}</i>	força medida pela Instron
<i>F_x</i>	força no eixo x
<i>F_y</i>	força no eixo y
<i>F_z</i>	força no eixo z
<i>F_{rd}</i>	força de resistência ao deslizamento
<i>F_L</i>	força de deslizamento do fio
h	profundidade da canaleta do braquete
<i>M</i>	momento
<i>mu</i>	coeficiente de atrito
<i>mu_{faN}</i>	coeficiente de atrito baseado na força de atrito e na normal
<i>mu_{fans}</i>	coeficiente de atrito baseado na força de atrito e nas duas normais
<i>mu_{fq}</i>	coeficiente de atrito baseado na força <i>f</i> e <i>q</i>
<i>M_x</i>	momento no eixo x
<i>M_y</i>	momento no eixo y
<i>M_z</i>	momento no eixo z
<i>N</i>	força normal

NiTi	níquel-titânio
q	força vertical
RD	resistência ao deslizamento
sen	seno

LISTA DE SÍMBOLOS

”	polegada
g	gramas
N	Newton
Nm	Newton-metro
μ	coeficiente de atrito
m	metro
mm	milímetros
mm/min	milímetros por minuto
mm/s	milímetros por segundo
s	segundos
°C	graus celsius
Δ	variação
β	ângulo beta
A	ampère
V	volts
nF	nanofarads
Ω	ohms

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	21
2 REVISÃO DA LITERATURA	25
2.1 A MECÂNICA NA ORTODONTIA	25
2.1.1 Momento	28
2.1.1.1 Momento de uma força em relação a um ponto	28
2.1.1.2 Momento de um binário	29
2.1.2 Força de ativação e força de desativação	29
2.1.3 Força de atrito, força normal e coeficiente de atrito	30
2.2 TESTES <i>IN VITRO</i> PARA A MEDIÇÃO DAS GRANDEZAS DA RELAÇÃO FIO-BRAQUETE	40
2.2.1 Testes para medição da força e/ou coeficiente de atrito	40
2.2.2 Teste para medição da força de ativação e desativação	43
2.2.3 Teste para medição do momento	45
2.2.4 Teste para medição das forças e dos momentos nos eixos x, y e z	48
2.3 FIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO SEM E COM ADIÇÃO DE COBRE	55
2.3.1 Processo de fabricação	55
2.3.2 Propriedades e composição dos fios NiTi sem e com adição de cobre	59
2.4 BRAQUETES AUTOLIGÁVEIS	64
3 PROPOSIÇÃO	67
4 MATERIAL E MÉTODOS	69
4.1 MATERIAL	69
4.1.1 Braquetes, fios e materiais de suporte	69
4.1.2 Máquina de ensaios universais Instron-5565 e câmara térmica	70
4.1.3 Dispositivo desenvolvido	71
4.1.4 Célula de carga, circuito de amplificação de sinal e circuito de alimentação	76
4.1.5 Placa de aquisição de sinal	78
4.2 MÉTODOS	79
4.2.1 Calibração das células de carga e transformação do sinal em volts para as grandezas físicas a serem estudadas	79
4.2.2 Scripts do teste em 3 pontos com braquetes	81
4.2.3 Scripts do teste de resistência ao deslizamento	90
4.2.4 Características dos testes <i>in vitro</i>	93
4.2.4.1 Colagem dos braquetes no dispositivo	93
4.2.4.2 Posicionamento do dispositivo de acordo com o tipo de teste	96

4.2.5	Desenho experimental.....	97
4.2.6	Grandezas obtidas em cada teste	99
4.2.7	Método de coleta dos dados e análise estatística	100
5	RESULTADOS	109
5.1	ANÁLISE A	111
5.1.1	Análise A1	112
5.1.1.1	Força f	112
5.1.1.2	Força fa	115
5.1.1.3	Força $q1$ nos braquetes de ancoragem.....	118
5.1.1.4	Momento.....	122
5.1.1.5	Coeficiente de atrito cinético (μ cinético).....	125
5.1.2	Análise A2	128
5.1.2.1	Força $q1$ no braquete central	128
5.2	ANÁLISE B	130
5.3	ANÁLISE C	131
5.3.1	Análise C1	131
5.3.1.1	Momento.....	131
5.3.1.2	Coeficiente de atrito cinético (μ cinético).....	132
5.3.1.3	Módulo do coeficiente de atrito cinético (módulo de μ)	133
5.3.2	Análise C2	134
5.3.2.1	Força $q1$ no braquete central	134
5.3.2.2	Força $q2$ no braquete central	135
5.4	ANÁLISE D	136
5.4.1	Análise D1	136
5.4.1.1	Momento.....	136
5.4.1.2	Coeficiente de atrito cinético (μ cinético).....	138
5.4.1.3	Módulo do coeficiente de atrito cinético (módulo de μ)	139
5.4.2	Análise D2	141
5.4.2.1	Força $q1$ no braquete central	141
5.4.2.2	Força $q2$ no braquete central	142
5.5	ANÁLISE E	142
5.5.1	Coeficiente de atrito cinético da marca Aditek no desalinhamento de 3mm	143
5.5.2	Coeficiente de atrito cinético da marca Aditek no desalinhamento de 5mm	145
5.5.3	Coeficiente de atrito cinético da marca Ormco no desalinhamento de 3mm	146

5.5.4 Coeficiente de atrito cinético da marca Ormco no desalinhamento de 5mm	148
5.6 ANÁLISE F.....	150
5.6.1 Força f	150
5.6.1.1 Marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração assimétrica	150
5.6.1.2 Marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração assimétrica	152
5.6.1.3 Marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica	154
5.6.1.4 Marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica	156
5.6.1.5 Marca Ormco no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica	158
5.6.1.6 Marca Ormco no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica	160
5.6.2 Força q_1 nos braquetes de ancoragem	162
5.6.2.1 Marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração assimétrica	162
5.6.2.2 Marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração assimétrica	163
5.6.2.3 Marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica	164
5.6.2.4 Marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica	165
5.6.2.5 Marca Ormco no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica	166
5.6.2.6 Marca Ormco no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica	167
5.6.3 Força q_2 nos braquetes de ancoragem	168
5.6.3.1 Marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração assimétrica	168
5.6.3.2 Marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração assimétrica	169
5.6.3.3 Marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica	170
5.6.3.4 Marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica	172
5.6.3.5 Marca Ormco no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica	173
5.6.3.6 Marca Ormco no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica	175
5.6.4 Momento	177
5.6.4.1 Marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração assimétrica	177
5.6.4.2 Marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração assimétrica	178
5.6.4.3 Marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica	179
5.6.4.4 Marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica	181
5.6.4.5 Marca Ormco no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica	183
5.6.4.6 Marca Ormco no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica	184
5.6.5 Coeficiente de atrito cinético baseado em f_a, N_1 e N_2	186
5.6.5.1 Marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração assimétrica	186
5.6.5.2 Marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração assimétrica	187
5.6.5.3 Marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica	189
5.6.5.4 Marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica	191
5.6.5.5 Marca Ormco no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica	192

5.6.5.6 Marca Ormco no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica	195
5.7 ANÁLISE G	198
5.7.1 Análise G1	198
5.7.2 Análise G2	200
6 DISCUSSÃO	203
7 CONCLUSÕES	215
REFERÊNCIAS	219
APÊNDICE	229

1 INTRODUÇÃO

Na mecânica ortodôntica busca-se aplicar força leve e constante, durante períodos prolongados, sobre o dente cujo posicionamento se deseja modificar. Isto é normalmente feito apoiando-se em outros dentes, conhecidos como dentes de ancoragem. Mas os dentes de ancoragem sofrem uma força de reação, de acordo com a terceira lei de Newton (ou Princípio da Ação e Reação), e, conseqüentemente, também podem apresentar movimentos indesejados se a força de reação ultrapassar um valor crítico.

Os fios ortodônticos são muitas vezes responsáveis pela aplicação destas forças aos dentes, através dos braquetes. Nestes casos, a magnitude das forças aplicadas nos dentes depende de aspectos relacionados ao fio (sua espessura, propriedades mecânicas do material que o compõe e presença ou não de tratamento de superfície), ao braquete (design, rugosidade superficial, composição, tamanho da canaleta e se ele utiliza ou não ligadura elástica ou amarrilho metálico – ou seja, se ele é convencional ou autoligável) e à configuração geométrica das posições dentárias (distância inter-braquetes, nível de desnivelamento e/ou desalinhamento, inclinação e angulação dentária, etc.).

As forças de atrito que surgem do relacionamento entre o fio e a canaleta dos braquetes de ancoragem e se opõem ao deslizamento do fio na canaleta dependem da intensidade da força normal nos pontos de contato, da força que tende a fazer o fio deslizar e do coeficiente de atrito. Com base na Figura 1.1 pode-se notar que a força que tende a provocar o deslizamento do fio nas canaletas dos braquetes de ancoragem é representada por F_L . Quando a força que tende a fazer o fio deslizar (F_L) for maior que a força de atrito, o fio desliza nas canaletas dos braquetes de ancoragem e o braquete central pode movimentar em direção ao alinhamento. Nos braquetes de ancoragem, o aumento do ângulo formado entre o longo eixo do fio e as paredes da canaleta gera o aumento da força de atrito. Em cada braquete de ancoragem, se a soma das duas F_a for igual à F_L , estaremos diante de uma situação de *notching* ou travamento do fio, o que pode impedir a movimentação do dente central em direção ao alinhamento. Por este motivo, o clínico está interessado em conhecer quais

conjuntos de fio-braquete desenvolvem o menor atrito em determinadas configurações geométricas e em quais configurações geométricas pode ocorrer *notching*.

Figura 1.1 - Representação das forças presentes em um segmento de fio ortodôntico na presença do desalinhamento lingual do braquete central: força de deslizamento do fio (F_L); forças de atrito (F_a) e forças normais (F_n)

O teste *in vitro* mais comumente utilizado para avaliar o atrito fio-braquete é chamado de teste de resistência ao deslizamento. Neste teste, uma máquina de ensaios universais puxa, em velocidade constante, o fio por uma de suas extremidades e força-o a passar pelas canaletas de um conjunto de braquetes – com ou sem desalinhamentos ou desnivelamentos – ao mesmo tempo que mensura a força de resistência ao deslizamento (Figura 1.2).

Figura 1.2 - Representação simplificada do sistema de forças presentes no fio durante o teste de resistência ao deslizamento. A força de resistência ao deslizamento (F_{rd}) é aplicada por uma máquina de ensaios universais em uma das extremidades do fio até provocar seu deslizamento em velocidade uniforme, gerando as forças de atrito (F_a) e forças normais (F_n)

Os valores de resistência ao deslizamento obtidos desta maneira são considerados como indicativos do atrito fio-braquete em função do desalinhamento ou

desnivelamento, e costumam ser usados para ranquear os produtos do melhor (menor resistência ao deslizamento) ao pior. Mesmo que o valor da força de resistência ao deslizamento possa estar relacionado com os valores de força de atrito fio-braquete, como, neste teste, a direção e a dinâmica de movimentação do fio nas canaletas dos braquetes não se assemelham às encontradas clinicamente na fase inicial de desalinhamento/desnivelamento dental, a intensidade e a direção das forças de atrito resultantes deste teste provavelmente serão diferentes das encontradas em uma simulação *in vitro* próxima da situação clínica.

Não existem estudos que tenham abordado a medição do coeficiente de atrito fio-braquete em uma configuração geométrica e de distribuição de forças e momentos semelhante à que ocorre clinicamente na fase inicial de correção de desalinhamento/desnivelamento. Nos poucos estudos existentes, um fio retilíneo de secção transversal retangular é deslizado sobre o fundo da canaleta de apenas um braquete ao mesmo tempo que o coeficiente de atrito é medido. Isto não se aproxima da situação encontrada na fase do tratamento ortodôntico de alinhamento e nivelamento, pois nela, além de serem utilizados fios NiTi ou CuNiTi de secção transversal redonda e de calibre menor, há um dobramento do fio nos pontos de contato e a deflexão do mesmo no interior das canaletas dos braquetes de ancoragem, devido ao desalinhamento do braquete central.

Normalmente, para se medir a força de desativação (Figura 1.3), é utilizado um teste *in vitro* que simula a geometria da relação fio-braquete e as direções de movimentação do fio que ocorrem nos braquetes clinicamente. O braquete central vai sendo deslocado a partir de uma determinada posição de desalinhamento ou desnivelamento até ele ficar alinhado ou nivelado com os demais braquetes. Enquanto isso, é monitorada apenas a força exercida sobre o braquete central na direção em que está sendo movimentando, o que permite traçar um gráfico de força *versus* desalinhamento/desnivelamento. Este teste, embora se aproxime mais do que ocorre *in vivo*, não mede simultaneamente nem a força de atrito nos braquetes de ancoragem nem o momento aplicado sobre eles. O momento aplicado pelo fio nos braquetes de ancoragem tende a rotacionar os dentes em torno do seu longo eixo.

Figura 1.3 - Representação simplificada do teste de medição da força de desativação (F_d). As setas cinzas nas extremidades do fio indicam o sentido em que este desliza durante o alinhamento do braquete central

Este estudo teve como objetivo principal comparar o teste em 3 pontos com braquetes com o teste de resistência ao deslizamento utilizando um novo dispositivo que realiza a mensuração simultânea das forças, dos momentos e do coeficiente de atrito cinético nos braquetes de ancoragem e da força de desativação no braquete central desalinhado exercidos por fios NiTi e CuNiTi 0.014". Foram usadas diferentes marcas de fio-braquetes e diferentes configurações geométricas do posicionamento dos braquetes. Com as medições feitas, será possível observar se as grandezas geradas por estes dois tipos de teste são semelhantes ou não. Caso não sejam semelhantes, a descontinuação do uso do teste de resistência ao deslizamento por outros pesquisadores deve ser questionada. Além disso, no teste em três pontos com braquetes – que é o tipo de teste que se assemelha mais ao que ocorre clinicamente – é importante a medição destas grandezas pois parece conveniente conhecer: (a) a magnitude das forças (no eixo x e y) e do momento (no eixo z, correspondente ao longo eixo do dente) nos braquetes de ancoragem para prever se clinicamente, em uma situação geométrica similar, ocorrerá ou não movimentos indesejáveis dos dentes de ancoragem; (b) se o braquete desalinhado receberá força suficiente ou não para se movimentar em direção ao alinhamento; (c) se a intensidade das forças e momentos aplicados nos braquetes serão ou não excessivas, o que poderia gerar efeitos deletérios como reabsorção radicular e dor. A obtenção do coeficiente de atrito é importante pois através dele será possível prever, futuramente, quais serão as forças e momentos resultantes de determinadas situações geométricas das relações fio-braquetes utilizando um determinado conjunto de fio-braquetes.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 A MECÂNICA NA ORTODONTIA

A mecânica pode ser definida como a ciência que descreve e prevê as condições de repouso ou movimento dos corpos sob a ação de forças e pode ser dividida em três partes: mecânica dos corpos rígidos, mecânica dos corpos deformáveis e mecânica dos fluidos. A mecânica dos corpos rígidos é subdividida em estática e dinâmica: a primeira trata dos corpos em repouso; a última, dos corpos em movimento. Na mecânica dos corpos rígidos, os corpos são considerados perfeitamente rígidos, pois, por mais que as estruturas reais não sejam absolutamente rígidas e se deformam sob a ação das cargas a que estão sujeitas, estas deformações são pequenas e não afetam de modo sensível as condições de equilíbrio ou movimento da estrutura em consideração. Os conceitos básicos utilizados em mecânica são os de espaço, tempo, massa e força. Uma força representa a ação de um corpo sobre outro e é caracterizada pelo seu ponto de aplicação, sua intensidade, sua direção e seu sentido, podendo ser representada por um vetor. A direção de uma força é definida pela linha de ação, que é a linha reta infinita ao longo da qual a força atua, caracterizando-se pelo ângulo que ela forma com algum eixo fixo. As forças que atuam sobre corpos rígidos podem ser separadas em dois grupos: (a) forças externas, que representam a ação de outros corpos sobre o corpo rígido em consideração e que vão causar o movimento do corpo ou garantir que ele permaneça em repouso; (b) forças internas, que são as forças que mantêm juntas as partículas que formam o corpo rígido (1).

A mecânica ortodôntica é baseada na mecânica estática, uma vez que a movimentação ortodôntica ocorre a uma velocidade próxima a zero e, conseqüentemente, tem uma aceleração praticamente nula. A mecânica estática estuda as forças atuantes em corpos em repouso e em equilíbrio estático. Os princípios fundamentais que guiam a mecânica estática são: a primeira e a terceira

leis de Newton, a lei do paralelogramo para a adição de forças e o princípio de transmissibilidade (1).

A primeira lei de Newton afirma que se a força resultante que atua em uma partícula for nula, a partícula permanecerá em repouso (se originalmente em repouso) ou se moverá a velocidade constante em linha reta (se originalmente em movimento). Já a terceira lei de Newton defende que as forças de ação e reação entre corpos em contato têm a mesma intensidade, a mesma linha de ação e sentidos opostos (1).

A lei do paralelogramo para a adição de forças estabelece que duas forças que atuam sobre uma partícula podem ser substituídas por uma única força, denominada sua resultante, que se obtém traçando-se a diagonal do paralelogramo cujos lados são iguais às forças dadas. Dessa forma, duas ou mais forças que atuam sobre um corpo podem ser substituídas por uma força única que tem o mesmo efeito sobre o corpo. Reciprocamente, uma força única que atua sobre uma partícula pode ser substituída por duas ou mais forças que, juntas, têm o mesmo efeito sobre o corpo. Essas forças são chamadas de componentes da força original, e o processo de substituição dessa força original por estas componentes é denominado decomposição dos componentes da força. Para cada força original existe um número infinito de possíveis conjuntos de componentes (1).

O princípio da transmissibilidade estabelece que as condições de equilíbrio ou de movimento de um corpo rígido permanecerão inalteradas se uma força que atue em um dado ponto do corpo rígido for substituída por uma força de igual intensidade, direção e sentido, porém atuando em um ponto diferente, desde que essas duas forças tenham a mesma linha de ação. Os vetores que representam as forças atuantes sobre um corpo rígido e que podem ser deslocados, ou deslizados, ao longo de suas linhas de ação são denominados vetores deslizantes (1).

Dois sistemas de forças são equivalentes (ou seja, têm o mesmo efeito sobre um corpo rígido) se pudermos transformar um deles no outro por meio de uma ou várias das seguintes operações: (a) substituição de duas forças que atuam sobre a mesma partícula pela sua resultante; (b) decomposição de uma força em dois componentes; (c) cancelamento de duas forças iguais e opostas que atuam sobre a mesma partícula; (d) aplicação sobre a mesma partícula de duas forças iguais e opostas; (e) deslocamento de uma força ao longo da sua linha de ação. Cada uma

dessas operações é facilmente justificada com base na lei do paralelogramo ou no princípio da transmissibilidade (1).

O conhecimento dos princípios básicos da mecânica estática guia a resolução dos problemas apresentados na mecânica ortodôntica. Após o enunciado claro e preciso de um problema mecânico, deve-se incluir um desenho mostrando todos os corpos e as grandezas envolvidas. Um esboço mostrando as condições físicas do problema é conhecido como diagrama espacial. Diagramas separados devem ser desenhados para todos os corpos envolvidos, indicando claramente as forças que atuam em cada corpo. Esses diagramas são conhecidos como diagramas de corpo livre. Posteriormente, os princípios fundamentais da mecânica são usados para a formulação das equações que expressam as condições de repouso dos corpos considerados, ou seja, cada diagrama de corpo livre apresenta o seu conjunto de equações que determinam o equilíbrio da parte do corpo rígido analisada (1).

Para que haja o equilíbrio de um corpo rígido é necessário que as forças externas exercidas sobre ele formem um sistema equivalente a zero. Isso pode ser equacionado da seguinte forma (1):

$$\sum \mathbf{F} = \mathbf{0} \quad , \quad \sum \mathbf{M}_O = \sum (\mathbf{r} \times \mathbf{F}) = \mathbf{0}$$

Decompondo cada força e cada momento em seus componentes retangulares – nas coordenadas x, y e z –, as condições necessárias e suficientes para o equilíbrio de um corpo rígido tridimensional podem ser obtidas pelas seguintes equações escalares (1):

$$\begin{array}{lll} \sum F_x = 0 & , & \sum F_y = 0 & , & \sum F_z = 0 & (a) \\ \sum M_x = 0 & , & \sum M_y = 0 & , & \sum M_z = 0 & (b) \end{array}$$

Essas equações podem ser utilizadas para determinar forças desconhecidas aplicadas ao corpo rígido ou reações desconhecidas exercidas sobre ele por seus apoios. Nota-se que as equações do item (a) provam o fato de que os componentes das forças externas nas direções x, y e z estão equilibrados; já as equações do item (b) indicam o fato de que os momentos das forças externas em torno dos eixos x, y e

z estão equilibrados. Portanto, para um corpo rígido em equilíbrio, o sistema de forças externas não causa qualquer movimento translacional ou rotacional ao corpo considerado (1).

Na mecânica ortodôntica, as grandezas oriundas da relação fio-braquete de interesse para a pesquisa e para o clínico são o momento, a força de ativação, a força de desativação, a força de atrito e a força normal. A relação entre a força de atrito e a força normal dá origem ao coeficiente atrito do par braquete-fio, o qual também é amplamente estudado por pesquisadores e fabricantes de materiais.

2.1.1 Momento

2.1.1.1 Momento de uma força em relação a um ponto

O momento ($\mathbf{M}$) de uma força ($\mathbf{F}$) em relação a um ponto $\mathbf{O}$ consiste no seguinte produto vetorial:

$$|\mathbf{M}| = |\mathbf{F}| \times |\mathbf{r}| \times \text{sen } \alpha$$

Onde $\mathbf{M}$ é o momento, $\mathbf{F}$ é a força aplicada, $\mathbf{r}$ é a distância entre o ponto $\mathbf{O}$ e o ponto de aplicação da força $\mathbf{F}$ e α é o ângulo formado entre o vetor da força $\mathbf{F}$ e a reta $\mathbf{r}$. Quando α for igual a 90 graus, sendo o seno desse ângulo igual a 1, a equação pode ser reduzida a:

$$\mathbf{M} = \mathbf{F} \times \mathbf{r}$$

O momento deve ser perpendicular ao plano que contém a reta $\mathbf{r}$ e a força $\mathbf{F}$. O sentido do momento pode ser definido pelo uso da regra da mão direita: ao fechar a mão direita, deve-se posicioná-la de modo que os dedos fiquem curvados no sentido de rotação que $\mathbf{F}$ imprimiria ao corpo rígido em relação a um eixo fixo dirigido ao longo da linha de ação do momento, sendo que o polegar esticado indicaria o sentido do momento. De acordo com a regra da mão direita, com o polegar saindo do plano do papel, se a força seguir os dedos encurvados, ou seja, a força estiver no sentido

horário, o momento será negativo. No caso contrário, em que a força estiver no sentido anti-horário e não seguir o sentido dos dedos encurvados, o momento será positivo. No Sistema Internacional de Unidades, no qual a força é expressa em newtons (N) e a distância metros (m), o momento de uma força é expresso em newton-metros (Nm). O princípio da transmissibilidade pode ser complementado da seguinte maneira: duas forças são equivalentes se, e somente se, forem iguais (ou seja, se tiverem a mesma intensidade, a mesma direção e o mesmo sentido) e tiverem momentos iguais em relação a um determinado ponto **O** (1).

2.1.1.2 Momento de um binário

Duas forças de intensidade igual, linhas de ação paralelas e sentidos opostos formam um binário. A soma dos componentes das duas forças em qualquer direção é zero. A soma dos momentos das duas forças (por exemplo, F e $-F$) em relação a um dado ponto, porém, não é zero. As duas forças não irão transpor o corpo sobre o qual atuam, mas tenderão a fazê-lo girar. Neste caso, o momento corresponde à multiplicação da força F pelo do comprimento (d) do vetor que une os pontos de aplicação das duas forças: $M = F \times d$ (1).

Quando um binário atua sobre um corpo rígido, não importa onde as duas forças que formam o binário atuam ou qual a intensidade e a direção que elas têm. A única coisa que importa é o momento do binário (intensidade, direção e sentido). Binários com o mesmo momento terão o mesmo efeito sobre o corpo rígido (1).

2.1.2 Força de ativação e força de desativação

A força de ativação é a força que o ortodontista exerce sobre o fio (2) ao levá-lo da posição de repouso (encaixado nas canaletas dos braquetes de ancoragem) àquela necessária para colocá-lo encaixado na canaleta do braquete desalinhado, a ser movimentado. Esta força pode variar durante o trajeto, mas considera-se a força de ativação aquela exercida no momento de encaixar o fio na canaleta.

A força que o fio exerce sobre o braquete desalinhado e/ou desnivelado é chamada força de desativação (2). A princípio, se o fio fosse perfeitamente elástico, sem histerese, e não existisse força de atrito, a magnitude da força de desativação seria igual e de sentido oposto à força de ativação.

2.1.3 Força de atrito, força normal e coeficiente de atrito

Quando duas superfícies estão em contato, as forças tangenciais, chamadas forças de atrito, sempre irão aparecer ao tentarmos mover uma superfície em relação à outra. Por outro lado, essas forças de atrito são de intensidade limitada e não impedirão o movimento de um corpo em relação ao outro caso sejam aplicadas forças suficientemente grandes. Existem dois tipos de atrito: (a) o atrito seco, também conhecido como atrito de Coulomb, e (b) o atrito fluido. O atrito seco ocorre em corpos rígidos em contato com superfícies sem lubrificação, já o atrito fluido apresenta lubrificação e também aparece entre camadas de fluido que se movem a diferentes velocidades (1).

As leis do atrito seco podem ser exemplificadas pelo seguinte experimento (conforme a Figura 2.1): um bloco de peso W é colocado sobre uma superfície plana horizontal. As forças presentes no diagrama espacial são o peso W do bloco e a reação da superfície ao peso do bloco, que é denominada força normal (N). Quando um corpo entra em contato com a superfície de outro corpo e a comprime, de acordo com a terceira lei de Newton, surgirá uma força de reação na superfície do corpo comprimido, que é a força normal. Como o peso não tem componente horizontal, a reação da superfície também não apresenta componente horizontal. Se uma força horizontal P de pequena intensidade for aplicada e esta não mover o bloco, outra força horizontal deverá existir para contrabalancear P . Essa outra força é a força de atrito estático F , que, na verdade, é resultante de um grande número de forças exercidas sobre toda a superfície de contato entre o bloco e o plano. A natureza dessas forças não é conhecida exatamente, mas, em geral, admite-se que elas são originadas em irregularidades das superfícies que estão em contato e, em certa medida, uma atração molecular (1).

Se a força P aumentar, a força de atrito F também aumentará, permanecendo oposta a P até que sua intensidade atinja um certo valor máximo F_m . Se P aumentar ainda mais, a força de atrito não mais poderá contrabalançá-la, e o bloco começará a deslizar. Quando o bloco entra em movimento, a intensidade de F cai de F_m para um valor menor F_k . Isto porque há menos interpenetração entre as irregularidades das superfícies que estão em contato quando estas se movem entre si. Daí em diante, o bloco continuará deslizando em velocidade crescente e a força de atrito, representada por F_k é denominada força de atrito cinético, permanecerá mais ou menos constante. O valor máximo da força de atrito estático é proporcional à força normal N : $F_m = \mu_e \times N$, sendo μ_e uma constante denominada coeficiente de atrito estático. De forma semelhante, a intensidade F_k da força de atrito cinético pode ser determinada pela fórmula: $F_k = \mu_c \times N$, sendo μ_c uma constante denominada coeficiente de atrito cinético. Os coeficientes de atrito μ_e e μ_c não dependem da área das superfícies que estão em contato e são grandezas adimensionais (1).

Figura 2.1 - É importante observar que à medida que a intensidade F da força de atrito aumenta de zero até F_m , o ponto de aplicação A da resultante N das forças normais de contato desloca-se para a direita, de modo que os binários formados, respectivamente, por P e F e por W e N permaneçam contrabalançados. Caso N atinja B antes que F alcance seu valor máximo F_m , o bloco irá inclinar sobre B antes que possa começar a deslizar

Segundo Beer et al. (1), os coeficientes dependem muito da natureza e da condição exata das superfícies em contato e os valores de coeficiente de atrito cinético são por volta de 25% menores que os coeficientes de atrito estático. De acordo com esses autores, quatro diferentes situações podem ocorrer quando um corpo rígido está em contato com uma superfície horizontal:

1. As forças aplicadas sobre o corpo não tendem a movê-lo ao longo da superfície de contato, ou seja, não há força de atrito.
2. As forças aplicadas tendem a mover o corpo ao longo da superfície de contato, mas não são grandes o suficiente para colocá-lo em movimento. Pode-se determinar a força de atrito F que se desenvolve resolvendo-se as equações de equilíbrio da mecânica estática para o corpo. Como não há evidência de que F tenha atingido o seu valor máximo, a equação $F_m = \mu_e \times N$ não pode ser usada para determinar a força de atrito.
3. As forças aplicadas são tais que o corpo está prestes a deslizar, ou seja, o movimento é iminente. A força de atrito F atingiu o seu valor máximo F_m e, junto com a força normal N , contrabalança com as forças aplicadas. Tanto as equações de equilíbrio da mecânica estática quanto a equação $F_m = \mu_e \times N$ podem ser usadas. A força de atrito tem sentido contrário ao do movimento iminente.
4. O corpo está deslizando sob a ação das forças aplicadas e as equações de equilíbrio da mecânica estática não mais se aplicam. Porém, F agora é igual a F_k e a equação $F_k = \mu_c \times N$ pode ser usada. O sentido de F_k é contrário ao do movimento.

De acordo com Blau (3), o coeficiente de atrito é definido tradicionalmente como a razão de duas forças que atuam, respectivamente, perpendicular e paralela à interface entre dois corpos sob movimento relativo ou movimento relativo iminente. Esta grandeza adimensional descreve a relativa facilidade com que os materiais deslizam uns sobre os outros sob circunstâncias particulares e dois tipos de coeficientes de atrito podem ser distinguidos: um que representa o atrito opondo-se ao aparecimento do movimento relativo (o movimento é iminente) – coeficiente de atrito estático – e um que representa o atrito opondo-se à continuação do movimento relativo – coeficiente de atrito cinético ou dinâmico –, uma vez que o movimento começou. Mesmo ambos podendo ser medidos em condições laboratoriais, as características dos coeficientes de atrito dependentes da condição real do problema e do tempo têm mostrado serem difíceis de prever a partir dos coeficientes obtidos pelos testes simplificados. Os coeficientes de atrito obtidos nestes testes são publicados por pesquisadores e usados por outros pesquisadores ou engenheiros para tentar resolver problemas específicos de mecânica ou análise de falhas.

Entretanto, o comportamento do atrito dependente do sistema e do tempo é muitas vezes ignorado, levando à aplicação errada desses coeficientes de atrito tabelados. Como a diversidade de máquinas para teste de medição de atrito cresceu, uma gama de velocidades e forças normais puderam ser utilizadas nos experimentos de atrito. Os coeficientes de atrito foram reconhecidos como dependentes tanto do material quanto do sistema. Dessa forma, o teste de atrito em condições conhecidas é necessário para resolver problemas específicos (3).

Para desenvolver testes que simulam a situação real, os fatores que afetam o comportamento do atrito devem ser reconhecidos e colocados em uma prioridade adequada. O problema de estabelecer exatamente quais características das condições de contato e dos materiais que mais contribuem para a força de atrito é um dos mais importantes para o desenvolvimento de testes de atrito e modelos analíticos de atrito. Os modelos de atrito têm usado variáveis geométricas (rugosidade superficial e aspereza de travamento), variáveis baseadas nas propriedades mecânicas (propriedades de cisalhamento dos sólidos e das substâncias entre as superfícies), abordagem de dinâmica dos fluidos, considerações de forças eletrostáticas entre os átomos da superfície, e variáveis de compatibilidade química. Diante das diversas abordagens, o número de possíveis variáveis para a utilização em modelos preditivos de atrito torna-se muito grande (Quadro 2.1), sendo necessário identificar o conjunto de variáveis fundamentais aplicáveis a cada caso específico, a fim de selecionar os métodos de ensaio ou simulações apropriados (3).

Categoria	Fator
Geometria do contato	Conformidade dos componentes (acoplamento da superfície dos corpos em escala macro). A rugosidade superficial (características em escala micro: formato e distribuição do tamanho das rugosidades). Ondulação da superfície. Posição da superfície (direcionalidade) em relação ao movimento relativo.
Fluxo e propriedades do fluido	Regime de lubrificação (pressão e espessura do filme). Características da viscosidade do fluido. Efeitos da temperatura e da pressão sobre a viscosidade. Efeito de adelgaçamento do cisalhamento na viscosidade de filmes ultra-finos.
Química do lubrificante	A formação de películas que alteram o atrito. Estabilidade dos modificadores de atrito ao longo do tempo A oxidação e a acidificação dos lubrificantes.
Características do movimento relativo	Movimento unidirecional ou de vaivém. Constância do movimento (acelerações, pausas, inicia e pára). Magnitude da velocidade relativa da superfície.
Forças aplicadas	Magnitude da força normal (pressão de contato). Constância das forças aplicadas.
Presença de um terceiro corpo entre as superfícies em contato	Características das partículas arrastadas no lubrificante. Características dos conjuntos de partículas contidas dentro da interface (por exemplo, partículas de desgaste, contaminantes externos, camadas de pó lubrificantes).
Temperatura	Os efeitos térmicos sobre as propriedades dos materiais (instabilidades termoelásticas). Os efeitos térmicos sobre as propriedades dos lubrificantes (viscosidade, fluxo, possibilidade de cavitação). Atrito induzido pela temperatura em combinação com a temperatura do meio.
Rigidez e vibrações	Complacência do contato (" <i>stick-slip</i> "). O amortecimento das vibrações externas e do atrito. Feedback entre o estímulo do atrito e a resposta estrutural.

Quadro 2.1 - Fatores que influenciam o comportamento do atrito (3)

A força de atrito, seja estática ou dinâmica, surge em resposta ao trabalho necessário para permitir o movimento relativo entre dois corpos. Em diferentes sistemas, a energia associada com este trabalho é distribuída de forma diferente, podendo ser armazenada no sistema e/ou dissipada de maneiras diferentes. Por

exemplo, a energia mecânica do deslizamento pode ser convertida em calor, vibrações, deformar os materiais em contato, criar novas superfícies (por fratura) ou ser armazenada no material na forma de defeitos microestruturais. Ante ao exposto, dois materiais que exibem o mesmo coeficiente de atrito podem exibir taxas de desgaste muito diferentes porque a energia é particionada diferentemente entre e dentro dos materiais. Em sistemas bem lubrificados, a força de atrito é em grande parte resultado do cisalhamento no interior da película de lubrificante ou no limite entre esse filme e uma ou ambas as superfícies de contato. Em outros casos, pode haver partículas soltas entre as superfícies em contato. Identificar e compreender o modo pelo qual as várias estruturas na e adjacentes à interface deslizante contribuem para o atrito é tão essencial para a concepção de métodos de teste de atrito como o é para a modelagem fundamental dos processos de atrito (3).

A força de atrito surge entre o fio e o braquete quando um tende a deslizar sobre o outro, ocorrendo na mesma direção e em sentido contrário ao deslizamento. Em alguns casos, essa força chega a impedir o deslizamento do fio (*notching*) (4), o que inviabiliza a movimentação do dente desalinhado.

Segundo Kusy e Whitley, o atrito que ocorre na mecânica ortodôntica pode ser classificado em três tipos: atrito clássico, *binding* e *notching*. O atrito é definido como “clássico” quando, entre as superfícies do fio ortodôntico e da canaleta do braquete, existem ângulos baixos, havendo folga entre elas (Figura 2.2) (4). O atrito clássico ocorre nas condições chamadas em ortodontia de “configuração passiva” das geometrias do fio e canaleta. Neste caso, o ângulo que o fio forma com a canaleta do braquete é inferior ao ângulo crítico de contato (θ_c : aquele que obrigaria o fio a contatar simultaneamente paredes opostas do braquete), que, se for atingido ou superado, dará início ao aparecimento do *binding*, bem como a um encurvamento do fio no ponto de contato. Ocorre *binding* nestas situações de angulação (ou de torque – torcimento do fio em relação ao seu longo eixo) em que o fio contata simultaneamente duas paredes opostas da canaleta, aumentando a força normal e a força de atrito no fio ortodôntico. A relação geométrica fio-canaleta em que ocorre *binding* é também chamada em ortodontia de “configuração ativa” (4).

Figura 2.2 - Ilustração do conjunto braquete e fio na configuração passiva, quando o ângulo de contato (θ) é menor que o ângulo de contato crítico ($\theta < \theta_c$); e na configuração ativa, quando $\theta \geq \theta_c$ (5)

O *notching* ocorre quando o ângulo (θ) entre o arco e a canaleta do braquete é muito maior que o ângulo crítico (θ_c), chegando a impedir o deslizamento entre braquete e fio (4), por aumento do atrito. O *notching* pode também ocorrer pela efetiva formação de um entalhe: devido à diferença de dureza entre os materiais do braquete e do fio ortodôntico, o material mais duro deforma permanentemente o menos duro, produzindo uma deformação permanente que trava o movimento entre as superfícies. Ante o exposto, de acordo com o referido autor, a resistência ao deslizamento (**RD**) pode ser representada pela soma do atrito clássico (**AC**), *binding* (**BI**) e *notching* (**NO**) (4)¹: **RD** = **AC** + **BI** + **NO**.

Kusy e Whitley defendem que sete parâmetros devem ser levados em consideração para que o atrito entre o fio e braquete seja compreendido (4):

1. Composição dos braquetes e fios: diferentes materiais podem ser utilizados na confecção de fios e braquetes, sendo que cada combinação dos materiais do conjunto fio-braquete produz um determinado coeficiente de atrito. Os fios podem ser compostos, por exemplo, de aço inoxidável, de níquel-titânio, de cobre-níquel-titânio,

¹ O autor parece contradizer a própria definição dos conceitos por ele desenvolvidos, pois define resistência ao deslizamento como uma soma do atrito clássico, *binding* e *notching* e, ao mesmo tempo, afirma que *notching* é a ausência de deslizamento. Se há ausência de deslizamento, não haveria como determinar um valor de resistência ao deslizamento, pois o fio não desliza.

de beta-titânio, de cobalto-cromo-níquel, entre outros. Já os braquetes podem ser confeccionados com aço inoxidável, cerâmica, policarbonato, etc.

2. Rugosidade de superfície: a rugosidade é um parâmetro muito controverso. Em alguns casos, o aumento da rugosidade de superfície, leva a um aumento do atrito. Em outros casos, a rugosidade não interfere nos valores de atrito.
3. Dureza: é a resistência do material a uma deformação plástica localizada. Estes autores sugerem que braquetes com dureza menor que o do fio ortodôntico, podem dar origem a coeficientes de atrito cinético menores.
4. Rigidez do fio: quanto menor a rigidez do fio, mais ele poderá ser defletido e maior será o ângulo formado entre o fio e a canaleta do braquete. Desta forma, o fio será mais propenso a danos (Figura 2.3), uma vez que engata mais facilmente na canaleta do braquete, e isto pode interferir no atrito.
5. Geometria do conjunto braquete-fio: na configuração passiva, o tamanho da canaleta do braquete e a espessura do fio não interferem no atrito para um dado conjunto de fio-braquete compostos por determinado material. Somente na configuração ativa, a força de atrito irá mudar de acordo com as dimensões do fio e da canaleta do braquete.
6. Meios fluidos: segundo os autores, a saliva pode comportar-se como um lubrificante ou um adesivo, não dependendo da viscosidade da saliva, mas dos materiais que compõem o conjunto fio-braquete em consideração.
7. Química das superfícies: refere-se às alterações que ocorrem na superfície do material em contato com o ar ou a saliva. Por exemplo, no aço inoxidável, forma-se uma camada passiva de óxido de cromo na superfície, sendo esta camada mais dura que a liga. Dependendo do tipo de camada formada na superfície do material, o coeficiente de atrito pode aumentar ou diminuir.

Figura 2.3 - Danos no fio facilitam a ocorrência do travamento dele no braquete, podendo levar, em último caso, ao *notching*

Os fios não escorregam de forma contínua sobre as canaletas, mas de acordo com um fenômeno conhecido como “*stick-slip*” (em português, adere-desliza ou trava-escorrega), que acontece em casos de baixas velocidades de deslizamento e que se caracteriza por uma magnitude do atrito não constante, que oscila entre os valores de atrito estático e cinético (4, 6). Com isso, o movimento do fio ortodôntico fica impedido momentaneamente no seu contato com a canaleta até que a magnitude da força de atrito máxima – força de atrito estática máxima – é superada pela força de deslizamento do fio e este se movimenta. Posteriormente, o fio trava novamente em um outro ponto de contato com o braquete e o fenômeno de “*stick-slip*” se repete até que o dente chegue à posição de alinhamento e nivelamento com ausência de *binding*.

De acordo com Bengisu et al., o atrito depende tanto das propriedades da interface das superfícies que interagem quanto da dinâmica do sistema que as contém (7). A um nível microscópico, a área de contato verdadeira ocorre entre as rugosidades das superfícies e muda com a movimentação entre elas. Cada rugosidade adere e deforma enquanto desliza sobre a outra. A direção e a magnitude das forças de deformação e de aderência em cada contato mudam durante o deslizamento. Dessa forma, a topografia das superfícies e a resposta dinâmica do sistema em conjunto determinam a distribuição das posições de contato e a direção das forças em cada contato. Os autores também afirmam que o “*stick-slip*” ocorre em determinado intervalo de velocidade de movimentação entre as superfícies e somente na presença de adesão e de deformação entre as rugosidades das superfícies. Neste intervalo,

conforme a velocidade diminui, a frequência do fenômeno de “*stick-slip*” ao longo do tempo aumenta. O aumento da rugosidade superficial pode aumentar a força do movimento de “*stick-slip*”. Além da quantidade, a distribuição e a inclinação das rugosidades das superfícies em contato influenciam no fenômeno de “*stick-slip*” (7).

Blau afirma que no fenômeno de “*stick-slip*” há uma instabilidade periódica no movimento relativo entre os corpos (Figura 2.4). Quando as rugosidades de duas superfícies em contato estão em máxima interdigitação e uma força tangencial surge para movimentá-las entre si, esta irá aumentar até um pouco antes do rompimento dessa interdigitação, quando a força tangencial pode ser considerada a força de atrito estático. A força de atrito cinético existirá apenas durante o período em que há um movimento relativo entre os corpos e se extingue quando os espécimes entram em repouso novamente por suas rugosidades estarem em máxima interdigitação (3).

Figura 2.4 - Ilustração do comportamento “*stick-slip*”. O aumento da força tangencial ocorre periodicamente conforme o sistema armazena energia elástica sem movimentos relativos entre as rugosidades em contato (períodos ‘s’ da figura). Quando a força de atrito estático é excedida, os espécimes escorregam até chegarem no repouso novamente e o processo se repete. Por definição, a força de atrito só existe em condições de movimento iminente (força de atrito estático) e quando o movimento relativo está ocorrendo (força de atrito cinético). Dessa forma, não haveria força de atrito nas porções ‘s’ da figura

2.2 TESTES *IN VITRO* PARA A MEDIÇÃO DAS GRANDEZAS DA RELAÇÃO FIO-BRAQUETE

Os testes *in vitro*, apesar de não simularem o periodonto, a influência exercida pela oclusão, língua e bochechas, se aproximam da condição clínica no que se refere às condições mecânicas e possibilitam a análise de forças, momentos e outras grandezas (como, por exemplo, o coeficiente de atrito) decorrentes da relação braquete-fio ortodôntico. Existem diferentes modelos de testes *in vitro* para medir essas grandezas e entre eles se destacam: (a) os testes para medição da força e/ou do coeficiente de atrito, (b) os testes para medição da força de ativação e desativação, (c) os testes para medição somente do momento, (d) os testes para medição das forças e dos momentos nos eixos x, y e z.

2.2.1 Testes para medição da força e/ou coeficiente de atrito

Vários métodos foram desenvolvidos para avaliar quantitativamente o atrito entre o fio e o braquete, sendo os testes *in vitro* mais utilizados o teste de resistência ao deslizamento, os testes tribológicos para medição do coeficiente de atrito e as variações baseadas nestes dois últimos testes (Tabela 2.1, no Apêndice) (8-13).

No teste de resistência ao deslizamento, o fio encontra-se no interior das canaletas dos braquetes, os quais podem ou não estar desalinhados ou desnivelados, e uma de suas extremidades é presa a uma máquina de ensaios que traciona o fio a uma determinada velocidade e ao mesmo tempo mede a força de resistência ao deslizamento entre o conjunto fio-braquete (Figura 2.5). Os valores de resistência ao deslizamento obtidos desta maneira são considerados pelos pesquisadores como indicativos da força de atrito total entre o fio e os braquetes.

Figura 2.5 - Teste convencional de resistência ao deslizamento para avaliar a força de atrito fio-braquete. A força de resistência ao deslizamento (F_{rd}) é aplicada por uma máquina de ensaios universais em uma das extremidades do fio, gerando as forças de atrito (F_a) e forças normais (F_n). No diagrama espacial acima, F_a e F_n estão representadas no fio

Baccetti e Franchi desenvolveram um dispositivo (Figura 2.6) que era acoplado à máquina de ensaios universais Instron-4301 para medir a força de resistência ao deslizamento entre fio-braquetes. Neste dispositivo, eram presos 5 braquetes, sendo que o braquete central foi posicionado desnivelado, e o fio ortodôntico 0.014" de NiTi passava no interior das canaletas desses braquetes e era tracionado pela célula de carga da Instron, a qual media a força de resistência ao deslizamento simultaneamente (9).

Figura 2.6 - Dispositivo desenvolvido por Baccetti e Franchi (9)

Arici et al. adaptaram um tribômetro de pino sobre disco (Figura 2.7) para que a canaleta do braquete pudesse deslizar linearmente sobre o fio ortodôntico num movimento de vai-e-vem e uma força de 150g era aplicada perpendicularmente à interface fio-braquete para simular a ligadura elástica (8).

Figura 2.7 - Tribômetro modificado (A), desenho esquemático da parte do suporte que contém o braquete e (C) vista aproximada da relação fio-braquete (8)

Murayama et al. confeccionaram uma placa em acrílico com formato de arco dentário superior (Figura 2.8) e nela foram colados braquetes e tubos do arco superior, com o incisivo lateral podendo ser colado em diferentes desalinhamentos (0.5, 1, 2 e 3mm). A placa era fixada em uma máquina de ensaios universais (Instron-5567), que tracionava a extremidade do fio ortodôntico e, ao mesmo tempo, aferia a força de resistência ao deslizamento (12).

Figura 2.8 - Dispositivo usado por Murayama (12)

O atrito pode ser afetado por vários fatores, como: os materiais dos braquetes e dos fios; as condições de superfície do fio e da canaleta do braquete; o tamanho da

secção transversal do fio; tamanho da canaleta do braquete; configuração geométrica entre braquete-fio (distância inter-braquetes; a presença ou não de desalinhamento, desnivelamento e/ou torque); o tipo e a força de ligação entre o braquete e o fio (se é utilizado ou não amarrilho metálico ou ligadura elástica); e a presença ou não de saliva (8-14).

2.2.2 Teste para medição da força de ativação e desativação

Existem na literatura diferentes designs de teste para medição da força de ativação e desativação (15-20), sendo que todos se aproximam de um teste de flexão em 3 pontos (Tabela 2.2, no Apêndice).

Normalmente, para se obter a força de ativação (Figura 2.9) é utilizado um teste *in vitro* que desloca o braquete central ou rolete a partir de uma posição de alinhamento e nivelamento com os demais braquetes (ou roletes) até uma segunda posição com determinado desalinhamento ou desnivelamento. Posteriormente, a força de desativação é medida enquanto o braquete central ou rolete volta da segunda posição à sua posição original de alinhamento e nivelamento. A máquina de ensaios, ao mesmo tempo que movimenta o braquete central ou rolete, monitora nele a força exercida pelo fio na direção em que ocorre o desalinhamento ou desnivelamento, o que permite traçar um gráfico de força *versus* deslocamento. Entretanto, esse teste *in vitro* não mede simultaneamente a força de atrito e o momento nos braquetes de ancoragem.

Figura 2.9 - Teste de medição da força de desativação (F_d). As setas cinzas nas extremidades do fio indicam o sentido em que este desliza durante o movimento do braquete central em direção ao alinhamento com os braquetes de ancoragem

Alguns pesquisadores, como Figueirêdo et al. (15) e Gatto et al. (19), realizaram o teste de flexão em 3 pontos com roletes em uma máquina de ensaios universais para medir as forças de ativação e desativação (Figura 2.10).

Figura 2.10 - Teste de flexão em 3 pontos com roletes de Figueirêdo et al (15)

Enquanto isso, alguns autores realizam o teste para medição da força de ativação-desativação usando braquetes na ancoragem e, entre eles, um rolete em posição central, o qual realizava o desalinhamento e, por estar conectado à máquina de ensaios universais, fazia a leitura da força simultaneamente. Os braquetes de ancoragem, dependendo do autor (Figura 2.11), são colados alinhados e nivelados em uma base retilínea (18) ou em um setup que simula o formato de uma arcada dentária (16).

Figura 2.11 - No dispositivo de Lombardo et al. (à esquerda) (18), os braquetes eram colados de forma alinhada e nivelada em uma base de acrílico. Já no de Petersen et al. (16), os braquetes eram colados em um setup que simulava a arcada superior. O rolete era responsável pelo desalinhamento e leitura das forças em ambos os casos, ficando em posição equidistante dos braquetes mais próximos

Outros autores, como Baccetti et al. (20) e Camporesi et al. (17), realizaram o teste para medição da força de ativação-desativação utilizando somente braquetes, aproximando-se mais da configuração clínica. Baccetti et al. (20) e Camporesi et al. (17) utilizaram um dispositivo no qual 4 braquetes eram colados alinhados e nivelados numa placa de acrílico e o braquete central era fixado em uma barra metálica (Figura 2.12), a qual estava conectada à máquina de ensaios universais Instron-4301. A Instron era responsável por mover o braquete central para cervical ou vestibular e medir a força de ativação-desativação resultante da relação fio-braquete.

Figura 2.12 - Dispositivo desenvolvido por Baccetti et al. Neste modelo experimental, o braquete central (canino superior) pode ser (a) desnivelado para cervical ou (b) desalinhado para vestibular (20)

2.2.3 Teste para medição do momento

São encontrados na literatura diferentes testes que medem exclusivamente o momento (21-25), indo de testes rudimentares, que medem o momento somente no fio, a testes que se aproximam mais da situação clínica e medem o momento entre o

braquete e o fio (Tabela 2.3, no Apêndice). Todos esses testes utilizam somente fios de secção transversal quadrada ou retangular.

Alguns pesquisadores fazem os testes empregando somente o fio ortodôntico e utilizam dispositivos que prendem as extremidades do segmento de fio e, ao mesmo tempo que torcem o fio, medem o momento resultante desta torção (22, 25). Gurgel et al. prenderam uma extremidade do fio e torceram a outra (25), já Partowi et al. torceram as duas extremidades do fio em sentidos opostos (Figura 2.13) (22). Esses testes não preveem o comportamento da relação fio-braquete e testam puramente o fio, não sendo de interesse para o ortodontista.

Figura 2.13 - Partowi et al. utilizaram uma máquina que travou o fio em suas extremidades e o torceu em torno do seu longo eixo e em sentidos diferentes, registrando concomitantemente o momento produzido (22)

Em um outro tipo de teste, o torque entre o fio e um único braquete foi aferido (Figura 2.14). O fio apresentava as suas extremidades presas às garras de uma máquina, que promovia a torção do fio no interior da canaleta do braquete, o qual tem sua base fixada em um sensor que mensurava o momento produzido. Neste teste, foram medidos no braquete torques para vestibular e para lingual produzidos pelo fio (26).

Figura 2.14 - Bancada experimental dos pesquisadores Major et al., na qual as extremidades do fio ficavam presas às garras de um aparelho que promovia a torcedura do fio dentro da canaleta do braquete, o qual ficava fixo em uma célula de carga que media o momento produzido pelo fio (26)

Hirai et al. e Kuroda et al. (21, 24) utilizaram um dispositivo que apresentava uma parte que ficava fixa durante o teste e outra que rotacionava (Figura 2.15). Inicialmente, 3 braquetes foram colados no dispositivo de forma a ficarem alinhados, nivelados e sem torque e com uma determinada distância inter-braquetes. Posteriormente, um fio quadrado ou retangular foi colocado no interior das canaletas dos braquetes de forma passiva. Dois dos 3 braquetes ficaram presos na parte fixa do dispositivo e o braquete restante, correspondente ao central, ficou na parte móvel que aplicava o torque ao mesmo tempo que mensurava o momento resultante (21, 24).

Figura 2.15 - Aparelho utilizado por Hirai et al. para medição do momento entre fio e braquetes. Os braquetes das extremidades ficaram fixos na bancada enquanto que o braquete central ficava na parte móvel do dispositivo. O fio passava pelas canaletas dos três braquetes e o dispositivo rotacionava o braquete central ao mesmo tempo que media o momento produzido entre o fio e o braquete (24)

Os diferentes estudos que medem o momento entre o fio e o braquete fazem referência a eixos de rotação que passam pela canaleta do braquete (21, 24, 26) ou pelo centro de resistência do dente (27-29).

2.2.4 Teste para medição das forças e dos momentos nos eixos x, y e z

Neste tipo de teste são utilizados sensores que medem as forças e os momentos nos eixos x, y e z em um ou mais braquetes (Tabela 2.4, no Apêndice).

Um dispositivo (Figura 2.16) desenvolvido na Universidade de Bonn (Alemanha) e nomeado de *Orthodontic Measurement and Simulation System* (OMSS) foi utilizado em várias pesquisas de diferentes autores nos últimos anos (28-36). Este dispositivo possui uma haste metálica e dois sensores – capazes de medir simultaneamente as forças e momentos nos três planos do espaço – montados em mesas de posicionamento acionadas por motor. Os sensores, as mesas e a câmara térmica são controlados por computador. O OMSS é usado junto com um modelo de arcada dentária com os braquetes colados, em uma câmara térmica com temperatura controlada ($37\pm 1^\circ\text{C}$). Nesta arcada, é retirado o dente no qual serão estudadas as

grandezas e no lugar dele é posicionada a haste do OMSS, sobre a qual é colado o braquete do dente correspondente. O OMSS permite movimentar o braquete e ao mesmo tempo aferir as grandezas aplicadas nele. As grandezas foram expressas com o sistema de coordenadas localizado no centro do braquete. Alguns pesquisadores usaram modelos de pacientes em fase inicial de tratamento ortodôntico, sendo que o braquete que foi colado na haste do OMSS tinha a mesma posição do braquete colado no dente do paciente. Outros pesquisadores usaram modelos padrão com os dentes alinhados e nivelados e simularam (33, 36), na região que ficou posicionado o braquete do OMSS, diferentes desalinhamentos, desnivelamentos e/ou torque. Nestas pesquisas foram utilizados fios de diferentes composições e diâmetros e braquetes convencionais ou autoligáveis (vestibulares ou linguais).

Figura 2.16 - Dispositivo OMSS desenvolvido na Universidade de Bonn (Alemanha) (30)

Um dispositivo semelhante ao OMSS (Figura 2.17), denominado Robotic-Measurement-System (RMS), foi empregado por Fuck e Drescher para fazer medições das grandezas nos três planos do espaço em um dente (37). Os testes também foram realizados em uma câmara térmica ($37 \pm 1^\circ\text{C}$). Estes autores utilizaram 42 modelos de gesso troquelizados de pacientes em início de tratamento ortodôntico. Foram medidas as grandezas resultantes da relação fio-braquete em alguns dentes da arcada superior e inferior (dentes 21, 31, 23, 33, 14, 24, 34 e 44), sendo utilizados fios 0.014" de NiTi e 0.016" de aço trançado. As forças e os momentos foram expressos com o sistema de coordenadas localizado no centro do braquete.

Figura 2.17 - Dispositivo RMS desenvolvido por Fuck e Drescher (37)

Fathimani et al. desenvolveram um sistema de medição de atrito tridimensional controlado por computador denominado Orthodontic Friction Simulator (OFS) (38). Este dispositivo (Figura 2.18) foi projetado com o objetivo de ser capaz de medir as forças e momentos gerados entre um braquete e fio ortodôntico durante a mecânica de deslizamento, sendo utilizado para isso uma célula de carga de seis eixos. As forças e os momentos foram expressos com o sistema de coordenadas localizado no centro do braquete. O braquete era colado em um cilindro metálico, que era conectado à célula de carga. O cilindro podia ser biselado para acomodar o torque da prescrição do braquete, resultando no alinhamento do braquete com a célula de carga. O movimento de deslizamento do fio através do braquete (no eixo x) era obtido usando um micrômetro motorizado programável (microatuador) e um controlador de motor ligado a um computador através de um cabo de barramento serial universal. A orientação da canaleta do braquete em relação ao fio foi obtida usando uma base de rotação programável. Duas bases controladas manualmente foram utilizadas para controlar a posição, no eixo y e z , do fio na canaleta. A angulação do braquete e o movimento do fio eram controlados digitalmente (a aceleração, a velocidade e a movimentação periódica). Os experimentos foram realizados a seco ou na presença de saliva humana. Dessa forma, neste experimento foram calculados as forças e momentos nos eixos x , y , z . A partir da regressão linear entre a força no eixo x e o momento no eixo y , foi calculado o coeficiente de atrito cinético em um *binding* de 2 graus de angulação entre fio-braquete (38).

Figura 2.18 - Vista geral do dispositivo OFS de Fathimani et al. (38)

Lapatki et al. e Rues et al. (39, 40), ao longo dos últimos anos, estão trabalhando no desenvolvimento de um chip com um sensor que possa ser colado na base do braquete e faça as medições das forças e dos momentos nos três planos do espaço (Figura 2.19). O objetivo do desenvolvimento desse chip é, no futuro, poder fixa-lo na base do braquete – nomeado pelos autores de *smart brackets* – que será colado no dente do paciente e, com isso, mensurar as grandezas da relação fio-braquete *in vivo*. Entretanto, até o momento, esse chip ainda não oferece suficiente acurácia na medição das forças no sentido vestibulo-lingual, apresentando alto acurácia nas demais medidas de força e momento. Todas as forças e momentos são expressos com o sistema de coordenadas localizado no centro do braquete.

Figura 2.19 - Foto do braquete com o chip colado em sua base (*smart brackets*) (40)

Gadja e Chen usaram um dispositivo com duas células de carga para quantificar as forças e os momentos gerados por alças de retração nos braquetes dos dentes adjacentes a elas (Figura 2.20). O dispositivo, nomeado como Orthodontic Force Tester (OFT), apresentava duas células de carga que mediam as forças e momentos nos eixos x, y e z e, em cada uma delas, podia ser colado um dente de resina acrílica com o braquete em sua face vestibular. Para simular os demais dentes, era usado um modelo de arcada dentária com os braquetes colados alinhados e nivelados. Foi simulado por esses pesquisadores o fechamento de espaço entre o canino e o incisivo lateral inferior direito depois da extração do primeiro pré-molar. As células de carga foram posicionadas nos dentes 42 e 43 e o modelo foi fixado em uma plataforma. As grandezas foram expressas com o sistema de coordenadas localizado no centro do braquete (41).

Figura 2.20 - Dispositivo desenvolvido por Gadja e Chen (41)

Milczewski et al. (42) desenvolveram um modelo artificial de maxila com sensores de fibra óptica que mediam as tensões transmitidas por aparelhos ortodônticos fixos e ortopédicos aos dentes e ao osso adjacente (Figura 2.21). Os dentes eram confeccionados de metal. Um material elastomérico com propriedades físicas conhecidas tentou reproduzir as características mecânicas do ligamento periodontal e do osso. As fibras ópticas foram coladas no longo eixo das raízes dos dentes 21, 23 e 26, sendo que uma ficava perto da coroa e a outra no ápice da raiz. Outras quatro fibras foram colocadas transversalmente ao longo eixo da raiz dos dentes, no topo da maxila, para monitorar a superfície do osso maxilar. Uma máquina de ensaios universais foi usada para avaliar a sensibilidade do sensor para as forças

verticais e laterais aplicadas nos dentes. Foi possível detectar uma gama de forças entre 0.025N a 0.035N durante a ativação dos aparelhos ortodôntico e extra-bucal. Os sensores presentes na superfície da maxila não detectaram nenhuma força de origem ortodôntica e ortopédica, enquanto que os sensores presentes na raiz dos dentes detectaram estas forças.

Figura 2.21 - Fotografia do molde do modelo da maxila com as fibras e os dentes em posição (a) e representação esquemática da distribuição espacial das fibras ópticas no modelo (b) (42)

Tochigi et al. (43) confeccionaram um sistema de medição de multisensores para medir as forças e momentos nos 4 incisivos inferiores (Figura 2.22). Neste sistema, blocos de metal foram alinhados para coincidir com a forma do arco dentário mandibular da oclusão normal média dos japoneses. Quatro sensores de forças de seis eixos foram conectados aos blocos que correspondiam aos 4 incisivos inferiores (dente 42, 41, 31 e 32). Micrômetros foram usados para ajustar a posição dos 14 blocos de metal na direção vestibulo-lingual e um sensor a laser fixado ao sistema permitiu que a quantidade de deslocamento de cada bloco de metal fosse determinada com uma resolução de 0.001mm. Dessa forma, foi possível criar simulações de desalinhamentos para vestibular ou para lingual em qualquer bloco metálico e fazer as leituras das grandezas nos três planos do espaço nos quatro blocos metálicos correspondentes aos incisivos inferiores. Os testes eram realizados em uma câmara térmica a 37°C e as forças e os momentos foram expressos com o sistema de coordenadas localizado no centro do braquete.

Figura 2.22 - Vista superior do dispositivo de Tochigi et al. (43): (a) células de carga tridimensionais ligadas aos blocos de metal; (b) micrômetros utilizados para ajustar as posições dos blocos de metal; (c) vista ampliada dos blocos de metal alinhados com a oclusão normal japonesa e o incisivos lateral direito deslocado 2mm para lingual

Badawi et al. construíram e validaram um modelo laboratorial capaz de mensurar com acurácia e grande precisão as forças e momentos nos três planos do espaço aplicados pelos aparelhos ortodônticos em todos os 14 dentes de uma arcada (44). Esse dispositivo (Figura 2.23), denominado *Orthodontic Simulator* (OSIM), foi construído e testado através de um trabalho de cooperação entre a Divisão de Ortodontia e o Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Alberta, no Canadá. O OSIM é um modelo de arcada dentária contendo 14 células de carga tridimensionais que medem simultaneamente as forças (de 0 a 50N, resolução de 1/320) e os momentos (de 0 a 500Nmm, resolução de 1/64) aplicados nos dentes por aparelhos ortodônticos. Todo o dispositivo é envolto por uma câmara térmica com temperatura controlada. As medições feitas nas células de carga são transmitidas para o computador, no qual, através de softwares, cálculos matemáticos são executados para gerar em tempo real as grandezas mensuradas. Para construir um arco dentário contendo 14 dentes e conectar cada dente a uma célula de carga tridimensional, foi criado um conector especial que incorporou um micrômetro vertical e outro horizontal não rotativos. Esses micrômetros, que permitiam movimentar os dentes na direção ocluso-gengival e vestibulo-lingual numa resolução de 0.01mm, eram fixados em uma placa. As células de carga foram montadas na parte superior dos eixos dos micrômetros verticais. Acima das células de carga, ficavam os micrômetros horizontais, cujos eixos foram substituídos por um acessório feito sob medida e que detinha uma plataforma sobre a qual os dentes artificiais com os braquetes eram montados. Badawi et al. (44) e Fok et al. (27, 45) realizaram pesquisas com esse dispositivo simulando desnivelamentos para cervical do dente 13 e usando

aparelho ortodôntico metálico autoligável (Damon, Ormco) e fio 0.014" de cobre-níquel-titânio (Copper NiTi, Ormco). Badawi et al. expressaram as forças e os momentos com o sistema de coordenadas localizado no centro do braquete (44), enquanto que Fok et al. (27, 45) expressaram as grandezas tanto no centro do braquete quanto no centro de resistência do dente.

Figura 2.23 - Dispositivo OSIM desenvolvido na Universidade de Alberta (Canadá) (44)

2.3 FIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO SEM E COM ADIÇÃO DE COBRE

2.3.1 Processo de fabricação

A fabricação das ligas de níquel-titânio (NiTi) engloba as seguintes etapas (46): (1º) fundição da liga a vácuo, (2º) forjamento e laminação a quente, (3º) trefilação a frio, (4º) conformação e (5º) tratamento térmico de memória de forma.

Na 1º etapa, devido à alta reatividade do titânio com o oxigênio, a liga de níquel-titânio geralmente é fundida em alto vácuo, em candinhos de grafita ou cal (CaO), através do método de fusão por indução de alta frequência (Figura 2.24). Neste método, a corrente de alta frequência percorre a bobina cilíndrica em cujo interior está o candinho, de modo que o metal a ser fundido seja percorrido pelo fluxo magnético induzido pela bobina. Pela variação do fluxo magnético, são geradas correntes que

produzem o aquecimento e a fusão do metal. Uma vez fundidos os constituintes, o campo de indução movimenta o material completamente, resultando em homogeneidade do material fundido. A grande vantagem da fusão por indução é o controle da composição química, uma vez que pequenas variações no teor de níquel da liga equiatômica de NiTi influenciam enormemente em suas temperaturas de transformação. A principal desvantagem deste método é a contaminação do lingote por uma pequena quantidade de carbono provida do cadinho de grafite (46).

Figura 2.24 - Representação esquemática do processo de fusão por indução de alta frequência. Figura traduzida de Russel (46)

Outros métodos de fusão também podem ser aplicados, como a fusão por feixe de elétrons, fusão a arco com proteção de argônio ou fusão a arco de plasma, sendo estes dois últimos utilizados somente a nível experimental. No método de fusão por feixe de elétrons (Figura 2.25), a matéria-prima é inicialmente compactada em uma pré-forma, na qual será utilizada como eletrodo consumível (46). Um arco elétrico é então disparado entre o eletrodo e o fundo do cadinho e um determinado valor de corrente é aplicado, causando a fusão contínua do eletrodo. O metal fundido é armazenado em um cadinho de cobre resfriado a água, dificultando a contaminação do metal pelo material do cadinho. Em consequência disto, a fusão por feixe de elétrons possibilita a obtenção de um alto grau de pureza do material. A desvantagem é a falta de homogeneização da liga provocada por este tipo de processo de fusão, pois não há uma mistura completa de todo o material fundido. Frequentemente é necessário fundir o NiTi por um determinado número de vezes para conseguir um

razoável grau de mistura. Na maioria dos casos o lingote é cortado em pequenos pedaços e é reagrupado em diferentes configurações no eletrodo passando novamente pelo processo de fusão por descarga elétrica com o intuito de obter-se um adequado grau de mistura. Este processo pode tornar-se muito custoso e não proporcionar uma mistura tão homogênea quanto a obtida com o processo de fusão por indução de alta frequência. O processo de fusão por feixe de elétrons é frequentemente utilizado para refinar os lingotes produzidos através do processo de fusão por indução de alta frequência (46).

Figura 2.25 - Representação esquemática da fusão por feixe de elétrons. Figura traduzida de Russel (46)

Após a fusão, o material é vertido no molde de fundição, ainda sob alto vácuo. Depois de solidificado, na segunda etapa, o material é forjado (Figura 2.26) e laminado (Figura 2.27) a quente na forma de barras ou placas.

Figura 2.26 - Exemplos (a) e (b) de peças sendo forjadas. Forjamento consiste na conformação mecânica de um material dúctil através da aplicação de forças de compressão (47, 48)

A trabalhabilidade das ligas de níquel-titânio é melhorada com o aumento da temperatura, embora a reatividade da superfície com o oxigênio também aumente paralelamente. Assim, a temperatura ótima para o trabalho a quente é em torno de 800°C.

Figura 2.27 - Processo de conformação mecânica por laminação, utilizado para produção de placas (46)

Em seguida, na terceira etapa, o material é trefilado a frio, sendo uma das etapas mais difíceis na fabricação da liga de NiTi, uma vez que a trabalhabilidade a frio desses materiais é baixa. Essa trabalhabilidade está relacionada intimamente com seu teor de níquel, sendo diminuída com o aumento do teor deste componente. O trabalho a frio torna-se especialmente difícil quando a liga apresenta teores de níquel acima de 51%. Em muitos casos, é necessário empregar-se recozimentos intermediários (49).

Na quarta etapa, a liga de NiTi é então conformada a frio em sua forma final (fios, molas, etc.). Entretanto, para obter as propriedades de superelasticidade e memória de forma, o material deverá sofrer um tratamento térmico subsequente à

etapa de conformação. Na quinta etapa, o material é mantido na sua forma final enquanto é submetido a um tratamento térmico em temperaturas da ordem de 350 a 450°C (49).

2.3.2 Propriedades e composição dos fios NiTi sem e com adição de cobre

As ligas de NiTi usadas na odontologia são basicamente compostos intermetálicos equiatômicos de níquel e titânio, podendo conter também pequenas quantidades de outros elementos, como cobre, cobalto e cromo. Essas ligas podem apresentar diferentes estruturas cristalinas. Na fase austenítica, possui uma estrutura ordenada cúbica de corpo centrado (CCC), chamada de B2. Na fase martensítica, tem uma estrutura com simetria mais baixa, do tipo monoclinica, e é designada de B19' (49, 50). Algumas ligas de NiTi podem apresentar, também na sua fase martensítica, uma estrutura triclinica ou hexagonal. A transformação entre austenita e martensita do NiTi pode ser induzida tanto por temperatura como por tensão (50).

Além destas formas, há outro tipo de estrutura do NiTi, chamada fase R (por causa da forma romboédrica do cristal), que aparece como uma fase intermediária durante a transformação entre o NiTi martensítico e o NiTi austenítico (Figura 2.28). A fase R surge em ligas de níquel-titânio ricas em níquel e recozidas em baixas temperaturas, sendo que a transformação martensítica pode ocorrer no resfriamento de B2 para a fase R e da fase R para B19' (49).

Figura 2.28 - Representação dos três tipos de célula unitária presentes nas ligas de NiTi: cúbica de corpo centrado, monoclinica e romboédrica (também denominada de trigonal)

Os fios de NiTi sem e com adição de cobre (CuNiTi) são amplamente utilizados no estágio de alinhamento e nivelamento dental (51, 52), uma vez que apresentam boa resistência à corrosão (53), baixo módulo de elasticidade, baixa formabilidade, biocompatibilidade e superelasticidade (52, 54-56).

A superelasticidade é caracterizada por um gráfico de força-deslocamento com uma região tendendo a horizontal durante a curva de desativação (Figura 2.29) (57, 58), o que implica que os fios NiTi e CuNiTi têm a capacidade de aplicar forças constantes em determinada extensão do movimento dentário, resultando em uma resposta biológica desejável (58, 59). Alguns tipos de fios NiTi e CuNiTi apresentam também a propriedade de memória de forma, que consiste na capacidade do material, após ter sido deformado, voltar ao seu tamanho e forma originais quando aquecido em determinada temperatura (60).

Figura 2.29 - Exemplo de curva de força-deslocamento de um fio de níquel-titânio. Segundo Bartzela et al., o platô clínico ("clinical plateau") é $\pm 10\%$ da força central do platô superelástico ("SE-Plateau") (57)

A superelasticidade e o efeito de memória de forma das ligas de NiTi e de CuNiTi têm sido relacionados à transformação de fase da estrutura cristalina. Existem atualmente no mercado fios NiTi superelásticos, que apresentam a propriedade de superelasticidade, e os fios NiTi e CuNiTi termoativados, que na temperatura corpórea apresentam as propriedades de superelasticidade e memória de forma. Na

temperatura ambiente e sem a aplicação de nenhuma força, os fios superelásticos exibem configuração austenítica de seus átomos, enquanto que os fios termoativados apresentam configuração martensítica de seus átomos. Nos fios superelásticos, a transformação martensítica – mudança na estrutura cristalina de austenítica para martensítica – é induzida pela deformação do fio e gera, na curva de força *versus* deflexão, o aparecimento de um patamar durante a fase de ativação, o que evidencia uma diminuição da rigidez do fio. Quando a força que gerou a deformação do fio é retirada, ocorre a transformação austenítica – de martensítica para austenítica –, aparecendo novamente, na fase de desativação, um patamar em um trecho da curva de força-deflexão. Dessa forma, com a remoção total da força, os átomos retornam à sua configuração original austenítica. Para os fios termoativados, quando eles são deformados abaixo da temperatura de transformação austenítica, a deformação permanece após a retirada da força (Figura 2.30). A alteração no rearranjo da estrutura cristalina de martensítica para austenítica e a consequente reversibilidade da forma e do tamanho do fio são induzidas pela temperatura, a partir do momento em que o fio alcança temperaturas superiores à sua temperatura de transformação austenítica (56, 60).

Figura 2.30 - Diagrama que ilustra o efeito da memória de forma (60). As temperaturas nas quais as transformações têm seu início e seu fim são representadas por “Mi” (martensítica inicial), “Mf” (martensítica final), “Ai” (austenítica inicial), “Af” (austenítica final). Em temperaturas acima de “Af”, o fio encontra-se completamente na fase austenítica (1). Quando ele é resfriado e sofre a transformação martensítica ($M_i \rightarrow M_f$), abaixo da temperatura M_f , ele encontra-se inteiramente na fase martensítica (2), que é altamente maclada (apresenta defeitos cristalinos resultantes de deslocamentos atômicos, onde, em um dos lados do plano, os átomos ficam localizados em posições de imagem de espelho em relação aos átomos do outro lado do plano). Quando o fio é deformado na fase martensítica (3), ocorre a migração dos contornos das maclas e, quando a força é removida, a deformação é mantida. Esta deformação não é verdadeiramente permanente e é denominada de deformação “termoelástica”. Ao ser aquecido e sofrer a transformação austenítica ($A_i \rightarrow A_f$), acima de A_f , o fio volta ao seu tamanho e formas originais, apresentando-se novamente na fase austenítica (4)

Os fios de CuNiTi, também conhecidos como Copper NiTi, começaram a ser comercializados nos anos de 1990 pela Ormco Corporation. Esses fios foram fabricados contendo diferentes teores de cobre, sendo este composto o responsável por manter as temperaturas de transformação austenítica mais estáveis, o que resulta na aplicação de forças mais previsíveis e constantes nos dentes (50, 61, 62). O fabricante forneceu três tipos de fios (Quadro 2.2), classificados de acordo com a temperatura de transformação austenítica final, que pode ser de 27°C, 35°C ou 40°C.

CuNiTi	Indicações
27°C	<ul style="list-style-type: none"> • Quando se deseja níveis de força mais altos e constantes. • Pelo fato de serem ativados a temperaturas inferiores à temperatura corpórea, exibem manifestação inicial do efeito de memória de forma logo após a amarração, alinhando e nivelando dentes de forma rápida.
35°C	<ul style="list-style-type: none"> • Quando forças moderadas e constantes são almejadas. • Pelo fato de serem ativados à temperatura corpórea, não iniciam a transformação austenítica de maneira tão rápida quanto os manufaturados a 27°C.
40°C	<ul style="list-style-type: none"> • Quando forças suaves e intermitentes são necessárias. • Recomenda-se sua utilização como primeiros arcos em pacientes hipersensíveis à dor, com periodonto parcialmente comprometido e que apresentem dentes severamente mal posicionados, nos quais a inserção de arcos mais rígidos estaria contraindicada pela dificuldade de amarração ou por gerar forças biologicamente inadequadas. • Como são ativados a 40°C, os pacientes devem ser instruídos a consumir líquidos e/ou alimentos quentes algumas vezes ao dia, para promover a transformação austenítica.

Quadro 2.2 - Aplicações clínicas dos fios de CuNiTi fabricados com diferentes temperaturas de transformação austenítica final (61)

As ligas de CuNiTi apresentam também outras vantagens em relação às ligas NiTi: (a) forças mais homogêneas ao longo de todo o arco; (b) é mais resistente à deformação permanente; (c) apresenta menor módulo de elasticidade (52, 63) e menor histerese (Figura 2.31); e (e) um platô mais constante nas curvas de força-deformação (64), o que assegura a aplicação de forças mais constantes ao longo do tempo.

Figura 2.31 - Gráfico força-deformação de um material elástico. O valor de histerese corresponde à área delimitada pelas curvas de carregamento ("loading") e descarregamento ("unloading"). Essa propriedade do material apresentar, dentro do regime elástico, uma curva de carregamento diferente da curva de descarregamento é denominada histerese, ocorrendo devido à dissipação de energia resultante do atrito interno do material (65)

Há disponível no mercado vários tipos de fios ortodônticos compostos por níquel-titânio. Os fabricantes são capazes de controlar o percentual das fases NiTi austenítica e martensítica, assim como definir as temperaturas em que ocorrem as transformações de fase, usando várias estratégias, como, por exemplo, variando a intensidade de deformação a frio e a temperatura de recozimento durante o processamento do fio, e controlando a composição da liga, onde são incorporados cobalto, cobre e cromo. Os fios ortodônticos de níquel-titânio têm algumas desvantagens, como a dificuldade de receber dobras, impossibilidade de soldagem de acessórios e uma superfície com uma rugosidade relativa, o que resulta em valores de coeficiente de atrito maiores que os dos fios de aço inoxidável (50).

2.4 BRAQUETES AUTOLIGÁVEIS

O uso dos braquetes autoligáveis tem aumentado nos últimos tempos, pois algumas pesquisas afirmam que eles, em relação aos braquetes convencionais acrescidos de ligadura, apresentam: um atrito menor com o fio (66-73), facilitam a higienização (73, 74), são considerados mais lisos e confortáveis pelos pacientes (73, 74), diminuem o tempo de cada consulta – uma vez que a troca do arco ortodôntico é

mais rápida – e reduzem o número de consultas (73, 75-79). Alguns pesquisadores alegam que, quando se utiliza o braquete autoligável em vez do convencional, o tempo total de tratamento ortodôntico diminui (73, 78), enquanto que outros apontam que não há diferença (80-82). Fleming e Johal realizaram uma revisão sistemática para avaliar as diferenças clínicas – como, por exemplo, a experiência subjetiva de dor e o tempo de tratamento ortodôntico – entre o uso de braquetes autoligáveis e braquetes convencionais e concluíram que não há diferenças entre esses dois tipos de braquetes a nível clínico (82).

Os braquetes autoligáveis são classificados em (67, 83, 84):

- a) braquete autoligável passivo: apresenta uma tampa que cobre a canaleta do braquete com o objetivo de apenas restringir o fio ortodôntico no seu interior de forma passiva.
- b) braquete autoligável ativo: apresenta uma tampa que, dependendo do diâmetro do fio, pode aplicar ou não uma força sobre o mesmo. Quando a tampa está ativa, devido à inserção de fios ortodônticos de diâmetro igual ou maior a 0.017” (67), o fio fica em contato tanto com a tampa quanto com o fundo da canaleta.

A questão da superioridade de um tipo de braquete autoligável sobre o outro, em relação à resistência ao deslizamento, é um assunto controverso (73, 85). Entretanto, vários estudos têm indicado que os braquetes autoligáveis passivos geram forças de atrito menores do que os braquetes autoligáveis ativos e os braquetes convencionais com ligaduras comuns ou modificadas (66, 68, 74, 86). Fok et al. analisaram *in vitro*, utilizando um dispositivo que simulava a arcada dentária superior e tinha células de carga tridimensionais nos 14 dentes, as forças e os momentos produzidos pelo fio NiTi 0.014” (da marcaOrmco) em braquetes autoligáveis (Damon, da marcaOrmco), com e sem ligadura elástica, quando o dente 13 era desnivelado 4mm para apical. Em comparação com os braquetes autoligáveis sem ligadura, eles observaram que os braquetes com ligadura exibiam forças – entre elas a de resistência ao deslizamento – e momentos mais elevados e indesejados (27, 45).

Alguns pesquisadores apontam que o design da canaleta dos braquetes pode influenciar na resistência ao deslizamento, sendo que os braquetes que apresentam canaletas com formatos mais passivos – isto é, com arestas mais arredondados e biseladas e/ou que formam um ângulo de contato com o fio abaixo do ângulo crítico – apresentam uma menor resistência ao deslizamento (87, 88). Chang et al.

investigaram o efeito do formato do bisel da canaleta de diferentes braquetes e a influência do ambiente oral na resistência ao deslizamento (87). Eles utilizaram 5 tipos de braquetes, sendo um convencional e os demais autoligáveis (Carriere, Damon, Tenbrook T1 e Clippy), juntamente com um fio NiTi 0.014" (da Ormco). Os experimentos foram realizados em três temperaturas diferentes e com ou sem saliva. A superfície das canaletas dos braquetes foi observada por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) antes e depois do teste de resistência ao deslizamento. Com base nas observações feitas através de MEV, uma correlação foi encontrada entre o nível da força de resistência ao deslizamento, o ângulo do bisel e a profundidade dos riscos no bisel das canaletas dos braquetes. Os autores concluíram que a força de resistência ao deslizamento pode ser reduzida, aumentando o ângulo do bisel da canaleta e diminuindo a temperatura, ao passo que a presença de saliva aumenta a força de resistência ao deslizamento.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo principal do presente trabalho foi comparar o teste em 3 pontos com braquetes com o teste de resistência ao deslizamento utilizando um novo dispositivo que realiza a mensuração simultânea do coeficiente de atrito, das forças e dos momentos nos braquetes de ancoragem e da força de desativação no braquete central desalinhado exercidos por fios 0.014" NiTi e CuNiTi, usando diferentes marcas de fio-braquetes e diferentes quantidades de desalinhamento.

Os objetivos secundários foram:

1. Desenvolver um dispositivo que realize os testes *in vitro* com três braquetes, sendo que:
 - os braquetes de ancoragem possam ter diferentes distâncias inter-braquetes e que neles tenha a leitura das forças no eixo x e y (F_x e F_y) e do momento no eixo z (M_z);
 - o braquete central possa sofrer diferentes quantidades de desalinhamentos para vestibular ou para lingual.
2. Obter, por meio de equações advindas do diagrama de corpo livre, a transformação das forças e momentos adquiridos pelo dispositivo nos braquetes de ancoragem em:
 - força de ativação-desativação, exercida no braquete central;
 - força de atrito, forças normais e coeficiente de atrito, exercidos nos braquetes de ancoragem.
3. Avaliar, no teste em 3 pontos com braquetes, se há diferença na força de desativação, no momento e no coeficiente de atrito quando:
 - na presença de simetria das distâncias inter-braquetes (as distâncias entre os centros dos braquetes são iguais), variar a quantidade e o sentido do desalinhamento do braquete central e as marcas de fio-braquetes;

- para uma determinada marca de fio-braquete, variar a simetria nas distâncias inter-braquetes (configuração simétrica e assimétrica) e a quantidade e o sentido do desalinhamento do braquete central.
4. Comparar, no teste em 3 pontos com braquetes, as três formas teóricas de cálculo do coeficiente de atrito cinético nos braquetes de ancoragem e eleger a que for mais próxima da realidade clínica.
 5. Verificar, no teste em 3 pontos com braquetes, se os 10 ciclos, para vestibular ou para lingual, são semelhantes ou não entre si. Com isso, será determinado se há a necessidade de troca de cada amostra de fio-braquete após o 1º ou após determinado ciclo dentro dos 10 ciclos, com desalinhamento para vestibular ou para lingual.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAL

Os instrumentos utilizados na pesquisa serão descritos abaixo.

4.1.1 Braquetes, fios e materiais de suporte

Foram utilizados braquetes autoligáveis passivos metálicos de canaleta 0.022" da marcaOrmco (Damon Q) e da marca Aditek (EasyClip) com prescrição Damon padrão correspondentes ao canino, 1º e 2º pré-molares superiores direitos (dentes 13, 14 e 15, respectivamente). Para cada marca, foram feitas as seguintes medições (Tabela 4.1) nos braquetes utilizando um perfilômetro óptico 2D:

- comprimento do fundo da canaleta ("ca" – vide Figura 4.11)
- comprimento da tampa do braquete ("tampa")

A profundidade da canaleta ("h") foi obtida pelos dados fornecidos pelos fabricantes.

Tabela 4.1 - Medidas do braquete: comprimento (ca) e profundidade da canaleta (h) e comprimento da tampa

Marca	Braquete	ca	tampa	h
Ormco	Canino	2.76mm	2.08mm	0.028" (0.71mm)
	1º pré-molar	2.77mm	2.08mm	
	2º pré-molar	2.77mm	2.08mm	
Aditek	Canino	2.935mm	1.43mm	0.027" (0.69mm)
	1º pré-molar	3mm	1.44mm	
	2º pré-molar	3mm	1.44mm	

A tampa do braquete da marca Aditek é composta de níquel-titânio enquanto que a tampa do braquete da marca Damon é feita de aço inoxidável. O restante do braquete de ambas as marcas é feito de aço inoxidável.

Figura 4.1 - (A) Braquete EasyClip da Aditek e (B) braquete Damon Q da Ormco

Foram utilizados fios 0.014" NiTi da marca Aditek (NiTi termoativado) e CuNiTi da marca Ormco (Damon Copper NiTi), ambos na conformação de arco superior tamanho padrão. Em todos os testes, foi utilizado o segmento posterior do arco, pois esta era a região mais retilínea do arco.

Para fazer as colagens dos braquetes, foram utilizados alguns materiais de suporte: resina composta flow (Opallis A3, da marca FGM), fotopolimerizador, cianoacrilato (Super Bonder), fio de aço 0.021"X0.025" (da marca Morelli) e ligadura elástica cinza (da marca ABZIL).

4.1.2 Máquina de ensaios universais Instron-5565 e câmara térmica

Todos os testes *in vitro* foram realizados utilizando a máquina de ensaios universais Instron-5565 e uma câmara térmica a uma temperatura de $36.7 \pm 0.2^\circ\text{C}$.

4.1.3 Dispositivo desenvolvido

Para confeccionar este dispositivo foram utilizados (Figura 4.2):

- I. duas chapas metálicas em “L” para fixar cada conjunto de 3 células de carga. Estas chapas, fixadas em uma base rígida de polímero por meio de parafusos com porca borboleta, permitiam que a distância entre os dois conjuntos de células de carga variasse. A base de polímero foi fixada por meio de dois parafusos com porca sextavada a uma base metálica, que possibilitou que o dispositivo fosse fixado à máquina de ensaios universais Instron-5565.
- II. seis células de carga unidimensionais fizeram as medições na faixa de 0.01 a 7.5N, com uma precisão de 0.001N. Estas células foram transdutores de força cortante e transformaram uma grandeza física em um sinal elétrico (volts). Foram confeccionados dois conjuntos compostos por 3 células de carga. Cada conjunto foi responsável pela medição das grandezas (as forças no eixo x e y e o momento no eixo z) em um braquete de ancoragem. Para padronizar a nomenclatura ao longo do texto, numa vista frontal do dispositivo, com ele posicionado com a base rígida de polímero paralela à base da máquina Instron, foi considerado como: (a) **lado direito** do dispositivo: conjunto de células localizadas do lado direito do observador; (b) **lado esquerdo** do dispositivo: conjunto de células posicionadas do lado esquerdo do observador; (c) **eixo x**: eixo paralelo à base rígida de polímero do dispositivo; (d) **eixo y**: eixo perpendicular à base rígida de polímero; e (e) **eixo z**: eixo perpendicular ao eixo x e y e que, para o observador, determina a profundidade do dispositivo. Neste trabalho, foi tido como convenção também que, nos braquetes, a força no eixo x (F_x) foi denominada como **f**, a força no eixo y (F_y) como **q** e, o momento no eixo z (M_z) como **M**. A força **f** foi considerada positiva quando o seu sentido era para a direita (lado direito do dispositivo) e, negativa, quando para a esquerda. A força **q** era positiva quando o seu sentido era para cima (da base de polímero em direção às células de carga) e, negativa, quando para baixo. O momento **M** era positivo no sentido

anti-horário e negativo no sentido horário, seguindo a regra da mão direita.

III. Tanto no lado direito quanto no lado esquerdo:

- uma extremidade da célula de carga 1 foi fixada à chapa metálica em “L” através de 2 parafusos com porca sextavada e a outra extremidade foi fixada perpendicularmente à célula de carga 2 por meio de um parafuso com porca sextavada que atravessava as 2 células em suas extremidades.
- a outra extremidade da célula de carga 2 foi unida à extremidade da célula de carga 3 por meio de um parafuso com porca sextavada, que transpassava a célula de carga 2, um bloco metálico intermediário e a célula de carga 3. A célula de carga 2, dessa forma, ficava paralela à célula de carga 3, sendo que entre estas duas células havia um bloco metálico.
- sobre a célula de carga 3 foi colocada uma barra metálica que era presa em uma extremidade por um parafuso com porca sextavada e, próximo da outra extremidade, era apoiada na célula de carga 3 por um sistema – composto por 2 lâminas rígidas de metal e um parafuso com porca sextavada – que dava apoio e, ao mesmo tempo, liberdade para a barra metálica movimentar no eixo x. Na extremidade desta haste metálica foi fixado um bloco metálico por meio de um parafuso com porca sextavada e, sobre este bloco, o braquete de ancoragem era colado. Esta barra metálica permitia que um braço de alavanca fosse criado e, com isso, o momento produzido entre o braquete e o fio fosse medido pelas células de carga.

IV. uma haste de polímero rígida com uma canaleta no centro, a qual permitia que uma peça metálica com formato em “T” se movimentasse no eixo vertical (y) e fosse presa em determinada altura por um parafuso com porca borboleta. A haste de polímero foi presa à base de polímero por meio de 2 parafusos. No teste de resistência ao deslizamento, o braquete central foi colado no patamar da peça metálica com formato em “T” e pôde ser posicionado em diferentes

desalinhamentos. No teste em 3 pontos com braquetes, essa peça metálica não foi utilizada.

- V. uma haste metálica rígida em “L” aparafusada à célula de carga da máquina de ensaios universais Instron-5565 (Figura 4.3). No teste em 3 pontos com braquetes, o braquete central foi colado na base desta haste e a Instron-5565 media a força (F_y , que consiste na força de ativação-desativação) e, ao mesmo tempo, promovia a movimentação do braquete central no eixo y. No teste de resistência ao deslizamento, o fio ortodôntico passava por um pequeno orifício circular presente na base da haste metálica e era preso a ela, sendo que a Instron-5565 ficava responsável por tracionar o fio e medir simultaneamente a força de resistência ao deslizamento (no eixo x) resultante do puxamento do fio ortodôntico através das canaletas dos 3 braquetes. Neste caso, o braquete central ficava fixo em determinado desalinhamento para lingual durante o teste todo.

Figura 4.2 - Vista frontal do dispositivo desenvolvido e seus componentes: (1) chapa metálica em “L”; (2) base rígida de polímero; (3) haste de polímero rígida; (4) peça metálica com formato em “T”; (C1_E) célula de carga 1 esquerda; (C2_E) célula de carga 2 esquerda; (C3_E) célula de carga 3 esquerda; (C1_D) célula de carga 1 direita; (C2_D) célula de carga 2 direita; (C3_D) célula de carga 3 direita

De cada célula de carga, saíam 4 fios elétricos, que foram plugados em um conector RJ45K fêmea (Figura 4.3 e Figura 4.4). Como haviam 6 células de carga e um total de 24 fios, foram usados 3 conectores RJ45K fêmeas. No conector A foram plugados os fios das células 1D e 2D, no conector B, os fios das células de carga 3D e a 3E, e no conector C, os fios das células de carga 1E e 2E. Fios de cabo de rede eram plugados nesses conectores e o sinal eletrônico era transferido do dispositivo para o circuito eletrônico.

Figura 4.3 - (1) Haste metálica rígida em “L” aparafusada à célula de carga da máquina de ensaios universais Instron-5565. Vista frontal (VF) e vista posterior (VP) do dispositivo. Na vista posterior é possível ver os conectores RJ45K fêmea A, B e C

Figura 4.4 - Vista superior (VS) e vista lateral (VL) do dispositivo

4.1.4 Célula de carga, circuito de amplificação de sinal e circuito de alimentação

O princípio de funcionamento da célula de carga unidimensional que foi utilizada nesta pesquisa baseia-se na variação da resistência elétrica dos quatros sensores colados nela, denominados extensômetros ou “*strain gauges*”, quando submetidos a uma deformação. Em cada célula de carga há 4 extensômetros ligados entre si na configuração de ponte de Wheatstone (Figura 4.5), que é formada por quatro braços resistivos e uma tensão de excitação aplicada por 2 fios (+5V e 0V).

Figura 4.5 - Ponte de Wheatstone. V_{EX} é a tensão de excitação e V_O , a tensão de saída

Os outros dois fios (V_{IN}^+ e V_{IN}^-) obtêm a tensão de saída, que é resultante da diferença de potencial elétrico ($V_2 - V_1$) gerado pelo desbalanceamento da ponte de Wheatstone. A tensão de saída é diretamente proporcional à força cortante aplicada na célula de carga.

Como a tensão de saída de cada célula de carga era muito baixa, ela foi amplificada por um amplificador de instrumentação (INA-126P) com constante de amplificação (G) definida pelo resistor (R_G), segundo a fórmula: $G = 5 + (80k\Omega/R_G)$. Foi utilizado um resistor de 39 ohms e, conseqüentemente, obteve-se uma amplificação de $G = 2056,3$. A alimentação do INA-126P ($V^+ = 12V$ e $V^- = -12V$) foi estabilizada por capacitores de 100nF ligados ao potencial terra. O circuito de amplificação do sinal apresentava um INA-126P para cada célula de carga. Após

passar pelo INA-126P, a tensão de saída amplificada e a tensão zero chegavam no terminal e posteriormente saíam dele através de dois fios elétricos que iam para a placa de aquisição de sinal (Figura 4.6).

Figura 4.6 - A diferença de potencial elétrica ($V_2 - V_1$) é proporcional à força cortante em cada célula de carga. Os potenciais V_1 e V_2 pertencem a uma ponte de Wheatstone de extensômetros. Esta diferença de potencial é amplificada por um amplificador de instrumentação (INA-126P) com constante de amplificação definida pelo resistor R_G segundo a fórmula: $G = 5 + (80k\Omega/R_G)$. A linha de alimentação V_+ e a linha V_- são filtradas por capacitores de 100nF ligados ao potencial terra

Para alimentar as pontes de Wheatstone das células de carga e o circuito de amplificação do sinal, foi desenvolvido um circuito de alimentação para fornecer tensões de excitação constantes. Neste circuito de alimentação, um transformador transformava a tensão de +220V em +18V. Posteriormente, esses +18V foram transformados em +12V, -12V, +5V e 0V. O circuito de alimentação recebia uma corrente contínua oriunda de um Nobreak, o qual foi adaptado para transformar +24V, advindos de duas baterias de carro (de 12V e 40A) ligadas em série, em +220V (Figura 4.7).

Figura 4.7 - (A) Circuito de amplificação do sinal; (B) circuito de alimentação; (C) nobreak alimentado por 2 baterias de carro ligadas em série; e (D) placa de aquisição de dados

4.1.5 Placa de aquisição de sinal

Os 12 fios advindos do circuito de amplificação do sinal foram inseridos nas entradas da placa de aquisição de sinal (da marca Measurement Computing, USB-1208LS), na qual foi feita a transformação do sinal analógico em sinal digital. O sinal da placa de aquisição foi transferido para um laptop (da marca Samsung, modelo NP-RF511) via USB. No laptop, foi utilizado o programa LabVIEW (da empresa NATIONAL INSTRUMENTS) para a aquisição dos dados. A taxa de aquisição foi de 1 dado a cada 1.333333 segundos. A cada teste *in vitro* realizado, o programa LabVIEW gerava um arquivo em formato de texto com 7 colunas, sendo que na primeira era marcado o tempo e nas demais 6 colunas eram registrados os valores em volts obtidos em cada célula de carga.

Figura 4.8 - (A) Laptop conectado à placa de aquisição de dados; (B) máquina de ensaios universais Instron com a câmara térmica e o dispositivo desenvolvido; (C) caixas metálicas com o circuito amplificador de sinal e o circuito de alimentação; e (D) computador conectado à Instron

4.2 MÉTODOS

4.2.1 Calibração das células de carga e transformação do sinal em volts para as grandezas físicas a serem estudadas

Com o dispositivo e todo o processo de obtenção do sinal digital prontos, as células de carga foram calibradas com pesos padrão, sendo utilizados os seguintes pesos: zero gramas (sem peso), 10g, 30g, 50g, 100g, 200g, 300g. Toda a calibração foi feita na câmara térmica ($36,7 \pm 0,2^\circ\text{C}$). Cada conjunto de 3 células foi calibrado separadamente em seis posições diferentes (Figura 4.9):

- a) dispositivo na posição padrão de uso e depois posicionado de cabeça para baixo (longo eixo da célula de carga 1 perpendicular ao solo). Os pesos foram colocados, no eixo y, sobre o centro da plataforma aonde o braquete seria colado;

- b) dispositivo posicionado deitado para o lado direito e depois para o lado esquerdo (longo eixo da célula 1 paralelo ao solo). Os pesos foram colocados, no eixo x, sobre o centro da plataforma onde o braquete seria colado;
- c) dispositivo na posição padrão de uso e depois posicionado de cabeça para baixo com uma haste metálica cilíndrica colada com o seu centro (0mm) sobre o centro da plataforma aonde o braquete seria colado. A haste metálica tinha seu longo eixo paralelo à célula de carga 3 e apresentava diferentes marcações de distância (+47.30mm, +33.14mm, +19.83mm, +7.18mm, 0mm, -11.45mm, -24mm, -36.13mm e -47.63mm). Em cada marcação, foram colocados os diferentes pesos, a fim de aplicar um momento conhecido nas células de carga e obter as constantes de calibração para o momento.

Figura 4.9 - Posições do dispositivo para a calibração do momento: (A) dispositivo posicionado normalmente e depois (B) posicionado de cabeça para baixo com uma haste metálica cilíndrica colada com o seu centro (0mm) sobre o centro da plataforma aonde o braquete seria colado

Com esses dados obtidos foi possível realizar, para cada célula de carga, curvas de calibração para cada grandeza medida (F_x , F_y e M_z), que correlacionavam

a tensão de saída da célula de carga a um valor de força (F_x ou F_y) ou momento (M_z). Ao final desse processo, foram obtidas três constantes de calibração para cada célula, totalizando 18 constantes de calibração para todo o dispositivo. Para realizar os cálculos das constantes de calibração, os cálculos para obtenção das grandezas e do módulo estudados e a aquisição dos dados para a análise estatística, foi utilizado o programa MATLAB (MATLAB 7.10.0, R2010a).

Com as constantes de calibração calculadas, foi realizado um script (SCRIPT_1), no programa MATLAB, para transformar as voltagens obtidas pelas células de carga na força f (força no eixo x), na força q (força no eixo y) e no momento M (momento no eixo z), tanto para o conjunto do lado direito quanto para o conjunto do lado esquerdo. Em seguida, todos os testes *in vitro* foram realizados com a câmara térmica ($36,7 \pm 0,2^\circ\text{C}$). Como as curvas obtidas em cada teste apresentavam ruído – advindos dos circuitos, do ambiente aonde foram realizados os testes *in vitro* e das micro-vibrações do dispositivo durante a realização do teste – e offset, foram feitos scripts para minimizar esses fatores. Por meio de equações advindas de diagramas de corpo livre, a força de atrito e as forças normais foram obtidas a partir das grandezas f , q e M . Posteriormente, o coeficiente de atrito foi calculado.

É importante ressaltar que, em todo o trabalho, foi utilizado o Sistema Internacional de Unidades e o braquete esquerdo corresponde ao 2º pré-molar, o braquete central corresponde ao 1º pré-molar e o braquete direito ao canino.

4.2.2 Scripts do teste em 3 pontos com braquetes

Primeiramente, todos os dados coletados pelo dispositivo foram passados pelo SCRIPT_1, no qual os sinais em volts foram transformados nas grandezas f , q e M (Figura 4.10), tanto para o braquete colado no lado direito (f_d , q_d e M_d) quanto para o braquete colado no lado esquerdo (f_e , q_e e M_e) do dispositivo.

Figura 4.10 - Grandezas medidas no teste em 3 pontos com braquetes: (M) momento; (f_e) força horizontal f esquerda (braquete de 2º pré-molar); (f_d) força horizontal f direita (braquete de canino); (q_e) força vertical q esquerda; e (q_d) força vertical q direita

Em seguida, os dados passaram pelos seguintes scripts:

1º) SCRIPT_2: responsável por filtrar as forças f e q e o momento M com um filtro gaussiano.

2º) SCRIPT_3: responsável por remover o offset e a tendência das curvas de cada grandeza. Para isto, foi utilizado um sistema de trigger. Este script chamava mais outros 3 scripts para realizar todos os cálculos.

3º) SCRIPT_4: responsável por calcular, a partir das grandezas originais (f , q e M), a força de atrito (f_a) e as forças normais ($N1$ e $N2$). No mesmo script, o coeficiente de atrito foi calculado. Esses cálculos foram feitos através de equações advindas de diagramas de corpo livre, as quais seguiam as seguintes premissas:

- i) o modelo do braquete do lado direito é diferente do modelo do braquete do lado esquerdo;
- ii) o ângulo β (que consiste no ângulo formado entre o longo eixo do fio e o fundo da canaleta do braquete – em uma vista frontal do teste) é sempre positivo;

- iii) tanto no desalinhamento para vestibular quanto no desalinhamento para lingual, a subida e a descida do braquete central não alteram o modelo;
- iv) o modelo para vestibular é diferente do modelo para lingual;
- v) f_a e f são quase paralelas e apresentam o sinal parecido (o produto escalar dessas forças é sempre positivo).

Para calcular o ângulo β e a diagonal da canaleta do braquete (“diag”), foram utilizadas as seguintes variáveis (Figura 4.11):

- i) h : profundidade da canaleta do braquete;
- ii) d : diâmetro do fio;
- iii) ca : comprimento do fundo da canaleta do braquete;
- iv) $tampa$: comprimento da tampa do braquete;
- v) x : foi calculado da seguinte forma: $x = (ca - tampa)/2$

Figura 4.11 - Parâmetros para calcular o ângulo β e a diagonal (diag) da canaleta do braquete: (d) diâmetro do fio; (ca) comprimento do fundo da canaleta do braquete; (h) profundidade da canaleta do braquete; (tampa) comprimento da tampa do braquete

As fórmulas utilizadas para calcular o ângulo β e a diagonal (“diag”) de cada braquete foram:

$$\beta = \text{atan}((h - d)/(ca - x))$$

$$diag = \sqrt{[(h - (d/\cos \beta))^2 + (ca - x)^2]}$$

sendo, **atan** a tangente inversa em radianos.

Os diagramas de corpo livre utilizados foram os seguintes:

a) Desalinhamento para vestibular:

Figura 4.12 - Diagrama de corpo livre do desalinhamento para vestibular do braquete central: (M) momento; (f_a) força de atrito; (N_1) força normal 1; (N_2) força normal 2; e (q_c) força q no braquete central

b) Desalinhamento para lingual:

Figura 4.13 - Diagrama de corpo livre do desalinhamento para lingual do braquete central: (M) momento; (f_a) força de atrito; ($N1$) força normal 1; ($N2$) força normal 2; e (q_c) força q no braquete central

As equações deduzidas a partir do diagrama para o braquete do lado esquerdo foram:

a) Desalinhamento para vestibular:

$$f_e = (fa_e \times \cos \beta_1) - (N1_e \times \sin \beta_1) + (N2_e \times \sin \beta_1)$$

$$q_e = (fa_e \times \sin \beta_1) + (N1_e \times \cos \beta_1) - (N2_e \times \cos \beta_1)$$

$$M_e = (N1_e \times diag/2) + (N2_e \times diag/2)$$

b) Desalinhamento para lingual:

$$f_e = (fa_e \times \cos \beta_1) - (N1_e \times \sin \beta_1) + (N2_e \times \sin \beta_1)$$

$$q_e = -(fa_e \times \sin \beta_1) - (N1_e \times \cos \beta_1) + (N2_e \times \cos \beta_1)$$

$$M_e = -(N1_e \times diag/2) - (N2_e \times diag/2)$$

As equações deduzidas a partir do diagrama para o braquete do lado direito foram:

a) Desalinhamento para vestibular:

$$\begin{aligned} f_d &= (f a_d \times \cos \beta_2) + (N1_d \times \sin \beta_2) - (N2_d \times \sin \beta_2) \\ q_d &= -(f a_d \times \sin \beta_2) + (N1_d \times \cos \beta_2) - (N2_d \times \cos \beta_2) \\ M_d &= -(N1_d \times \text{diag}/2) - (N2_d \times \text{diag}/2) \end{aligned}$$

b) Desalinhamento para lingual:

$$\begin{aligned} f_d &= (f a_d \times \cos \beta_2) + (N1_d \times \sin \beta_2) - (N2_d \times \sin \beta_2) \\ q_d &= (f a_d \times \sin \beta_2) - (N1_d \times \cos \beta_2) + (N2_d \times \cos \beta_2) \\ M_d &= (N1_d \times \text{diag}/2) + (N2_d \times \text{diag}/2) \end{aligned}$$

Posteriormente, o coeficiente de atrito (μ), tanto para o lado esquerdo quanto para o lado direito, foi calculado de 3 formas diferentes através dos seguintes modelos:

a) coeficiente de atrito baseado em f e q :

Figura 4.14 - Diagrama de corpo livre para o cálculo do coeficiente de atrito baseado em f e q : (f_e) força f do lado esquerdo (no braquete de 2º pré-molar); (f_d) força f do lado direito (no braquete de canino); e (q_e) força q do lado esquerdo e (q_d) força q do lado direito

b) coeficiente de atrito baseado em Fa e N :

Figura 4.15 - Diagrama de corpo livre para o cálculo do coeficiente de atrito baseado em Fa e N : (Fa) força de atrito e (N) força normal

c) coeficiente de atrito baseado em fa , $N1$ e $N2$:

Figura 4.16 - Diagrama de corpo livre para o cálculo do coeficiente de atrito baseado em fa , $N1$ e $N2$: (fa) força de atrito; ($N1$) força normal 1; e ($N2$) força normal 2

Para o cálculo do coeficiente de atrito baseado na força de atrito Fa e na força normal N , foram deduzidas as seguintes fórmulas para o cálculo de Fa e N :

1) para o lado direito:

a) desalinhamento para vestibular:

$$Fa_d = -(q_d \times \sin \beta_2) + (f_d \times \cos \beta_2)$$

$$N_d = (q_d \times \cos \beta_2) + (f_d \times \sin \beta_2)$$

b) desalinhamento para lingual:

$$Fa_d = (q_d \times \sin \beta_2) + (f_d \times \cos \beta_2)$$

$$N_d = (q_d \times \cos \beta_2) - (f_d \times \sin \beta_2)$$

2) para o lado esquerdo:

a) desalinhamento para vestibular:

$$Fa_e = (q_e \times \sin \beta_1) + (f_e \times \cos \beta_1)$$

$$N_e = (q_e \times \cos \beta_1) - (f_e \times \sin \beta_1)$$

b) desalinhamento para lingual:

$$Fa_e = -(q_e \times \sin \beta_1) + (f_e \times \cos \beta_1)$$

$$N_e = (q_e \times \cos \beta_1) + (f_e \times \sin \beta_1)$$

As equações obtidas a partir dos diagramas de corpo livre para o cálculo do coeficiente de atrito (***mu***) dos braquetes de ancoragem foram:

i) coeficiente de atrito baseado em ***f*** e ***q***:

$$mu_{fq} = |f|/|q|$$

ii) coeficiente de atrito baseado em ***Fa*** e ***N***:

$$mu_{fan} = |Fa|/|N|$$

iii) coeficiente de atrito baseado em ***fa***, ***N1*** e ***N2***:

$$mu_{fans} = \frac{|fa|}{|N1| + |N2|}$$

A forma de cálculo do coeficiente de atrito que mais se aproxima do que ocorre na realidade, é a baseada em ***fa***, ***N1*** e ***N2***, pois nela a direção da força de atrito está paralela ao longo eixo do fio e a direção das forças normais presentes nos dois pontos de contato entre fio-braquete está perpendicular ao longo eixo do fio. Além disso, nesta forma de cálculo, o denominador é resultado da soma correta das forças normais: ***|N1| + |N2|***.

No modelo de coeficiente de atrito baseado em Fa e N , a força de atrito Fa está paralela ao longo eixo do fio e seu valor é igual ao de fa . Entretanto, o valor do coeficiente de atrito é superestimado porque a força normal N , embora seja perpendicular ao longo eixo do fio, é subestimada, uma vez que ela é resultado da soma vetorial de $N1$ e $N2$ que têm sentidos opostos:

$$N = |N1 - N2| < |N1| + |N2|$$

O modelo do coeficiente de atrito baseado em f e q utiliza a força f que não está paralela ao longo eixo do fio e uma força q que não está perpendicular ao fio. Neste caso, o valor do coeficiente de atrito é superestimado, uma vez que o denominador q é subestimado porque os sentidos de $N1$ e $N2$ são opostos e o cosseno de β é próximo de 1 (β é pequeno):

$$q = N \times \cos \beta = |N2 - N1| \times \cos \beta$$

$$|N2 - N1| \times \cos \beta < |N1| \times \cos \beta + |N2| \times \cos \beta$$

No braquete central, foi considerado que não havia momento nem força no eixo x, havendo somente a força no eixo y, denominada força q central. Para haver equilíbrio entre as forças no eixo y presentes nos três braquetes, a força q_c deve ter o valor igual à soma da força q_d com a força q_e e sinal oposto ao delas. Dessa forma, o cálculo da força q_c no braquete central é feito da seguinte forma, tanto no desalinhamento para vestibular quanto no desalinhamento para lingual:

$$q_c = (-q_d) + (-q_e)$$

É importante ressaltar que a máquina de ensaios universais Instron também aferiu a força q_c . Os valores obtidos pela Instron foram comparados com os valores obtidos pelo dispositivo, tendo-se como resultado que eles eram iguais estatisticamente. Na literatura, a força q_c recebe o nome de força de ativação ou desativação, dependendo se o braquete está iniciando o movimento em direção ao deslocamento máximo (força de ativação) ou se ele está retornando, a partir do deslocamento máximo, para a sua posição inicial de alinhado-nivelado (força de desativação).

4.2.3 Scripts do teste de resistência ao deslizamento

Primeiramente, todos os dados coletados pelo dispositivo foram passados pelo SCRIPT_1, no qual o sinal em volts foi transformado nas grandezas f , q e M , tanto para o braquete colado no lado direito (f_d , q_d e M_d) quanto para o braquete colado no lado esquerdo (f_e , q_e e M_e) do dispositivo. Em seguida, os dados foram passados pelo SCRIPT_2, que filtrava as forças f e q e o momento M com um filtro gaussiano e removia o offset.

Para o teste de resistência ao deslizamento, os dados coletados pela máquina de ensaios universais Instron foram utilizados para calcular a força f no braquete central. Para poder juntar os dados da Instron com os dados obtidos pelo dispositivo e calcular as grandezas propostas, foi necessário passar os dados da Instron por dois scripts previamente:

1º) SCRIPT_3: como a Instron tinha uma taxa de aquisição de dados maior que a do dispositivo, os dados coletados pela Instron foram pareados no tempo com os dados do dispositivo, seguindo a taxa de aquisição deste.

2º) SCRIPT_4: após o SCRIPT_3, os dados da Instron passaram pelo mesmo filtro gaussiano utilizado para filtrar a força f do dispositivo.

Figura 4.17 - Grandezas medidas no teste de resistência ao deslizamento: (M) momento; (f_e) força horizontal f esquerda (braquete de 2º pré-molar); (f_d) força horizontal f direita (braquete de canino); (q_e) força vertical q esquerda; (q_d) força vertical q direita; (Finstron): força horizontal f medida pela Instron

Com os dados da Instron e do dispositivo tratados e alinhados no tempo, eles foram passados pelo SCRIPT_5 para calcular:

- no braquete esquerdo e direito: a força de atrito (f_a), as forças normais (N) e o coeficiente de atrito (μ).
- no braquete central: a força no eixo y (q), a força no eixo x (f), a força de atrito (f_a), a força normal (N) e o coeficiente de atrito (μ).

Todos os testes de resistência ao deslizamento foram realizados com o braquete central fixo em determinado desalinhamento lingual. O diagrama utilizado neste teste foi o seguinte:

Figura 4.18 - Diagrama de corpo livre do teste de resistência ao deslizamento: (M) momento; (fa) força de atrito do braquete esquerdo; (fa_c) força de atrito do braquete central; (fa_d) força de atrito do braquete direito; (N1) força normal 1; (N2) força normal 2; (N_c) força normal do braquete central; (N_d) força normal do braquete direito; e (Instron): força horizontal *f* medida pela Instron

Para o braquete colado no lado esquerdo do dispositivo, o diagrama de corpo livre e as equações utilizadas para calcular a força de atrito, as forças normais e o coeficiente de atrito foram os mesmos utilizados para o braquete do lado esquerdo do teste em 3 pontos com braquetes no desalinhamento para lingual.

As equações deduzidas a partir do diagrama de corpo livre para o braquete do lado direito foram:

$$\begin{aligned} fa_d &= f_d \\ N_d &= -q_d \\ M_d &= [fa_d \times (h/2)] + [N_d \times (ca/2)] \end{aligned}$$

sendo que *h* é a profundidade da canaleta do braquete e *ca*, o comprimento do fundo da canaleta do braquete. Para calcular o coeficiente de atrito do braquete do lado direito, foi utilizada a seguinte fórmula:

$$\mu_d = |fa_d| / |N_d|$$

No braquete central, foi considerado que não havia momento, havendo somente a força no eixo x e y (forças f e q). Para calcular a força f no braquete central, foi necessário utilizar a força de resistência ao deslizamento medida pela Instron ($F_{instron}$) e as forças f obtidas pelo dispositivo:

$$F_{instron} = f_e + f_c + f_d$$

Logo,

$$f_c = F_{instron} - f_e - f_d$$

Para haver equilíbrio entre as forças no eixo y presentes nos três braquetes, a força q no braquete central deve ser igual à soma das forças q dos braquetes de ancoragem, com sinal oposto aos dela:

$$q_c = (-q_d) + (-q_e)$$

As equações deduzidas a partir do diagrama de corpo livre para o braquete central foram:

$$fa_c = f_c / \cos \beta_1$$

$$N_c = q_c / \cos \beta_1$$

Para o cálculo do coeficiente de atrito do braquete central, foi utilizada a seguinte fórmula:

$$\mu_c = |fa_c| / |N_c|$$

4.2.4 Características dos testes *in vitro*

4.2.4.1 Colagem dos braquetes no dispositivo

Foi seguido o seguinte protocolo de colagem dos braquetes no dispositivo (Figura 4.19):

- a) confecção de um fio-guia de aço inoxidável (vareta de secção transversal retangular, 0.021"x0.025", da marca Morelli) com três sulcos leves, os quais correspondiam à distância entre os centros dos braquetes, visando padronizar a obtenção da distância inter-braquetes;
- b) encaixe do fio-guia nas canaletas, com as marcas de identificação coincidentes com os centros dos braquetes, e fixação do fio ao braquete, nesta posição, com ligadura elástica cinza (ABZIL);
- c) recheagem da distância entre os centros dos braquetes com paquímetro digital (da marca Mitutoyo) e lupa de aumento de cabeça (4X de aumento, da marca Lactona);
- d) posicionamento das três plataformas – sobre as quais foram colados os braquetes – de forma alinhada, no mesmo plano e sem degrau;
- e) aplicação de resina composta flow (Opallis A3, da marca FGM) sobre as plataformas, posicionamento dos braquetes sobre as mesmas, fotopolimerização e remoção das ligaduras elásticas e do fio-guia retangular.

Para ambos os testes, o braquete de 2º pré-molar (dente 15) foi colado na plataforma esquerda do dispositivo e o de canino (dente 13), na plataforma direita.

No teste em 3 pontos com braquetes, o braquete central (correspondente ao 1º pré-molar, dente 14) foi colado na plataforma da haste metálica em "L", que estava aparafusada à célula de carga da Instron. No entanto, no teste de resistência ao deslizamento (Figura 4.20), o braquete central foi colado na plataforma da peça metálica com formato em "T" e, posteriormente posicionado em determinado desalinhamento para lingual usando um guia. Este guia consistia em uma chapa metálica com formato de cruz e espessura de 0.021". O seu longo eixo foi apoiado nas canaletas dos braquetes de ancoragem e, uma das projeções (que seria o "braço" da cruz), foi apoiada na canaleta do braquete central. Posteriormente, a plataforma foi fixada através do parafuso com porca borboleta no desalinhamento correspondente à projeção utilizada, que podia ser de 3 ou 5mm.

Figura 4.19 - Etapas da montagem do teste em 3 pontos com braquetes: (A) braquetes posicionados no fio guia; (B) braquetes com o fio guia posicionados no dispositivo; (C) fotopolimerização da resina que une os braquetes ao dispositivo; e (D) braquetes com o fio ortodôntico 0.014" de NiTi

Figura 4.20 - Etapas da montagem do teste de resistência ao deslizamento: (A) braquetes com o fio guia posicionados no dispositivo e fotopolimerização da resina que une os braquetes ao dispositivo; (B) uso do guia metálico em formato de cruz para posicionar o braquete central em determinado desalinhamento em relação aos braquetes de ancoragem; (C) inserção do fio 0.014" de NiTi nos braquetes e no orifício da haste metálica em "L"; e (D) fixação do fio 0.014" de NiTi na haste metálica em "L" com resina flow e cianoacrilato

Foram utilizadas duas distâncias entre os centros dos três braquetes: (a) na configuração simétrica, a distância entre os centros dos braquetes de ancoragem em relação ao centro do braquete central era de 7.5mm (89); (b) na configuração assimétrica, a distância entre o centro do braquete de 2º pré-molar ao centro do braquete de 1º pré-molar era de 7.5mm e, do centro do braquete de 1º pré-molar ao centro do braquete de canino, de 10.5mm.

4.2.4.2 Posicionamento do dispositivo de acordo com o tipo de teste

O dispositivo podia ser fixado em 2 posições diferentes à base da Instron, dependendo de qual modalidade de teste iria ser realizada (Figura 4.21):

- a) no teste em 3 pontos com braquetes: o dispositivo era fixado em sua posição padrão, com a base rígida de polímero paralela à base da máquina de ensaios Instron.
- b) no teste de resistência ao deslizamento: o dispositivo era fixado de lado – a base rígida de polímero perpendicular à base da máquina de ensaios universais Instron – e a célula de carga 1 direita ficava mais próxima da haste metálica em “L”.

Figura 4.21 – As duas diferentes formas de fixação do dispositivo à base da máquina de ensaios universais Instron: (A) teste em 3 pontos com braquetes e (B) teste de resistência ao deslizamento

No teste em 3 pontos com braquete, o teste iniciava com os braquetes alinhados. Já no teste de resistência ao deslizamento, o braquete central ficava fixo em determinado desalinhamento durante todo teste e, antes de inicia-lo, a ponta do fio ortodôntico, que iria ser puxada pela Instron, foi presa à haste metálica em “L” (Figura 4.20). Para isto, esta ponta do fio ortodôntico foi levada ao rubro com fogo, transpassada pelo orifício da haste metálica em “L”, dobrada sobre ela e firmemente presa com uma gota de cianoacrilato (Super Bonder) seguida por uma camada generosa de resina composta flow, que cobria todo o fio dobrado.

Após fixar o dispositivo e o conjunto fio-braquete na posição correta, a porta da câmara térmica era fechada, esperava-se a temperatura estabilizar em $36,7 \pm 0,2^\circ\text{C}$ e, então, o teste era iniciado.

4.2.5 Desenho experimental

Todos os testes *in vitro* foram realizados a seco, a uma temperatura de $36,7 \pm 0,2^{\circ}\text{C}$ (35, 37). Para cada grupo experimental (Tabela 4.2), foram testados cinco conjuntos de fio-braquete.

No teste em 3 pontos com braquete, cada conjunto de fio-braquete passava por 20 ciclos: primeiro, a Instron deslocava o braquete central 10 vezes para um desalinhamento vestibular e depois 10 vezes para um desalinhamento lingual. Em cada ciclo para vestibular ou lingual, no início, a Instron ficava parada por 10 segundos com as canaletas dos três braquetes alinhadas. Em seguida, deslocava a 6mm/min até o deslocamento máximo (de 3 ou 5mm), ficava parada por 10 segundos e, ao final, retornava a 6mm/min à posição original alinhada. No deslocamento de 3mm, o teste de cada conjunto de fio-braquete durava 27 minutos e, no deslocamento de 5mm, durava 40 minutos.

No teste de resistência ao deslizamento, a Instron tracionou 7mm do fio ortodôntico a uma velocidade de 6mm/min, sendo que o braquete central estava desalinhado para lingual, com um deslocamento em relação aos braquetes de ancoragem de 3 ou 5mm. A duração do teste de cada conjunto fio-braquete foi de 1 minuto e 10 segundos.

Tabela 4.2 - Grupos experimentais da pesquisa (n=5)

Tipo de Teste	Deslocamento (mm)	Marca fio-braquete	Simetria	Repetições das medidas com o mesmo conjunto de fio-braquetes
Em 3 pontos com braquetes	3	Aditek	Simétrico	20 ciclos: 10 primeiros para vestibular e 10 para lingual
			Assimétrico	20 ciclos: 10 primeiros para vestibular e 10 para lingual
	5	Ormco	Simétrico	20 ciclos: 10 primeiros para vestibular e 10 para lingual
		Aditek	Simétrico	20 ciclos: 10 primeiros para vestibular e 10 para lingual
			Assimétrico	20 ciclos: 10 primeiros para vestibular e 10 para lingual
		Ormco	Simétrico	20 ciclos: 10 primeiros para vestibular e 10 para lingual
Resistência ao deslizamento	3	Aditek	Simétrico	1 puxamento com desalinhamento para lingual
		Ormco	Simétrico	1 puxamento com desalinhamento para lingual
	5	Aditek	Simétrico	1 puxamento com desalinhamento para lingual
		Ormco	Simétrico	1 puxamento com desalinhamento para lingual

4.2.6 Grandezas obtidas em cada teste

As grandezas obtidas nos testes foram as seguintes (Tabela 4.3): força no eixo x (f), força no eixo y (q), momento no eixo z (M), força de atrito (fa), força normal (N , $N1$, $N2$) e coeficiente de atrito cinético (μ). As grandezas obtidas diretamente pelo dispositivo foram a f , a q e a M , sendo que as demais foram obtidas a partir de equações advindas dos diagramas de corpo livre.

Tabela 4.3 - Grandezas obtidas em cada braquete segundo o teste *in vitro* realizado

		Grandezas obtidas em cada braquete		
		2º pré-molar	1º pré-molar	Canino
Tipo de teste	3 pontos com braquetes	$f, q, M, fa, N1$ e $N2, \mu$	q	$f, q, M, fa, N1$ e $N2, \mu$
	Resistência ao deslizamento	$f, q, M, fa, N1$ e $N2, \mu$	f, q, fa, N, μ	f, q, M, fa, N, μ

4.2.7 Método de coleta dos dados e análise estatística

Foi estabelecida uma metodologia para obtenção dos dados para estatística utilizando o programa MATLAB. Para cada conjunto de fio-braquete, no teste em 3 pontos com braquetes, cada grandeza estudada gerava 20 curvas, resultantes dos 10 ciclos com desalinhamento vestibular e dos 10 ciclos com desalinhamento lingual. Em cada curva, foram utilizados os seguintes parâmetros para obtenção dos dados:

- i) Valor máximo (pico): para f, q, M e fa na fase de desativação. As curvas das forças f e fa apresentavam dois picos, um na ida em direção ao desalinhamento máximo (na fase de ativação) e outro na volta em direção ao alinhamento (na fase de desativação), sendo coletado o dado correspondente ao pico da fase de desativação.
- ii) Média aritmética do platô: para o μ cinético e para a força q . Na curva do coeficiente de atrito (μ) versus tempo, havia um platô bem característico durante a fase de ativação e foi calculada a média aritmética dos dados desta região. Foram coletados os dados das 3 formas de cálculo do coeficiente de atrito: μ baseado em f e q ; μ baseado em $fa, N1$ e $N2$; μ baseado em Fa e N . Na curva da força q versus deslocamento, havia um platô na fase de ativação e outro na fase de desativação, sendo realizada a média aritmética deste último platô, seguindo a metodologia de Lombardo et al. (18).
- iii) Módulo: para o μ cinético baseado em $fa, N1$ e $N2$. Na fase de desativação, foi obtida a variação do coeficiente de atrito cinético em

função da variação do deslocamento do braquete central, com o intuito de verificar o quanto o coeficiente de atrito cinético varia de acordo com a quantidade de desalinhamento do braquete central. Para isto, foram selecionados 2 pontos na curva, na fase de desativação, e adquirido os valores correspondentes de ***mu*** cinético e do deslocamento. A fórmula utilizada para o cálculo do módulo foi:

$$\text{módulo de } \mu = \Delta \mu \text{ cinético} / \Delta \text{deslocamento}$$

$$\text{módulo de } \mu = (\mu_{final} - \mu_{inicial}) / (\text{desloc}_{final} - \text{desloc}_{inicial})$$

Já no teste de resistência ao deslizamento, para cada conjunto de fio-braquete, havia uma curva para cada grandeza estudada. Isso porque foi realizado apenas um puxamento para cada conjunto de fio-braquete. Em cada curva, foram utilizados os seguintes parâmetros para obtenção dos dados (Tabela 4.4):

- i) Valor máximo (pico): para ***f***, ***q***, ***M*** e ***fa***.
- ii) Média aritmética do platô: para o ***mu*** cinético baseado em ***fa***, ***N1*** e ***N2***. No início da curva do coeficiente de atrito havia um pico, correspondente ao coeficiente de atrito estático, e, em seguida, o ***mu*** tendia a estabilizar, formando um platô. Foram coletados então os dados do platô que ia da metade até o final da curva e calculado a média aritmética destes dados.

Tabela 4.4 - Parâmetros para obtenção dos dados para análise estatística de acordo com o tipo de teste e braquete

Tipo de teste	Parâmetros para obtenção dos dados	Grandezas analisadas no braquete de 2º pré-molar e canino	Grandezas analisadas no braquete de 1º pré-molar
Resistência ao deslizamento	Pico da curva	f, q, M, fa	q
	Média do platô da metade final da curva	μ cinético baseado em $fa, N1$ e $N2$	
3 pontos com braquetes	Pico de cada curva na fase de desativação	f, q, M, fa	q
	Média aritmética do platô de cada curva	μ cinético baseado em f e q ; μ cinético baseado em $fa, N1$ e $N2$; μ cinético baseado em Fa e N ; q na fase de desativação	
	Variação de μ cinético (baseado em $fa, N1$ e $N2$) dividido pela variação de deslocamento	Módulo de μ	

Todos os dados coletados foram analisados estatisticamente com o programa Statistica (versão 8.0). As análises estatísticas realizadas foram baseadas em diferentes abordagens das variáveis dependentes e independentes (Tabela 4.5).

Tabela 4.5 - Variáveis dependentes e independentes utilizadas nas análises estatísticas

Variáveis independentes	Variáveis dependentes
<ul style="list-style-type: none"> • Tipo de teste: <ul style="list-style-type: none"> a) 3 pontos com braquetes b) resistência ao deslizamento • Marca de fio-braquete: <ul style="list-style-type: none"> a) Aditek b)Ormco • Deslocamento: <ul style="list-style-type: none"> a) 3mm b) 5mm • Desalinhamento: <ul style="list-style-type: none"> a) vestibular b) lingual • Braquete: <ul style="list-style-type: none"> a) 2º pré-molar b) 1º pré-molar c) canino. • Simetria das distâncias inter-braquetes: <ul style="list-style-type: none"> a) simétrico b) assimétrico • Forma de cálculo do coeficiente de atrito cinético: <ul style="list-style-type: none"> a) μ cinético baseado em f e q b) μ cinético baseado em fa, $N1$ e $N2$ c) μ cinético baseado em Fa e N • Repetição <ul style="list-style-type: none"> a) 1º ciclo b) 2º ciclo c) 3º ciclo d) 4º ciclo e) 5º ciclo f) 6º ciclo g) 7º ciclo h) 8º ciclo i) 9º ciclo j) 10º ciclo • Localização da força q <ul style="list-style-type: none"> a) $q1$ b) $q2$ 	<p style="text-align: center;">f</p> <p>$q1$ (valor máximo da força q na fase de desativação)</p> <p>$q2$ (valor correspondente à média aritmética da força q no platô da fase de desativação)</p> <p style="text-align: center;">q no braquete central</p> <p style="text-align: center;">M</p> <p style="text-align: center;">fa</p> <p style="text-align: center;">μ cinético</p> <p style="text-align: center;">módulo de μ</p>

Foram realizados seis tipos análises:

- **Análise A:** foram utilizados os dados no desalinhamento lingual e com simetria nas distâncias inter-braquetes. Esta análise foi realizada em dois grupos: (a) na análise A1, foram avaliadas as grandezas presentes

nos braquetes de ancoragem (2º pré-molar e canino); e (b) na análise A2, foi avaliada a grandeza presente no braquete central (1º pré-molar). Na análise A1, para cada variável dependente (f , $q1$, M , fa e μ cinético baseado em fa , $N1$ e $N2$), foram analisadas as seguintes variáveis independentes: o tipo de teste, marca de fio-braquete, deslocamento e braquete (2º pré-molar e canino). Em seguida, nesta mesma análise A1, cada tipo de teste foi analisado estatisticamente em separado, e, para as mesmas variáveis dependentes, foram utilizadas as variáveis independentes marca de fio-braquete, deslocamento e braquete. Na análise A2, para a variável dependente $q1$, foram analisadas as seguintes variáveis independentes: tipo de teste, marca de fio-braquete e deslocamento. Nesta mesma análise A2, cada tipo de teste foi analisado estatisticamente em separado, e, para a variável dependente $q1$, foram utilizadas as variáveis independentes marca de fio-braquete e deslocamento. Um dos objetivos destas análises é verificar se os valores das grandezas gerados no teste em 3 pontos com braquetes são semelhantes ou não aos valores gerados no teste de resistência ao deslizamento.

- **Análise B:** foram utilizados, dos dois tipos de testes, os dados de μ cinético – baseado em fa , $N1$ e $N2$ – do braquete esquerdo (2º pré-molar), na configuração simétrica e no desalinhamento lingual. Para a variável dependente μ cinético, foram analisadas as seguintes variáveis independentes: o tipo de teste, marca de fio-braquete e deslocamento. Como o diagrama de corpo livre do braquete esquerdo no teste em 3 pontos com braquetes é o mesmo utilizado para o braquete esquerdo do teste de resistência ao deslizamento, o objetivo desta análise é verificar se os valores de μ cinético são diferentes ou não dependendo do tipo de teste para o braquete esquerdo.
- **Análise C:** foram utilizados os dados do teste em 3 pontos com braquetes e com simetria nas distâncias inter-braquetes. Esta análise foi realizada em dois grupos: (a) na análise C1, foram avaliadas as grandezas presentes nos braquetes de ancoragem (2º pré-molar e canino); e (b) na análise C2, foram avaliadas as grandezas presentes

no braquete central (1º pré-molar). Na análise C1, para cada variável dependente (M , μ cinético baseado em fa , $N1$ e $N2$ e o módulo de μ), foram analisadas as seguintes variáveis independentes: marca de fio-braquete, deslocamento, desalinhamento e braquete (2º pré-molar e canino). Na análise C2, para cada variável dependente ($q1$ e $q2$), foram analisadas as seguintes variáveis independentes: marca de fio-braquete, deslocamento e desalinhamento.

- **Análise D:** foram utilizados os dados do teste em 3 pontos com braquetes e da marca de fio-braquete Aditek. Esta análise foi realizada em dois grupos: (a) na análise D1, foram avaliadas as grandezas presentes nos braquetes de ancoragem (2º pré-molar e canino); e (b) na análise D2, foram avaliadas as grandezas presentes no braquete central (1º pré-molar). Na análise D1, para cada variável dependente (M , μ cinético baseado em fa , $N1$ e $N2$ e o módulo de μ), foram analisadas as seguintes variáveis independentes: simetria das distâncias inter-braquetes, deslocamento, desalinhamento e braquete (2º pré-molar e canino). Na análise D2, para cada variável dependente ($q1$ e $q2$), foram analisadas as seguintes variáveis independentes: simetria das distâncias inter-braquetes, deslocamento e desalinhamento. Um dos objetivos destas análises é verificar se os valores das grandezas gerados na configuração simétrica das distâncias inter-braquetes são semelhantes ou não aos valores gerados na configuração assimétrica.
- **Análise E:** foram utilizados os dados do teste em 3 pontos com braquetes e na configuração simétrica das distâncias inter-braquetes. Esta análise foi realizada em quatro grupos: (a) na análise E1, foi analisada a marca de fio-braquete Aditek, no deslocamento de 3mm; (b) na análise E2, foi analisada a marca de fio-braquete Aditek, no deslocamento de 5mm; (c) na análise E3, foi analisada a marca de fio-braquete Ormco, no deslocamento de 3mm; e (d) na análise E4, foi analisada a marca de fio-braquete Ormco, no deslocamento de 5mm. A variável dependente foi o μ cinético e as variáveis independentes avaliadas foram: forma de cálculo do coeficiente de atrito cinético,

desalinhamento e braquete (2º pré-molar e canino). O objetivo principal desta análise foi verificar se, no teste em 3 pontos com braquetes e na configuração simétrica das distâncias inter-braquetes, as três formas de cálculo do *mu* cinético geram valores semelhantes ou não de *mu* cinético.

- **Análise F:** tem como intuito verificar, no teste em 3 pontos com braquetes, se os valores de determinada grandeza nos 10 ciclos – para vestibular ou para lingual – são iguais entre si ou não. Com isso, será avaliado se cada amostra de fio-braquete deverá ser trocada após o primeiro ciclo ou após determinado ciclo dentro dos 10 ciclos. Foram estudadas as seguintes variáveis dependentes presentes nos braquetes de ancoragem: *f*, *q1*, *q2*, *M*, e *mu* cinético baseado em *fa*, *N1* e *N2*. Para cada variável dependente, analisou-se as seguintes variáveis independentes: repetição (1º ao 10º ciclo), desalinhamento e braquete (2º pré-molar e canino). Esta análise foi realizada em seis grupos: (F1) marca de fio-braquete Aditek, no deslocamento de 3mm e na configuração assimétrica; (F2) marca de fio-braquete Aditek, no deslocamento de 5mm e na configuração assimétrica; (F3) marca de fio-braquete Aditek, no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica; (F4) marca de fio-braquete Aditek, no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica; (F5) marca de fio-braquete Ormco, no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica; e (F6) marca de fio-braquete Ormco, no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica.
- **Análise G:** tem como intuito principal verificar, no teste em 3 pontos com braquetes, se as forças *q1* e *q2* no braquete central são estatisticamente semelhantes ou não. Na análise G1, foram utilizados os dados na configuração simétrica e, para a variável dependente *q* no braquete central, foram analisadas as seguintes variáveis independentes: marca de fio-braquete, deslocamento, desalinhamento e localização da força *q* (*q1* e *q2*). Na análise G2, foram utilizados os dados da marca de fio-braquete Aditek e, para a variável dependente *q* no braquete central, foram analisadas as seguintes variáveis

independentes: simetria das distâncias inter-braquetes, deslocamento, desalinhamento e localização da força q .

É importante ressaltar que, nas análises A e B, foram usados os dados do primeiro ciclo para lingual do teste em 3 pontos com braquetes. Já nas análises C, D, E e G foram usados os dados do primeiro ciclo para vestibular e do primeiro ciclo para lingual do teste em 3 pontos com braquetes. Na análise F, foram usados os dados dos 10 ciclos para vestibular e dos 10 ciclos para lingual.

Para todas as análises descritas acima, foi realizada a análise de variância (ANOVA) e o teste Post Hoc Tukey para comparação das médias, com um $p < 0.05$ para determinar as diferenças entre os grupos. Nas análises A, B, C, D, E e G, foi realizada a ANOVA fatorial. Na análise F, foi realizada a ANOVA de medidas repetidas.

5 RESULTADOS

O dispositivo proposto foi desenvolvido e conseguiu medir, nos braquetes de ancoragem, as forças f e q na faixa de 0.01N a 7.5N, com uma precisão de 0.001N, e o momento na faixa de 0.00007Nm a 0.1Nm, com uma precisão de 0.00001Nm. O erro das medições, que consiste na divisão do desvio padrão pela média, foi de 2%. A partir dos dados coletados pelo dispositivo e de equações da mecânica clássica advindas de diagramas de corpo livre, foi possível calcular a força de atrito, as forças normais e o coeficiente de atrito cinético nos braquetes de ancoragem e a força q (força de ativação-desativação) no braquete central. O dispositivo foi utilizado no teste em 3 pontos com braquetes e no teste de resistência ao deslizamento.

Todos os gráficos e todos os scripts gerados no MATLAB estão disponíveis no site (<http://www.carolfreitas11.wix.com/tesedoutorado>). No gráfico a seguir (Gráfico 5.1), por exemplo, é possível observar as 10 curvas do coeficiente de atrito baseado em fa , $N1$ e $N2$ do braquete de canino (marca Aditek) em função do tempo, com desalinhamento para lingual do braquete central, no teste em 3 pontos com braquetes e na configuração simétrica das distâncias inter-braquetes.

Gráfico 5.1 - Coeficiente de atrito baseado em f_a , $N1$ e $N2$ do braquete de canino (eixo y) em função do tempo (eixo x). A curva formada pelo símbolo azul "+" corresponde ao deslocamento em função do tempo (em segundos). Neste caso, o deslocamento máximo foi de 3mm. As 10 curvas coloridas correspondem aos 10 ciclos para lingual do coeficiente de atrito em função do tempo e, a curva preta com "*", corresponde à curva média destas 10 curvas

No Gráfico 5.2 é possível observar as 10 curvas da força q no braquete de canino (marca Aditek) em função do deslocamento de 3mm, com desalinhamento para vestibular do braquete central, no teste em 3 pontos com braquetes e na configuração simétrica das distâncias inter-braquetes.

Gráfico 5.2 – Força q (eixo y), em N, no braquete de canino em função do deslocamento de 3mm (eixo x), em metros. As 10 curvas coloridas correspondem aos 10 ciclos da força q em função do deslocamento

Os resultados obtidos nas análises estatísticas serão abordados de acordo com o tipo de análise (A, B, C, D, E, F e G). Todas as forças serão expressas em newton (N) e o momento em newton-metro (Nm).

5.1 ANÁLISE A

Houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) entre o teste em 3 pontos com braquetes e o teste de resistência ao deslizamento para os valores das seguintes variáveis dependentes (Tabela 5.1):

- nos braquetes de ancoragem: forças f e fa , momento (M) e coeficiente de atrito cinético (μ cinético); e
- no braquete central: força $q1$ (força de desativação).

Para a força $q1$ nos braquetes de ancoragem, não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois tipos de teste. No entanto, houve diferença estatisticamente significativa para a força $q1$ nos braquetes de ancoragem nas

interações tipo de teste-marca, tipo de teste-braquete, tipo de teste-deslocamento e tipo de teste-braquete-deslocamento.

Tabela 5.1 - De acordo com o teste de Tukey, as variáveis f , fa , $q1$ no braquete central, M e μ cinético do teste em 3 pontos com braquetes foram significativamente diferentes ($p < 0.05$) das do teste de resistência ao deslizamento*

Tipo de teste	f	fa	$q1$ ancoragem	M	μ	$q1$ central
3 pontos	0.85	0.80	1.80	0.0069	0.14	3.61
RD	1.88	1.97	1.88	0.0034	0.92	2.46

* forças f , fa e $q1$ em newton (N) e o M em newton-metro (Nm)

5.1.1 Análise A1

5.1.1.1 Força f

Para a força f , foi possível constatar diferença estatisticamente significante para o tipo de teste, para a marca de fio-braquete, para o braquete, para o deslocamento e para algumas interações das variáveis independentes (tipo de teste-marca, tipo de teste-braquete, tipo de teste-deslocamento, marca-braquete, braquete-deslocamento, tipo de teste-marca-deslocamento, tipo de teste-braquete-deslocamento). De acordo com o teste de Tukey, o teste em 3 pontos com braquetes gerou uma força f (0.85N) estatisticamente menor ($p < 0.05$) que a do teste de resistência ao deslizamento (1.88N). Para o teste em 3 pontos com braquetes (Tabela 5.2), a marca de fio-braquete Aditek apresentou uma força f (0.54N) estatisticamente menor que a da Ormco (1.16N). Em contrapartida, para o teste de resistência ao deslizamento ocorreu o contrário: a marca de fio-braquete Aditek mostrou uma força f (2.00N) maior que a da Ormco (1.77N).

Tabela 5.2 - Teste de Tukey das variáveis independentes tipo de teste e marca de fio-braquete para a variável dependente força f (N)

	Tipo de teste	Marca	f	1	2	3	4
1	3 pontos	Aditek	0.54	****			
2	3 pontos	Ormco	1.16		****		
3	RD	Ormco	1.77			****	
4	RD	Aditek	2.00				****

No teste em 3 pontos com braquetes (Tabela 5.3), a força f no braquete de 2º pré-molar foi semelhante estatisticamente ao do canino, enquanto que, no teste de resistência ao deslizamento, a força f no braquete de 2º pré-molar foi menor que a no braquete de canino.

Tabela 5.3 - Teste de Tukey das variáveis independentes tipo de teste e braquete para a variável dependente força f (N)

	Tipo de teste	Braquete	f	1	2	3
1	3 pontos	2Pm	0.84	****		
2	3 pontos	C	0.86	****		
3	RD	2Pm	1.14		****	
4	RD	C	2.63			****

O deslocamento de 3mm gerou uma força f estatisticamente menor que o deslocamento de 5mm, em ambos os tipos de teste (Tabela 5.4). A magnitude da força f no teste de resistência ao deslizamento foi maior que a do teste em 3 pontos com braquetes.

Tabela 5.4 - Teste de Tukey das variáveis independentes tipo de teste e deslocamento para a variável dependente força f (N)

	Tipo de teste	Deslocamento	f	1	2	3	4
1	3 pontos	3mm	0.64	****			
2	3 pontos	5mm	1.06		****		
3	RD	3mm	1.46			****	
4	RD	5mm	2.31				****

Realizando a estatística somente do teste em 3 pontos com braquetes (Tabela 5.5), observou-se que as variáveis com diferença estatisticamente significativa foram a marca de fio-braquete, deslocamento e a interação entre estas variáveis. A força f no braquete de 2º pré-molar foi estatisticamente igual à do braquete de canino.

Tabela 5.5 - Teste de Tukey das variáveis independentes marca, braquete e deslocamento para a variável dependente força f (N)

	Marca	Braquete	Deslocamento	f	1	2	3	4
1	Aditek	2Pm	3mm	0.42	****			
2	Aditek	C	3mm	0.47	****			
3	Aditek	2Pm	5mm	0.62		****		
4	Aditek	C	5mm	0.64		****		
5	Ormco	2Pm	3mm	0.82			****	
6	Ormco	C	3mm	0.86			****	
7	Ormco	C	5mm	1.48				****
8	Ormco	2Pm	5mm	1.48				****

Realizando a estatística somente do teste de resistência ao deslizamento (Tabela 5.6), observou-se que as variáveis com diferença estatisticamente significativa foram a marca de fio-braquete, braquete, deslocamento e a interação entre as variáveis braquete e deslocamento. Ao contrário do que ocorre no teste em 3 pontos com braquetes, a força f da marca Ormco é menor que a da marca Aditek no teste de resistência ao deslizamento. Além disso, a força f no braquete de canino é maior que a do braquete de 2º pré-molar.

Tabela 5.6 - Teste de Tukey das variáveis independentes marca, braquete e deslocamento para a variável dependente força f (N)

	Marca	Braquete	Deslocamento	f	1	2	3	4
1	Ormco	2Pm	5mm	1.05	****			
2	Ormco	2Pm	3mm	1.14	****			
3	Aditek	2Pm	5mm	1.17	****			
4	Aditek	2Pm	3mm	1.19	****			
5	Ormco	C	3mm	1.65		****		
6	Aditek	C	3mm	1.84		****		
7	Ormco	C	5mm	3.23			****	
8	Aditek	C	5mm	3.78				****

5.1.1.2 Força fa

Para a força fa , foi possível observar diferença estatisticamente significativa para o tipo de teste, para a marca de fio-braquete, para o braquete, para o deslocamento e para algumas interações das variáveis independentes (tipo de teste-marca, tipo de teste-braquete, tipo de teste-deslocamento, marca-deslocamento, braquete-deslocamento, tipo de teste-marca-deslocamento, tipo de teste-braquete-deslocamento). De acordo com o teste de Tukey, o teste em 3 pontos com braquetes teve uma força fa (0.80N) menor e estatisticamente diferente ($p < 0.05$) da do teste de resistência ao deslizamento (1.97N).

Segundo a interação tipo de teste-marca (Tabela 5.7), para o teste em 3 pontos com braquetes, a marca de fio-braquete Aditek teve uma força fa (0.49N) menor que a da Ormco (1.10N). Porém, para o teste de resistência ao deslizamento aconteceu o contrário: a marca de fio-braquete Aditek apresentou uma força fa (2.09N) maior que a da Ormco (1.85N).

Tabela 5.7 - Teste de Tukey das variáveis independentes tipo de teste e marca de fio-braquete para a variável dependente força fa (N)

	Tipo de teste	Marca	fa	1	2	3	4
1	3 pontos	Aditek	0.49	****			
2	3 pontos	Ormco	1.10		****		
3	RD	Ormco	1.85			****	
4	RD	Aditek	2.09				****

De acordo com a interação tipo de teste-braquete (Tabela 5.8), no teste em 3 pontos com braquetes, a força fa no braquete de 2º pré-molar foi igual ao do canino, enquanto que, no teste de resistência ao deslizamento, a força fa no braquete de 2º pré-molar foi menor que a no braquete de canino.

Tabela 5.8 - Teste de Tukey das variáveis independentes tipo de teste e braquete para a variável dependente força f_a (N)

	Tipo de teste	Braquete	f_a	1	2	3
1	3 pontos	2Pm	0.78	****		
2	3 pontos	C	0.81	****		
3	RD	2Pm	1.31		****	
4	RD	C	2.63			****

O deslocamento de 3mm gerou uma força f_a menor que o deslocamento de 5mm (Tabela 5.9), para ambos os tipos de teste. Além disso, a magnitude da força f_a no teste de resistência ao deslizamento foi estatisticamente maior que a do teste em 3 pontos com braquetes.

Tabela 5.9 - Teste de Tukey das variáveis independentes tipo de teste e deslocamento para a variável dependente força f_a (N)

	Tipo de teste	Deslocamento	f_a	1	2	3	4
1	3 pontos	3mm	0.57	****			
2	3 pontos	5mm	1.03		****		
3	RD	3mm	1.52			****	
4	RD	5mm	2.42				****

Na tabela da interação entre as variáveis tipo de teste, braquete e deslocamento (Tabela 5.10), foi possível observar que: (a) o teste em 3 pontos com braquetes apresentou uma força f_a estatisticamente menor que a do teste de resistência ao deslizamento; (b) deslocamentos maiores geraram forças f_a maiores; e (c) a força f_a se comportou de forma diferente para a variável braquete dependendo do tipo de teste.

Tabela 5.10 - Teste de Tukey das variáveis independentes tipo de teste, braquete e deslocamento para a variável dependente força fa (N)

	Tipo de teste	Braquete	Deslocamento	fa	1	2	3	4	5
1	3 pontos	2Pm	3mm	0.55	****				
2	3 pontos	C	3mm	0.59	****				
3	3 pontos	2Pm	5mm	1.02		****			
4	3 pontos	C	5mm	1.03		****			
5	RD	2Pm	3mm	1.30			****		
6	RD	2Pm	5mm	1.33			****		
7	RD	C	3mm	1.74				****	
8	RD	C	5mm	3.51					****

Realizando a estatística somente do teste em 3 pontos com braquetes (Tabela 5.11), observou-se que as variáveis com diferença estatisticamente significativa foram a marca de fio-braquete, o deslocamento e a interação entre estas variáveis. A marca Aditek apresentou uma força fa estatisticamente menor que a marcaOrmco. A força fa no braquete de 2º pré-molar foi estatisticamente igual à do braquete de canino. O deslocamento de 5mm apresentou uma força fa maior que o deslocamento de 3mm.

Tabela 5.11 - Teste de Tukey das variáveis independentes marca, braquete e deslocamento para a variável dependente força fa (N)

	Marca	Braquete	Deslocamento	fa	1	2	3	4	5
1	Aditek	2Pm	3mm	0.37	****				
2	Aditek	C	3mm	0.42	****				
3	Aditek	2Pm	5mm	0.59		****			
4	Aditek	C	5mm	0.61		****	****		
5	Ormco	2Pm	3mm	0.72			****	****	
6	Ormco	C	3mm	0.77				****	
7	Ormco	C	5mm	1.46					****
8	Ormco	2Pm	5mm	1.46					****

Fazendo a estatística somente do teste de resistência ao deslizamento, observou-se que as variáveis com diferença estatisticamente significativa foram a marca de fio-braquete, braquete, deslocamento e a interação entre as variáveis braquete e deslocamento. A marca Aditek apresentou uma força fa maior que a marcaOrmco. O braquete de canino exibiu força fa maior que o braquete de 2º pré-molar. Através da interação marca-braquete-deslocamento (Tabela 5.12), foi possível

notar que os valores de fa , no braquete de 2º pré-molar, foram estatisticamente semelhantes para ambas as marcas de fio-braquete e nos dois deslocamentos. No braquete de canino, as forças fa aumentaram conforme o deslocamento aumentou e foram maiores para a marca Aditek em comparação com a marca Ormco.

Tabela 5.12 - Teste de Tukey das variáveis independentes marca, braquete e deslocamento para a variável dependente força fa (N)

	Marca	Braquete	Deslocamento	fa	1	2	3	4
1	Ormco	2Pm	3mm	1.25	****			
2	Ormco	2Pm	5mm	1.26	****			
3	Aditek	2Pm	3mm	1.34	****			
4	Aditek	2Pm	5mm	1.41	****	****		
5	Ormco	C	3mm	1.65	****	****		
6	Aditek	C	3mm	1.84		****		
7	Ormco	C	5mm	3.23			****	
8	Aditek	C	5mm	3.78				****

5.1.1.3 Força $q1$ nos braquetes de ancoragem

Para a força $q1$ nos braquetes de ancoragem, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para o braquete, para o deslocamento e para algumas interações das variáveis independentes (tipo de teste-marca, tipo de teste-braquete, tipo de teste-deslocamento, braquete-deslocamento, tipo de teste-braquete-deslocamento). De acordo com o teste de Tukey, o teste em 3 pontos com braquetes apresentou uma força $q1$ (1.80N) estatisticamente igual ($p = 0.17$) ao do teste de resistência ao deslizamento (1.88N).

Da interação das variáveis tipo de teste e marca de fio-braquete, observou-se que (Tabela 5.13), no teste em 3 pontos com braquetes, a marca Aditek gerou uma força $q1$ menor que a marca Ormco e, no teste de resistência ao deslizamento, aconteceu o contrário, ou seja, a marca Ormco gerou uma força $q1$ menor que a marca Aditek.

Tabela 5.13 - Teste de Tukey das variáveis independentes tipo de teste e marca de fio-braquete para a variável dependente força $q1$ (N)

	Tipo de teste	Marca	$q1$	1	2
1	3 pontos	Aditek	1.69	****	
2	RD	Ormco	1.70	****	
3	3 pontos	Ormco	1.91		****
4	RD	Aditek	2.06		****

Da interação das variáveis tipo de teste e braquete (Tabela 5.14), observou-se que, no teste em 3 pontos com braquetes, a força $q1$ no braquete de 2º pré-molar foi igual estatisticamente a do braquete de canino e, no teste de resistência ao deslizamento, a força $q1$ no braquete de canino foi maior que a do braquete de 2º pré-molar.

Tabela 5.14 - Teste de Tukey das variáveis independentes tipo de teste e braquete para a variável dependente força $q1$ (N)

	Tipo de teste	Braquete	$q1$	1	2	3
1	RD	2Pm	1.29	****		
2	3 pontos	C	1.76		****	
3	3 pontos	2Pm	1.84		****	
4	RD	C	2.46			****

A força $q1$, segundo a interação das variáveis tipo de teste e deslocamento (Tabela 5.15), foi maior para o deslocamento de 5mm do que para o de 3mm. No deslocamento de 3mm, os dois tipos de teste apresentaram a força $q1$ estatisticamente semelhante e, no deslocamento de 5mm, diferente.

Tabela 5.15 - Teste de Tukey das variáveis independentes tipo de teste e deslocamento para a variável dependente força $q1$ (N)

	Tipo de teste	Deslocamento	$q1$	1	2	3
1	RD	3mm	1.34	****		
2	3 pontos	3mm	1.49	****		
3	3 pontos	5mm	2.11		****	
4	RD	5mm	2.42			****

No gráfico da interação tipo de teste-braquete-deslocamento (Gráfico 5.3), foi possível notar que, para ambos os deslocamentos, no teste em 3 pontos com braquetes, a força $q1$ no braquete de 2º pré-molar foi igual à do canino. Porém, no teste de resistência ao deslizamento, a força $q1$ foi maior no braquete de canino do que no de 2º pré-molar.

Gráfico 5.3 - Interação das variáveis tipo de teste, braquete e deslocamento ($p < 0.05$)

Realizando a estatística somente do teste em 3 pontos com braquetes (Tabela 5.16), observou-se que as variáveis com diferença estatisticamente significativa foram a marca de fio-braquete, o deslocamento e a interação entre estas variáveis. A força $q1$ no braquete de 2º pré-molar foi estatisticamente igual à do canino.

Tabela 5.16 - Teste de Tukey das variáveis independentes marca de fio-braquete e deslocamento para a variável dependente força $q1$ (N)

	Marca	Deslocamento	$q1$	1	2	3
1	Aditek	3mm	1.48	****		
2	Ormco	3mm	1.51	****		
3	Aditek	5mm	1.90		****	
4	Ormco	5mm	2.32			****

Fazendo a estatística somente do teste de resistência ao deslizamento (Tabela 5.17), observou-se que as variáveis com diferença estatisticamente significativa foram a marca de fio-braquete, braquete, deslocamento e algumas interações entre estas variáveis (marca-braquete e braquete-deslocamento). O braquete de canino apresentou forças $q1$ maiores que as do braquete de 2º pré-molar. Os valores de $q1$, no braquete de 2º pré-molar, foram iguais para ambas as marcas de fio-braquete. Entretanto, para o braquete de canino, a força $q1$ foi maior para a marca Aditek do que para a marca Ormco.

Tabela 5.17 - Teste de Tukey das variáveis independentes marca de fio-braquete e braquete para a variável dependente força $q1$ (N)

	Marca	Braquete	$q1$	1	2	3
1	Ormco	2Pm	1.18	****		
2	Aditek	2Pm	1.40	****		
3	Ormco	C	2.22		****	
4	Aditek	C	2.70			****

Através da interação braquete-deslocamento, notou-se que o braquete de 2º pré-molar no deslocamento de 3mm apresentou a menor força $q1$ (Tabela 5.18), seguido pelo braquete de 2º pré-molar no deslocamento de 5mm, que estatisticamente apresentou valor igual ao do braquete de canino no deslocamento de 3mm, seguido pelo braquete de canino no deslocamento de 5mm.

Tabela 5.18 - Teste de Tukey das variáveis independentes marca de fio-braquete e deslocamento para a variável dependente força q_1 (N)

	Braquete	Deslocamento	q_1	1	2	3
1	2Pm	3mm	0.98	****		
2	2Pm	5mm	1.60		****	
3	C	3mm	1.69		****	
4	C	5mm	3.24			****

5.1.1.4 Momento

Para o momento (M), foi possível observar diferença estatisticamente significativa para o tipo de teste, para o braquete, para o deslocamento e para algumas interações das variáveis independentes (tipo de teste-marca, tipo de teste-braquete, tipo de teste-deslocamento, marca-deslocamento, braquete-deslocamento, tipo de teste-marca-deslocamento). De acordo com o teste de Tukey, o teste em 3 pontos com braquetes teve um momento (0.0069Nm) estatisticamente maior ($p < 0.05$) que o teste de resistência ao deslizamento (0.0034Nm).

A partir da interação das variáveis tipo de teste e marca de fio-braquete (Tabela 5.19) foi possível observar que, no teste de resistência ao deslizamento, o momento foi menor para a marca Ormco do que para a marca Aditek. Em contrapartida, no teste em 3 pontos com braquetes, o momento foi maior para a marca Ormco do que para a marca Aditek.

Tabela 5.19 - Teste de Tukey das variáveis independentes tipo de teste e marca de fio-braquete para a variável dependente momento (Nm)

	Tipo de teste	Marca	M	1	2	3	4
1	RD	Ormco	0.0029	****			
2	RD	Aditek	0.0039		****		
3	3 pontos	Aditek	0.0063			****	
4	3 pontos	Ormco	0.0074				****

Da interação das variáveis tipo de teste e braquete (Tabela 5.20), foi possível observar que, tanto no teste em 3 pontos com braquetes quanto no teste de resistência

ao deslizamento, o momento é maior – por volta de o dobro – no braquete de canino do que no braquete de 2º pré-molar.

Tabela 5.20 - Teste de Tukey das variáveis independentes tipo de teste e braquete para a variável dependente momento (Nm)

	Tipo de teste	Braquete	<i>M</i>	1	2	3
1	RD	2Pm	0.0023	****		
2	3 pontos	2Pm	0.0039		****	
3	RD	C	0.0044		****	
4	3 pontos	C	0.0098			****

Na análise da interação das variáveis (Tabela 5.21) tipo de teste e deslocamento, observou-se que o momento aumentou conforme o deslocamento aumentava, tanto para o teste de resistência ao deslizamento quanto para o teste em 3 pontos com braquetes.

Tabela 5.21 - Teste de Tukey das variáveis independentes tipo de teste e deslocamento para a variável dependente momento (Nm)

	Tipo de teste	Deslocamento	<i>M</i>	1	2	3	4
1	RD	3mm	0.0026	****			
2	RD	5mm	0.0041		****		
3	3 pontos	3mm	0.0056			****	
4	3 pontos	5mm	0.0081				****

A partir da interação tipo de teste-marca-deslocamento (Gráfico 5.4), foi possível notar que, no deslocamento de 3mm, tanto para o teste em 3 pontos com braquetes quanto para o teste de resistência ao deslizamento, o momento produzido pela marca Aditek era igual estatisticamente ao produzido pela marcaOrmco. No deslocamento de 5mm, para o teste de resistência ao deslizamento, o momento foi igual para as duas marcas de fio-braquete, enquanto que, no teste em 3 pontos com braquetes, houve diferença estatisticamente significativa entre estas duas marcas.

Gráfico 5.4 - Interação das variáveis tipo de teste, marca de fio-braquete e deslocamento

Realizando a estatística somente do teste em 3 pontos com braquetes, observou-se que as variáveis com diferença estatisticamente significativa foram a marca de fio-braquete, o braquete, o deslocamento e algumas interações entre estas variáveis (marca-deslocamento e braquete-deslocamento). A marca Aditek apresenta um momento menor (0.0063Nm) do que a marca Ormco (0.0074Nm). De acordo com a interação marca-deslocamento (Tabela 5.22), o valor de momento, no deslocamento de 3mm, é igual para ambas as marcas e, no deslocamento de 5mm, é menor para a marca Aditek do que para a marca Ormco. Além disso, o momento é maior no braquete de canino (0.0098Nm) do que no de 2º pré-molar (0.0039Nm) e menor no deslocamento de 3mm em comparação com o deslocamento de 5mm.

Tabela 5.22 - Teste de Tukey das variáveis independentes marca e deslocamento para a variável dependente momento (Nm)

	Marca	Deslocamento	<i>M</i>	1	2	3
1	Aditek	3mm	0.0054	****		
2	Ormco	3mm	0.0057	****		
3	Aditek	5mm	0.0072		****	
4	Ormco	5mm	0.0091			****

Fazendo a estatística somente do teste de resistência ao deslizamento, notou-se que as variáveis com diferença estatisticamente significativa foram a marca de fio-braquete, o braquete, o deslocamento e a interação braquete-deslocamento. Para este tipo de teste, a marca Ormco apresentou um momento menor que a marca Aditek e o braquete de 2º pré-molar apresentou um momento menor que o braquete de canino. Para o braquete de 2º pré-molar (Tabela 5.23), o momento foi igual no deslocamento de 3mm e 5mm, já para o braquete de canino, o momento foi maior no deslocamento de 5mm em relação ao de 3mm.

Tabela 5.23 - Teste de Tukey das variáveis independentes braquete e deslocamento para a variável dependente momento (Nm)

	Braquete	Deslocamento	<i>M</i>	1	2	3
1	2Pm	3mm	0.002262	****		
2	2Pm	5mm	0.002350	****		
3	C	3mm	0.002996		****	
4	C	5mm	0.005829			****

5.1.1.5 Coeficiente de atrito cinético (*mu* cinético)

Para o coeficiente de atrito cinético (*mu* cinético), foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para o tipo de teste, para a marca de fio-braquete, para o braquete e para algumas interações das variáveis independentes (tipo de teste-marca, tipo de teste-braquete, tipo de teste-marca-braquete e tipo de teste-marca-deslocamento). De acordo com o teste de Tukey, o teste em 3 pontos com braquetes teve um *mu* cinético menor (0.14) e estatisticamente diferente ($p < 0.05$) do *mu* cinético do teste de resistência ao deslizamento (0.92).

Da interação tipo de teste e marca de fio-braquete (Tabela 5.24), foi possível notar que, no teste em 3 pontos com braquetes, ambas as marcas tiveram ***mu*** cinético estatisticamente semelhante, enquanto que, no teste de resistência ao deslizamento, a marca Aditek teve um ***mu*** cinético estatisticamente menor que a marca Ormco.

Tabela 5.24 - Teste de Tukey das variáveis independentes tipo de teste e marca de fio-braquete para a variável dependente ***mu*** cinético

	Tipo de teste	Marca	<i>mu</i>	1	2	3
1	3 pontos	Ormco	0.11	****		
2	3 pontos	Aditek	0.16	****		
3	RD	Aditek	0.79		****	
4	RD	Ormco	1.04			****

A partir da interação tipo de teste e braquete (Tabela 5.25), foi possível observar que, no teste em 3 pontos com braquetes, o ***mu*** cinético foi estatisticamente igual para ambos os braquetes de ancoragem, enquanto que, no teste de resistência ao deslizamento, o braquete de 2º pré-molar teve um ***mu*** cinético menor que o braquete de canino.

Tabela 5.25 - Teste de Tukey das variáveis independentes tipo de teste e braquete para a variável dependente ***mu*** cinético

	Tipo de teste	Braquete	<i>mu</i>	1	2	3
1	3 pontos	C	0.08	****		
2	3 pontos	2Pm	0.19	****		
3	RD	2Pm	0.78		****	
4	RD	C	1.05			****

Da interação tipo de teste e deslocamento (Tabela 5.26), foi possível notar que, no teste em 3 pontos com braquetes, ambos os deslocamentos tiveram ***mu*** cinético estatisticamente igual. O mesmo foi encontrado para o teste de resistência ao deslizamento.

Tabela 5.26 - Teste de Tukey das variáveis independentes tipo de teste e deslocamento para a variável dependente μ cinético

	Tipo de teste	Deslocamento	μ	1	2
1	3 pontos	5mm	0.13	****	
2	3 pontos	3mm	0.14	****	
3	RD	5mm	0.88		****
4	RD	3mm	0.95		****

Através da interação tipo de teste-marca-braquete (Gráfico 5.5), foi possível observar que, no teste de resistência ao deslizamento, o braquete de 2º pré-molar da marca Aditek teve um μ cinético menor que o braquete de canino, enquanto que, para a marcaOrmco, ambos os braquetes de ancoragem tiveram μ cinético estatisticamente semelhante. No teste em 3 pontos com braquetes, as duas marcas e ambos os braquetes tiveram μ cinético estatisticamente semelhante.

Gráfico 5.5 - Interação tipo de teste, braquete e marca de fio-braquete ($p < 0.05$)

Analizando estatisticamente somente o teste em 3 pontos com braquetes, observou-se que as variáveis marca de fio-braquete e braquete tiveram diferença estatisticamente significativa. Neste teste, o valor de μ cinético foi maior para a marca Aditek (0.16) em comparação com a marcaOrmco (0.11). Além disso, o μ cinético foi menor no braquete de canino (0.08) do que no braquete de 2º pré-molar (0.20).

Realizando a estatística somente do teste de resistência ao deslizamento, notou-se que as variáveis com diferença estatisticamente significativa foram a marca de fio-braquete, braquete e a interação marca-braquete. O valor de μ cinético foi maior para a marcaOrmco (1.04) do que para a marca Aditek (0.79). O μ cinético foi menor no braquete de 2º pré-molar (0.78) do que no de canino (1.05). A partir da interação marca-braquete foi possível observar que (Tabela 5.27), para a marca Aditek, o braquete de 2º pré-molar apresentou um μ cinético menor que o braquete de canino, enquanto que, para a marcaOrmco, os braquetes de ancoragem apresentaram μ cinético estatisticamente semelhante.

Tabela 5.27 - Teste de Tukey das variáveis independentes marca de fio-braquete e braquete para a variável dependente μ cinético

	Marca	Braquete	μ	1	2
1	Aditek	2Pm	0.58	****	
2	Ormco	2Pm	0.98		****
3	Aditek	C	1.00		****
4	Ormco	C	1.11		****

5.1.2 Análise A2

5.1.2.1 Força $q1$ no braquete central

Para a força $q1$ no braquete central (força de desativação), foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para o tipo de teste, para o deslocamento e para algumas interações das variáveis independentes (tipo de teste-marca, marca-deslocamento, tipo de teste-marca-deslocamento). De acordo com o

teste de Tukey, o teste em 3 pontos com braquetes apresentou uma força de desativação (3.61N) estatisticamente maior que a do teste de resistência ao deslizamento (2.46N). A força de desativação foi estatisticamente menor (2.34N) no deslocamento de 3mm do que no deslocamento de 5mm (3.73N).

Na interação tipo de teste e marca de fio-braquete (Tabela 5.28), para o teste de resistência ao deslizamento, a marca Ormco apresentou uma força de desativação menor que a marca Aditek. No entanto, no teste em 3 pontos com braquetes ocorreu o contrário: a marca Ormco exibiu uma força de desativação maior que a marca Aditek.

Tabela 5.28 - Teste de Tukey das variáveis independentes tipo de teste e marca de fio-braquete para a variável dependente $q1$ no braquete central (N)

	Tipo de teste	Marca	$q1_c$	1	2	3	4
1	RD	Ormco	2.22	****			
2	RD	Aditek	2.71		****		
3	3 pontos	Aditek	3.38			****	
4	3 pontos	Ormco	3.83				****

A partir da interação marca-deslocamento (Tabela 5.29), tanto no deslocamento de 3mm quanto no de 5mm, as marcas Ormco e Aditek apresentaram uma força de desativação semelhante estatisticamente. Entretanto, ao realizar a interação tipo de teste-marca-deslocamento (Tabela 5.30), foi possível observar que a força de desativação foi diferente entre a marca Aditek e a marca Ormco somente no deslocamento de 5mm para o teste em 3 pontos com braquetes.

Tabela 5.29 - Teste de Tukey das variáveis independentes marca de braquete e deslocamento para a variável dependente $q1$ no braquete central (N)

	Marca	Deslocamento	$q1_c$	1	2
1	Ormco	3mm	2.23	****	
2	Aditek	3mm	2.44	****	
3	Aditek	5mm	3.65		****
4	Ormco	5mm	3.82		****

Tabela 5.30 - Teste de Tukey das variáveis independentes tipo de teste, marca e deslocamento para a variável dependente $q1$ no braquete central (N)

	Tipo de teste	Marca	Deslocamento	$q1_c$	1	2	3	4
1	RD	Ormco	3mm	1.46	****			
2	RD	Aditek	3mm	1.92	****			
3	3 pontos	Aditek	3mm	2.96		****		
4	RD	Ormco	5mm	2.99		****		
5	3 pontos	Ormco	3mm	3.01		****		
6	RD	Aditek	5mm	3.49		****	****	
7	3 pontos	Aditek	5mm	3.81			****	
8	3 pontos	Ormco	5mm	4.65				****

5.2 ANÁLISE B

Ao analisar o coeficiente de atrito cinético somente no braquete de 2º pré-molar, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para o tipo de teste, para a marca de fio-braquete e para a interação entre estas duas variáveis. O teste em 3 pontos com braquetes apresentou um valor de μ cinético (0.20) menor que o teste de resistência ao deslizamento (0.78). Não houve diferença estatisticamente significativa entre os deslocamentos.

Por meio da análise da interação do tipo de teste e da marca de fio-braquete (Tabela 5.31), observou-se que, no teste em 3 pontos com braquetes, ambas as marcas tiveram o valor de μ cinético estatisticamente semelhante, enquanto que, no teste de resistência ao deslizamento, a marca Aditek apresentou um menor μ cinético em comparação com a marca Ormco.

Tabela 5.31 - Teste de Tukey das variáveis independentes tipo de teste e marca de fio-braquete para a variável dependente μ cinético

	Tipo de teste	Marca	μ	1	2	3
1	3 pontos	Ormco	0.17	****		
2	3 pontos	Aditek	0.23	****		
3	RD	Aditek	0.58		****	
4	RD	Ormco	0.98			****

5.3 ANÁLISE C

5.3.1 Análise C1

5.3.1.1 Momento

Para o momento (M), foi possível observar diferença estatisticamente significativa para a marca de fio-braquete, para o braquete, para o deslocamento, para o desalinhamento e para algumas interações das variáveis independentes (marca-deslocamento, braquete-deslocamento, braquete-desalinhamento, deslocamento-desalinhamento, braquete-deslocamento-desalinhamento). De acordo com o teste de Tukey, a marca Aditek apresentou um momento (0.0049Nm) menor e estatisticamente diferente ($p < 0.05$) do momento da marcaOrmco (0.0062Nm). O braquete de 2º pré-molar gerou um momento menor (0.0032Nm) que o braquete de canino (0.0079Nm). O deslocamento de 3mm promoveu um momento menor (0.0046Nm) que o deslocamento de 5mm (0.0065Nm). O desalinhamento para lingual gerou um momento maior (0.0069Nm) do que o desalinhamento para vestibular (0.0042Nm).

Para as interações das variáveis independentes, foi possível observar o mesmo padrão descrito anteriormente (Tabela 5.32, Tabela 5.33, Tabela 5.34 e Tabela 5.35): a marca Aditek gerou um momento menor que a marcaOrmco, o braquete de canino apresentou um momento maior que o de 2º pré-molar, o deslocamento de 3mm apresentou um momento menor que o de 5mm e o desalinhamento para vestibular gerou um momento menor que o desalinhamento para lingual.

Tabela 5.32 - Teste de Tukey das variáveis independentes marca de fio-braquete e deslocamento para a variável dependente momento (Nm)

	Marca	Deslocamento	<i>M</i>	1	2	3	4
1	Aditek	3mm	0.0042	****			
2	Ormco	3mm	0.0049		****		
3	Aditek	5mm	0.0056			****	
4	Ormco	5mm	0.0075				****

Tabela 5.33 - Teste de Tukey das variáveis independentes braquete e deslocamento para a variável dependente momento (Nm)

	Braquete	Deslocamento	<i>M</i>	1	2	3	4
1	2Pm	3mm	0.0026	****			
2	2Pm	5mm	0.0038		****		
3	C	3mm	0.0066			****	
4	C	5mm	0.0093				****

Tabela 5.34 - Teste de Tukey das variáveis independentes braquete e desalinhamento para a variável dependente momento (Nm)

	Braquete	Desalinhamento	<i>M</i>	1	2	3	4
1	2Pm	vestibular	0.0024	****			
2	2Pm	lingual	0.0039		****		
3	C	vestibular	0.0060			****	
4	C	lingual	0.0098				****

Tabela 5.35 - Teste de Tukey das variáveis independentes deslocamento e desalinhamento para a variável dependente momento (Nm)

	Deslocamento	Desalinhamento	<i>M</i>	1	2	3	4
1	3mm	vestibular	0.0035	****			
2	5mm	vestibular	0.0049		****		
3	3mm	lingual	0.0056			****	
4	5mm	lingual	0.0081				****

5.3.1.2 Coeficiente de atrito cinético (*mu* cinético)

Para o coeficiente de atrito cinético (*mu* cinético), foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para a marca de fio-braquete, para o braquete, para o desalinhamento e para a interação braquete-desalinhamento. De acordo com

o teste de Tukey, a marca Ormco apresentou um valor de ***mu*** cinético menor (0.17) e estatisticamente diferente ($p < 0.05$) do da marca Aditek (0.24). O braquete de canino gerou um ***mu*** cinético menor (0.10) que o braquete de 2º pré-molar (0.30). O desalinhamento para lingual gerou um valor de ***mu*** cinético menor (0.14) que o desalinhamento para vestibular (0.27).

A partir da interação das variáveis independentes braquete e desalinhamento (Tabela 5.36), foi possível notar que, para o braquete de canino, ambos os desalinhamentos apresentaram o valor de ***mu*** cinético estatisticamente semelhante. No entanto, para o braquete de 2º pré-molar, o desalinhamento lingual apresentou um ***mu*** cinético menor que o desalinhamento vestibular.

Tabela 5.36 - Teste de Tukey das variáveis independentes braquete e desalinhamento para a variável dependente ***mu*** cinético

	Braquete	Desalinhamento	<i>mu</i>	1	2	3
1	C	lingual	0.08	****		
2	C	vestibular	0.13	****	****	
3	2Pm	lingual	0.20		****	
4	2Pm	vestibular	0.41			****

5.3.1.3 Módulo do coeficiente de atrito cinético (módulo de ***mu***)

Para o módulo do coeficiente de atrito cinético (módulo de ***mu***), foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para o braquete, para o deslocamento, para o desalinhamento e para a interação deslocamento-desalinhamento. De acordo com o teste de Tukey, o braquete de canino apresentou um valor de módulo de ***mu*** (392m^{-1}) estatisticamente menor ($p < 0.05$) em comparação com o braquete de 2º pré-molar (628m^{-1}). O deslocamento de 3mm apresentou um módulo de ***mu*** menor (396m^{-1}) que o deslocamento de 5mm (624m^{-1}). O desalinhamento para lingual gerou um módulo de ***mu*** maior (603m^{-1}) que o desalinhamento para vestibular (418m^{-1}).

Observou-se, através da interação deslocamento-desalinhamento (Tabela 5.37), que, para o deslocamento de 3mm, ambos os desalinhamentos tiveram módulo

de μ semelhantes estatisticamente, enquanto que, no deslocamento de 5mm, o desalinhamento para vestibular teve um menor módulo de μ que o desalinhamento para lingual.

Tabela 5.37 - Teste de Tukey das variáveis independentes deslocamento e desalinhamento para a variável dependente módulo de μ (m^{-1})

	Deslocamento	Desalinhamento	módulo	1	2
1	3mm	lingual	385	****	
2	3mm	vestibular	407	****	
3	5mm	vestibular	429	****	
4	5mm	lingual	820		****

5.3.2 Análise C2

5.3.2.1 Força $q1$ no braquete central

Para a força $q1$ no braquete central (força de desativação), foi possível constatar diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) para a marca, para o deslocamento, para o desalinhamento e para a interação destas três variáveis. De acordo com o teste de Tukey, a marca Aditek apresentou uma força de desativação (3.26N) estatisticamente menor que a da marca Ormco (3.60N). A força de desativação foi estatisticamente menor (2.91N) no deslocamento de 3mm em comparação com o deslocamento de 5mm (3.95N). Além disso, o desalinhamento vestibular exibiu uma força de desativação menor (3.25N) que o desalinhamento lingual (3.61N).

Da análise da interação marca-deslocamento-desalinhamento (Tabela 5.38), foi possível constatar que, para o deslocamento de 3mm, as duas marcas de fio-braquete e os dois desalinhamentos apresentaram valores de força de desativação semelhantes estatisticamente. Em contrapartida, para o deslocamento de 5mm, no desalinhamento para vestibular, ambas as marcas tiveram forças de desativação semelhantes, enquanto que, no desalinhamento para lingual, a marca Ormco

apresentou uma força de desativação estatisticamente maior em comparação com a marca Aditek.

Tabela 5.38 - Teste de Tukey das variáveis independentes marca, deslocamento e desalinhamento para a variável dependente $q1$ no braquete central (N)

	Marca	Deslocamento	Desalinhamento	$q1_c$	1	2	3	4	5
1	Aditek	3mm	vestibular	2.64	****				
2	Aditek	3mm	lingual	2.96	****	****			
3	Ormco	3mm	lingual	3.01	****	****			
4	Ormco	3mm	vestibular	3.03	****	****	****		
5	Aditek	5mm	vestibular	3.64		****	****	****	
6	Ormco	5mm	vestibular	3.71			****	****	
7	Aditek	5mm	lingual	3.81				****	
8	Ormco	5mm	lingual	4.65					****

5.3.2.2 Força $q2$ no braquete central

Para a força $q2$ no braquete central (força de desativação), foi possível constatar diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) para a marca, para o deslocamento e para a interação marca-deslocamento. De acordo com o teste de Tukey, a marca Aditek apresentou uma força de desativação (0.43N) estatisticamente menor em comparação com a marca Ormco (0.94N). A força de desativação foi estatisticamente menor (0.52N) no deslocamento de 5mm em comparação com o deslocamento de 3mm (0.85N).

Da análise da interação marca-deslocamento (Tabela 5.39), foi possível constatar que, tanto para a marca Aditek quanto para a marca Ormco, o deslocamento de 3mm gerou uma força $q2$ estatisticamente maior que o deslocamento de 5mm.

Tabela 5.39 - Teste de Tukey das variáveis independentes marca e deslocamento para a variável dependente $q2$ no braquete central (N)

	Marca	Deslocamento	$q2_c$	1	2	3	4
1	Aditek	5mm	0.31	****			
2	Aditek	3mm	0.55		****		
3	Ormco	5mm	0.73			****	
4	Ormco	3mm	1.15				****

5.4 ANÁLISE D

5.4.1 Análise D1

5.4.1.1 Momento

Para o momento (M), foi possível observar diferença estatisticamente significativa para a simetria, para o braquete, para o deslocamento, para o desalinhamento e para algumas interações das variáveis independentes (simetria-braquete, braquete-deslocamento, simetria-desalinhamento, braquete-desalinhamento, deslocamento-desalinhamento, braquete-deslocamento-desalinhamento). De acordo com o teste de Tukey, a configuração assimétrica apresentou um momento (0.0039Nm) menor e estatisticamente diferente ($p < 0.05$) da configuração simétrica (0.0049Nm). O braquete de 2º pré-molar gerou um momento menor (0.0027Nm) que o braquete de canino (0.0061Nm). O deslocamento de 3mm promoveu um momento menor (0.0038Nm) que o deslocamento de 5mm (0.0050Nm). O desalinhamento lingual apresentou um momento maior (0.0057Nm) que o desalinhamento vestibular (0.0031Nm).

Da interação das variáveis independentes simetria e braquete (Tabela 5.40), foi possível notar que, para o braquete de 2º pré-molar, o momento foi semelhante estatisticamente para a configuração simétrica e assimétrica dos braquetes. Entretanto, para o braquete de canino, o momento foi maior para a configuração simétrica do que para a configuração assimétrica.

Tabela 5.40 - Teste de Tukey das variáveis independentes simetria e braquete para a variável dependente momento (Nm)

	Simetria	Braquete	<i>M</i>	1	2	3
1	Simétrico	2Pm	0.0027	****		
2	Assimétrico	2Pm	0.0027	****		
3	Assimétrico	C	0.0051		****	
4	Simétrico	C	0.0071			****

Através das interações simetria-desalinhamento, braquete-desalinhamento, deslocamento-desalinhamento e braquete-deslocamento-desalinhamento, foi possível observar que o desalinhamento para vestibular apresentou um momento estatisticamente menor que o desalinhamento para lingual. Na interação simetria-desalinhamento (Tabela 5.41), notou-se que a configuração assimétrica dos braquetes, tanto no desalinhamento para vestibular quanto no desalinhamento para lingual, gerou um momento menor que a configuração simétrica.

Tabela 5.41 - Teste de Tukey das variáveis independentes simetria e desalinhamento para a variável dependente momento (Nm)

	Simetria	Desalinhamento	<i>M</i>	1	2	3	4
1	Assimétrico	vestibular	0.0028	****			
2	Simétrico	vestibular	0.0034		****		
3	Assimétrico	lingual	0.0050			****	
4	Simétrico	lingual	0.0063				****

A partir da interação braquete-deslocamento-desalinhamento (Tabela 5.42), foi possível constatar que, para o braquete de 2º pré-molar, tanto no desalinhamento para vestibular quanto no desalinhamento para lingual, o valor de momento foi igual para ambos os deslocamentos. Em contrapartida, para o braquete de canino, houve diferença estatisticamente significativa entre os dois deslocamentos para ambos desalinhamentos.

Tabela 5.42 - Teste de Tukey das variáveis independentes braquete, deslocamento e desalinhamento para a variável dependente momento (Nm)

	Braquete	Deslocamento	Desalinhamento	<i>M</i>	1	2	3	4	5
1	2Pm	3mm	vestibular	0.0015	****				
2	2Pm	5mm	vestibular	0.0020	****				
3	2Pm	3mm	lingual	0.0034		****			
4	2Pm	5mm	lingual	0.0039		****			
5	C	3mm	vestibular	0.0039		****			
6	C	5mm	vestibular	0.0051			****		
7	C	3mm	lingual	0.0063				****	
8	C	5mm	lingual	0.0090					****

5.4.1.2 Coeficiente de atrito cinético (*mu* cinético)

Para o coeficiente de atrito cinético (*mu* cinético), foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para a simetria, para o braquete, para o desalinhamento e para a interação simetria-braquete e braquete-desalinhamento. De acordo com o teste de Tukey, a configuração assimétrica dos braquetes apresentou um valor de *mu* cinético menor (0.19) e estatisticamente diferente ($p < 0.05$) do da configuração simétrica (0.24). O braquete de canino gerou um *mu* cinético menor (0.12) que o braquete de 2º pré-molar (0.31). O desalinhamento para lingual gerou um valor de *mu* cinético menor (0.15) que o desalinhamento para vestibular (0.28).

Na interação simetria-braquete (Tabela 5.43), observou-se que, para o braquete de canino, as configurações simétrica e assimétrica dos braquetes apresentaram o mesmo *mu* cinético. Por outro lado, para o braquete de 2º pré-molar, a configuração assimétrica apresentou um *mu* cinético menor que a configuração simétrica.

Tabela 5.43 - Teste de Tukey das variáveis independentes simetria e braquete para a variável dependente *mu* cinético

	Simetria	Braquete	<i>mu</i>	1	2	3
1	Assimétrico	C	0.12	****		
2	Simétrico	C	0.12	****		
3	Assimétrico	2Pm	0.26		****	
4	Simétrico	2Pm	0.36			****

A partir da interação braquete-desalinhamento (Tabela 5.44), foi possível notar que, para o braquete de canino, os desalinhamentos vestibular e lingual apresentaram um μ cinético semelhante estatisticamente. Entretanto, o braquete de 2º pré-molar exibiu, no desalinhamento lingual, um μ cinético menor que no desalinhamento vestibular.

Tabela 5.44 - Teste de Tukey das variáveis independentes braquete e desalinhamento para a variável dependente μ cinético

	Braquete	Desalinhamento	μ	1	2	3
1	C	lingual	0.10	****		
2	C	vestibular	0.15	****	****	
3	2Pm	lingual	0.20		****	
4	2Pm	vestibular	0.42			****

5.4.1.3 Módulo do coeficiente de atrito cinético (módulo de μ)

Para o módulo do coeficiente de atrito cinético (módulo de μ), foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para a simetria, para o braquete, para o deslocamento e para algumas interações das variáveis independentes (simetria-braquete, deslocamento-desalinhamento, simetria-braquete-deslocamento). De acordo com o teste de Tukey, a configuração assimétrica das distâncias inter-braquetes apresentou um valor de módulo de μ (242m^{-1}) estatisticamente menor ($p < 0.05$) que a configuração simétrica (487m^{-1}). O braquete de canino apresentou um valor de módulo de μ menor (274m^{-1}) que o braquete de 2º pré-molar (455m^{-1}). O deslocamento de 3mm gerou um módulo de μ menor (289m^{-1}) que o deslocamento de 5mm (439m^{-1}).

Através da interação simetria-braquete (Tabela 5.45), notou-se que, na configuração assimétrica, o braquete de canino teve o mesmo módulo de μ que o braquete de 2º pré-molar. Já na configuração simétrica, o módulo de μ foi maior para o braquete de 2º pré-molar em comparação com o braquete de canino.

Tabela 5.45 - Teste de Tukey das variáveis independentes simetria e braquete para a variável dependente módulo de μ (m^{-1})

	Simetria	Braquete	módulo	1	2
1	Assimétrico	C	233	****	
2	Assimétrico	2Pm	251	****	
3	Simétrico	C	315	****	
4	Simétrico	2Pm	660		****

Observou-se, através da interação deslocamento-desalinhamento (Tabela 5.46), que, para o deslocamento de 3mm, ambos os desalinhamentos tiveram módulo de μ semelhantes estatisticamente. No entanto, no deslocamento de 5mm, o desalinhamento para vestibular teve um menor módulo de μ que o desalinhamento para lingual.

Tabela 5.46 - Teste de Tukey das variáveis independentes deslocamento e desalinhamento para a variável dependente módulo de μ (m^{-1})

	Deslocamento	Desalinhamento	módulo	1	2
1	3mm	lingual	253	****	
2	3mm	vestibular	326	****	
3	5mm	vestibular	343	****	
4	5mm	lingual	537		****

Observou-se, através da interação simetria-braquete-deslocamento (Tabela 5.47), que, para o canino, os módulos de μ foram semelhantes estatisticamente em ambos os deslocamentos e simetrias. Para o braquete de 2º pré-molar, na configuração assimétrica, os valores de módulo de μ foram semelhantes para ambos os deslocamentos. Já na configuração simétrica, o braquete de 2º pré-molar exibiu um módulo de μ menor no deslocamento de 3mm do que no deslocamento de 5mm.

Tabela 5.47 - Teste de Tukey das variáveis independentes simetria, braquete e deslocamento para a variável dependente módulo de μ (m^{-1})

	Simetria	Braquete	Deslocamento	módulo	1	2	3
1	Assimétrico	C	3mm	167	****		
2	Assimétrico	2Pm	3mm	243	****	****	
3	Assimétrico	2Pm	5mm	260	****	****	
4	Simétrico	C	3mm	268	****	****	
5	Assimétrico	C	5mm	299	****	****	
6	Simétrico	C	5mm	362	****	****	
7	Simétrico	2Pm	3mm	480		****	
8	Simétrico	2Pm	5mm	839			****

5.4.2 Análise D2

5.4.2.1 Força $q1$ no braquete central

Para a força $q1$ no braquete central, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) para a simetria, para o deslocamento, para o desalinhamento e para a interação simetria-deslocamento. De acordo com o teste de Tukey, a configuração assimétrica dos braquetes apresentou uma força de desativação (2.23N) estatisticamente menor que a da configuração simétrica (3.26N). A força de desativação foi estatisticamente menor (2.38N) no deslocamento de 3mm em comparação com o deslocamento de 5mm (3.11N). Além disso, o desalinhamento para vestibular exibiu uma força de desativação menor (2.62N) que o desalinhamento para lingual (2.87N).

De acordo com os resultados da interação simetria-deslocamento (Tabela 5.48), foi possível verificar que, tanto para a configuração simétrica quanto para a configuração assimétrica, houve diferença estatisticamente significativa entre o deslocamento de 3mm e o de 5mm

Tabela 5.48 - Teste de Tukey das variáveis independentes simetria e deslocamento para a variável dependente $q1$ no braquete central (N)

	Simetria	Deslocamento	$q1_c$	1	2	3
1	Assimétrico	3mm	1.96	****		
2	Assimétrico	5mm	2.50		****	
3	Simétrico	3mm	2.80		****	
4	Simétrico	5mm	3.72			****

5.4.2.2 Força $q2$ no braquete central

Para a força $q2$ no braquete central, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) para o deslocamento e para o desalinhamento. Não houve diferença estatisticamente significativa entre a configuração simétrica e assimétrica da distância inter-braquetes. A força $q2$ foi estatisticamente maior (0.53N) no deslocamento de 3mm em comparação com o deslocamento de 5mm (0.31N). Além disso, o desalinhamento para vestibular exibiu uma força $q2$ maior (0.45N) que o desalinhamento para lingual (0.39N).

De acordo com os resultados da interação deslocamento-desalinhamento (Tabela 5.49), foi possível verificar que, no deslocamento de 5mm, o desalinhamento para vestibular e para lingual apresentaram uma força $q2$ semelhante estatisticamente. Já no deslocamento de 3mm, o desalinhamento para lingual apresentou uma força $q2$ estatisticamente menor que o desalinhamento para vestibular.

Tabela 5.49 - Teste de Tukey das variáveis independentes deslocamento e desalinhamento para a variável dependente $q2$ no braquete central (N)

	Deslocamento	Desalinhamento	$q2_c$	1	2	3
1	5mm	lingual	0.29	****		
2	5mm	vestibular	0.33	****		
3	3mm	lingual	0.49		****	
4	3mm	vestibular	0.57			****

5.5 ANÁLISE E

Nesta análise, serão utilizadas as siglas *mufans*, *mufq* e *mufa_N*, que significam, respectivamente: *mu* cinético baseado em *fa*, *N1* e *N2*; *mu* cinético baseado em *f* e *q*; e *mu* cinético baseado em *Fa* e *N*.

5.5.1 Coeficiente de atrito cinético da marca Aditek no desalinhamento de 3mm

Para o coeficiente de atrito cinético da marca Aditek no desalinhamento de 3mm, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para a forma de cálculo do *mu* cinético e para duas interações das variáveis independentes: (a) forma de cálculo do *mu* cinético e braquete; e (b) forma de cálculo do *mu* cinético e desalinhamento. De acordo com o teste de Tukey, o *mu* cinético baseado em *fa*, *N1* e *N2* (0.24) foi estatisticamente igual ao *mu* cinético baseado em *f* e *q* (0.33) e, estes, foram estatisticamente diferentes ($p < 0.05$) e menores que o *mu* cinético baseado em *Fa* e *N* (0.51).

A partir da interação das variáveis independentes forma de cálculo do *mu* cinético e braquete (Tabela 5.50 e Gráfico 5.6), foi possível constatar que, para o *mu* cinético baseado em *fa*, *N1* e *N2*, o braquete de canino apresentou um valor de *mu* cinético estatisticamente menor que o braquete de 2º pré-molar. Enquanto isso, tanto para o *mu* cinético baseado em *f* e *q* quanto para o *mu* cinético baseado em *Fa* e *N*, os braquetes de canino e de 2º pré-molar exibiram um *mu* cinético semelhante estatisticamente.

Tabela 5.50 - Teste de Tukey das variáveis independentes forma de cálculo do ***mu*** cinético e braquete para a variável dependente ***mu*** cinético

	Forma de cálculo do <i>mu</i> cinético	Braquete	<i>mu</i>	1	2	3	4
1	<i>mu</i> _{fans}	C	0.13	****			
2	<i>mu</i> _{fq}	2Pm	0.31		****		
3	<i>mu</i> _{fq}	C	0.35		****	****	
4	<i>mu</i> _{fans}	2Pm	0.35		****	****	
5	<i>mu</i> _{faN}	2Pm	0.48			****	****
6	<i>mu</i> _{faN}	C	0.53				****

Gráfico 5.6 - Interação das variáveis forma de cálculo do ***mu*** cinético e braquete ($p < 0.05$)

Através da interação das variáveis independentes forma de cálculo do ***mu*** cinético e desalinhamento (Tabela 5.51), foi possível constatar que, para as três formas de cálculo do ***mu*** cinético, o valor de ***mu*** cinético do desalinhamento vestibular foi semelhante estatisticamente ao do desalinhamento lingual. Para o desalinhamento

lingual, o μ cinético baseado em fa , $N1$ e $N2$ foi estatisticamente menor que o μ cinético baseado em f e q .

Tabela 5.51 - Teste de Tukey das variáveis independentes forma de cálculo do μ cinético e desalinhamento para a variável dependente μ cinético

	Forma de cálculo do μ cinético	Desalinhamento	μ	1	2	3	4
1	μ_{fans}	lingual	0.17	****			
2	μ_{fq}	vestibular	0.31	****	****		
3	μ_{fans}	vestibular	0.31	****	****		
4	μ_{fq}	lingual	0.35		****	****	
5	μ_{faN}	vestibular	0.48			****	****
6	μ_{faN}	lingual	0.53				****

5.5.2 Coeficiente de atrito cinético da marca Aditek no desalinhamento de 5mm

Para o coeficiente de atrito cinético da marca Aditek no desalinhamento de 5mm, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para a forma de cálculo do μ cinético, para o braquete, para o desalinhamento e para a interação das variáveis independentes forma de cálculo do μ cinético e braquete. De acordo com o teste de Tukey, o μ cinético baseado em fa , $N1$ e $N2$ (0.24) foi estatisticamente igual ao μ cinético baseado em f e q (0.32) e, estes, foram estatisticamente diferentes ($p < 0.05$) do μ cinético baseado em Fa e N (0.49). O braquete de canino apresentou um μ cinético menor (0.31) que o braquete de 2º pré-molar (0.38). O desalinhamento lingual exibiu um μ cinético menor (0.29) que o desalinhamento vestibular (0.40).

A partir da interação das variáveis independentes forma de cálculo do μ cinético e braquete (Tabela 5.52 e Gráfico 5.7), foi possível constatar que, para o μ cinético baseado em fa , $N1$ e $N2$, o braquete de canino apresentou um valor de μ cinético estatisticamente menor que o braquete de 2º pré-molar. Enquanto isso, tanto para o μ cinético baseado em f e q quanto para o μ cinético baseado em Fa e N ,

os braquetes de canino e de 2º pré-molar exibiram um μ cinético semelhante estatisticamente.

Tabela 5.52 - Teste de Tukey das variáveis independentes forma de cálculo do μ cinético e braquete para a variável dependente μ cinético

	Forma de cálculo do μ cinético	Braquete	μ	1	2	3
1	μ_{fans}	C	0.12	****		
2	μ_{fq}	2Pm	0.31		****	
3	μ_{fq}	C	0.32		****	
4	μ_{fans}	2Pm	0.36		****	****
5	μ_{faN}	2Pm	0.48			****
6	μ_{faN}	C	0.49			****

Gráfico 5.7 - Interação das variáveis forma de cálculo do μ cinético e braquete ($p < 0.05$)

5.5.3 Coeficiente de atrito cinético da marca Ormco no desalinhamento de 3mm

Para o coeficiente de atrito cinético da marca Ormco no desalinhamento de 3mm, foi possível observar diferença estatisticamente significativa para a forma de cálculo do μ cinético, para o desalinhamento e para a interação das variáveis forma de cálculo do μ cinético e braquete. De acordo com o teste de Tukey, o μ cinético baseado em fa , $N1$ e $N2$ (0.18) foi estatisticamente igual ao μ cinético baseado em f e q (0.18) e, estes, foram estatisticamente diferentes ($p < 0.05$) do μ cinético baseado em Fa e N (0.33). O desalinhamento para lingual gerou um valor de μ cinético menor (0.17) que o desalinhamento para vestibular (0.29).

A partir da interação das variáveis independentes forma de cálculo do μ cinético e braquete (Tabela 5.53 e Gráfico 5.8), foi possível constatar que, para o μ cinético baseado em fa , $N1$ e $N2$, o braquete de canino apresentou um valor de μ cinético estatisticamente menor que o braquete de 2º pré-molar. Enquanto isso, tanto para o μ cinético baseado em f e q quanto para o μ cinético baseado em Fa e N , os braquetes de canino e de 2º pré-molar exibiram um μ cinético semelhante estatisticamente.

Tabela 5.53 - Teste de Tukey das variáveis independentes forma de cálculo do μ cinético e braquete para a variável dependente μ cinético

	Forma de cálculo do μ cinético	Braquete	μ	1	2	3
1	μ_{fans}	C	0.09	****		
2	μ_{fq}	2Pm	0.17	****	****	
3	μ_{fq}	C	0.19	****	****	
4	μ_{fans}	2Pm	0.26		****	****
5	μ_{faN}	2Pm	0.33			****
6	μ_{faN}	C	0.34			****

Gráfico 5.8 - Interação das variáveis forma de cálculo do μ cinético e braquete ($p < 0.05$)

5.5.4 Coeficiente de atrito cinético da marca Ormco no desalinhamento de 5mm

Para o coeficiente de atrito cinético da marca Ormco no desalinhamento de 5mm, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para a forma de cálculo do μ cinético e para a interação das variáveis forma de cálculo do μ cinético e braquete. De acordo com o teste de Tukey, o μ cinético baseado em fa , $N1$ e $N2$ (0.16) foi estatisticamente igual ao μ cinético baseado em f e q (0.18) e, estes, foram estatisticamente diferentes ($p < 0.05$) do μ cinético baseado em Fa e N (0.34).

Através da interação das variáveis independentes forma de cálculo do μ cinético e braquete (Tabela 5.54 e Gráfico 5.9), foi possível constatar que, para o μ cinético baseado em fa , $N1$ e $N2$, o braquete de canino apresentou um valor de μ

cinético estatisticamente menor que o braquete de 2º pré-molar. Enquanto isso, tanto para o μ cinético baseado em f e q quanto para o μ cinético baseado em Fa e N , os braquetes de canino e de 2º pré-molar exibiram um μ cinético semelhante estatisticamente.

Tabela 5.54 - Teste de Tukey das variáveis independentes forma de cálculo do μ cinético e braquete para a variável dependente μ cinético

	Forma de cálculo do μ cinético	Braquete	μ	1	2	3
1	μ_{fans}	C	0.07	****		
2	μ_{fq}	2Pm	0.18	****	****	
3	μ_{fq}	C	0.19	****	****	
4	μ_{fans}	2Pm	0.24		****	****
5	μ_{faN}	2Pm	0.34			****
6	μ_{faN}	C	0.34			****

Gráfico 5.9 – Interação das variáveis forma de cálculo do μ cinético e braquete ($p < 0.05$)

5.6 ANÁLISE F

Nesta análise, para a variável independente repetição, foi considerado como sendo ciclos iguais os que, dentro da ordem crescente (a partir do 1º até o 10º ciclo), forem estatisticamente semelhantes.

5.6.1 Força f

5.6.1.1 Marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração assimétrica

Para a força f da marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração assimétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para o braquete, para o desalinhamento, para a repetição e para a interação das variáveis independentes repetição e desalinhamento. De acordo com o teste de Tukey, o braquete de canino apresentou uma força f menor (0.40N) que o braquete de 2º pré-molar (0.47N). O desalinhamento lingual gerou uma força f menor (0.39N) que o desalinhamento vestibular (0.49N).

Através da interação repetição-desalinhamento (Tabela 5.55 e Gráfico 5.10), foi possível observar que, para o desalinhamento lingual, a força f foi estatisticamente semelhante para todas as repetições (do 1º ao 10º ciclo). Entretanto, para o desalinhamento vestibular, a força f foi semelhante somente do 1º ao 6º ciclo, sendo o 7º ciclo diferente estatisticamente do 1º ciclo.

Tabela 5.55 - Teste de Tukey das variáveis independentes desalinhamento e repetição para a variável dependente força f (N)

	Desalinhamento	Repetição	f	1	2	3	4	5
1	lingual	4º ciclo	0.37	****				
2	lingual	1º ciclo	0.37	****				
3	lingual	3º ciclo	0.38	****	****			
4	lingual	2º ciclo	0.38	****	****			
5	lingual	9º ciclo	0.38	****	****			
6	lingual	5º ciclo	0.39	****	****	****		
7	lingual	6º ciclo	0.39	****	****	****		
8	lingual	8º ciclo	0.39	****	****	****		
9	lingual	10º ciclo	0.40	****	****	****		
10	lingual	7º ciclo	0.40	****	****	****		
11	vestibular	1º ciclo	0.45	****	****	****		
12	vestibular	2º ciclo	0.47	****	****	****		
13	vestibular	3º ciclo	0.47	****	****	****		
14	vestibular	5º ciclo	0.48		****	****	****	
15	vestibular	4º ciclo	0.48		****	****	****	
16	vestibular	6º ciclo	0.49			****	****	****
17	vestibular	10º ciclo	0.50				****	****
18	vestibular	7º ciclo	0.51				****	****
19	vestibular	8º ciclo	0.51				****	****
20	vestibular	9º ciclo	0.51					****

Gráfico 5.10 - Interação repetição e desalinhamento ($p < 0.05$)

5.6.1.2 Marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração assimétrica

Para a força f da marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração assimétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para o braquete, para a repetição e para a interação das variáveis independentes repetição e desalinhamento. De acordo com o teste de Tukey, o braquete de canino apresentou uma força f menor (0.68N) que o braquete de 2º pré-molar (0.76N).

Através da interação repetição-desalinhamento (Tabela 5.56 e Gráfico 5.11), foi possível observar que, para o desalinhamento lingual, a força f foi estatisticamente semelhante para todas as repetições (do 1º ao 10º ciclo). Entretanto, para o desalinhamento vestibular, a força f do 1º ciclo foi diferente estatisticamente dos demais ciclos.

Tabela 5.56 - Teste de Tukey das variáveis independentes desalinhamento e repetição para a variável dependente força f (N)

	Desalinhamento	Repetição	f	1	2	3	4	5	6
1	vestibular	1º ciclo	0.58	****					
2	vestibular	2º ciclo	0.67		****				
3	lingual	1º ciclo	0.68		****	****			
4	lingual	2º ciclo	0.70		****	****			
5	lingual	10º ciclo	0.70		****	****			
6	lingual	3º ciclo	0.70		****	****			
7	lingual	7º ciclo	0.70		****	****			
8	lingual	4º ciclo	0.70		****	****			
9	vestibular	3º ciclo	0.71		****	****			
10	lingual	8º ciclo	0.71		****	****	****	****	****
11	lingual	9º ciclo	0.72		****	****	****	****	****
12	lingual	5º ciclo	0.72		****	****	****	****	****
13	lingual	6º ciclo	0.73		****	****	****	****	****
14	vestibular	4º ciclo	0.73			****	****	****	****
15	vestibular	5º ciclo	0.75			****	****	****	****
16	vestibular	6º ciclo	0.75			****	****	****	****
17	vestibular	9º ciclo	0.76				****	****	****
18	vestibular	7º ciclo	0.78					****	****
19	vestibular	8º ciclo	0.78						****
20	vestibular	10º ciclo	0.79						****

Gráfico 5.11 - Interação repetição e desalinhamento ($p < 0.05$)

5.6.1.3 Marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica

Para a força f da marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para o desalinhamento, para a repetição e para a interação das variáveis independentes repetição e desalinhamento. De acordo com o teste de Tukey, o desalinhamento lingual gerou uma força f menor (0.46N) que o desalinhamento vestibular (0.57N).

Através da interação repetição-desalinhamento (Tabela 5.57 e Gráfico 5.12), foi possível observar que, para o desalinhamento vestibular, a força f foi estatisticamente semelhante para todas as repetições (do 1º ao 10º ciclo). Entretanto, para o desalinhamento lingual, a força f foi semelhante estatisticamente do 1º ao 7º ciclo, sendo o 8º ciclo diferente estatisticamente do 1º ciclo.

Tabela 5.57 - Teste de Tukey das variáveis independentes desalinhamento e repetição para a variável dependente força f (N)

	Desalinhamento	Repetição	f	1	2	3	4	5
1	lingual	1º ciclo	0.44	****				
2	lingual	4º ciclo	0.44	****	****			
3	lingual	2º ciclo	0.44	****	****			
4	lingual	3º ciclo	0.45	****	****			
5	lingual	6º ciclo	0.46	****	****			
6	lingual	10º ciclo	0.47	****	****			
7	lingual	7º ciclo	0.47	****	****			
8	lingual	5º ciclo	0.48	****	****	****		
9	lingual	9º ciclo	0.48	****	****	****		
10	lingual	8º ciclo	0.49		****	****	****	
11	vestibular	1º ciclo	0.55			****	****	****
12	vestibular	10º ciclo	0.56				****	****
13	vestibular	2º ciclo	0.57					****
14	vestibular	3º ciclo	0.57					****
15	vestibular	9º ciclo	0.57					****
16	vestibular	8º ciclo	0.57					****
17	vestibular	7º ciclo	0.58					****
18	vestibular	6º ciclo	0.58					****
19	vestibular	5º ciclo	0.58					****
20	vestibular	4º ciclo	0.58					****

Gráfico 5.12 - Interação repetição e desalinhamento ($p < 0.05$)

5.6.1.4 Marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica

Para a força f da marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para o desalinhamento e para a interação das variáveis independentes repetição e desalinhamento. De acordo com o teste de Tukey, o desalinhamento lingual gerou uma força f menor (0.65N) que o desalinhamento vestibular (0.72N).

Através da interação repetição-desalinhamento (Tabela 5.58 e Gráfico 5.13), foi possível observar que, para o desalinhamento lingual, a força f foi estatisticamente semelhante para todas as repetições (do 1º ao 10º ciclo). Entretanto, para o desalinhamento vestibular, a força f do 1º ciclo foi diferente estatisticamente do 2º ciclo.

Tabela 5.58 - Teste de Tukey das variáveis independentes desalinhamento e repetição para a variável dependente força f (N)

	Desalinhamento	Repetição	f	1	2	3
1	lingual	10º ciclo	0.63	****		
2	lingual	1º ciclo	0.63	****		
3	lingual	6º ciclo	0.64	****	****	
4	lingual	8º ciclo	0.64	****	****	
5	lingual	3º ciclo	0.65	****	****	
6	lingual	9º ciclo	0.65	****	****	
7	lingual	2º ciclo	0.66	****	****	
8	lingual	4º ciclo	0.66	****	****	
9	lingual	7º ciclo	0.66	****	****	
10	lingual	5º ciclo	0.66	****	****	
11	vestibular	8º ciclo	0.70	****	****	
12	vestibular	5º ciclo	0.70	****	****	
13	vestibular	7º ciclo	0.71	****	****	
14	vestibular	6º ciclo	0.71	****	****	
15	vestibular	10º ciclo	0.71	****	****	
16	vestibular	4º ciclo	0.72	****	****	
17	vestibular	2º ciclo	0.72	****	****	
18	vestibular	3º ciclo	0.73		****	****
19	vestibular	9º ciclo	0.73		****	****
20	vestibular	1º ciclo	0.80			****

Gráfico 5.13 - Interação repetição e desalinhamento ($p < 0.05$)

5.6.1.5 Marca Ormco no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica

Para a força f da marca Ormco no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para o desalinhamento, para a repetição e para a interação das variáveis independentes repetição e desalinhamento. De acordo com o teste de Tukey, o desalinhamento lingual gerou uma força f menor (0.83N) que o desalinhamento vestibular (1.00N).

Através da interação repetição-desalinhamento (Tabela 5.59 e Gráfico 5.14), foi possível observar que, para o desalinhamento lingual, a força f foi estatisticamente semelhante para todas as repetições (do 1º ao 10º ciclo). Entretanto, para o desalinhamento vestibular, a força f foi semelhante estatisticamente do 1º ao 5º ciclo, sendo o 6º ciclo diferente estatisticamente do 1º ciclo.

Tabela 5.59 - Teste de Tukey das variáveis independentes desalinhamento e repetição para a variável dependente força f (N)

	Desalinhamento	Repetição	f	1	2	3
1	lingual	3º ciclo	0.81	****		
2	lingual	2º ciclo	0.81	****		
3	lingual	8º ciclo	0.82	****		
4	lingual	9º ciclo	0.84	****		
5	lingual	6º ciclo	0.84	****		
6	lingual	4º ciclo	0.84	****		
7	lingual	1º ciclo	0.84	****		
8	lingual	7º ciclo	0.84	****		
9	lingual	5º ciclo	0.84	****		
10	lingual	10º ciclo	0.85	****		
11	vestibular	1º ciclo	0.91	****		
12	vestibular	2º ciclo	0.96	****	****	
13	vestibular	3º ciclo	0.98	****	****	****
14	vestibular	4º ciclo	0.98	****	****	****
15	vestibular	5º ciclo	0.99	****	****	****
16	vestibular	7º ciclo	1.01		****	****
17	vestibular	6º ciclo	1.01		****	****
18	vestibular	9º ciclo	1.02		****	****
19	vestibular	8º ciclo	1.05			****
20	vestibular	10º ciclo	1.06			****

Gráfico 5.14 - Interação repetição e desalinhamento ($p < 0.05$)

5.6.1.6 Marca Ormco no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica

Para a força f da marca Ormco no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para a repetição e para a interação das variáveis independentes repetição e desalinhamento. De acordo com a interação repetição-desalinhamento (Tabela 5.60 e Gráfico 5.15), foi possível observar que, para o desalinhamento lingual, a força f foi estatisticamente semelhante do 1º ao 4º ciclo. Entretanto, para o desalinhamento vestibular, a força f do 1º ciclo foi diferente estatisticamente dos demais ciclos.

Tabela 5.60 - Teste de Tukey das variáveis independentes desalinhamento e repetição para a variável dependente força f (N)

	Desalinhamento	Repetição	f	1	2	3	4
1	vestibular	1º ciclo	1.21	****			
2	vestibular	2º ciclo	1.33		****		
3	lingual	10º ciclo	1.35		****	****	
4	lingual	9º ciclo	1.36		****	****	
5	lingual	8º ciclo	1.37		****	****	
6	lingual	7º ciclo	1.37		****	****	
7	vestibular	3º ciclo	1.37		****	****	
8	lingual	5º ciclo	1.38		****	****	
9	lingual	6º ciclo	1.39		****	****	
10	lingual	4º ciclo	1.40		****	****	****
11	lingual	3º ciclo	1.40		****	****	****
12	vestibular	7º ciclo	1.40		****	****	****
13	vestibular	4º ciclo	1.41		****	****	****
14	vestibular	8º ciclo	1.41		****	****	****
15	vestibular	6º ciclo	1.42		****	****	****
16	vestibular	10º ciclo	1.43			****	****
17	vestibular	9º ciclo	1.43			****	****
18	vestibular	5º ciclo	1.45			****	****
19	lingual	2º ciclo	1.47				****
20	lingual	1º ciclo	1.48				****

Gráfico 5.15 - Interação repetição e desalinhamento ($p < 0.05$)

5.6.2 Força $q1$ nos braquetes de ancoragem

5.6.2.1 Marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração assimétrica

Para a força $q1$ da marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração assimétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para o braquete, para a repetição e para a interação das variáveis independentes repetição, braquete e desalinhamento (Gráfico 5.16). Não houve diferença estatisticamente significativa entre os 10 ciclos, tanto no desalinhamento vestibular quanto no desalinhamento lingual. De acordo com o teste de Tukey, a força $q1$ no braquete de canino (0.71N) foi menor que no braquete de 2º pré-molar (1.28N).

Para interação repetição-braquete-desalinhamento, foi possível observar que, para o canino, a força $q1$ foi estatisticamente semelhante para os 10 ciclos vestibulares e 10 ciclos linguais. No entanto, para o braquete de 2º pré-molar, a força $q1$ foi estatisticamente semelhante do 1º ao 8º ciclo no desalinhamento vestibular, e, no desalinhamento lingual, os 10 ciclos foram semelhantes.

Gráfico 5.16 - Interação repetição, desalinhamento e braquete ($p < 0.05$)

5.6.2.2 Marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração assimétrica

Para a força $q1$ da marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração assimétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para o braquete, para a repetição e para a interação das variáveis independentes repetição

e desalinhamento. De acordo com o teste de Tukey, a força **q1** no braquete de canino (0.92N) foi menor que no braquete de 2º pré-molar (1.69N).

Para interação repetição-desalinhamento (Tabela 5.61), foi possível observar que, para o desalinhamento vestibular, a força **q1** foi estatisticamente semelhante entre o 1º e 2º ciclos, sendo o 3º ciclo estatisticamente diferente do 1º ciclo. No entanto, para o desalinhamento lingual, a força **q1** foi estatisticamente semelhante para os 10 ciclos.

Tabela 5.61 - Teste de Tukey das variáveis independentes desalinhamento e repetição para a variável dependente força **q1** (N)

	Desalinhamento	Repetição	q1	1	2	3
1	vestibular	1º ciclo	1.13	****		
2	vestibular	2º ciclo	1.22	****	****	
3	vestibular	3º ciclo	1.26		****	****
4	vestibular	4º ciclo	1.28		****	****
5	vestibular	5º ciclo	1.28		****	****
6	lingual	9º ciclo	1.30		****	****
7	vestibular	6º ciclo	1.30		****	****
8	vestibular	8º ciclo	1.31		****	****
9	lingual	10º ciclo	1.32		****	****
10	lingual	6º ciclo	1.32		****	****
11	lingual	8º ciclo	1.32		****	****
12	vestibular	7º ciclo	1.32		****	****
13	lingual	7º ciclo	1.32		****	****
14	lingual	5º ciclo	1.33		****	****
15	vestibular	9º ciclo	1.33			****
16	lingual	4º ciclo	1.33			****
17	lingual	2º ciclo	1.34			****
18	vestibular	10º ciclo	1.34			****
19	lingual	1º ciclo	1.37			****
20	lingual	3º ciclo	1.38			****

5.6.2.3 Marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica

Para a força **q1** da marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significante para o

braquete e para o desalinhamento. De acordo com o teste de Tukey, a força **q1** no braquete de canino (1.35N) foi menor que no braquete de 2º pré-molar (1.43N). O desalinhamento vestibular promoveu uma força **q1** menor (1.35N) que o desalinhamento para lingual (1.43N). Não houve diferença estatisticamente significativa para a variável repetição (Gráfico 5.17).

Gráfico 5.17 - Interação repetição, desalinhamento e braquete ($p > 0.05$)

5.6.2.4 Marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica

Para a força **q1** da marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica, não houve diferença estatisticamente significativa para as variáveis independentes (Gráfico 5.18).

5.6.2.5 Marca Ormco no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica

Para a força $q1$ da marca Ormco no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica, não houve diferença estatisticamente significativa para as variáveis independentes (Tabela 5.62).

Tabela 5.62 - Teste de Tukey das variáveis independentes desalinhamento e repetição para a variável dependente força **q1** (N)

	Desalinhamento	Repetição	q1	1
1	lingual	10º ciclo	1.44	****
2	lingual	9º ciclo	1.44	****
3	lingual	7º ciclo	1.45	****
4	lingual	8º ciclo	1.46	****
5	lingual	6º ciclo	1.46	****
6	lingual	4º ciclo	1.46	****
7	lingual	3º ciclo	1.47	****
8	lingual	5º ciclo	1.47	****
9	lingual	2º ciclo	1.48	****
10	lingual	1º ciclo	1.50	****
11	vestibular	1º ciclo	1.51	****
12	vestibular	2º ciclo	1.55	****
13	vestibular	3º ciclo	1.56	****
14	vestibular	6º ciclo	1.57	****
15	vestibular	4º ciclo	1.59	****
16	vestibular	7º ciclo	1.59	****
17	vestibular	10º ciclo	1.60	****
18	vestibular	8º ciclo	1.60	****
19	vestibular	9º ciclo	1.61	****
20	vestibular	5º ciclo	1.63	****

5.6.2.6 Marca Ormco no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica

Para a força **q1** da marca Ormco no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significante para a interação das variáveis independentes repetição e desalinhamento (Tabela 5.63). De acordo com o teste de Tukey, para esta interação foi possível observar que, para o desalinhamento vestibular, a força **q1** foi estatisticamente semelhante entre o 1º e 2º ciclos, sendo o 3º ciclo estatisticamente diferente do 1º ciclo. No entanto, para o desalinhamento lingual, a força **q1** foi estatisticamente semelhante entre os 10 ciclos.

Tabela 5.63 - Teste de Tukey das variáveis independentes desalinhamento e repetição para a variável dependente força $q1$ (N)

	Desalinhamento	Repetição	$q1$	1	2	3
1	vestibular	1º ciclo	1.85	****		
2	vestibular	2º ciclo	1.95	****	****	
3	vestibular	3º ciclo	2.10		****	****
4	lingual	6º ciclo	2.10		****	****
5	vestibular	4º ciclo	2.10		****	****
6	lingual	8º ciclo	2.12		****	****
7	vestibular	6º ciclo	2.12		****	****
8	vestibular	7º ciclo	2.12		****	****
9	lingual	4º ciclo	2.13		****	****
10	lingual	9º ciclo	2.13		****	****
11	lingual	10º ciclo	2.16		****	****
12	lingual	5º ciclo	2.16		****	****
13	vestibular	8º ciclo	2.17		****	****
14	vestibular	5º ciclo	2.17		****	****
15	lingual	3º ciclo	2.19		****	****
16	vestibular	9º ciclo	2.20			****
17	lingual	7º ciclo	2.20			****
18	vestibular	10º ciclo	2.27			****
19	lingual	2º ciclo	2.30			****
20	lingual	1º ciclo	2.32			****

5.6.3 Força $q2$ nos braquetes de ancoragem

5.6.3.1 Marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração assimétrica

Para a força $q2$ da marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração assimétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para o braquete e para a repetição. De acordo com o teste de Tukey, a força $q2$ no braquete de canino (0.19N) foi menor que a do braquete de 2º pré-molar (0.28N). Em relação à variável repetição, houve diferença estatisticamente significativa entre a força $q2$ do 1º ciclo e dos demais ciclos.

Para a interação repetição-desalinhamento (Tabela 5.64), foi possível observar que, para o desalinhamento vestibular, a força $q2$ foi estatisticamente

semelhante do 1º ao 5º ciclo, sendo o 1º ciclo diferente estatisticamente do 6º ciclo. No entanto, para o desalinhamento lingual, a força **q2** foi estatisticamente semelhante do 1º ao 3º ciclo, sendo o 1º ciclo diferente estatisticamente do 4º ciclo.

Tabela 5.64 - Teste de Tukey das variáveis independentes desalinhamento e repetição para a variável dependente força **q2** (N)

	Desalinhamento	Repetição	q2	1	2	3	4
1	lingual	8º ciclo	0.20	****			
2	lingual	10º ciclo	0.20	****			
3	lingual	9º ciclo	0.21	****	****		
4	lingual	4º ciclo	0.21	****	****		
5	lingual	7º ciclo	0.21	****	****		
6	lingual	5º ciclo	0.22	****	****		
7	lingual	6º ciclo	0.22	****	****	****	
8	lingual	3º ciclo	0.22	****	****	****	
9	lingual	2º ciclo	0.23		****	****	
10	lingual	1º ciclo	0.24			****	
11	vestibular	7º ciclo	0.24			****	
12	vestibular	8º ciclo	0.24			****	
13	vestibular	6º ciclo	0.25			****	
14	vestibular	10º ciclo	0.25			****	
15	vestibular	9º ciclo	0.25			****	
16	vestibular	3º ciclo	0.25			****	****
17	vestibular	4º ciclo	0.26			****	****
18	vestibular	2º ciclo	0.26			****	****
19	vestibular	5º ciclo	0.26			****	****
20	vestibular	1º ciclo	0.27				****

5.6.3.2 Marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração assimétrica

Para a força **q2** da marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração assimétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para o braquete, para a repetição e para a interação das variáveis independentes repetição e desalinhamento. De acordo com o teste de Tukey, a força **q2** no braquete de canino (0.11N) foi menor que a no braquete de 2º pré-molar (0.15N). Em relação à variável

repetição, houve diferença estatisticamente significativa entre a força **q2** do 1º ciclo e a dos demais ciclos.

Para a interação repetição-desalinhamento (Tabela 5.65), foi possível observar que, para o desalinhamento vestibular, a força **q2** do 1º ciclo foi estatisticamente diferente da dos demais ciclos. Já para o desalinhamento lingual, a força **q2** foi estatisticamente semelhante entre o 1º e 2º ciclos, sendo o 1º ciclo diferente estatisticamente do 3º ciclo.

Tabela 5.65 - Teste de Tukey das variáveis independentes desalinhamento e repetição para a variável dependente força **q2** (N)

	Desalinhamento	Repetição	q2	1	2	3	4	5
1	vestibular	9º ciclo	0.119	****				
2	vestibular	10º ciclo	0.121	****	****			
3	lingual	5º ciclo	0.122	****	****			
4	vestibular	5º ciclo	0.122	****	****			
5	vestibular	8º ciclo	0.123	****	****			
6	vestibular	7º ciclo	0.124	****	****			
7	lingual	6º ciclo	0.126	****	****			
8	vestibular	6º ciclo	0.127	****	****			
9	lingual	10º ciclo	0.128	****	****			
10	lingual	8º ciclo	0.128	****	****			
11	lingual	4º ciclo	0.128	****	****			
12	lingual	9º ciclo	0.128	****	****			
13	vestibular	4º ciclo	0.129	****	****			
14	lingual	7º ciclo	0.134	****	****			
15	lingual	3º ciclo	0.137	****	****			
16	vestibular	3º ciclo	0.138		****			
17	lingual	2º ciclo	0.140		****	****		
18	lingual	1º ciclo	0.142			****		
19	vestibular	2º ciclo	0.148				****	
20	vestibular	1º ciclo	0.174					****

5.6.3.3 Marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica

Para a força **q2** da marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para o

desalinhamento, para a repetição e para a interação das variáveis independentes repetição e desalinhamento. De acordo com o teste de Tukey, a força q_2 no desalinhamento lingual (0.24N) foi menor que no desalinhamento vestibular (0.27N). Para a variável repetição, as forças q_2 do 1º e do 2º ciclos foram semelhantes estatisticamente, sendo estas diferentes estatisticamente das forças q_2 dos demais ciclos.

Para a interação repetição-desalinhamento (Tabela 5.66), foi possível observar que, para o desalinhamento vestibular, a força q_2 foi estatisticamente semelhante entre o 1º e 2º ciclos, sendo o 1º ciclo diferente estatisticamente do 3º ciclo. Já para o desalinhamento lingual, as forças q_2 do 1º ao 3º ciclo foram semelhantes estatisticamente, sendo a força q_2 do 4º ciclo diferente estatisticamente da do 1º ciclo.

Tabela 5.66 - Teste de Tukey das variáveis independentes desalinhamento e repetição para a variável dependente força q_2 (N)

	Desalinhamento	Repetição	q_2	1	2	3	4	5	6	7
1	lingual	9º ciclo	0.224	****						
2	lingual	10º ciclo	0.227	****	****					
3	lingual	7º ciclo	0.228	****	****					
4	lingual	8º ciclo	0.228	****	****					
5	lingual	6º ciclo	0.234	****	****	****				
6	lingual	4º ciclo	0.239	****	****	****	****			
7	lingual	5º ciclo	0.244		****	****	****			
8	lingual	3º ciclo	0.250			****	****	****		
9	lingual	1º ciclo	0.254				****	****		
10	vestibular	9º ciclo	0.265				****	****		
11	lingual	2º ciclo	0.265					****		
12	vestibular	8º ciclo	0.267					****		
13	vestibular	6º ciclo	0.268					****		
14	vestibular	7º ciclo	0.268					****		
15	vestibular	5º ciclo	0.268					****		
16	vestibular	4º ciclo	0.272					****	****	
17	vestibular	10º ciclo	0.277					****	****	
18	vestibular	3º ciclo	0.278					****	****	
19	vestibular	2º ciclo	0.291						****	****
20	vestibular	1º ciclo	0.300							****

5.6.3.4 Marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica

Para a força $q2$ da marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para o desalinhamento e para a interação das variáveis independentes repetição e desalinhamento. De acordo com o teste de Tukey, a força $q2$ no desalinhamento vestibular (0.14N) foi menor que no desalinhamento lingual (0.17N).

Para a interação repetição-desalinhamento (Tabela 5.67), foi possível observar que, para o desalinhamento vestibular, a força $q2$ foi estatisticamente semelhante entre os 10 ciclos. Para o desalinhamento lingual, a força $q2$ foi estatisticamente semelhante do 1º ao 9º ciclo, sendo o 10º ciclo diferente estatisticamente do 1º ciclo.

Tabela 5.67 - Teste de Tukey das variáveis independentes desalinhamento e repetição para a variável dependente força $q2$ (N)

	Desalinhamento	Repetição	$q2$	1	2
1	vestibular	5º ciclo	0.139	****	
2	vestibular	4º ciclo	0.140	****	
3	vestibular	6º ciclo	0.141	****	
4	vestibular	3º ciclo	0.143	****	
5	vestibular	7º ciclo	0.143	****	
6	vestibular	2º ciclo	0.147	****	
7	vestibular	10º ciclo	0.147	****	
8	vestibular	9º ciclo	0.148	****	
9	vestibular	8º ciclo	0.148	****	
10	lingual	1º ciclo	0.153	****	
11	vestibular	1º ciclo	0.156	****	****
12	lingual	5º ciclo	0.167	****	****
13	lingual	4º ciclo	0.168	****	****
14	lingual	3º ciclo	0.170	****	****
15	lingual	8º ciclo	0.171	****	****
16	lingual	7º ciclo	0.173	****	****
17	lingual	2º ciclo	0.175	****	****
18	lingual	9º ciclo	0.175	****	****
19	lingual	6º ciclo	0.175	****	****
20	lingual	10º ciclo	0.186		****

5.6.3.5 Marca Ormco no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica

Para a força **q2** da marca Ormco no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para o desalinhamento, para a repetição e para a interação das variáveis independentes repetição-desalinhamento e repetição-braquete-desalinhamento. De acordo com o teste de Tukey, a força **q2** no desalinhamento vestibular (0.52N) foi menor que no desalinhamento lingual (0.59N). Para a variável repetição, as forças **q2** do 1º ao 5º ciclos foram semelhantes estatisticamente, sendo a força do 1º ciclo diferente estatisticamente da do 6º ciclo.

Para a interação repetição-desalinhamento (Tabela 5.68), foi possível observar que, para o desalinhamento vestibular, a força **q2** foi estatisticamente semelhante do 1º ao 5º ciclo, sendo o 1º ciclo diferente estatisticamente do 6º ciclo. Já para o desalinhamento lingual, a força **q2** dos 10 ciclos foram semelhantes estatisticamente.

Tabela 5.68 - Teste de Tukey das variáveis independentes desalinhamento e repetição para a variável dependente força $q2$ (N)

	Desalinhamento	Repetição	$q2$	1	2
1	vestibular	10º ciclo	0.501	****	
2	vestibular	8º ciclo	0.503	****	
3	vestibular	6º ciclo	0.504	****	
4	vestibular	9º ciclo	0.506	****	
5	vestibular	7º ciclo	0.513	****	
6	vestibular	4º ciclo	0.514	****	****
7	vestibular	5º ciclo	0.515	****	****
8	vestibular	3º ciclo	0.518	****	****
9	vestibular	2º ciclo	0.529	****	****
10	vestibular	1º ciclo	0.557		****
11	lingual	10º ciclo	0.574		****
12	lingual	7º ciclo	0.583		****
13	lingual	6º ciclo	0.585		****
14	lingual	9º ciclo	0.586		****
15	lingual	8º ciclo	0.586		****
16	lingual	5º ciclo	0.587		****
17	lingual	1º ciclo	0.591		****
18	lingual	4º ciclo	0.597		****
19	lingual	3º ciclo	0.600		****
20	lingual	2º ciclo	0.606		****

Para a interação repetição-braquete-desalinhamento (Gráfico 5.19), foi possível observar que, tanto para o desalinhamento vestibular quanto para o desalinhamento lingual, a força $q2$ foi estatisticamente diferente entre o braquete de canino e de 2º pré-molar no 1º ciclo.

Gráfico 5.19 - Interação repetição, desalinhamento e braquete ($p < 0.05$)

5.6.3.6 Marca Ormco no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica

Para a força $q2$ da marca Ormco no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para a repetição e para a interação das variáveis independentes repetição-desalinhamento e repetição-braquete-desalinhamento. De acordo com o teste de Tukey, para a variável repetição, as forças $q2$ do 1º ao 3º ciclos foram semelhantes estatisticamente, sendo a força $q2$ do 1º ciclo diferente estatisticamente da do 4º ciclo.

Para a interação repetição-desalinhamento (Tabela 5.69), foi possível observar que, para o desalinhamento vestibular, a força $q2$ foi estatisticamente semelhante entre o 1º e 2º ciclo, sendo o 1º ciclo diferente estatisticamente do 3º ciclo.

Já para o desalinhamento lingual, a força q_2 dos 10 ciclos foram semelhantes estatisticamente.

Tabela 5.69 - Teste de Tukey das variáveis independentes desalinhamento e repetição para a variável dependente força q_2 (N)

	Desalinhamento	Repetição	q_2	1	2	3
1	vestibular	10º ciclo	0.249	****		
2	vestibular	8º ciclo	0.254	****		
3	vestibular	9º ciclo	0.254	****		
4	vestibular	7º ciclo	0.268	****	****	
5	vestibular	6º ciclo	0.271	****	****	
6	vestibular	5º ciclo	0.275	****	****	
7	vestibular	4º ciclo	0.281	****	****	
8	vestibular	3º ciclo	0.293	****	****	
9	lingual	8º ciclo	0.316	****	****	****
10	lingual	6º ciclo	0.317	****	****	****
11	lingual	7º ciclo	0.321	****	****	****
12	lingual	9º ciclo	0.322	****	****	****
13	lingual	2º ciclo	0.330	****	****	****
14	lingual	5º ciclo	0.333	****	****	****
15	lingual	10º ciclo	0.334	****	****	****
16	vestibular	2º ciclo	0.337		****	****
17	lingual	3º ciclo	0.349		****	****
18	lingual	4º ciclo	0.351		****	****
19	lingual	1º ciclo	0.354		****	****
20	vestibular	1º ciclo	0.372			****

Para a interação repetição-braquete-desalinhamento (Gráfico 5.20), foi possível observar que, para o desalinhamento lingual, a força q_2 foi estatisticamente diferente entre o braquete de canino e de 2º pré-molar somente no 1º ciclo.

Gráfico 5.20 - Interação repetição, desalinhamento e braquete ($p < 0.05$)

5.6.4 Momento

5.6.4.1 Marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração assimétrica

Para o momento da marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração assimétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para as variáveis independentes braquete e desalinhamento. De acordo com o teste de Tukey, o momento foi menor para o braquete de 2º pré-molar (0.0024Nm) do que para o de canino (0.0042Nm). O desalinhamento vestibular apresentou um momento menor (0.0025Nm) que o desalinhamento para lingual (0.0041Nm). Não houve diferença estatisticamente significativa para a variável repetição.

5.6.4.2 Marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração assimétrica

Para o momento da marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração assimétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para o braquete, para o desalinhamento e para as interações braquete-desalinhamento e repetição-braquete. De acordo com o teste de Tukey, o momento foi menor para o braquete de 2º pré-molar (0.0029Nm) do que para o de canino (0.0056Nm). O desalinhamento vestibular apresentou um momento menor (0.0030Nm) que o desalinhamento para lingual (0.0056Nm).

Para a interação repetição-braquete (Tabela 5.70), foi possível observar que o momento, tanto no braquete de canino quanto no de 2º pré-molar, foi estatisticamente semelhante nos 10 ciclos. Entretanto, os valores de momento dos 10 ciclos do braquete de canino foram estatisticamente diferentes dos valores dos 10 ciclos do braquete de 2º pré-molar.

Tabela 5.70 - Teste de Tukey das variáveis independentes braquete e repetição para a variável dependente momento (Nm)

	Braquete	Repetição	<i>M</i>	1	2
1	2Pm	4º ciclo	0.0028	****	
2	2Pm	3º ciclo	0.0028	****	
3	2Pm	2º ciclo	0.0029	****	
4	2Pm	7º ciclo	0.0029	****	
5	2Pm	6º ciclo	0.0029	****	
6	2Pm	10º ciclo	0.0029	****	
7	2Pm	8º ciclo	0.0029	****	
8	2Pm	1º ciclo	0.0030	****	
9	2Pm	5º ciclo	0.0030	****	
10	2Pm	9º ciclo	0.0030	****	
11	C	7º ciclo	0.0054		****
12	C	9º ciclo	0.0054		****
13	C	8º ciclo	0.0054		****
14	C	10º ciclo	0.0055		****
15	C	6º ciclo	0.0055		****
16	C	5º ciclo	0.0055		****
17	C	2º ciclo	0.0056		****
18	C	3º ciclo	0.0058		****
19	C	4º ciclo	0.0059		****
20	C	1º ciclo	0.0059		****

5.6.4.3 Marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica

Para o momento da marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para o braquete, para o desalinhamento, para a repetição e para a interação braquete-desalinhamento. De acordo com o teste de Tukey, o momento foi menor para o braquete de 2º pré-molar (0.0022Nm) do que para o de canino (0.0054Nm). O desalinhamento vestibular apresentou um momento menor (0.0026Nm) que o desalinhamento para lingual (0.0050Nm). Foi possível observar que o momento do 1º ciclo foi estatisticamente diferente do momento do 2º ciclo (Tabela 5.71).

Tabela 5.71 - Teste de Tukey da variável independente repetição para a variável dependente momento (Nm)

	Repetição	<i>M</i>	1	2
1	8º ciclo	0.0037	****	
2	5º ciclo	0.0037	****	
3	6º ciclo	0.0037	****	
4	9º ciclo	0.0037	****	
5	10º ciclo	0.0038	****	
6	4º ciclo	0.0038	****	
7	2º ciclo	0.0038	****	
8	3º ciclo	0.0038	****	
9	7º ciclo	0.0038	****	****
10	1º ciclo	0.0042		****

Embora a interação desalinhamento-repetição tenha sido não significativa, é importante observar que, segundo o teste de Tukey (Tabela 5.72), para o desalinhamento lingual, o momento foi igual estatisticamente do 1º ao 4º ciclo, sendo o 1º ciclo diferente estatisticamente do 5º ciclo. Já para o desalinhamento vestibular, os 10 ciclos foram semelhantes estatisticamente.

Tabela 5.72 - Teste de Tukey das variáveis independentes desalinhamento e repetição para a variável dependente momento (Nm)

	Desalinhamento	Repetição	<i>M</i>	1	2	3
1	vestibular	6º ciclo	0.0025	****		
2	vestibular	4º ciclo	0.0025	****		
3	vestibular	2º ciclo	0.0025	****		
4	vestibular	5º ciclo	0.0026	****		
5	vestibular	3º ciclo	0.0026	****		
6	vestibular	8º ciclo	0.0026	****		
7	vestibular	9º ciclo	0.0026	****		
8	vestibular	7º ciclo	0.0026	****		
9	vestibular	10º ciclo	0.0027	****		
10	vestibular	1º ciclo	0.0028	****		
11	lingual	8º ciclo	0.0048		****	
12	lingual	5º ciclo	0.0049		****	
13	lingual	10º ciclo	0.0049		****	
14	lingual	9º ciclo	0.0049		****	
15	lingual	6º ciclo	0.0050		****	****
16	lingual	4º ciclo	0.0050		****	****
17	lingual	3º ciclo	0.0051		****	****
18	lingual	7º ciclo	0.0051		****	****
19	lingual	2º ciclo	0.0051		****	****
20	lingual	1º ciclo	0.0055			****

5.6.4.4 Marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica

Para o momento da marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significante para o braquete, para o desalinhamento, para a repetição e para a interação braquete-desalinhamento. De acordo com o teste de Tukey, o momento foi menor para o braquete de 2º pré-molar (0.0026Nm) do que para o de canino (0.0079Nm). O desalinhamento vestibular apresentou um momento menor (0.0038Nm) que o desalinhamento para lingual (0.0067Nm). Foi possível observar que os momentos dos 1º, 2º e 3º ciclos foram estatisticamente semelhantes (Tabela 5.73), sendo o 1º ciclo diferente estatisticamente do 4º ciclo.

Tabela 5.73 - Teste de Tukey da variável independente repetição para a variável dependente momento (Nm)

	Repetição	<i>M</i>	1	2
1	8º ciclo	0.00517	****	
2	9º ciclo	0.00518	****	
3	7º ciclo	0.00520	****	
4	5º ciclo	0.00520	****	
5	4º ciclo	0.00523	****	
6	6º ciclo	0.00523	****	
7	10º ciclo	0.00523	****	
8	3º ciclo	0.00527	****	****
9	2º ciclo	0.00532	****	****
10	1º ciclo	0.00560		****

Embora a interação desalinhamento-repetição tenha sido não significativa, é importante observar que, segundo o teste de Tukey (Tabela 5.74), para o desalinhamento lingual, o momento foi igual estatisticamente entre o 1º e o 2º ciclos, sendo o 1º ciclo diferente estatisticamente do 3º ciclo. Já para o desalinhamento vestibular, os 10 ciclos foram semelhantes estatisticamente.

Tabela 5.74 - Teste de Tukey das variáveis independentes desalinhamento e repetição para a variável dependente momento (Nm)

	Desalinhamento	Repetição	<i>M</i>	1	2	3
1	vestibular	8º ciclo	0.0036	****		
2	vestibular	9º ciclo	0.0036	****		
3	vestibular	6º ciclo	0.0037	****		
4	vestibular	7º ciclo	0.0038	****		
5	vestibular	5º ciclo	0.0038	****		
6	vestibular	4º ciclo	0.0038	****		
7	vestibular	2º ciclo	0.0038	****		
8	vestibular	10º ciclo	0.0039	****		
9	vestibular	3º ciclo	0.0039	****		
10	vestibular	1º ciclo	0.0040	****		
11	lingual	10º ciclo	0.0066		****	
12	lingual	5º ciclo	0.0066		****	
13	lingual	7º ciclo	0.0066		****	
14	lingual	4º ciclo	0.0066		****	
15	lingual	3º ciclo	0.0067		****	
16	lingual	8º ciclo	0.0067		****	****
17	lingual	9º ciclo	0.0067		****	****
18	lingual	6º ciclo	0.0067		****	****
19	lingual	2º ciclo	0.0068		****	****
20	lingual	1º ciclo	0.0072			****

5.6.4.5 MarcaOrmco no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica

Para o momento da marca Ormco no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para o braquete, para o desalinhamento, para a repetição e para as interações braquete-desalinhamento e repetição-braquete. De acordo com o teste de Tukey, o momento foi menor para o braquete de 2º pré-molar (0.0027Nm) do que para o de canino (0.0066Nm). O desalinhamento vestibular apresentou um momento menor (0.0040Nm) que o desalinhamento para lingual (0.0053Nm). Os 10 ciclos, tanto para o desalinhamento vestibular quanto para desalinhamento lingual, foram semelhantes estatisticamente.

Através da interação repetição-braquete (Tabela 5.75) notou-se que, para o braquete de 2º pré-molar, os 10 ciclos foram estatisticamente semelhantes. Já para o

braquete de canino, os valores de momento do 1º ao 4º ciclo foram iguais estatisticamente.

Tabela 5.75 - Teste de Tukey das variáveis independentes braquete e repetição para a variável dependente momento (Nm)

	Braquete	Repetição	<i>M</i>	1	2	3	4
1	2Pm	10º ciclo	0.0026	****			
2	2Pm	7º ciclo	0.0026	****			
3	2Pm	5º ciclo	0.0026	****			
4	2Pm	3º ciclo	0.0027	****			
5	2Pm	9º ciclo	0.0027	****			
6	2Pm	6º ciclo	0.0027	****			
7	2Pm	8º ciclo	0.0027	****			
8	2Pm	1º ciclo	0.0027	****			
9	2Pm	2º ciclo	0.0028	****			
10	2Pm	4º ciclo	0.0028	****			
11	C	9º ciclo	0.0062		****		
12	C	6º ciclo	0.0063		****	****	
13	C	5º ciclo	0.0065		****	****	
14	C	8º ciclo	0.0065		****	****	
15	C	7º ciclo	0.0066		****	****	****
16	C	10º ciclo	0.0066		****	****	****
17	C	4º ciclo	0.0067		****	****	****
18	C	3º ciclo	0.0067		****	****	****
19	C	2º ciclo	0.0069			****	****
20	C	1º ciclo	0.0072				****

5.6.4.6 MarcaOrmco no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica

Para o momento da marca Ormco no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para o braquete, para o desalinhamento, para a repetição e para as interações braquete-desalinhamento, repetição-desalinhamento e repetição-braquete-desalinhamento. De acordo com o teste de Tukey, o momento foi menor para o braquete de 2º pré-molar (0.0044Nm) do que para o de canino (0.0099Nm). O

desalinhamento vestibular apresentou um momento menor (0.0059Nm) que o desalinhamento para lingual (0.0084Nm).

Através da interação repetição-desalinhamento (Tabela 5.76), notou-se que, para o desalinhamento vestibular, os 10 ciclos foram estatisticamente semelhantes. Entretanto, para o desalinhamento lingual, os valores de momento do 1º ao 3º ciclo foram iguais estatisticamente, sendo o 1º ciclo estatisticamente diferente do 4º ciclo.

Tabela 5.76 - Teste de Tukey das variáveis independentes desalinhamento e repetição para a variável dependente momento (Nm)

	Desalinhamento	Repetição	<i>M</i>	1	2	3
1	vestibular	6º ciclo	0.0058	****		
2	vestibular	9º ciclo	0.0058	****		
3	vestibular	2º ciclo	0.0058	****		
4	vestibular	10º ciclo	0.0058	****		
5	vestibular	7º ciclo	0.0059	****		
6	vestibular	3º ciclo	0.0059	****		
7	vestibular	1º ciclo	0.0059	****		
8	vestibular	5º ciclo	0.0059	****		
9	vestibular	8º ciclo	0.0059	****		
10	vestibular	4º ciclo	0.0060	****		
11	lingual	8º ciclo	0.0080		****	
12	lingual	6º ciclo	0.0081		****	
13	lingual	9º ciclo	0.0081		****	
14	lingual	4º ciclo	0.0081		****	
15	lingual	10º ciclo	0.0082		****	
16	lingual	5º ciclo	0.0082		****	
17	lingual	7º ciclo	0.0083		****	****
18	lingual	2º ciclo	0.0087		****	****
19	lingual	3º ciclo	0.0087		****	****
20	lingual	1º ciclo	0.0091			****

5.6.5 Coeficiente de atrito cinético baseado em f_a , $N1$ e $N2$

5.6.5.1 Marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração assimétrica

Para o μ cinético da marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração assimétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para o braquete, para o desalinhamento, para a repetição e para a interação braquete-desalinhamento. De acordo com o teste de Tukey, o μ cinético foi menor para o braquete de canino (0.13) do que para o de 2º pré-molar (0.27). O desalinhamento lingual apresentou um μ cinético menor (0.14) que o desalinhamento vestibular (0.27). Para a repetição, os valores de μ cinético foram semelhantes estatisticamente do 1º ao 9º ciclo (Tabela 5.77). No entanto, tanto para o desalinhamento vestibular quanto para o desalinhamento lingual, os 10 ciclos foram semelhantes estatisticamente.

Tabela 5.77 - Teste de Tukey da variável independente repetição para a variável dependente μ cinético

	Repetição	μ	1	2
1	1º ciclo	0.18	****	
2	2º ciclo	0.19	****	
3	3º ciclo	0.19	****	****
4	6º ciclo	0.20	****	****
5	5º ciclo	0.20	****	****
6	8º ciclo	0.21	****	****
7	4º ciclo	0.21	****	****
8	7º ciclo	0.21	****	****
9	9º ciclo	0.21	****	****
10	10º ciclo	0.22		****

Para a interação braquete-desalinhamento (Tabela 5.78), notou-se que, para o braquete de canino, ambos os desalinhamentos apresentaram μ cinético semelhante estatisticamente. No entanto, o braquete de 2º pré-molar apresentou um

mu cinético menor para o desalinhamento lingual do que para o desalinhamento vestibular.

Tabela 5.78 - Teste de Tukey das variáveis independentes braquete e desalinhamento para a variável dependente ***mu*** cinético

	Braquete	Desalinhamento	<i>mu</i>	1	2
1	C	lingual	0.11	****	
2	C	vestibular	0.16	****	
3	2Pm	lingual	0.17	****	
4	2Pm	vestibular	0.37		****

5.6.5.2 Marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração assimétrica

Para o ***mu*** cinético da marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração assimétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para todas as variáveis e para todas as interações entre as variáveis.

Através da interação braquete-desalinhamento (Tabela 5.79), foi possível observar que o ***mu*** cinético, tanto para o desalinhamento vestibular quanto para o desalinhamento lingual, foi menor para o braquete de canino do que para o de 2º pré-molar. O desalinhamento lingual apresentou um ***mu*** cinético menor que o desalinhamento vestibular.

Tabela 5.79 - Teste de Tukey das variáveis independentes braquete e desalinhamento para a variável dependente ***mu*** cinético

	Braquete	Desalinhamento	<i>mu</i>	1	2	3
1	C	lingual	0.11		****	
2	C	vestibular	0.20	****		
3	2Pm	lingual	0.20	****		
4	2Pm	vestibular	0.51			****

Para a interação repetição-desalinhamento (Tabela 5.80 e Gráfico 5.21), foi possível observar que, para o desalinhamento lingual, os 10 ciclos foram semelhantes

estatisticamente e, para o desalinhamento vestibular, o 1º ciclo foi diferente estatisticamente dos demais ciclos.

Tabela 5.80 - Teste de Tukey das variáveis independentes desalinhamento e repetição para a variável dependente *mu* cinético

	Desalinhamento	Repetição	<i>mu</i>	1	2	3	4	5	6
1	lingual	1º ciclo	0.15	****					
2	lingual	10º ciclo	0.15	****					
3	lingual	6º ciclo	0.15	****					
4	lingual	8º ciclo	0.15	****					
5	lingual	9º ciclo	0.15	****					
6	lingual	2º ciclo	0.15	****					
7	lingual	5º ciclo	0.16	****					
8	lingual	7º ciclo	0.16	****					
9	lingual	4º ciclo	0.16	****					
10	lingual	3º ciclo	0.16	****					
11	vestibular	1º ciclo	0.24		****				
12	vestibular	2º ciclo	0.31			****			
13	vestibular	3º ciclo	0.33			****	****		
14	vestibular	4º ciclo	0.35				****	****	
15	vestibular	5º ciclo	0.34					****	****
16	vestibular	6º ciclo	0.38					****	****
17	vestibular	7º ciclo	0.38						****
18	vestibular	10º ciclo	0.39						****
19	vestibular	9º ciclo	0.39						****
20	vestibular	8º ciclo	0.39						****

Gráfico 5.21 - Interação repetição, desalinhamento e braquete ($p < 0.05$)

5.6.5.3 Marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica

Para o **mu** cinético da marca Aditek no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para as variáveis braquete, desalinhamento, repetição e para as interações braquete-desalinhamento e repetição-desalinhamento. De acordo com o teste de Tukey, o **mu** cinético foi menor para o braquete de canino (0.15) do que para o de 2º pré-molar (0.37). O desalinhamento lingual apresentou um **mu** cinético menor (0.18) que o desalinhamento vestibular (0.35).

Para a interação braquete-desalinhamento (Tabela 5.81), notou-se que, para o braquete de canino, ambos os desalinhamentos apresentaram **mu** cinético semelhante estatisticamente. No entanto, o braquete de 2º pré-molar apresentou um **mu** cinético menor no desalinhamento lingual do que no desalinhamento vestibular.

Tabela 5.81 - Teste de Tukey das variáveis independentes braquete e desalinhamento para a variável dependente *mu* cinético

	Braquete	Desalinhamento	<i>mu</i>	1	2	3
1	C	lingual	0.11	****		
2	C	vestibular	0.20	****	****	
3	2Pm	lingual	0.25		****	
4	2Pm	vestibular	0.50			****

Para a interação repetição-desalinhamento (Tabela 5.82), foi possível observar que, para o desalinhamento lingual, os 10 ciclos foram semelhantes estatisticamente. Para o desalinhamento vestibular, o 1º e o 2º ciclos foram iguais estatisticamente, sendo o 3º ciclo estatisticamente diferente do 1º ciclo.

Tabela 5.82 - Teste de Tukey das variáveis independentes desalinhamento e repetição para a variável dependente *mu* cinético

	Desalinhamento	Repetição	<i>mu</i>	1	2	3	4
1	lingual	3º ciclo	0.16	****			
2	lingual	7º ciclo	0.16	****			
3	lingual	2º ciclo	0.17	****			
4	lingual	1º ciclo	0.17	****			
5	lingual	4º ciclo	0.17	****			
6	lingual	5º ciclo	0.17	****			
7	lingual	10º ciclo	0.18	****			
8	lingual	6º ciclo	0.19	****	****		
9	lingual	9º ciclo	0.19	****	****		
10	lingual	8º ciclo	0.19	****	****		
11	vestibular	1º ciclo	0.31		****	****	
12	vestibular	2º ciclo	0.34			****	****
13	vestibular	9º ciclo	0.34			****	****
14	vestibular	10º ciclo	0.34			****	****
15	vestibular	8º ciclo	0.35			****	****
16	vestibular	4º ciclo	0.36				****
17	vestibular	7º ciclo	0.36				****
18	vestibular	5º ciclo	0.36				****
19	vestibular	6º ciclo	0.37				****
20	vestibular	3º ciclo	0.37				****

5.6.5.4 Marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica

Para o ***mu*** cinético da marca Aditek no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para as variáveis braquete, desalinhamento, repetição e para as interações braquete-desalinhamento e repetição-desalinhamento. De acordo com o teste de Tukey, o ***mu*** cinético foi menor para o braquete de canino (0.13) do que para o de 2º pré-molar (0.40). O desalinhamento lingual apresentou um ***mu*** cinético menor (0.16) que o desalinhamento vestibular (0.37).

Através da interação braquete-desalinhamento (Tabela 5.83), notou-se que, para o braquete de canino, ambos os desalinhamentos apresentaram ***mu*** cinético semelhante. No entanto, o braquete de 2º pré-molar apresentou um ***mu*** cinético menor no desalinhamento lingual em comparação com o desalinhamento vestibular.

Tabela 5.83 - Teste de Tukey das variáveis independentes braquete e desalinhamento para a variável dependente ***mu*** cinético

	Braquete	Desalinhamento	<i>mu</i>	1	2	3
1	C	lingual	0.08	****		
2	C	vestibular	0.18	****	****	
3	2Pm	lingual	0.24		****	
4	2Pm	vestibular	0.56			****

Para a interação repetição-desalinhamento (Tabela 5.84), foi possível observar que, para o desalinhamento lingual, os 10 ciclos foram semelhantes estatisticamente e, para o desalinhamento vestibular, o 1º ciclo foi semelhante ao 2º ciclo e diferente estatisticamente do 3º ciclo.

Tabela 5.84 - Teste de Tukey das variáveis independentes desalinhamento e repetição para a variável dependente ***mu*** cinético

	Desalinhamento	Repetição	<i>mu</i>	1	2	3
1	lingual	1º ciclo	0.15	****		
2	lingual	6º ciclo	0.16	****		
3	lingual	3º ciclo	0.16	****		
4	lingual	7º ciclo	0.16	****		
5	lingual	4º ciclo	0.16	****		
6	lingual	2º ciclo	0.16	****		
7	lingual	10º ciclo	0.16	****		
8	lingual	8º ciclo	0.16	****		
9	lingual	5º ciclo	0.16	****		
10	lingual	9º ciclo	0.16	****		
11	vestibular	1º ciclo	0.33		****	
12	vestibular	10º ciclo	0.36		****	****
13	vestibular	2º ciclo	0.37		****	****
14	vestibular	9º ciclo	0.37		****	****
15	vestibular	8º ciclo	0.37			****
16	vestibular	7º ciclo	0.38			****
17	vestibular	6º ciclo	0.38			****
18	vestibular	3º ciclo	0.39			****
19	vestibular	5º ciclo	0.39			****
20	vestibular	4º ciclo	0.39			****

5.6.5.5 Marca Ormco no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica

Para o ***mu*** cinético da marca Ormco no deslocamento de 3mm e na configuração simétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para as variáveis braquete, desalinhamento, repetição e para as interações braquete-desalinhamento e repetição-desalinhamento (Gráfico 5.22). De acordo com o teste de Tukey, o ***mu*** cinético foi menor para o braquete de canino (0.14) do que para o de 2º pré-molar (0.34). O desalinhamento lingual apresentou um ***mu*** cinético menor (0.12) que o desalinhamento vestibular (0.36).

Através da interação braquete-desalinhamento (Tabela 5.85), notou-se que, para o braquete de canino, ambos os desalinhamentos apresentaram ***mu*** cinético semelhante estatisticamente. No entanto, o braquete de 2º pré-molar apresentou um

mu cinético menor para o desalinhamento lingual do que para o desalinhamento vestibular.

Tabela 5.85 - Teste de Tukey das variáveis independentes braquete e desalinhamento para a variável dependente ***mu*** cinético

	Braquete	Desalinhamento	<i>mu</i>	1	2
1	C	lingual	0.07	****	
2	2Pm	lingual	0.16	****	
3	C	vestibular	0.20	****	
4	2Pm	vestibular	0.51		****

Por meio da interação repetição-desalinhamento (Tabela 5.86), foi possível observar que, para o desalinhamento lingual, os 10 ciclos foram semelhantes estatisticamente e, para o desalinhamento vestibular, o 1º ciclo foi diferente estatisticamente dos demais ciclos.

Tabela 5.86 - Teste de Tukey das variáveis independentes desalinhamento e repetição para a variável dependente *mu* cinético

	Desalinhamento	Repetição	<i>mu</i>	1	2	3	4	5
1	lingual	2º ciclo	0.11	****				
2	lingual	1º ciclo	0.11	****				
3	lingual	9º ciclo	0.12	****				
4	lingual	7º ciclo	0.12	****				
5	lingual	4º ciclo	0.12	****				
6	lingual	3º ciclo	0.12	****				
7	lingual	6º ciclo	0.12	****				
8	lingual	10º ciclo	0.12	****				
9	lingual	8º ciclo	0.12	****				
10	lingual	5º ciclo	0.12	****				
11	vestibular	1º ciclo	0.24	****				
12	vestibular	2º ciclo	0.32		****	****		
13	vestibular	3º ciclo	0.33			****		
14	vestibular	4º ciclo	0.35			****	****	
15	vestibular	7º ciclo	0.38				****	****
16	vestibular	5º ciclo	0.39				****	****
17	vestibular	8º ciclo	0.39				****	****
18	vestibular	10º ciclo	0.40				****	****
19	vestibular	9º ciclo	0.40					****
20	vestibular	6º ciclo	0.40					****

Gráfico 5.22 - Interação repetição, desalinhamento e braquete ($p > 0.05$)

5.6.5.6 MarcaOrmco no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica

Para o **mu** cinético da marca Ormco no deslocamento de 5mm e na configuração simétrica, foi possível constatar diferença estatisticamente significativa para todas as variáveis e para todas as interações entre as variáveis (Gráfico 5.23).

Através da interação braquete-desalinhamento (Tabela 5.87), foi possível observar que o **mu** cinético, tanto no desalinhamento vestibular quanto no desalinhamento lingual, foi menor para o braquete de canino do que para o de 2º pré-molar. O desalinhamento lingual apresentou um **mu** cinético menor que o desalinhamento vestibular, tanto para o braquete de canino quanto para o de 2º pré-molar.

Tabela 5.87 - Teste de Tukey das variáveis independentes braquete e desalinhamento para a variável dependente *mu* cinético

	Braquete	Desalinhamento	<i>mu</i>	1	2	3
1	C	lingual	0.06	****		
2	C	vestibular	0.17		****	
3	2Pm	lingual	0.17		****	
4	2Pm	vestibular	0.53			****

Através da interação braquete-repetição notou-se que (Tabela 5.88), para o braquete de canino, os 10 ciclos foram semelhantes estatisticamente. Em contrapartida, para o braquete de 2º pré-molar, o 1º ciclo foi diferente estatisticamente dos demais ciclos.

Tabela 5.88 - Teste de Tukey das variáveis independentes braquete e repetição para a variável dependente *mu* cinético

	Braquete	Repetição	<i>mu</i>	1	2	3	4	5
1	C	1º ciclo	0.08	****				
2	C	2º ciclo	0.10	****				
3	C	4º ciclo	0.12	****				
4	C	3º ciclo	0.12	****				
5	C	8º ciclo	0.12	****				
6	C	5º ciclo	0.12	****				
7	C	6º ciclo	0.12	****				
8	C	9º ciclo	0.13	****				
9	C	10º ciclo	0.13	****				
10	C	7º ciclo	0.13	****				
11	2Pm	1º ciclo	0.24		****			
12	2Pm	2º ciclo	0.30			****		
13	2Pm	3º ciclo	0.32			****	****	
14	2Pm	7º ciclo	0.36			****	****	****
15	2Pm	4º ciclo	0.36				****	****
16	2Pm	6º ciclo	0.37				****	****
17	2Pm	5º ciclo	0.37				****	****
18	2Pm	8º ciclo	0.38				****	****
19	2Pm	10º ciclo	0.39					****
20	2Pm	9º ciclo	0.39					****

Por meio da interação desalinhamento-repetição (Tabela 5.89), foi possível observar que, para o desalinhamento lingual, os 10 ciclos foram semelhantes estatisticamente. No entanto, para o desalinhamento vestibular, o 1º ciclo foi diferente estatisticamente dos demais ciclos.

Tabela 5.89 - Teste de Tukey das variáveis independentes desalinhamento e repetição para a variável dependente ***mu*** cinético

	Desalinhamento	Repetição	<i>mu</i>	1	2	3
1	lingual	4º ciclo	0.11	****		
2	lingual	3º ciclo	0.11	****		
3	lingual	2º ciclo	0.11	****		
4	lingual	5º ciclo	0.11	****		
5	lingual	1º ciclo	0.12	****		
6	lingual	8º ciclo	0.12	****		
7	lingual	6º ciclo	0.12	****		
8	lingual	7º ciclo	0.12	****		
9	lingual	10º ciclo	0.12	****		
10	lingual	9º ciclo	0.13	****		
11	vestibular	1º ciclo	0.20	****		
12	vestibular	2º ciclo	0.29		****	
13	vestibular	3º ciclo	0.33		****	****
14	vestibular	7º ciclo	0.36			****
15	vestibular	4º ciclo	0.37			****
16	vestibular	6º ciclo	0.37			****
17	vestibular	5º ciclo	0.38			****
18	vestibular	8º ciclo	0.38			****
19	vestibular	9º ciclo	0.39			****
20	vestibular	10º ciclo	0.39			****

Gráfico 5.23 - Interação repetição, desalinhamento e braquete ($p < 0.05$)

5.7 ANÁLISE G

5.7.1 Análise G1

Foi possível observar que, no teste em 3 pontos com braquetes na configuração simétrica das distâncias inter-braquetes, a força q no braquete central variava conforme a localização da força q (força $q1$ X força $q2$), a marca de fio-braquete, o deslocamento, o desalinhamento e a interação de algumas destas variáveis (localização-deslocamento, localização-desalinhamento, marca-deslocamento-desalinhamento, marca-deslocamento-desalinhamento-localização).

A força $q1$ (3.43N) foi estatisticamente maior que a força $q2$ (0.68N). Através da interação das variáveis independentes localização da força q e deslocamento (Tabela 5.90), foi possível observar que: (a) para a força $q1$, o deslocamento de 3mm

gerou uma força estatisticamente menor que o deslocamento de 5mm; enquanto que, (b) para a força $q2$, o deslocamento de 3mm apresentou uma força maior que o deslocamento de 5mm.

Tabela 5.90 - Teste de Tukey das variáveis independentes localização da força q e deslocamento para a variável dependente q no braquete central (N)

	Localização da força q	Deslocamento	q_c	1	2	3	4
1	$q2$	5mm	0.52	****			
2	$q2$	3mm	0.85		****		
3	$q1$	3mm	2.91			****	
4	$q1$	5mm	3.95				****

Por meio da interação das variáveis independentes localização da força q e desalinhamento (Tabela 5.91), foi possível observar que, para a força $q1$, o desalinhamento vestibular gerou uma força menor que o desalinhamento lingual. Entretanto, para a força $q2$, os desalinhamentos vestibular e lingual apresentaram forças estatisticamente semelhantes.

Tabela 5.91 - Teste de Tukey das variáveis independentes localização da força q e desalinhamento para a variável dependente q no braquete central (N)

	Localização da força q	Desalinhamento	q_c	1	2	3
1	$q2$	lingual	0.68	****		
2	$q2$	vestibular	0.69	****		
3	$q1$	vestibular	3.25		****	
4	$q1$	lingual	3.61			****

Através da interação das variáveis independentes localização da força q , marca, deslocamento e desalinhamento (Tabela 5.92), foi possível observar que, para a força $q1$, o deslocamento de 3mm gerou uma força estatisticamente menor que o deslocamento de 5mm para ambas as marcas de fio-braquete. Já para a força $q2$, tanto a marca Aditek quanto a marca Ormco, apresentaram forças estatisticamente semelhantes entre o deslocamento de 3mm e o deslocamento de 5mm.

Tabela 5.92 - Teste de Tukey das variáveis independentes localização da força q , marca, deslocamento e desalinhamento para a variável dependente q no braquete central (N)

	Localização da força q	Marca	Deslocamento	Desalinhamento	q_c	1	2	3	4	5	6
1	$q2$	Aditek	5mm	lingual	0.31	***					
2	$q2$	Aditek	5mm	vestibular	0.31	***					
3	$q2$	Aditek	3mm	lingual	0.51	***					
4	$q2$	Aditek	3mm	vestibular	0.60	***	***				
5	$q2$	Ormco	5mm	lingual	0.71	***	***	***			
6	$q2$	Ormco	5mm	vestibular	0.74	***	***	***			
7	$q2$	Ormco	3mm	vestibular	1.11		***	***			
8	$q2$	Ormco	3mm	lingual	1.18			***			
9	$q1$	Aditek	3mm	vestibular	2.64				***		
10	$q1$	Aditek	3mm	lingual	2.96				***		
11	$q1$	Ormco	3mm	lingual	3.01				***		
12	$q1$	Ormco	3mm	vestibular	3.03				***		
13	$q1$	Aditek	5mm	vestibular	3.63					***	
14	$q1$	Ormco	5mm	vestibular	3.71					***	
15	$q1$	Aditek	5mm	lingual	3.81					***	
16	$q1$	Ormco	5mm	lingual	4.65						***

5.7.2 Análise G2

Foi possível observar que, no teste em 3 pontos com braquetes da marca Aditek, a força q no braquete central variava conforme a localização da força q , a simetria das distâncias inter-braquetes, o deslocamento, o desalinhamento e a interação de algumas destas variáveis (localização-simetria, localização-deslocamento, localização-desalinhamento, localização-simetria-deslocamento).

A força $q1$ (2.75N) foi estatisticamente maior que a força $q2$ (0.42N). Através da interação das variáveis independentes localização da força q e simetria (Tabela 5.93), foi possível observar que: (a) para a força $q1$, a configuração assimétrica das distâncias inter-braquetes gerou uma força estatisticamente menor que a configuração simétrica; enquanto que, (b) para a força $q2$, ambas as configurações simétrica e assimétrica geraram forças estatisticamente semelhantes.

Tabela 5.93 - Teste de Tukey das variáveis independentes localização da força q e simetria para a variável dependente q no braquete central (N)

	Localização da força q	Simetria	q_c	1	2	3
1	$q2$	Assimétrico	0.41	****		
2	$q2$	Simétrico	0.43	****		
3	$q1$	Assimétrico	2.23		****	
4	$q1$	Simétrico	3.26			****

Para a interação das variáveis independentes localização da força q e deslocamento (Tabela 5.94), foi possível notar que: (a) para a força $q1$, o deslocamento de 3mm gerou uma força estatisticamente menor que o deslocamento de 5mm; enquanto que, (b) para a força $q2$, o deslocamento de 3mm apresentou uma força maior que o deslocamento de 5mm.

Tabela 5.94 - Teste de Tukey das variáveis independentes localização da força q e deslocamento para a variável dependente q no braquete central (N)

	Localização da força q	Deslocamento	q_c	1	2	3	4
1	$q2$	5mm	0.31	****			
2	$q2$	3mm	0.53		****		
3	$q1$	3mm	2.38			****	
4	$q1$	5mm	3.11				****

Por meio da interação das variáveis independentes localização da força q e desalinhamento (Tabela 5.95), foi possível observar que, para a força $q1$, o desalinhamento vestibular gerou uma força menor que o desalinhamento lingual. Entretanto, para a força $q2$, os desalinhamentos vestibular e lingual apresentaram forças estatisticamente semelhantes.

Tabela 5.95 - Teste de Tukey das variáveis independentes localização da força q e desalinhamento para a variável dependente q no braquete central (N)

	Localização da força q	Desalinhamento	q_c	1	2	3
1	$q2$	lingual	0.39	****		
2	$q2$	vestibular	0.45	****		
3	$q1$	vestibular	2.62		****	
4	$q1$	lingual	2.87			****

Através da interação das variáveis independentes localização da força q , simetria e deslocamento (Tabela 5.96), foi possível observar que, para a força $q1$, o deslocamento de 3mm gerou uma força estatisticamente menor que o deslocamento de 5mm para ambas as configurações assimétrica e simétrica das distâncias inter-braquetes. Já para a força $q2$, ambas as configurações simétrica e assimétrica apresentaram forças estatisticamente semelhantes no deslocamento de 3mm e de 5mm.

Tabela 5.96 - Teste de Tukey das variáveis independentes localização da força q , simetria e deslocamento para a variável dependente q no braquete central (N)

	Localização da força q	Simetria	Deslocamento	q_c	1	2	3	4	5
1	$q2$	Simétrico	5mm	0.31	****				
2	$q2$	Assimétrico	5mm	0.32	****				
3	$q2$	Assimétrico	3mm	0.51	****				
4	$q2$	Simétrico	3mm	0.55	****				
5	$q1$	Assimétrico	3mm	1.96		****			
6	$q1$	Assimétrico	5mm	2.49			****		
7	$q1$	Simétrico	3mm	2.80				****	
8	$q1$	Simétrico	5mm	3.72					****

6 DISCUSSÃO

Por meio da análise estatística, foi possível observar que o teste em 3 pontos com braquetes gerou um coeficiente de atrito cinético e grandezas estatisticamente diferentes das encontradas no teste de resistência ao deslizamento. Das seis variáveis analisadas, cinco foram estatisticamente diferentes entre os dois tipos de teste: a força horizontal (f), a força de atrito (fa), a força vertical ($q1$) no braquete central, o coeficiente de atrito cinético (μ cinético) e o momento (M). A única variável dependente que deu estatisticamente semelhante para ambos os tipos de teste foi a força $q1$ nos braquetes de ancoragem. Entretanto, as interações tipo de teste-marca, tipo de teste-braquete, tipo de teste-deslocamento, tipo de teste-braquete-deslocamento foram significantes estatisticamente para a força $q1$ nos braquetes de ancoragem. Isto mostra que, em uma análise mais aprofundada, houve alguma diferença na força $q1$ nos braquetes de ancoragem entre os tipos de teste. A magnitude das grandezas e do coeficiente de atrito cinético gerados pelo teste de resistência ao deslizamento é muito diferente da encontrada no teste em 3 pontos com braquetes. Para as forças f e fa e para o coeficiente de atrito cinético, o teste de resistência ao deslizamento apresentou, respectivamente, valores da ordem de 2.2, 2.5 e 6.6 vezes maior que os valores fornecidos pelo teste em 3 pontos com braquetes. O momento nos braquetes de ancoragem e a força $q1$ do braquete central do teste em 3 pontos com braquetes foram, respectivamente, o dobro e 47% maior que os encontrados no teste de resistência ao deslizamento.

Em relação às marcas de fio-braquete, o ranqueamento das marcas no teste de resistência ao deslizamento era o oposto do ranqueamento do teste em 3 pontos com braquetes. No teste em 3 pontos com braquetes, a marca Aditek gerou forças e momentos menores e coeficiente de atrito cinético maior do que a marca Ormco. Em contrapartida, no teste de resistência ao deslizamento, a marca Aditek apresentou as forças e os momentos maiores e o coeficiente de atrito menor do que a marca Ormco.

No teste em 3 pontos com braquetes, o braquete de canino e o de 2º pré-molar apresentaram as forças f , fa e $q1$ semelhantes estatisticamente. Entretanto, o momento foi maior ($p < 0.05$) e o coeficiente de atrito cinético ($p = 0.05$) foi menor no braquete de canino do que no braquete de 2º pré-molar. As hipóteses para explicar

o fato do momento ser maior no braquete de canino são que: (a) o fio NiTi não é completamente retilíneo e próximo da região de canino apresenta uma curvatura maior do que na região de 2º pré-molar; (b) o formato da canaleta do braquete de canino é diferente do formato da canaleta do braquete de 2º pré-molar (apresentam torque e angulação diferentes); e/ou (c) erro sistemático de colagem dos braquetes nos patamares do dispositivo. Como as forças normais são calculadas a partir do momento medido, com um momento maior, as forças normais serão maiores. Juntando o fato da força de atrito ser igual para ambos os braquetes de ancoragem, o coeficiente de atrito cinético será menor para o braquete de canino já que a soma das forças normais neste braquete é maior do que a encontrada no braquete de 2º pré-molar. Em pesquisas futuras, o ideal seria utilizar os três braquetes (os de ancoragem e o central) iguais, isto é, do mesmo dente (canino ou pré-molar).

No teste de resistência ao deslizamento, o braquete de canino apresentou valores de forças, momentos e coeficiente de atrito maiores que o braquete de 2º pré-molar. Isto provavelmente ocorreu porque o braquete de canino está mais próximo da máquina de ensaios universais Instron, a qual é responsável pelo tracionamento do fio. Desta forma, para o fio deslizar através das canaletas dos braquetes de 1º e de 2º pré-molar, é necessário ele vencer inicialmente a resistência ao deslizamento oferecida pela canaleta do braquete de canino. Segundo o diagrama de corpo livre proposto neste trabalho, para o teste de resistência ao deslizamento, o fio apresenta um ponto de contato com o braquete de canino. Neste ponto, o fio fica mais tracionado e sofre um dobramento maior do que nos demais pontos de contato dos braquetes de 1º e 2º pré-molar. Isso contribui para que as forças normal e de atrito sejam mais altas no braquete de canino. Apesar de ser utilizado o mesmo diagrama de corpo livre para o braquete de 2º pré-molar nos dois tipos de teste, o coeficiente de atrito cinético neste braquete foi maior para o teste de resistência ao deslizamento. Isto provavelmente ocorreu porque o fio sofre um tracionamento e um dobramento maiores em torno dos pontos de contato no teste de resistência ao deslizamento em comparação com o teste em 3 pontos com braquetes.

Para ambos os testes, o deslocamento de 5mm apresentou os valores das grandezas maiores do que o deslocamento de 3mm. Com deslocamentos maiores do braquete central, o fio é defletido mais no interior das canaletas dos braquetes de ancoragem – há um aumento do ângulo crítico – e conseqüentemente aumenta o *binding*. Além disso, com o aumento do desalinhamento do braquete central, aumenta

o abraçamento do fio nos pontos de contato com o braquete e, a um nível microscópico, a interdigitação das rugosidades das superfícies em contato aumenta também. Tudo isto contribui para o aumento das grandezas. Entretanto, o coeficiente de atrito cinético, tanto no teste de resistência ao deslizamento quanto no teste em 3 pontos com braquetes, foi estatisticamente semelhante entre os deslocamentos de 3 e 5mm. Isto ocorreu porque as forças normais e de atrito nos braquetes de ancoragem aumentaram de forma diretamente proporcional com o aumento da quantidade de deslocamento do braquete central e, como o coeficiente de atrito é a relação entre estas duas forças, ele se manteve constante.

Ante o exposto, fica evidente que o teste de resistência ao deslizamento superestima os valores de força de atrito e coeficiente de atrito, além de ranquear os materiais – do com mais para o com menos força/coeficiente de atrito – de forma errada. Por se aproximar mais do diagrama espacial que ocorre *in vivo*, o teste em 3 pontos com braquetes gera resultados mais confiáveis. O teste de resistência ao deslizamento é válido quando utilizado nos moldes dos experimentos de tribologia para o estudo e desenvolvimento de materiais. No entanto, quando se deseja analisar as forças, os momentos e o coeficiente de atrito gerados em determinadas configurações geométricas da relação entre o fio e os braquetes – isto é, em determinadas distâncias inter-braquetes, desalinhamentos, desnivelamentos, etc. –, o uso do teste em 3 pontos com braquetes é o mais indicado. Os testes em três pontos com roletes são usados por alguns pesquisadores para medir a força de ativação-desativação de fios ortodônticos. No entanto, estes tipos de teste, por não utilizar os braquetes, são muito simplificados. No teste em três pontos com roletes, há 3 pontos ou regiões de contato entre o fio e o braquete, enquanto que no teste em 3 pontos com braquetes, há pelo menos 6 pontos ou regiões de contato possíveis.

São encontrados na literatura diversos modelos de dispositivos utilizados para medir as grandezas provenientes da relação fio-braquete (27, 35, 37, 84, 89-98). A maioria das pesquisas utilizam o teste de resistência ao deslizamento para medir a força de atrito (84, 92, 93, 96, 97) e o teste em três pontos com braquetes ou roletes para medir a força de desativação. É importante ressaltar que as pesquisas que utilizam o teste de resistência ao deslizamento medem a força horizontal (força f) e não a força de atrito como elas propõem. Assim, além de usar um tipo de teste não apropriado para medir a força de atrito, ainda fornecem valores correspondentes à força horizontal e não à força de atrito. Não foi encontrado na literatura nenhum

dispositivo que medisse o coeficiente de atrito cinético nos braquetes de ancoragem enquanto o braquete central era deslocado para determinado desalinhamento ou desnivelamento. Os dispositivos mais sofisticados desenvolvidos até o momento apresentam células de carga tridimensionais e medem as forças e os momentos nos três planos do espaço. No entanto, embora eles tenham todos os dados que permitem o cálculo do coeficiente de atrito, eles não o fazem. Além disso, estes equipamentos são muito caros e a maioria dos pesquisadores não possui condições financeiras e tecnológicas para reproduzi-los. O dispositivo proposto nesta pesquisa, apresenta um custo baixo e acessível e, ao mesmo tempo, mede as grandezas e os momentos de forma eficiente em um plano do espaço. Isto é suficiente para simular diferentes configurações da relação fio-braquete – simular diferentes desalinhamentos, desnivelamentos e distâncias inter-braquetes – e medir as principais grandezas provenientes destas configurações. A tecnologia do dispositivo desenvolvido e os scripts de MATLAB estão disponibilizados nesta tese e isto permite que outros pesquisadores possam reproduzir esta bancada experimental.

As poucas pesquisas encontradas que aferiram o coeficiente de atrito entre o fio e o braquete deslizavam um fio retangular, geralmente de aço inoxidável, na canaleta de apenas um braquete (38, 99). Nenhuma destas pesquisas mediu o coeficiente de atrito entre os fios NiTi ou CuNiTi redondos e os braquetes em diferentes desalinhamentos e/ou desnivelamentos. É importante observar que o coeficiente de atrito é sensível à variação da configuração geométrica da relação fio-braquete, isto é, ele é sensível à variação: da distância inter-braquetes, da quantidade e do sentido do desalinhamento e/ou desnivelamento do braquete central, do ângulo formado pelo fio no interior da canaleta, do ângulo de abraçamento do fio nos pontos de contato, das dimensões e do formato dos fios e das canaletas dos braquetes. Por isso, definir, para um determinado conjunto de fio-braquetes, em quais configurações geométricas a força e o coeficiente de atrito são excessivos e podem promover o *notching*, é de grande importância para guiar decisões clínicas. Além disso, a medição das grandezas e do coeficiente de atrito cinético em diferentes conjuntos de fio-braquetes pode ajudar no desenvolvimento de novos materiais ortodônticos e no aperfeiçoamento dos designs de braquetes e fios, com o intuito de otimizar o tratamento ortodôntico e, ao mesmo tempo, respeitar os limites biológicos, para que não sejam gerados momentos e forças nocivos nem movimentos indesejáveis nos dentes de ancoragem.

Por meio dos valores de coeficiente de atrito obtidos *in vitro*, do conhecimento da configuração geométrica formada entre o fio e o braquete – distâncias inter-braquetes, desalinhamento e/ou desnivelamento, dimensões das canaletas dos braquetes e dos fios, etc – e das propriedades dos materiais envolvidos é possível prever, por meio de equações advindas de diagramas de corpo livre atreladas a simulações em elementos finitos, as forças e os momentos que são produzidos em determinada condição geométrica das relações fio-braquete. Por isso, a medição *in vitro* do coeficiente de atrito em diferentes configurações geométricas passa a ser de grande importância e deve ser um dos focos de pesquisas futuras, uma vez que estes dados podem ser utilizados para alimentar simulações de elementos finitos. Em paralelo, modelos em elementos finitos devem ser desenvolvidos para fazer esse caminho inverso de calcular as forças e os momentos a partir do coeficiente de atrito. Uma vez prontos estes modelos, será possível simular, com determinado conjunto de fio-braquetes, diferentes configurações geométricas das relações fio-braquetes e obter as forças e momentos produzidos nelas.

Uma padronização da realização dos testes *in vitro* também deve ser buscada, para que a comparação dos resultados entre as pesquisas seja possível. Os parâmetros como velocidade de teste, presença ou não de saliva, temperatura, distância inter-braquetes, quantidade de desalinhamento e/ou desnivelamento, presença ou não de torque nos braquetes, dimensões e materiais dos fios e braquetes, influenciam nas grandezas e no coeficiente de atrito medidos. Por isso, devem ser utilizados nos testes *in vitro* parâmetros que mais se aproximem da condição *in vivo*, como velocidades baixas e a presença de saliva. A velocidade dos testes geralmente varia entre 0.5 a 15mm/min (27, 35, 37, 84, 89-98, 100). A velocidade de movimentação dentária é de, em média, 5.10^{-7} mm/s quando se aplica uma força entre 55 e 70g (101). Yanase et al. avaliaram 5 velocidades (5.10^{-7} , 1.10^{-5} , 1.10^{-4} , 1.10^{-3} , 1.10^{-2} e 1.10^{-1} mm/s) e observaram que a velocidade de 5.10^{-7} mm/s apresentou a maior força de resistência ao deslizamento, a qual foi estatisticamente diferente das demais. Nesta pesquisa, foi utilizada uma velocidade de 6mm/min (0.1mm/s) pois, segundo Yanase et al., não havia diferença entre a velocidade de 1.10^{-5} e 0.1mm/s (100). Era inviável realizar os testes a uma velocidade de 5.10^{-7} mm/s, pois seriam necessários por volta de 85 anos para realizar todos os testes. Para comparar os dois tipos de teste, analisar a interferência da variação das configurações geométricas da relação fio-braquetes nas grandezas e no coeficiente de atrito e demonstrar que o

dispositivo é eficaz e consegue medir as grandezas e o coeficiente de atrito, a realização dos testes a uma velocidade de 0.1mm/s foi suficiente. Por ser o primeiro trabalho usando este dispositivo, uma abordagem macroscópica do problema era necessária. Pesquisas futuras com este dispositivo deverão usar velocidades menores e saliva artificial ou humana entre os fios e braquetes.

A maioria das pesquisas encontradas na literatura também não fornece todos os parâmetros – velocidade do teste, temperatura, distância inter-braquetes, etc – nos quais elas foram realizadas, suprimindo informações importantes para a completa interpretação dos dados e a comparação destes com os dados de outras pesquisas. Há pesquisadores que expressam o momento no centro da canaleta do braquete e outros no centro de resistência do dente. Neste trabalho, o momento foi expresso em relação ao centro da canaleta do braquete, pois o centro de resistência do dente varia de acordo com o comprimento da raiz do dente, do número de raízes que o dente possui e da altura da tábua óssea que envolve a raiz. Além disso, com os valores de momento medidos no centro da canaleta do braquete e as medidas das dimensões do dente, é possível calcular o momento que seria aplicado no centro de resistência de determinado dente. Logo, padronizar a referência do momento no centro da canaleta do braquete facilita a comparação entre as pesquisas. Outra medida que facilitaria as comparações entre as pesquisas seria padronizar as unidades das grandezas mensuradas para o sistema internacional de unidades.

Neste estudo, o coeficiente de atrito cinético, no teste em três pontos com braquetes, foi calculado durante a fase de ativação, pois nesta fase havia menos ruído e a curva do coeficiente de atrito *versus* o tempo apresentava um platô característico. Esta fase era menos ruidosa porque a máquina de ensaios universais Instron realizava o tracionamento do fio a uma velocidade constante e o fenômeno de *stick-slip* era minimizado. Na fase de desativação, o fio de NiTi ou CuNiTi, por apresentar memória de forma, voltava espontaneamente ao seu formato original enquanto a Instron deslocava o braquete central em direção ao alinhamento inicial. Nesta volta, o fio travava e soltava em solavancos – fenômeno de *stick-slip* – e de forma estocástica nos braquetes de ancoragem, o que dificultava em alguns casos a obtenção de dados nesta parte da curva. Mesmo assim, entre a metade e o final da fase de desativação, havia uma padronização do formato da curva do coeficiente de atrito *versus* o tempo, que ficava em forma de rampa decrescente. Nesta rampa, foi obtido o módulo do coeficiente de atrito cinético, o qual permitiu verificar que o coeficiente de atrito cinético

varia dependendo do nível de desalinhamento do braquete central na fase de desativação. Futuramente, os testes deverão ser realizados com velocidades mais baixas para que menos ruído seja gerado pelo fenômeno de *stick-slip* e pela vibração das estruturas do dispositivo. Com isso, serão obtidas curvas menos ruidosas e o coeficiente de atrito cinético poderá ser calculado na fase de desativação com maior segurança.

Ao analisar somente o teste em 3 pontos com braquetes simétrico, podemos comparar alguns parâmetros de forma mais isolada. Foi possível observar que, a marca de fio-braquete Aditek apresentou um momento menor, um coeficiente de atrito cinético maior e uma força $q1$ e $q2$ no braquete central menor que a marca Ormco. No entanto, para o módulo de μ , ambas as marcas foram semelhantes. O momento da marca Aditek provavelmente é menor porque a diagonal formada entre o fio e a canaleta do braquete desta marca é menor. A marca Ormco apresenta uma tampa com comprimento 25% menor que o comprimento do fundo da canaleta. Já o comprimento da tampa da marca Aditek é a metade do comprimento do fundo da canaleta. Além disso, a tampa do braquete da Aditek é feita de NiTi e isto possivelmente contribui para que esta marca apresente um maior coeficiente de atrito do que a marca Ormco, cujo braquete é confeccionado inteiramente por aço inoxidável e apresenta ângulos de término da canaleta mais arredondados. Foi possível observar a olho nu e em microscópio óptico que o polimento e acabamento dos fios e braquetes da marca Ormco são superiores aos da marca Aditek, a qual apresentou ângulos mais vivos e uma rugosidade superficial maior na canaleta de seus braquetes. Foram gravados vídeos dos testes *in vitro* realizados nesta pesquisa e foi possível observar que o fio CuNiTi da marca Ormco deslizava mais suavemente e com menos solavancos em comparação com o fio da marca Aditek.

O desalinhamento do braquete para vestibular ou para lingual gera grandezas, coeficiente de atrito cinético e módulo de μ diferentes. Em comparação com o desalinhamento vestibular, o desalinhamento lingual do braquete central pode gerar mais efeitos colaterais nos braquetes de ancoragem – por apresentar um momento maior – mas, em contrapartida, gera um coeficiente de atrito menor e uma força $q1$ no braquete central maior. Por possuir um módulo de μ maior, o desalinhamento lingual apresenta uma variação maior do coeficiente de atrito cinético conforme a variação do deslocamento do braquete central em relação aos braquetes de ancoragem. Isto ocorre porque no desalinhamento lingual o fio está menos dobrado nos pontos de

contato com os braquetes, o que faz com que o ângulo formado entre o fio e a canaleta dos braquetes de ancoragem varie mais facilmente entre a configuração passiva e ativa (*binding*).

Como relatado anteriormente, deslocamentos maiores do braquete central em relação aos braquetes de ancoragem resultam no aumento das grandezas, do coeficiente de atrito e do módulo de *mu*. As forças foram maiores para o deslocamento de 5mm em relação ao deslocamento de 3mm pois, com deslocamentos maiores do braquete central, os fios são defletidos mais dentro e entre as canaletas dos braquetes, além de sofrer um dobramento maior nos pontos de contato com os braquetes. Isto faz com que uma maior energia potencial elástica seja armazenada, resultando em forças e momentos maiores. A marcaOrmco apresentou forças e momentos maiores possivelmente porque os fios CuNiTi possuem uma melhor memória elástica e armazenam uma maior energia potencial elástica do que os fios NiTi da marca Aditek.

Ao comparar a configuração simétrica e assimétrica das distâncias inter-braquetes, o momento no braquete de canino foi menor na configuração assimétrica uma vez que ele está mais distante do braquete central e isto gera uma menor deflexão do fio e um menor dobramento do fio nos pontos de contato com a canaleta. Por outro lado, o braquete de 2º pré-molar, apresentou momento igual para a configuração simétrica e assimétrica, pois ele não sofreu alteração de distância em relação ao braquete central nestas duas configurações. O coeficiente de atrito cinético na configuração simétrica foi maior do que na configuração assimétrica, pois com uma distância inter-braquetes menor, há forças de atrito maiores pelo aumento do ângulo crítico entre o fio e a canaleta do braquete e pelo aumento do abraçamento do fio nos pontos de contato. O módulo de *mu* foi menor na configuração assimétrica do que na simétrica. A força *q1* no braquete central foi menor na configuração assimétrica do que na configuração simétrica, pois há um menor dobramento do fio nos pontos de contato e, com isso, a energia potencial elástica armazenada é menor.

Neste trabalho foi proposto o cálculo do coeficiente de atrito através de 3 modelos diferentes. Como foi elucidado anteriormente nos materiais e métodos, a forma de cálculo que mais se aproxima da situação real da clínica é a baseada na divisão da força de atrito – tangente ao longo eixo do fio – pela soma do valor absoluto das normais presentes nos dois pontos de contato. Por meio da análise estatística, foi possível observar que as diferentes combinações de marcas e desalinhamentos

apresentaram o mesmo padrão de comportamento: o coeficiente de atrito baseado em $f\alpha$, $N1$ e $N2$ foi estatisticamente semelhante ao coeficiente de atrito baseado em f e q e, estes dois, foram estatisticamente diferentes e menores que o coeficiente de atrito baseado em $F\alpha$ e N . Entretanto, em uma análise mais detalhada, foi possível observar que há diferença de valor de coeficiente de atrito cinético entre o braquete de canino e o braquete de 2º pré-molar quando o cálculo do coeficiente de atrito é baseado em $f\alpha$, $N1$ e $N2$. Nas demais formas de cálculo, o coeficiente de atrito do braquete de canino foi igual ao do braquete de 2º pré-molar. Isto evidencia que o coeficiente de atrito baseado em $f\alpha$, $N1$ e $N2$ é mais preciso e sensível à variação da geometria da relação fio-braquete.

Esta pesquisa também verificou a variação dos valores das grandezas e do coeficiente de atrito cinético entre o primeiro e o décimo ciclos – com desalinhamento para vestibular e para lingual –, com o objetivo de avaliar se cada amostra de fio-braquete deve ser trocada após o primeiro ou após determinado ciclo dentro dos 10 ciclos. Esta análise foi feita em todos os grupos da pesquisa e as variáveis dependentes analisadas foram as forças f , $q1$ e $q2$, o momento e o coeficiente de atrito cinético. Foram considerados como ciclos iguais os que eram semelhantes estatisticamente ao primeiro ciclo, em ordem crescente (do 1º ao 10º ciclo). Foi possível observar que os 10 ciclos para lingual, em sua grande maioria, eram semelhantes entre si. Das 30 análises realizadas (5 variáveis analisadas em cada um dos 6 grupos do teste em 3 pontos com braquetes), 21 apresentaram semelhança entre os 10 ciclos linguais. Os ciclos foram menos semelhantes para a força $q2$, pois 4 dos 6 grupos apresentaram diferença a partir do 2º ao 9º ciclos. Em contrapartida, para o desalinhamento vestibular, houve uma menor semelhança entre os ciclos: das 30 análises realizadas, 13 apresentaram semelhança entre os 10 ciclos. Nas demais análises, a maioria dos casos apresentou o 1º ou o 2º ciclo diferente dos demais. O desalinhamento vestibular apresenta uma variação maior das grandezas com o passar dos ciclos provavelmente porque o fio e/ou o braquete sofre algum tipo de deformação permanente em suas superfícies. O fio ortodôntico, nos ciclos para vestibular, encosta em regiões da canaleta diferentes das dos ciclos para lingual. No desalinhamento lingual, o fio encosta na tampa do braquete central, que é mais estreita que o fundo da canaleta. Isto contribui para que o dobramento do fio nos pontos de contato com a tampa da canaleta do braquete central seja menor e, conseqüentemente, as chances de ocorrer alguma deformação plástica na superfície

do fio nesta região são menores. Como é difícil determinar quando a deformação plástica irá ocorrer, o ideal seria trocar o conjunto de fio-braquetes após o 1º ciclo. No entanto, pesquisas futuras com outras marcas de braquetes e de fios e com condições geométricas variadas precisam ser realizadas para averiguar qual seria o número máximo aceitável de repetições.

A força q no braquete central foi coletada em duas regiões da curva da força q versus o deslocamento: (a) a força $q1$ corresponde ao valor máximo da força q na fase de desativação; e (b) a força $q2$ corresponde à média aritmética do platô da curva na fase de desativação. A força $q1$ corresponde ao primeiro fenômeno de *stick* (“travamento”, em português) que ocorre entre o fio e braquete, enquanto que a força $q2$ corresponde ao segundo fenômeno de *stick*. As forças $q1$ e $q2$ apresentaram valores significativamente diferentes: enquanto a primeira, em média, foi de 3.43N, a segunda foi de 0.68N. Segundo Lombardo et al. (18), a força aplicada clinicamente aproxima-se da força encontrada em $q2$. Entretanto, nos gráficos de força q versus o deslocamento obtidos neste trabalho, a distância entre a força $q1$ e $q2$ foi entre 0.5mm e 1.5mm. Como o espaço do ligamento periodontal é por volta de 0.25mm, a magnitude da força aplicada inicialmente no dente desalinhado provavelmente estará entre o intervalo formado pelas forças $q1$ e $q2$. Por meio das análises estatísticas observou-se que, para a força $q1$, o deslocamento de 5mm gerou uma força maior que o de 3mm; enquanto que, para a força $q2$, o deslocamento de 3mm gerou uma força maior que o de 5mm. Isto pode ter ocorrido para a força $q2$ pois, em deslocamentos máximos maiores (no caso, 5mm), a energia potencial elástica armazenada é maior, o que resulta em uma maior energia cinética na fase de desativação. Consequentemente, a velocidade de movimentação do fio é maior e, com isso, para ocorrer o processo de frenagem para chegar ao 2º *stick*, o curso de frenagem precisa ser maior para que a velocidade de movimentação do fio chegue próxima a zero. Dessa forma, o segundo *stick* no deslocamento máximo de 5mm ocorre em uma posição de desalinhamento menor do braquete central e em uma deflexão menor do fio, fazendo com que a força $q2$ neste deslocamento seja menor do que a encontrada no deslocamento máximo de 3mm. Isto é uma limitação do método de medição das forças *in vitro* e provavelmente *in vivo* a força $q2$ seja mais alta. Além disso, para a força $q2$, o sentido do desalinhamento e a simetria das distâncias inter-braquetes não influenciou na magnitude da força pois, no segundo

stick, o fio encontra-se menos deformado e o abraçamento deste nos pontos de contato é semelhante nas duas configurações de desalinhamento e de simetria estudadas.

Segundo Proffit, as forças ideais para movimentar um dente são entre 0.1 e 1.2N, dependendo do tipo de movimento dentário que se deseja obter (102). Já Kurol e Owman-Moll afirmam em seu estudo que houve tecido de hialinização e reabsorção radicular em forças da ordem de 0.5N (103). No presente trabalho, foram encontradas algumas forças de desativação, principalmente as forças q_2 para a marca Ormco e as forças q_1 , acima destes valores aceitáveis. No teste em 3 pontos com braquetes, a marca Ormco exibiu forças q_1 no braquete central maiores conforme o deslocamento do braquete central aumentava: em 3mm, 3N e, em 5mm, 4.3N. A marca Aditek apresentou forças q_1 no braquete central menores em comparação com a marca Ormco, principalmente nas configurações assimétricas: em 3mm, 2N na configuração assimétrica e 2.8N na simétrica e, em 5mm, 2.6N na configuração assimétrica e 3.7N na simétrica. Embora a força q_1 no braquete central da marca Aditek tenha sido menor, ela continua sendo acima da força considerada ideal. As forças q_2 no braquete central variaram entre 0.31N e 1.18N. Com isso, a ideia que os ortodontistas têm de que os fios NiTi e CuNiTi aplicam forças leves e constantes nem sempre é verdadeira e o uso indiscriminado e sem a correta indicação destes fios pode ser prejudicial para os pacientes, podendo causar, por exemplo, dor e reabsorções radiculares.

Como a soma das forças q nos braquetes de ancoragem é igual à força de desativação, foram encontradas forças q_1 também altas nos braquetes de ancoragem, variando entre 0.70 a 2.2N. Isto faz com que os dentes de ancoragem, em uma situação *in vivo*, possam movimentar em direção ao desalinhamento. A força f variou entre 0.35N e 1.41N e a força de atrito variou entre 0.3 e 1.4N. Devido à sua magnitude, a força f *in vivo* poderia movimentar os dentes de ancoragem no sentido horizontal, gerando um aumento da distância inter-braquetes. Nesta pesquisa, o momento variou entre 0.0013Nm e 0.012Nm. Na literatura, foram encontrados valores de momento, em pesquisas com fios NiTi ou CuNiTi – com diâmetro entre 0.012” e 0.018” – e em desalinhamentos entre 2 a 4mm do braquete central, que variaram entre 0.0001 e 0.035Nmm (27, 32, 44). De acordo com a pesquisa *in vivo* realizada por Casa et al., momentos da ordem de 0.003Nm geraram reabsorção radicular (104).

O coeficiente de atrito cinético no presente trabalho variou entre 0.06 e 0.6. Fathimani et al. mediram, em um teste de resistência ao deslizamento, o coeficiente de atrito cinético entre um braquete autoligável da marca Ormco (Damon Q) e o fio 0.018"X0.025" de aço inoxidável (38). Eles obtiveram um coeficiente de atrito cinético de 0.15 para o teste realizado a seco e de 0.14 para o teste realizado com saliva humana. Kusy et al. mensuraram, através de um teste de resistência ao deslizamento entre um braquete de aço e um fio NiTi 0.021"X0.025", um coeficiente de atrito cinético de 0.34, em ambiente seco, e 0.20, na presença de saliva (99). Testes futuros com fios menos calibrosos e/ou trançados devem ser realizados para averiguar os valores das forças, momentos e do coeficiente de atrito cinético.

Futuramente, melhorias neste dispositivo podem ser realizadas para diminuir o ruído promovido pela vibração de seus componentes. Células de carga e uma haste acoplada à Instron mais rígidas e compactas permitirão a obtenção de sinais mais limpos. Os sinais obtidos através do dispositivo foram filtrados no circuito eletrônico por capacitores e posteriormente no programa MATLAB por meio de filtro gaussiano. O sinal que mais sofreu influência do ruído de eletrônica foi o sinal de momento, pois sua magnitude era pequena e próxima da do ruído. Por isso, para esta grandeza, foi utilizado um filtro gaussiano de sigma 3.5, enquanto que, para as demais grandezas (f e q) foi utilizado um filtro gaussiano de sigma 1.0.

Novas pesquisas *in vitro*, *in vivo* e com simulação em elementos finitos devem ser conduzidas para estudar as grandezas e os coeficientes de atrito presentes em determinadas configurações da relação fio-braquete com intuito de desenvolver materiais (braquetes e fios) e técnicas ortodônticas que otimizem o tratamento ortodôntico e, ao mesmo tempo, apliquem forças e momentos que respeitem os limites biológicos.

7 CONCLUSÕES

O novo dispositivo conseguiu medir o coeficiente de atrito, as forças e os momentos propostos com um erro de 2%. Através da comparação estatística dos valores de coeficiente de atrito cinético e das grandezas aferidas, foi possível concluir que o teste em 3 pontos com braquetes é diferente do teste de resistência ao deslizamento. Das seis variáveis analisadas, cinco foram estatisticamente diferentes entre os tipos de teste: a força horizontal (f), a força de atrito (fa), a força de desativação máxima (força $q1$ no braquete central), o coeficiente de atrito cinético (μ cinético) e o momento (M). A única variável dependente que deu estatisticamente semelhante para ambos os tipos de teste foi a força $q1$ nos braquetes de ancoragem. Entretanto, para esta variável, a interação tipo de teste-marca, tipo de teste-braquete, tipo de teste-deslocamento, tipo de teste-braquete-deslocamento foram significantes. Isto mostra que de alguma forma houve diferença entre os tipos de teste para a força $q1$ nos braquetes de ancoragem. Para a força fa – que é a grandeza que os testes convencionais de resistência ao deslizamento se propõem a medir –, os valores encontrados para o teste de resistência ao deslizamento foram por volta de 2.5 vezes maiores do que os encontrados no teste em 3 pontos com braquetes. O coeficiente de atrito cinético do teste de resistência ao deslizamento foi 6.6 vezes maior do que o do teste em 3 pontos com braquetes. Como o teste em 3 pontos com braquetes se assemelha mais à configuração e à dinâmica da relação fio-braquetes encontradas clinicamente, ele deve ser o teste de eleição nas pesquisas futuras.

Na presença de simetria das distâncias inter-braquetes foi possível observar que a magnitude das grandezas e do coeficiente de atrito cinético variou conforme variou a marca de fio-braquete, o braquete de ancoragem (canino ou 2º pré-molar), a quantidade de deslocamento e o sentido do desalinhamento do braquete central. A marca Aditek apresentou os menores valores de momento e força de desativação e um maior valor de coeficiente de atrito cinético em comparação com a marca Ormco. O braquete de canino exibiu um maior momento, um menor coeficiente de atrito cinético e um menor módulo de μ que o braquete de 2º pré-molar. O desalinhamento para lingual apresentou um menor coeficiente de atrito cinético e maiores valores de momento, de módulo de μ e de força $q1$ no braquete central do que o desalinhamento vestibular. O deslocamento de 5mm em relação ao deslocamento de

3mm apresentou valores estatisticamente iguais de coeficiente de atrito cinético e maiores valores de momento, de módulo de μ e de força $q1$ no braquete central. Além disso, a força $q1$ no braquete central foi estatisticamente maior que a força $q2$ no braquete central. Enquanto que, para a força $q1$, o deslocamento de 5mm gerou uma força maior que o deslocamento de 3mm e o desalinhamento lingual gerou uma força maior que o desalinhamento vestibular; para a força $q2$, o deslocamento de 3mm produziu uma força maior que o de 5mm e o desalinhamento vestibular produziu uma força estatisticamente igual ao desalinhamento lingual. Provavelmente isto ocorre pela necessidade de um maior curso de frenagem para atingir a segunda posição de *stick*.

Para uma mesma marca de fio-braquete (Aditek), foi possível observar que: (a) a magnitude das grandezas e do coeficiente de atrito cinético gerada na configuração simétrica das distâncias inter-braquetes foi diferente estatisticamente da gerada na configuração assimétrica; e (b) variou a magnitude das grandezas e do coeficiente de atrito cinético conforme variou o braquete de ancoragem (canino ou 2º pré-molar) e a quantidade de deslocamento e o sentido do desalinhamento do braquete central. A configuração simétrica apresentou valores estatisticamente maiores de momento, de coeficiente de atrito cinético, de módulo de μ e de força $q1$ no braquete central em comparação com a configuração assimétrica. O braquete de canino exibiu um momento maior – sendo este maior na configuração simétrica do que na assimétrica – e um coeficiente de atrito cinético e módulo de μ menores do que o braquete de 2º pré-molar. O desalinhamento para lingual apresentou um menor coeficiente de atrito cinético e maiores valores de momento e de força $q1$ no braquete central do que o desalinhamento vestibular. O módulo de μ foi maior para o desalinhamento lingual do que para o desalinhamento vestibular no deslocamento de 5mm do braquete central, enquanto que, no deslocamento de 3mm, ambos os desalinhamentos tiveram módulo de μ estatisticamente semelhantes. O deslocamento de 5mm em relação ao deslocamento de 3mm apresentou valores estatisticamente iguais de coeficiente de atrito cinético e maiores valores de momento, de módulo de μ e de força $q1$ no braquete central. A força $q2$ no braquete central foi estatisticamente semelhante entre a configuração simétrica e assimétrica e entre o desalinhamento vestibular e lingual. Ao contrário do que ocorreu com a força $q1$ no braquete central, para a força $q2$, o deslocamento de 5mm gerou uma força menor

que o deslocamento de 3mm. Provavelmente isto ocorreu pela necessidade de um maior curso de frenagem para atingir a segunda posição de *stick*.

Ficou evidente que as forças, os momentos e os coeficientes de atrito cinético obtidos no teste em 3 pontos com braquetes são sensíveis à variação das configurações geométricas da relação fio-braquete – ou seja, mudam devido à variação da simetria das distâncias inter-braquetes, à variação da quantidade de deslocamento e do sentido do desalinhamento do braquete central e à variação do tipo de braquete na ancoragem – e das marcas de fio-braquete. Além disso, através deste teste, foram encontrados momentos e forças de magnitude superior ao aceitável pelos limites biológicos. Por isso, novos materiais devem ser desenvolvidos buscando aplicar forças e momentos não prejudiciais à saúde dental e periodontal.

A forma de cálculo do coeficiente de atrito baseado em fa , $N1$ e $N2$ se aproximou mais da realidade e foi mais sensível à variação da geometria da relação fio-braquete do que as demais formas de cálculo. Embora, na média, o valor do coeficiente de atrito baseado em fa , $N1$ e $N2$ tenha sido semelhante ao valor do coeficiente de atrito baseado em f e q , para este último não houve variação do valor de coeficiente de atrito cinético entre os braquetes de ancoragem. Já para o coeficiente de atrito baseado em fa , $N1$ e $N2$, o valor do coeficiente de atrito cinético do braquete de canino foi menor estatisticamente do que o do braquete de 2º pré-molar.

No desalinhamento lingual, os valores – de força horizontal e vertical, de momento e de coeficiente de atrito cinético – gerados pelos 10 ciclos foram semelhantes entre si em 70% dos casos. Já, para o desalinhamento vestibular, foram encontradas diferenças entre os 10 ciclos em 57% dos casos e, nestes, o conjunto de fio-braquetes deveria ser trocado após o 1º ciclo na maioria dos casos.

REFERÊNCIAS¹

1. Beer FP MD, Johnston ER, Eisenberg ER. Mecânica vetorial para engenheiros: estática. 9ª ed. Porto Alegre: AMGH; 2011.
2. Burstone CJ, Koenig HA. Force systems from an ideal arch. *Am J Orthod*. 1974;65(3):270-89.
3. PJ B. The significance and use of the friction coefficient. *Tribology International*. 2001;34:585–91.
4. Kusy RP, Whitley JQ. Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Semin Orthod*. 1997;3(3):166-77.
5. Kusy RP, Whitley JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *Eur J Orthod*. 1999;21(2):199-208.
6. Yoshizawa H IJ. Fundamental mechanisms of interfacial friction. 2. Stick-slip friction of spherical and chain molecules. *J Phys Chem*. 1993;97(43):11300-13.
7. Bengisu MT, Adnan A. Stick-slip oscillations: Dynamics of friction and surface roughness. *J Acoust Soc of Am*. 1999;105(1):194-205.
8. Arici N, Akdeniz BS, Arici S. Comparison of the frictional characteristics of aesthetic orthodontic brackets measured using a modified in vitro technique. *Korean J Orthod*. 2015;45(1):29-37.
9. Baccetti T, Franchi L. Friction produced by types of elastomeric ligatures in treatment mechanics with the preadjusted appliance. *Angle Orthod*. 2006;76(2):211-6.
10. Farronato G, Maijer R, Caria MP, Esposito L, Alberzoni D, Cacciato G. The effect of Teflon coating on the resistance to sliding of orthodontic archwires. *Eur J Orthod*. 2012;34(4):410-7.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

11. Chang JH, Berzins DW, Pruszyński JE, Ballard RW. The effect of water storage on the bending properties of esthetic, fiber-reinforced composite orthodontic archwires. *Angle Orthod.* 2014;84(3):417-23.
12. Murayama M, Namura Y, Tamura T, Iwai H, Shimizu N. Relationship between friction force and orthodontic force at the leveling stage using a coated wire. *J Appl Oral Sci.* 2013;21(6):554-9.
13. Bortoly TG, Guerrero AP, Rached RN, Tanaka O, Guariza-Filho O, Rosa EA. Sliding resistance with esthetic ligatures: an in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(3):340 e1-7.
14. Kusy RP, Whitley JQ. Frictional resistances of metal-lined ceramic brackets versus conventional stainless steel brackets and development of 3-D friction maps. *Angle Orthod.* 2001;71(5):364-74.
15. Figueiredo MM, Cancado RH, Freitas KM, Valarelli FP. Comparison of deactivation forces between thermally activated nickel-titanium archwires. *J Orthod.* 2012;39(2):111-6.
16. Petersen A, Rosenstein S, Kim KB, Israel H. Force decay of elastomeric ligatures: influence on unloading force compared to self-ligation. *Angle Orthod.* 2009;79(5):934-8.
17. Camporesi M, Baccetti T, Franchi L. Forces released by esthetic preadjusted appliances with low-friction and conventional elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(6):772-5.
18. Lombardo L, Marafioti M, Stefanoni F, Mollica F, Siciliani G. Load deflection characteristics and force level of nickel titanium initial archwires. *Angle Orthod.* 2012;82(3):507-21.
19. Gatto E, Matarese G, Di Bella G, Nucera R, Borsellino C, Cordasco G. Load-deflection characteristics of superelastic and thermal nickel-titanium wires. *Eur J Orthod.* 2013;35(1):115-23.
20. Baccetti T, Franchi L, Camporesi M, Defraia E. Orthodontic forces released by low-friction versus conventional systems during alignment of apically or buccally malposed teeth. *Eur J Orthod.* 2011;33(1):50-4.

21. Kuroda S, Watanabe H, Nakajima A, Shimizu N, Tanaka E. Evaluation of torque moment in a novel elastic bendable orthodontic wire. *Dent Mater J*. 2014;33(3):363-7.
22. Partowi S, Keilig L, Reimann S, Jager A, Bourauel C. Experimental analysis of torque characteristics of orthodontic wires. *J Orofac Orthop*. 2010;71(5):362-72.
23. Major TW, Carey JP, Nobes DS, Heo G, Melenka GW, Major PW. An investigation into the mechanical characteristics of select self-ligated brackets at a series of clinically relevant maximum torquing angles: loading and unloading curves and bracket deformation. *Eur J Orthod*. 2013;35(6):719-29.
24. Hirai M, Nakajima A, Kawai N, Tanaka E, Igarashi Y, Sakaguchi M, et al. Measurements of the torque moment in various archwire-bracket-ligation combinations. *Eur J Orthod*. 2012;34(3):374-80.
25. Gurgel Jde A, Kerr S, Powers JM, Pinzan A. Torsional properties of commercial nickel-titanium wires during activation and deactivation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001;120(1):76-9.
26. Major TW, Carey JP, Nobes DS, Heo G, Major PW. Mechanical effects of third-order movement in self-ligated brackets by the measurement of torque expression. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;139(1):e31-44.
27. Fok J, Toogood RW, Badawi H, Carey JP, Major PW. Analysis of maxillary arch force/couple systems for a simulated high canine malocclusion: Part 1. Passive ligation. *Angle Orthod*. 2011;81(6):953-9.
28. Harzer W, Bourauel C, Gmyrek H. Torque capacity of metal and polycarbonate brackets with and without a metal slot. *Eur J Orthod*. 2004;26(4):435-41.
29. Morina E, Eliades T, Pandis N, Jager A, Bourauel C. Torque expression of self-ligating brackets compared with conventional metallic, ceramic, and plastic brackets. *Eur J Orthod*. 2008;30(3):233-8.
30. Pandis N, Eliades T, Bourauel C. Comparative assessment of forces generated during simulated alignment with self-ligating and conventional brackets. *Eur J Orthod*. 2009;31(6):590-5.

31. Sifakakis I, Pandis N, Makou M, Eliades T, Bourauel C. A comparative assessment of the forces and moments generated with various maxillary incisor intrusion biomechanics. *Eur J Orthod*. 2010;32(2):159-64.
32. Perrey W, Konermann A, Keilig L, Reimann S, Jager A, Bourauel C. Effect of archwire qualities and bracket designs on the force systems during leveling of malaligned teeth. *J Orofac Orthop*. 2015;76(2):129-38, 40-2.
33. Fansa M, Keilig L, Reimann S, Jager A, Bourauel C. The leveling effectiveness of self-ligating and conventional brackets for complex tooth malalignments. *J Orofac Orthop*. 2009;70(4):285-96.
34. Johannessen L, Keilig L, Reimann S, Jager A, Bourauel C. First order couples induced by nickel-titanium archwires featuring an electrochemically refined surface during simulated rotation of teeth. *J Orofac Orthop*. 2013;74(2):153-64.
35. Montasser MA, El-Bialy T, Keilig L, Reimann S, Jager A, Bourauel C. Force levels in complex tooth alignment with conventional and self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013;143(4):507-14.
36. Holtmann S, Konermann A, Keilig L, Reimann S, Jager A, Montasser M, et al. Different bracket-archwire combinations for simulated correction of two-dimensional tooth malalignment: Leveling outcomes and initial force systems. *J Orofac Orthop*. 2014;75(6):459-70.
37. Fuck LM, Drescher D. Force systems in the initial phase of orthodontic treatment -- a comparison of different leveling arch wires. *J Orofac Orthop*. 2006;67(1):6-18.
38. Fathimani M, Melenka GW, Romanyk DL, Toogood RW, Heo G, Carey JP, et al. Development of a standardized testing system for orthodontic sliding mechanics. *Prog Orthod*. 2015;16:14.
39. Lapatki BG, Paul O. Smart brackets for 3D-force-moment measurements in orthodontic research and therapy - developmental status and prospects. *J Orofac Orthop*. 2007;68(5):377-96.
40. Rues S, Panchaphongsaphak B, Gieschke P, Paul O, Lapatki BG. An analysis of the measurement principle of smart brackets for 3D force and moment monitoring in orthodontics. *J Biomech*. 2011;44(10):1892-900.

41. Gajda S, Chen J. Comparison of three-dimensional orthodontic load systems of different commercial archwires for space closure. *Angle Orthod.* 2012;82(2):333-9.
42. Milczewski MS, da Silva JC, Martelli C, Grabarski L, Abe I, Kalinowski HJ. Force monitoring in a maxilla model and dentition using optical fiber Bragg gratings. *Sensors (Basel).* 2012;12(9):11957-65.
43. Tochigi K, Oda S, Arai K. Influences of archwire size and ligation method on the force magnitude delivered by nickel-titanium alloy archwires in a simulation of mandibular right lateral incisor linguoversion. *Dent Mater J.* 2015;34(3):388-93.
44. Badawi HM, Toogood RW, Carey JP, Heo G, Major PW. Three-dimensional orthodontic force measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(4):518-28.
45. Fok J, Toogood RW, Badawi H, Carey JP, Major PW. Analysis of maxillary arch force/couple systems for a simulated high canine malocclusion: Part 2. Elastic ligation. *Angle Orthod.* 2011;81(6):960-5.
46. Russel SM. Nitinol melting and fabrication. . SMST-2000: Proceedings of the International Conference on Shape Memory and Superelastic Technologies 2001. 720 p.
47. Métodos de Conformação - Máquinas e Ferramentas. 2010 [cited 2014 27/10]; Available from: <http://conformacaomecanica.blogspot.com.br/2010/11/forjamento.html>.
48. Forjamento. [cited 2014 27/10]; Available from: <http://www.ebah.com.br/content/ABAAABmRwAl/forjamento-trabalho?part=2>.
49. Otsuka KW, C.M. Shape Memory Materials: Cambridge University Press; 1999. 284 p.
50. Anusavice KJ. Phillips Materiais Dentários. 11ªed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005. 764 p.
51. Parvizi F, Rock WP. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. *Eur J Orthod.* 2003;25(4):417-21.

52. Seyyed Aghamiri SM, Nili Ahmadabadi M, Shahmir H, Naghdi F, Raygan S. Study of thermomechanical treatment on mechanical-induced phase transformation of NiTi and TiNiCu wires. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013;21:32-6.
53. Speck KM, Fraker AC. Anodic polarization behavior of Ti-Ni and Ti-6Al-4V in simulated physiological solutions. *J Dent Res*. 1980;59(10):1590-5.
54. Kusy RP. Comparison of nickel-titanium and beta titanium wire sizes to conventional orthodontic arch wire materials. *Am J Orthod*. 1981;79(6):625-9.
55. Nakano H, Satoh K, Norris R, Jin T, Kamegai T, Ishikawa F, et al. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999;115(4):390-5.
56. Khier SE, Brantley WA, Fournelle RA. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1991;99(4):310-8.
57. Bartzela TN, Senn C, Wichelhaus A. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. *Angle Orthod*. 2007;77(6):991-8.
58. Wilkinson PD, Dysart PS, Hood JA, Herbison GP. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002;121(5):483-95.
59. Mallory DC, English JD, Powers JM, Brantley WA, Bussa HI. Force-deflection comparison of superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004;126(1):110-2.
60. Callister Jr WD. *Ciência e engenharia de materiais: uma introdução*. 7ªed. Rio de Janeiro: LTC; 2008.
61. Quintão CCAB, I.H.V.P. Orthodontic wires: knowledge to optimize clinical application. *Dental Press Journal of Orthodontics*. 2009;14(6):144-57.
62. Minervino BL, Pinto AS, Sakima MT, Guastaldi AC, Nakandakari C, Minervino EL. Características dos fios de "memória de forma" e aplicação clínica. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Maxilar*. 2000;5(4):72-6.

63. Gil FJ, Planell JA. Effect of copper addition on the superelastic behavior of Ni-Ti shape memory alloys for orthodontic applications. *J Biomed Mater Res.* 1999;48(5):682-8.
64. Gil FJ, Solano E, Pena J, Engel E, Mendoza A, Planell JA. Microstructural, mechanical and cytotoxicity evaluation of different NiTi and NiTiCu shape memory alloys. *J Mater Sci Mater Med.* 2004;15(11):1181-5.
65. Hysteresis. Wikipedia2014 [updated 01/11/201430/11/2014]; Definição de histerese]. Available from: http://en.wikipedia.org/wiki/Hysteresis#cite_note-LoveTreatise-8.
66. Thorstenson GA, Kusy RP. Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulation in the dry and wet (saliva) states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;120(4):361-70.
67. Thomas S, Sherriff M, Birnie D. A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *Eur J Orthod.* 1998;20(5):589-96.
68. Sims AP, Waters NE, Birnie DJ, Pethybridge RJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. *Eur J Orthod.* 1993;15(5):377-85.
69. Read-Ward GE, Jones SP, Davies EH. A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. *Br J Orthod.* 1997;24(4):309-17.
70. Khambay B, Millett D, McHugh S. Archwire seating forces produced by different ligation methods and their effect on frictional resistance. *Eur J Orthod.* 2005;27(3):302-8.
71. Berger JL. The influence of the SPEED bracket's self-ligating design on force levels in tooth movement: a comparative in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;97(3):219-28.
72. Henao SP, Kusy RP. Frictional evaluations of dental typodont models using four self-ligating designs and a conventional design. *Angle Orthod.* 2005;75(1):75-85.
73. Harradine NW. Self-ligating brackets: where are we now? *J Orthod.* 2003;30(3):262-73.

74. Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994;106(5):472-80.
75. Turnbull NR, Birnie DJ. Treatment efficiency of conventional vs self-ligating brackets: effects of archwire size and material. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;131(3):395-9.
76. Maijer R, Smith DC. Time savings with self-ligating brackets. *J Clin Orthod*. 1990;24(1):29-31.
77. Damon DH. The Damon low-friction bracket: a biologically compatible straight-wire system. *J Clin Orthod*. 1998;32(11):670-80.
78. Eberting JJ, Straja SR, Tuncay OC. Treatment time, outcome, and patient satisfaction comparisons of Damon and conventional brackets. *Clin Orthod Res*. 2001;4(4):228-34.
79. Harradine NW. Self-ligating brackets and treatment efficiency. *Clin Orthod Res*. 2001;4(4):220-7.
80. Celar A, Schedlberger M, Dorfler P, Bertl M. Systematic review on self-ligating vs. conventional brackets: initial pain, number of visits, treatment time. *J Orofac Orthop*. 2013;74(1):40-51.
81. Fleming PS, DiBiase AT, Sarri G, Lee RT. Efficiency of mandibular arch alignment with 2 preadjusted edgewise appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;135(5):597-602.
82. Fleming PS, Johal A. Self-ligating brackets in orthodontics. A systematic review. *Angle Orthod*. 2010;80(3):575-84.
83. Voudouris JC. Interactive edgewise mechanisms: form and function comparison with conventional edgewise brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997;111(2):119-40.
84. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003;124(4):395-402.

85. Smart FM. Kinetic friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004;125(2):17A; author reply A.
86. Tecco S, Di Iorio D, Cordasco G, Verrocchi I, Festa F. An in vitro investigation of the influence of self-ligating brackets, low friction ligatures, and archwire on frictional resistance. *Eur J Orthod*. 2007;29(4):390-7.
87. Chang CJ, Lee TM, Liu JK. Effect of bracket bevel design and oral environmental factors on frictional resistance. *Angle Orthod*. 2013;83(6):956-65.
88. Liu X, Ding P, Lin J. Effects of bracket design on critical contact angle. *Angle Orthod*. 2013;83(5):877-84.
89. Hosseinzadeh Nik T GH, Ahmadabadi MN, Shahhoseini T, Haj-Fathalian M. Effect of saliva on load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. *J Dent*. 2012;9(4):171-9.
90. Baccetti T, Franchi L, Camporesi M, Defraia E, Barbato E. Forces produced by different nonconventional bracket or ligature systems during alignment of apically displaced teeth. *Angle Orthod*. 2009;79(3):533-9.
91. Crincoli V, Perillo L, Di Bisceglie MB, Balsamo A, Serpico V, Chiatante F, et al. Friction forces during sliding of various brackets for malaligned teeth: an in vitro study. *World J*. 2013;2013:871423.
92. Doshi UH, Bhad-Patil WA. Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;139(1):74-9.
93. Muguruma T, Iijima M, Brantley WA, Nakagaki S, Endo K, Mizoguchi I. Frictional and mechanical properties of diamond-like carbon-coated orthodontic brackets. *Eur J Orthod*. 2013;35(2):216-22.
94. Heo W, Baek SH. Friction properties according to vertical and horizontal tooth displacement and bracket type during initial leveling and alignment. *Angle Orthod*. 2011;81(4):653-61.
95. Krishnan M, Kalathil S, Abraham KM. Comparative evaluation of frictional forces in active and passive self-ligating brackets with various archwire alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136(5):675-82.

96. Matarese G, Nucera R, Militi A, Mazza M, Portelli M, Festa F, et al. Evaluation of frictional forces during dental alignment: an experimental model with 3 nonleveled brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133(5):708-15.

97. Reznikov N, Har-Zion G, Barkana I, Abed Y, Redlich M. Measurement of friction forces between stainless steel wires and "reduced-friction" self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;138(3):330-8.

98. Franchi L, Baccetti T, Camporesi M, Giuntini V. Forces released by nonconventional bracket or ligature systems during alignment of buccally displaced teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136(3):316-7.

99. Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod*. 1991;61(4):293-302.

100. Yanase Y, Ioi H, Nishioka M, Takahashi I. Effects of sliding velocity on friction. *Angle Orthod*. 2013.

101. Iwasaki LR, Haack JE, Nickel JC, Morton J. Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2000;117(2):175-83.

102. Proffit WR, FH, Sarver DM. *Ortodontia Contemporânea*. 4^o ed. Espanha: Elsevier; 2007.

103. Kurol J, Öwman-Moll P. Hyalinization and root resorption during early orthodontic tooth movement in adolescents. *Angle Orthod*. 1998;68(2):161-5.

104. Casa MA, Faltin RM, Faltin K, Sander FG, Arana-Chavez VE. Root resorptions in upper first premolars after application of continuous torque moment. Intra-individual study. *J Orofac Orthop*. 2001;62(4):285-95.

APÊNDICE

Tabela 2.1 - Características dos testes *in vitro* que medem a força e/ou o coeficiente de atrito*

Autor (Ano)	Dispositivo de Medição	Braquete (material, tipo, localização, marca, canaleta)	Fio (material, dimensão da seção transversal, marca)	Número de grupos experimentais	Número de repetições por grupo experimental	Número de testes em cada amostra	Distância inter-braquetes	Quantidade de desalinhamento ou desnivelamento	Velocidade do teste	Medidas realizadas segundo os autores	Varição das medidas	Presença ou não de saliva e temperatura do teste
Baccetti e Franchi (2006) (9)	No dispositivo eram fixados 5 braquetes alinhados e nivelados e o braquete central (do canino) era ou não desnivelado para cervical. A Instron-4301 puxava a extremidade do fio e media a força de RD com uma célula de carga de 10N.	Braquetes convencionais metálicos, canaleta 0.022", da marca Leone (Step). Os 5 braquetes utilizados eram dos dentes 11, 12, 13, 14, 15. Foram usadas ligaduras elásticas convencionais e do tipo Slide.	Segmentos de 18cm de fios 0.019"X0.025" de aço e 0.014" de NiTi superelástico da marca Leoni (Memoria).	6	10	1	19mm	Com desnivelamento de 3mm do dente 13 para cervical (somente para o fio NiTi) ou sem desnivelamento (para o fio NiTi e de aço).	15mm/min, com um Δd de 10mm.	Considerou o pico da curva de RD como FAe e o platô da curva de RD como a FAd (coletaram a FAd em 2, 5 e 10mm).	As forças de atrito variaram entre 0gf e 628.8gf.	A seco, a 20($\pm$ 2)°C.
Arici et al. (2015) (8)	Um tribômetro foi modificado para mover, numa direção linear, um braquete ao longo de um segmento de fio e medir simultaneamente o coeficiente de atrito. Uma força (150g) perpendicular à interface fio-braquete foi aplicada.	Braquetes de pré-molares superiores, cerâmicos e metálicos, convencionais ou autoligáveis, de canaleta 0.022" e 0.018", da marca 3M/Unitek (Clarity, Transcend e Gemini), Ortho Technology (Pure), TP Orthodontics (InVu).	Fios de aço 0.017"X0.025" e 0.019"X0.025" da marca G&H Orthodontics.	9	10	1	Ausente	Ausente	1mm/min, com um Δd de 15mm.	Coeficiente de atrito dinâmico no platô da curva.	O coeficiente de atrito dinâmico variou entre 0.13 e 1.20.	A seco, a 24°C.

Autor (Ano)	Dispositivo de Medição	Braquete (material, tipo, localização, marca, canaleta)	Fio (material, dimensão da seção transversal, marca)	Número de grupos experimentais	Número de repetições por grupo experimental	Número de testes em cada amostra	Distância inter-braquetes	Quantidade de desalinhamento ou desnivelamento	Velocidade do teste	Medidas realizadas segundo os autores	Varição das medidas	Presença ou não de saliva e temperatura do teste
Bortoly et al. (2008) (13)	Foi utilizada uma máquina de ensaios universais (DL-500, Emic) e o braquete era colado em uma placa de acrílico, a qual ficava imersa em saliva artificial numa cuba de acrílico.	Braquete de pré-molar superior convencional metálico, canaleta 0.022", da marca 3M/Unitek (Dyna-loc). Foram usados 6 tipos de ligaduras: 5 estéticas (elásticas e recoberta por Teflon) e 1 metálica.	Fio de aço 0.019"X0.025" da marca GAC.	6	20	1	Ausente	Ausente	10mm/min, com um Δd de 20mm.	FAd no platô da curva	As forças de atrito variaram entre 0.99N e 4.15N.	Saliva artificial, a 25($\pm$)°C.
Chang et al. (2013) (87)	No dispositivo eram fixados 5 braquetes alinhados e nivelados e o braquete central (do canino) era ou não desnivelado para cervical. A máquina de ensaios universais (AG-1, Shimadzu) puxava a extremidade do fio e media a força de RD com uma célula de carga de 50N.	Braquetes convencional e autoligáveis metálicos, canaleta 0.022", das marcas Tomy (Omni-arch Twin e Clippy), Ortho Organizers (Carriere), Ormco (Damon e MX) e Ortho Classic (TenBrook T1). Foi usada ligadura elástica convencional com o braquete convencional.	Fio de NiTi 0.014" da Ormco.	30	5	3	Não informado	Com ou sem desnivelamento de 3mm do braquete central (canino) para cervical.	0.5mm/min, com um Δd de 3mm.	FAd no platô da curva	As forças de atrito variaram entre 0.00N e 31.42N.	Com ou sem saliva artificial, a 20°C, 37°C e 55°C.

Autor (Ano)	Dispositivo de Medição	Braquete (material, tipo, localização, marca, canaleta)	Fio (material, dimensão da seção transversal, marca)	Número de grupos experimentais	Número de repetições por grupo experimental	Número de testes em cada amostra	Distância inter-braquetes	Quantidade de desalinhamento ou desnivelamento	Velocidade do teste	Medidas realizadas segundo os autores	Varição das medidas	Presença ou não de saliva e temperatura do teste
Farronato et al. (2012) (10)	Foram confeccionadas 8 placas para simular 8 situações clínicas diferentes. A placa era fixada em uma máquina de ensaios universais (LR30K Plus), que tracionava o fio ortodôntico e media a força de RD.	Braquetes autoligáveis metálicos, canaleta 0.022", das marcas 3M/Unitek (SmartClip), Forestadent (Quick), Ultradent (Opal). Foram usados conjuntos de 3 braquetes (incisivo lateral, canino e 1º pré-molar superiores)	Fio de NiTi e de aço, 0.014", 0.018" e 0.018"X0.025", com ou sem Teflon, da marca TP Italia e American Orthodontics.	216	10	1	8.5mm	Com ou sem desnivelamento (0, 1 ou 2mm), desalinhamento (0 ou 1mm) e/ou torque (0, 5, 10 graus) do braquete central (canino).	10mm/min, com um Δd não informado.	FAd no platô da curva	As forças de atrito variaram entre 0.00N e 20.57N.	A seco, a temperatura não informada.
Murayama et al. (2013) (12)	Foi confeccionada uma placa em acrílico com formato de arco dentário superior e nela foram colados os braquetes e tubos. A placa era fixada em uma máquina de ensaios universais (Instron-5567), que tracionava o fio ortodôntico e media a força de RD.	Braquetes autoligáveis estéticos (de polietileno) e tubos metálicos da arcada superior, canaleta 0.022", da marca Tomy (T-21)	Sete tipos de fios NiTi (5 estéticos e 2 sem recobrimento), 0.012" e 0.014", das marcas TP Orthodontics, Forestadent, Dentsply e 3M/Unitek.	14	Não informado	1	Não informado	Com desalinhamento de 0.5, 1, 2 e 3mm do incisivo lateral superior.	0.5mm/min, com um Δd não informado.	FAd no platô da curva	As forças de atrito variaram entre 7cN e 950.7cN.	A seco, a 36(±1)°C.

* RD: resistência ao deslizamento; FAe: força de atrito estático; FAd: força de atrito dinâmico; Δd : quantidade de fio deslocado no(s) braquete(s)

Tabela 2.2 - Características dos testes *in vitro* que medem a força de ativação-desativação*

Autor (Ano)	Dispositivo de Medição	Braquete (material, tipo, localização, marca, canaleta)	Fio (material, dimensão da seção transversal, marca)	Número de grupos experimentais	Número de repetições por grupo experimental	Número de testes em cada amostra	Distância inter-braquetes	Quantidade de desalinhamento ou desnivelamento	Velocidade do teste	Parâmetros para obter os dados	Variação das medidas	Presença ou não de saliva e temperatura do teste
Figueirêdo et al. (2012) (15)	Um dispositivo metálico acoplado à uma máquina de ensaios universais (EMIC) realizou o teste em 3 pontos com roletes.	Ausente (foram usados roletes) 3	Fios de NiTi ou CuNiTi 0.019"X0.025", das marcas Aditek (Nitinol Termo-Ativado), GAC (NeoSentallloy), Morelli (Thermo Plus), Ormco (Copper NiTi 35°C), Orthometric (Flexy Thermal 35°C), OrthoSource (Superthermal).	6	10	1	A distância entre os roletes de apoio era de 10mm.	Desalinhamento do rolete central em relação aos roletes de ancoragem de 3mm.	0.5mm/min	Foram obtidos dados na ativação e desativação nos seguintes desalinhamentos do rolete central: 0.5, 1, 2 e 3mm.	As forças variaram entre 109gf e 587.08gf.	A seco, a 37°C.
Gatto et al. (2013) (19)	Um dispositivo acoplado à uma máquina de ensaios universais (Tenso Test TT2) realizou o teste em 3 pontos com roletes.	Ausente (foram usados roletes) 3	Fios de NiTi 0.014" e 0.016", das marcas American Orthodontics (Force One e Heat Activated), 3M/Unitek (Superelastic e Heat Activated), GAC (Sentallloy), Rocky Mountain (Orthonol e Thermalloy)	13	5	1	A distância entre os roletes de apoio era de 12mm.	Desalinhamento do rolete central em relação aos roletes de ancoragem de 2mm e 4mm.	3mm/min	Foram obtidos dados na ativação e desativação nos seguintes desalinhamentos do rolete central: 1, 2 e 4mm.	As forças variaram entre 26gf e 141gf.	A seco, a 37°C.

Autor (Ano)	Dispositivo de Medição	Braquete (material, tipo, localização, marca, canaleta)	Fio (material, dimensão da seção transversal, marca)	Número de grupos experimentais	Número de repetições por grupo experimental	Número de testes em cada amostra	Distância inter-braquetes	Quantidade de desalinhamento ou desnivelamento	Velocidade do teste	Parâmetros para obter os dados	Variação das medidas	Presença ou não de saliva e temperatura do teste
Lombardo et al. (2012) (18)	Quatro braquetes foram colados alinhados e nivelados em uma base de resina acrílica, que foi fixada na máquina de ensaios universais (Instron-4467). Entre os braquetes de ancoragem, na região central, um rolete, que foi acoplado à célula de carga da Instron, foi responsável por defletir o fio e aferir a força de ativação-desativação.	Braquetes autoligáveis metálicos, canaleta 0.022", da marcaOrmco (Damon 3Mx).	Fios 0.010", 0.012", 0.013", 0.014" e 0.016" de CuNiTi ou NiTi superelástico ou termoativado, da marca Dentaurum, Forestadent, Ormco, Ortho Technology, G&H, 3M/Unitek e American Orthodontics.	48	3	1	14mm de distância entre os braquetes próximos ao rolete.	4mm de desalinhamento para lingual	1mm/min	Foi calculada a média aritmética dos valores de força no platô de desativação.	As forças variaram entre 30gf e 186gf.	Em água, a 37°C.
Petersen (2009) (16)	Os braquetes e tubos foram colados em um setup que simulava o formato de uma arcada dentária (do dente 16 ao 26), que apresentava um vão na região do dente 13 (no qual não foi colado nada). Este setup era preso à máquina de ensaios universais (Instron) e um rolete – acoplado à célula de carga da Instron – defletia o fio na região do dente 13 e mensurava a força resultante simultaneamente.	Braquetes autoligáveis metálicos, canaleta 0.022", da marca Dentsply (In-Ovation R). Eles foram testados sem ou com ligadura elástica da marca TP Orthodontics.	Fio de CuNiTi 0.014", da marca Ormco (Copper NiTi 27°C)	3	30	1	Não informado	3mm de desalinhamento para lingual	2mm/min	Foi obtida a força de desativação em 2.5, 2, 1.5 e 1mm.	As forças variaram entre 60gf e 163gf.	A seco, a 35(±2)°C.

Autor (Ano)	Dispositivo de Medição	Braquete (material, tipo, localização, marca, canaleta)	Fio (material, dimensão da seção transversal, marca)	Número de grupos experimentais	Número de repetições por grupo experimental	Número de testes em cada amostra	Distância inter-braquetes	Quantidade de desalinhamento ou desnivelamento	Velocidade do teste	Parâmetros para obter os dados	Variação das medidas	Presença ou não de saliva e temperatura do teste
Baccetti et al. (2011) (20)	No dispositivo eram fixados 5 braquetes alinhados e nivelados: 4 braquetes eram colados em uma placa de acrílico e o braquete central, era fixado numa barra metálica, que estava conectada à Instron-4301. A Instron movimentava o braquete central (para vestibular ou para cervical) e, ao mesmo tempo, aferia a força de ativação-desativação.	Braquetes autoligáveis e convencionais metálicos, canaleta 0.022", da marca Leone (Logic Line) e Ortho Organizers (Carriere). Os 5 braquetes utilizados eram dos dentes 11, 12, 13, 14, 15. Foram usadas ligaduras elásticas convencionais e do tipo Slide.	Fio 0.012" de NiTi superelástico da marca Leoni (Memoria).	18	20	1	8.5mm	Com desnivelamento para cervical ou desalinhamento para vestibular de 1.5, 3 e 6mm do braquete de canino.	Não informado	Foi obtido o pico da força em cada curva.	As forças variaram entre 0.0gf e 103.4gf.	A seco, a 20(±2)°C.

Autor (Ano)	Dispositivo de Medição	Braquete (material, tipo, localização, marca, canaleta)	Fio (material, dimensão da seção transversal, marca)	Número de grupos experimentais	Número de repetições por grupo experimental	Número de testes em cada amostra	Distância inter-braquetes	Quantidade de desalinhamento ou desnivelamento	Velocidade do teste	Parâmetros para obter os dados	Variação das medidas	Presença ou não de saliva e temperatura do teste
Camporesi et al. (2007) (17)	No dispositivo eram fixados 5 braquetes alinhados e nivelados: 4 braquetes eram colados em uma placa de acrílico e o braquete central, era fixado numa barra metálica, que estava conectada à Instron-4301. A Instron movimentava o braquete central para cervical e, ao mesmo tempo, aferia a força de ativação-desativação.	Braquetes convencionais cerâmicos, canaleta 0.022", da marca Leone (Aqua) e GAC (Mystique). Os 5 braquetes utilizados eram dos dentes 11, 12, 13, 14, 15. Foram usadas ligaduras elásticas estéticas convencionais (da marca Leone) e não convencionais, do tipo clipe (Neo-Clips, da marca GAC) e do tipo Slide (da marca Leone).	Fio 0.014" de NiTi superelástico da marca Leoni (Memoria).	16	20	1	8.5mm	Com desnivelamento para cervical de 1.5, 3, 4.5 e 6mm do braquete de canino.	Não informado	Foi obtido o pico da força em cada curva.	As forças variaram entre 0.0gf e 133.2gf.	A seco, a 20(±2)°C.

Tabela 2.3 - Características dos testes *in vitro* que medem somente o momento

Autor (Ano)	Dispositivo de Medição	Braquete (material, tipo, localização, marca, canaleta)	Fio (material, dimensão da seção transversal, marca)	Número de grupos experimentais	Número de repetições por grupo experimental	Número de testes em cada amostra	Distância inter-braquetes ou entre as garras do dispositivo	Quantidade de Torque	Velocidade do teste	Localização da referência do torque	Presença ou não de saliva e temperatura do teste
Gurgel et al. (2001) (25)	Torsiômetro	Ausentes	Fios 0.017"X0.025" de NiTi convencional ou superelástico daOrmco, Masel, Morelli, 3M/Unitek, GAC, Dentaureum, TP Orthodontics	9	5	1	5mm entre as garras do dispositivo	De 10 a 40 graus, aumentando de 5 em 5 graus. Os valores de momento em 20° de torque variaram de 0.23 a 0.98 Ncm.	Não informado	Eixo que passa no centro do longo eixo do fio	A seco, a 35°C
Partowi et al. (2010) (22)	Promovia torção pura do fio e apresentava sensor para medir o momento	Ausentes	Fios de NiTi ou de aço de seção transversal quadrada ou retangular da 3M/Unitek, Dentaureum, ODS	21	10	1	10mm entre as garras do dispositivo	Até 30 graus para os fios de aço e até 80 graus para os fios de NiTi. Os valores de momento variaram de 0.1 a 44.4 Nmm.	Não informado	Eixo que passa no centro do longo eixo do fio	A seco, a 37°C
Major et al. (2011) (26)	O braquete foi colado em uma célula de carga tridimensional e um motor de passo rotacionava o fio dentro do braquete	3 tipos de braquetes autoligáveis de aço, canaleta 0.022", daOrmco (Damon Q), GAC (In-Ovation-R) e Strite Industries (Speed)	Fio 0.019"X0.025" de aço daOrmco	4	30	1	15mm entre as garras do dispositivo	De -15 a 63 graus. Os valores de momento variaram de -40.6 a 114.8 Nmm.	Não informado	No centro da canaleta do braquete	A seco, temperatura ambiente
Harzer et al. (2004) (28)	Utilizava o dispositivo OMSS, composto por: um setup de arcada superior com braquetes e tubos colados do dente 16 ao 26 (menos no dente 21, no qual havia um vão) e por uma célula de carga tridimensional, na qual foi colada o braquete do dente 21. Um motor era acoplado à célula de carga e promovia torque neste braquete.	3 tipos de braquetes convencionais de policarbonato ou metálico, canaleta 0.018", da Forestadent (Mini-Mono e Brillant) e da Dentaureum (Elegance). Foram utilizados amarrilhos metálicos.	Fio 0.016"X0.022" e 0.018"X0.022" de aço da Dentaureum	6	5	1	Não informado	Até 20 graus para lingual. Os valores de momento variaram de 0.1 a 2.22 Ncm.	Não informado	No centro de resistência do dente	A seco, temperatura não informada

Autor (Ano)	Dispositivo de Medição	Braquete (material, tipo, localização, marca, canaleta)	Fio (material, dimensão da seção transversal, marca)	Número de grupos experimentais	Número de repetições por grupo experimental	Número de testes em cada amostra	Distância inter-braquetes ou entre as garras do dispositivo	Quantidade de Torque	Velocidade do teste	Localização da referência do torque	Presença ou não de saliva e temperatura do teste
Morina et al. (2008) (29)	Dispositivo igual ao do Harzer et al.. (28)	6 tipos de braquetes, dos quais 2 eram autoligáveis de aço e 4 são convencionais de aço, cerâmica ou policarbonato, canaleta 0.022", da Ormco (Damon 2), Strite Industries (Hanson Speed), Dentaaurum (Ultratrim, Discovery e Fascination 2) e Forestadent (Brillant). Nos braquetes convencionais foi utilizado amarrilho metálico.	Fio 0.019"X0.025" de aço da Dentaaurum	6	5	1	Não informado	Até 20 graus para lingual. Os valores de momento variaram de 0.4 a 35 Ncm.	Não informado	No centro de resistência do dente	A seco, temperatura não informada

Tabela 2.4 - Características dos testes *in vitro* que medem as forças e momentos nos eixos x, y e z*

Autor (Ano)	Dispositivo de Medição e localização das coordenadas	Braquete (material, tipo, localização, marca, canaleta)	Fio (material, dimensão da seção transversal, marca)	Número de grupos experimentais	Número de repetições por grupo experimental	Número de testes em cada amostra	Distância inter-braquetes	Quantidade de desalinhamento, desnivelamento ou torque	Velocidade do teste	Parâmetros para obter os dados	Variação das medidas	Presença ou não de saliva e temperatura do teste
Montasser et al. (2013) (35)	Foi utilizado o dispositivo OMSS, descrito no item 2.2.1.4 da Introdução. O sistema de coordenadas foi representado no centro do braquete.	3 tipos de braquetes metálicos, colados de 1ºpré-molar a 1º pré-molar superior, com canaleta 0.022": (1) convencionais (3M/Unitek [Victory] e Rocky Mountain Orthodontics [Mini-Taurus]); (2) autoligáveis (3M/Unitek [SmartClip] e American Orthodontics [Time3]); e (3) convencional de baixo atrito (Rocky Mountain Orthodontics [Synergy]). Nos braquetes convencionais foi utilizado amarrilho metálico e ligadura elástica convencional.	4 tipos de fios: 0.012" aço (3M/Unitek), 0.0155" de aço coaxial (Advanced Orthodontics), 0.012" de NiTi superelástico (Rocky Mountain Orthodontics [Orthonol]) e 0.012" de NiTi termoativado (Rocky Mountain Orthodontics [Thermalloy])	64	20	2, sendo um para V-L e outro para C-O.	Não informado	Desalinhamento de 2 mm para V e desnivelamento de 2mm para C.	Não informado	Foi obtido o valor absoluto de força máximo gerado em cada deslocamento, nas duas direções (V-L e C-O)	As forças variaram: (a) na direção V-L: entre 0.3N e 6.6N; (b) na direção C-O: entre 0.6N e 6.6N. Os fios de NiTi 0.012" tiveram as forças variando: a) na direção V-L: entre 0.6N e 1.4N; (b) na direção C-O: entre 0.9N e 1.7N.	A seco, a 37(±1)°C.

Autor (Ano)	Dispositivo de Medição e localização das coordenadas	Braquete (material, tipo, localização, marca, canaleta)	Fio (material, dimensão da seção transversal, marca)	Número de grupos experimentais	Número de repetições por grupo experimental	Número de testes em cada amostra	Distância inter-braquetes	Quantidade de desalinhamento, desnivelamento ou torque	Velocidade do teste	Parâmetros para obter os dados	Varição das medidas	Presença ou não de saliva e temperatura do teste
Perrey et al. (2015) (32)	Foi utilizado o dispositivo OMSS, descrito no item 2.2.1.4 da Introdução. O sistema de coordenadas foi representado no centro do braquete.	2 tipos de braquetes metálicos, colados de 1ºpré-molar a 1º pré-molar superior, com canaleta 0.022": (1) convencional (ODS [Freedom]); e (2) autoligável (ODS [Carriere]).	3 marcas de fio NiTi 0.014": Ormco (Copper NiTi), ODS (EuroArch) e Modern Arch (NiTi Superelastic).	18	4	5, sendo que gerou nos resultados obtidos um desvio padrão de 5-10% entre as repetições na mesma amostra	Não informado	Foi simulado o alinhamento de dentes (32, 33 e 34) do modelo da mandíbula de um paciente com desalinhamentos $\leq 2.5\text{mm}$. Os parâmetros mensurados foram força, torque, translação e rotação.	Não informado	Os valores máximos de cada parâmetro mensurado (força, torque, translação e rotação).	As forças variaram na direção V-L entre 0.2N e 3.3N. Os momentos variaram entre 0.1Nmm e 35Nmm. A translação variou entre 0.3mm a 3mm. A rotação variou entre 0.05° a 16°. Os valores mais altos foram obtidos com o fio da Ormco.	A seco, a 37(±1)°C.
Fathimani et al. (2015) (38)	Foi utilizado o dispositivo OFS, descrito no item 2.2.1.4 da Introdução. O sistema de coordenadas foi representado no centro do braquete.	Braquete autoligável metálico do dente 23, com canaleta 0.022", da Ormco (Damon Q). Esse braquete foi testado sem e com ligadura elástica convencional (da TP Orthodontics).	Fio de aço 0.018"X0.025" da marca Ormco.	4	65	1	Ausente	Foram aplicadas angulações de 2º ordem (no sentido C-O) crescentes entre o fio e a canaleta (zero a 5º, com aumento de 0.5º a cada 0.1mm de deslocamento)	6mm/min, com um deslocamento total entre o fio e o braquete de 1.1mm	Foram obtidos os dados a cada incremento de 0.1mm.	As forças (nos eixos x, y e z) variaram para o braquete: (a) sem ligadura: de 0N a 1.5N; e (b) com ligadura: de 0N a 4.5N. Os momentos (nos eixos x, y e z) variaram para o braquete: (a) sem ligadura: de 0Nmm a 11Nmm; e (b) com ligadura: de 0Nmm a 38Nmm. A força de resistência ao deslizamento variou para o braquete: (a) sem ligadura: de 0N a 1.1N; e (b) com ligadura: de 0N a 4.5N. O coeficiente de atrito dinâmico, no ângulo de 2º, foi para o braquete: (a) sem ligadura e seco: 0.15; (b) sem ligadura e com saliva: 0.14; (c) com ligadura e seco: 0.21; (d) com ligadura e com saliva: 0.16.	Sem e com saliva humana, temp. ambiente.

Autor (Ano)	Dispositivo de Medição e localização das coordenadas	Braquete (material, tipo, localização, marca, canaleta)	Fio (material, dimensão da seção transversal, marca)	Número de grupos experimentais	Número de repetições por grupo experimental	Número de testes em cada amostra	Distância inter-braquetes	Quantidade de desalinhamento, desnivelamento ou torque	Velocidade do teste	Parâmetros para obter os dados	Variação das medidas	Presença ou não de saliva e temperatura do teste
Tochigi et al. (2015) (43)	Foi utilizado o dispositivo de medida multisensor, descrito no item 2.2.1.4 da Introdução. O sistema de coordenadas foi representado no centro do braquete.	Braquetes autoligáveis e tubos metálicos, colados de 2º molar a 2º molar inferior, com canaleta 0.022", da marca Ormco (Damon Q). Os braquetes foram testados sem e com ligadura elástica convencional (da Ormco).	Fio NiTi 0.014" e 0.016" da GAC (Sentalloy Medium)	4	10	1	Não informado	Desalinhamento de 2mm para lingual do dente 42.	Não informado	Primeiro foram obtidos os valores máximos de força (no eixo x, y e z). Depois foi calculada a magnitude de força, que consiste na raiz quadrada de $(F_x^2 + F_y^2 + F_z^2)$. Foram calculados a média e os desvios padrão da magnitude de força.	A magnitude de força variou entre 0N e 3.8N.	A seco, a 37°C.
Badawi et al. (2009) (44)	Foi utilizado o dispositivo OSIM, descrito no item 2.2.1.4 da Introdução. O sistema de coordenadas foi representado no centro do braquete.	Braquetes autoligáveis e tubos metálicos, colados de 2º molar a 2º molar superior, com canaleta 0.022", da marca Ormco (Damon). Os braquetes foram testados sem e com ligadura elástica convencional (da Ormco).	Fio CuNiTi 0.018" da Ormco (Copper NiTi).	2	5	1	Não informado	Desnivelamento de 4mm para apical do dente 13.	Não informado	Foram obtidos as forças e os momentos em x, y e z a cada 0.1mm, na ativação e na desativação	Nos eixos x, y e z: 1) as forças variaram para o braquete: (a) sem ligadura: de 0N a 4.98N; e (b) com ligadura: de 0N a 7.68N. 2) os momentos variaram, para o braquete: (a) sem ligadura: de 0Nmm a 10Nmm; e (b) com ligadura: de 0Nmm a 26Nmm.	A seco, entre 35º a 36°C.

Autor (Ano)	Dispositivo de Medição e localização das coordenadas	Braquete (material, tipo, localização, marca, canaleta)	Fio (material, dimensão da seção transversal, marca)	Número de grupos experimentais	Número de repetições por grupo experimental	Número de testes em cada amostra	Distância inter-braquetes	Quantidade de desalinhamento, desnivelamento ou torque	Velocidade do teste	Parâmetros para obter os dados	Varição das medidas	Presença ou não de saliva e temperatura do teste
Fok et al. (2011) (27)	Foi utilizado o dispositivo OSIM, descrito no item 2.2.1.4 da Introdução. O sistema de coordenadas foi representado no centro do braquete e no centro de resistência do dente.	Braquetes autoligáveis e tubos metálicos, colados de 1º molar a 1º molar superior, com canaleta 0.022", da marca Ormco (Damon).	Fio CuNiTi 0.014" da Ormco (Copper NiTi).	1	12	1	Não informado	Desnivelamento de 4mm para apical do dente 13.	Não informado	Foram obtidos as forças e os momentos em x, y e z a cada 0.2mm, na desativação. Esperou-se durante 5 segundos no desnivelamento máximo – para obter o equilíbrio das grandezas – e depois a desativação começou.	Tendo os eixos x, y e z localizados no centro de resistência do dente, as forças variaram entre 0N e 1.4N e os momentos variaram entre 0Nmm a 7Nmm.	A seco, a 37°C.

* V: vestibular; L: lingual; O: oclusal; C: cervical.