Cristiane Aparecida de Assis Claro

**Análise da distribuição de tensões, em modelo fotoelástico,
decorrente de diferentes arcos de intrusão de incisivos inferiores**

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: Ortodontia

Orientador: Professor Associado Jorge Abrão

São Paulo

2008

FOLHA DE APROVAÇÃO

Claro CAA. Análise da distribuição de tensões, em modelo fotoelástico, decorrente de diferentes arcos de intrusão de incisivos inferiores [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

São Paulo, __/__/2008

Banca Examinadora

1) Prof (a). Dr(a).

Titulação: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

2) Prof (a). Dr(a).

Titulação: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

3) Prof (a). Dr(a).

Titulação: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

4) Prof (a). Dr(a).

Titulação: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

5) Prof (a). Dr(a).

Titulação: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Célio e Maria Lúcia**, iluminados por Deus na criação de cinco filhos de forma que nada nos faltasse, tanto material como espiritual, e ainda fossem para nós exemplos de generosidade e benevolência. A vocês todo meu amor e gratidão!

Ao meu amado esposo, **Fernando**, companheiro, amigo e cúmplice. A quem tanto admiro por ser brilhante nos mais variados aspectos da vida. E a quem agradeço por sempre acreditar em mim e em minhas capacidades, mesmo quando eu mesma duvidei. A você dedico todo meu amor!

Aos meus irmãos, **Célio Júnior, Cláudio, Cláudia e Caroline**, pelo amor imenso que nos une, o qual me fortalece em todas as situações.

Aos filhos do Fernando, **Rafael e Camila**, por partilharmos nossas vidas com amor e amizade.

Às minhas afilhadas **Caroline e Giovanna**, amores da minha vida, pelo amor que me dedicam. E por serem motivação para que eu me desenvolva.

Aos meus avós paternos, **Assis e Mafalda** (in memorian), e maternos, **Totó** (in memorian) e **Jandira**, por me incentivarem e vibrarem com todas as minhas conquistas. Eu sinto a presença de vocês em todos os momentos importantes da minha vida!

Ao **Professor Doutor Gerval de Almeida**, meu eterno professor, que faz de sua vida um legado ao ensino. E com sabedoria multiplica seus talentos e os transmite com generosidade. Muito obrigada!

Ao **Professor Titular Sebastião Interlandi**, que em sua genialidade, incessantemente busca a perfeição e renova seus conhecimentos. Assim, me ensina que a vida é um constante aprendizado!

À minha amiga-irmã, **Professora Doutora Rosana Villela Chagas**, testemunha de minha vida, que conhece e respeita minhas limitações, mas sem deixar, um só minuto, de me incentivar e ajudar a superá-las. Eu lhe admiro muito e conviver com você é um presente de Deus para mim.

À **Professora Doutora Solange Mongelli de Fantini** por acreditar em mim. O receio em decepcioná-la ampliou meu esforço, resultando em melhora no meu desempenho. Serei eternamente grata!

À querida amiga, **Professora Lúcia Regina Martins de Souza**, que sensível aos sentimentos alheios, transborda paz, serenidade, alegria e amizade.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A **DEUS** pela dádiva da vida. Por colocar em meu caminho pessoas maravilhosas. E permitir que eu desenvolva meu potencial em todos os campos da existência.

Ao meu orientador, **Professor Associado Jorge Abrão**, pelo apoio, incentivo e confiança durante todo o transcorrer do curso. Por me orientar com bom senso. Por valorizar meu empenho e se alegrar comigo a cada conquista. Por me estimular a enfrentar desafios e a ousar trilhar caminhos desconhecidos. Eu aprendi a aprender. Muito obrigada!

À **Professora Titular Dalva Cruz Laganá**, por me receber no Departamento de Prótese da FOUSP com atenção e carinho, possibilitar a execução dos experimentos pilotos e da construção do modelo fotoelástico no laboratório de pesquisa do referido Departamento, por me ensinar os fundamentos da fotoelasticidade e me acompanhar na consulta ao Professor Titular Oswaldo Horikawa na Poli USP para esclarecermos dúvidas sobre o método fotoelástico.

Ao **Prof. Titular Oswaldo Horikawa**, do Departamento de Mecatrônica da Poli USP, por sugerir e analisar o resultado do experimento para verificação das tensões decorrente de tração. E ainda esclarecer dúvidas sobre fotoelasticidade e dessa forma aumentar minha confiança na referida metodologia.

Aos **Pesquisadores Doutores Jesualdo Rossi e Luis Filipe C. P. de Lima**, do IPEN, responsáveis pelo cálculo dos módulos de elasticidade dos materiais fotoelásticos, pela atenção e paciência nas explicações sobre o funcionamento do DMA, por me auxiliarem na interpretação de alguns resultados de pesquisa realizada durante o curso e ainda colaborar na elaboração e execução de outro estudo em andamento.

Ao **Professor de língua inglesa Douglas Preston**, pelo auxílio na redação em inglês dos artigos destinados às publicações internacionais e do *abstract* do presente trabalho. Agradeço também pela paciência e atenção com que sempre me ouviu relatar tanto minhas angústias como alegrias.

A **Maria Cristina F. C. Puraca**, funcionária do laboratório de pesquisa do Departamento de Prótese da FOUSP, por me ajudar na confecção dos modelos fotoelásticos e durante os experimentos pilotos, com carinho e eficiência.

Ao **Fernando Antonio Elias Claro** pelo auxílio na estatística da tese, e por me ajudar em todos os cálculos estatísticos dos artigos publicados durante o curso.

AGRADECIMENTOS

À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, por me receber em seu programa de Pós-Graduação e possibilitar meu aprendizado em uma instituição de excelência.

Ao Coordenador da Pós-Graduação em Ortodontia, **Professor Titular Júlio Wilson Vigorito**, por conduzir nosso curso com eficiência e discernimento.

Aos Professores da Pós-Graduação em Ortodontia da FOU SP, **Prof. Titular Júlio Wilson Vigorito**, **Prof. Associado Jorge Abrão**, **Prof^a. Dr^a. Solange Mongelli de Fantini**, **Prof^a. Associada Gladys Cristina Dominguez-Rodriguez**, **Prof. Associado João Batista de Paiva**, **Professor Associado José Rino Neto**, **Prof. Dr. André Tortamano**, por se dedicarem intensamente para que o curso nessa Instituição seja cada dia melhor.

Ao **Prof. Associado Moacyr Domingos Novelli**, do Departamento de Patologia Geral da FOU SP, pela atenção e disponibilidade ao me mostrar algumas possibilidade de utilização de programa computacional para avaliação de imagens.

Aos meus **colegas de turma do doutorado**:

Alael B. F. de Paiva Lino por ser extremamente solícito e amigo durante todo o curso. Você é uma pessoa admirável, e merecedor de todas as conquistas alcançadas e daquelas que ainda estão por vir. Muito obrigada!

José Hermenegildo dos Santos Júnior, companheiro, amigo, pelos momentos divertidos que passamos juntos, mas principalmente por partilhar dos

instantes de aflição, tornando-os mais breves. É uma alegria conviver com alguém tão especial!

Sílvia Augusta Braga Reis, amiga, parceira, por acreditar na minha capacidade e dividir comigo nossas conquistas e angústias. Eu lhe admiro muito como ser-humano, profissional, esposa e mãe. Ser sua amiga é uma honra para mim!

Vilmar Antônio Ferrazo, pela convivência agradável. Por me tratar sempre com gentileza e atenção. E ainda partilhar suas “descobertas” sem restrições.

Aos colegas das outras turmas, de mestrado e doutorado, com os quais tive a honra de conviver, **Ana Cristina S. Santos Haddad, Fábio de Abreu Vigorito, Luis Fernando C. Alonso, Maurício Adriano de O. Accorsi, Soo Young Kim Weffort, Lylian Kazumi Kanashiro, Eliane Cecílio, Helena Márcia Guerra dos Santos, Ricardo César Moresca, Augusto Ricardo Andrighetto, Belini A. V. Freire-Maia, Gilberto Vilanova Queiroz, Klaus Barretto S. L. Batista, Luciana F. Martins, Ricardo Fidos Horliana; André Abrão, Gustavo A. W. Kanno, Miguel F. Attizzani, Mônica Nacao, Hiroshi Miasiro Júnior**, pela convivência harmoniosa.

Aos funcionários da disciplina de Ortodontia da FOU SP, **Viviane T. Passiano, Edina B. de Souza, Marinalva J. de Jesus, Antonio Edílson L. Rodrigues, Ronaldo Carvalho**, por serem eficientes em suas tarefas, mas, sobretudo por terem sido carinhosos e receptivos comigo, me acolhendo com amizade, e tornando mais branda a saudade de “casa”.

Aos **funcionários da disciplina de Prótese** da FOU SP, que sempre me atenderam com gentileza e atenção.

A bibliotecária **Vânia Martins B. O. Funaro** pela excelência na correção da tese, relacionada à formatação e normatização da mesma.

Aos **funcionários da biblioteca** da FOU SP, sempre amáveis e prestativos, pelas muitas vezes que me auxiliaram.

As **funcionárias da secretaria de Pós-Graduação** da FOU SP pelos serviços prestados, com eficiência e gentileza durante o transcorrer do Curso.

Aos meus sobrinhos de sangue e de coração, **Giovanna, Amanda, Tamiris, Fernando, Vanessa, André, Íris, Mariana, Juliana e Gabriela** por tornarem minha vida muito mais alegre.

Ao meu **sogro, meus cunhados(as), padrinho, madrinha, tios(as), primos(as) e “agregados”**, por formarmos uma grande família unida e feliz.

Às secretárias do consultório, **Neusa e Cristiane**, pela amizade e eficiência, principalmente nos momentos em que estive ausente.

A senhora **Gonçalvina**, por cuidar de mim e de meu lar com alegria e amor. Por me ensinar na simplicidade de seus gestos e palavras o valor do sorriso.

Aos **pacientes** pela compreensão por minha reduzida disponibilidade.

À UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ (UNITAU), pela bolsa de Doutorado concedida e pela redução de encargos, fatores esses que permitiram aumentar meu empenho no Doutorado.

Ao Coordenador do Curso de Especialização em Ortodontia da UNITAU, **Professor Doutor Gerval de Almeida**, e aos professores da área de concentração, **Professora Lúcia Regina Martins de Souza, Professora Doutora Rosana Villela Chagas, Professor Doutor Weber Ursi, Professor Titular Sebastião Interlandi, Professora Doutora Solange Mongelli de Fantini e Professor Messias Rodrigues**, por serem para mim fonte de aprendizado.

Ao ex-reitor **Professor Doutor Nivaldo Zöllner** da UNITAU pelo apoio oferecido no período inicial do Curso de Doutorado, e a atual reitora **Professora Doutora Maria Lucila Junqueira Barbosa** por manter o referido apoio.

Ao Pró-Reitor de Pesquisa e Pós-Graduação da UNITAU, **Prof. Dr. José Roberto Cortelli**, pela compreensão e apoio.

A Coordenadora da Pós-Graduação em Odontologia da UNITAU, **Professora Doutora Ana Christina Elias Claro**, pelo incentivo e confiança.

Ao Chefe de Departamento de Odontologia da UNITAU, **Prof. Dr. João Baptista de Lima** por permitir meu afastamento.

Aos **alunos da graduação e da pós-graduação** da UNITAU por compreenderem a necessidade de minha ausência, em diversos momentos, na referida instituição.

A todos que de maneira direta ou indireta me auxiliaram durante o Curso de Doutorado e na execução desse estudo, que a omissão de nomes não diminua meu sincero agradecimento.

Se ainda um dia eu for um bom poeta,
Se realizar a minha aspiração,
Se conseguir tocar a minha meta,
Se um verso meu entrar num coração...

Se ainda eu for um vencedor na vida,
Se a mão da sorte um dia repousar
Sobre a minha cabeça encanecida,
Que ficou muito branca de pensar...

Então direi sorrindo, vitorioso:
Fiz-me sozinho, com meu próprio esforço.
Fui pobre, é certo, mas esperançoso,
Todo o labor levei sobre o meu dorso!

A mocidade veio e foi-se embora,
E, no entretanto, como eu digo aqui,
Meu coração é velho, mas não chora,
Porque lutei, mas afinal venci!

Benedicto Nunes de Assis

(Meu avô, o homem mais determinado e “teimoso” que conheci. Venceu a guerra nos Apeninos, frio, fome e doenças. Atingiu sua meta: completou cem anos e partiu vitorioso, deixando nossos corações impregnados com seus versos e uma saudade sem fim)

Claro CAA. Análise da distribuição de tensões, em modelo fotoelástico, decorrente de diferentes arcos de intrusão de incisivos inferiores [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

RESUMO

No presente estudo foi analisada a distribuição de tensões, na região anterior de modelo fotoelástico, gerada por arcos de intrusão de incisivos inferiores. Compararam-se as tensões entre diferentes arcos. E ainda, em cada tipo de arco, compararam-se as tensões entre terços radiculares e entre incisivos. O modelo fotoelástico foi construído simulando a extrusão dos incisivos. Foram confeccionados sessenta arcos de intrusão, sendo quinze de cada tipo de mecânica: arco contínuo de Burstone, arco utilitário de Ricketts, arco com dobra de ancoragem usado na mecânica de Begg e arco com curva de Spee reversa usado na mecânica de Tweed. A força de ativação foi mensurada em 50gf na região da linha média. O modelo fotoelástico foi observado em polariscópio circular, na configuração de campo escuro, e fotografado. As fotografias frontais foram analisadas, e as ordens de franjas em cada região registradas. A repetibilidade do método foi identificada pela análise de kappa. A comparação entre as tensões foi realizada pelo teste de Kruskal-Wallis complementado com teste de Dunn. Os resultados obtidos permitiram concluir que na região apical, as maiores magnitudes de tensões foram geradas pelo arco utilitário de Ricketts, seguido pelo arco contínuo de Burstone. Na região média, as maiores magnitudes de tensões foram geradas pelo arco utilitário de Ricketts, seguida por arco contínuo de Burstone, arco com dobra de ancoragem e arco com curva de Spee reversa. Na região cervical, as maiores magnitudes de tensões foram decorrentes do arco utilitário de Ricketts, seguido por arco com curva

de Spee reversa e arco com dobra de ancoragem. Os arcos contínuos de Burstone apresentaram as menores tensões na região cervical. Ao se comparar as ordens de franjas entre os terços radiculares, de cada dente, em todos os arcos analisados, as maiores magnitudes de tensões foram observadas nas regiões cervicais. Ao se comparar as ordens de franjas entre os dentes, em cada terço radicular, no arco contínuo de Burstone, as maiores magnitudes de tensões foram observadas nos incisivos laterais. Entretanto, no arco utilitário de Ricketts e no arco com dobra de ancoragem, as maiores magnitudes de tensões foram observadas nos incisivos centrais. No arco com curva de Spee reversa, as maiores magnitudes de tensões foram identificadas nos incisivos esquerdos. Portanto, os resultados do presente estudo permitiram a visualização e compreensão dos efeitos dos diversos arcos de intrusão. Entretanto, estes resultados devem ser observados com cautela, requerendo mais pesquisas que confirmem a reprodutibilidade do método e dos resultados.

Palavras-Chave: Fotoelasticidade – Ortodontia – Intrusão; Fios ortodônticos - Distribuição de forças – Biomecânica; Reabsorção radicular - Movimento ortodôntico - Ligas metálicas

Claro CAA. Stress distribution analysis caused by different intrusion arches on lower incisors in photoelastic model [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

ABSTRACT

In the present study, the distribution of stresses caused by intrusion arches on lower incisors, in the anterior region of photoelastic model, was analyzed. The stresses were compared among the different arches. Additionally, stresses were also compared among the root thirds, as well as among the incisors for each arch type. The photoelastic model was constructed simulating the extrusion of incisors. Sixty intrusion arches were made up, corresponding to fifteen of each type: Burstone continuous arches, Ricketts utility arches, anchorage bend arches used in Begg mechanics and reverse Spee curved arches used in Tweed mechanics. Activation force was measured at 50gf in the midline. The photoelastic model was observed under circular polariscope, in dark-field configuration, and photographed. Frontal photographs were analyzed, and fringe order in each region was recorded. Method repeatability was identified by kappa analysis. A comparison among stresses was carried out using Kruskal-Wallis test and complemented by the Dunn test. Results obtained led to the conclusion that in the apical region, the major stress magnitudes were generated by the Ricketts utility arch, followed by the Burstone continuous arch. In mid-region, the major stress magnitudes were generated by Ricketts utility arch, followed by the Burstone continuous arch, anchorage bend arch, and arch wire with a reverse curve of Spee. In the cervical region, the major stress magnitudes stemmed from Ricketts utility arch, followed by arch with reverse curve of Spee and the anchorage bend arch. The Burstone continuous arches presented the least stresses

in the cervical region. On comparing fringe orders among root thirds, of each tooth, in all arches analyzed, major magnitudes of stresses were observed in the cervical regions. On comparing fringe orders among teeth, in each root third, the major magnitudes of stresses were observed in lateral incisors in Burstone continuous arches. However, in both Ricketts utility arches and anchorage bend arches the major stresses magnitudes were observed in central incisors. In arch with a reverse curve of Spee the major magnitudes of stresses were identified in left incisors. Consequently the results in the present study allowed a visualization and understanding of the effects of the diverse intrusion arches. However, such results should be observed with caution, requiring further study to confirm method reproducibility as well as results.

Keywords: Photoelasticity – Orthodontics – Intrusion; Orthodontic wires - Distribution of forces – Biomechanics; Root reabsorption - Orthodontic movement - Metallic alloys

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Quadro 2.1-	Média das áreas radiculares dos dentes estabelecidas por Freeman (1965) apud Langlade (1993).....	37
Quadro 2.2-	Magnitudes de forças para intrusão de incisivos.....	38
Quadro 2.3-	Diferenciação das franjas isoclínicas e isocromáticas.....	54
Quadro 4.1-	Principais materiais e equipamentos utilizados no experimento	64
Figura 4.1-	Espectro de luz visível.....	65
Figura 4.2-	Esquema de polariscópio plano.....	69
Figura 4.3-	Esquema de polariscópio circular.....	69
Figura 4.4-	Polariscópio circular, configuração de campo escuro.....	70
Figura 4.5-	Dentes conectados ao arco com curva de Spee acentuada simulando maloclusão (incisivos extruídos).....	71
Figura 4.6-	Vista oclusal dos dentes conectados ao arco com abertura anterior suficiente para que a curvatura do canino não interfira na observação das franjas.....	71
Figura 4.7-	Fita metálica adaptada em formato de ferradura sobre placa de vidro calafetada, mantendo a mesma largura ao longo de toda arcada.....	72
Figura 4.8-	Conjunto (dentes-braquetes-arco) posicionado em rolete de cera 7.....	73
Figura 4.9-	Fixação do conjunto (dentes-braquetes-arco-cera) em recipiente plástico.....	73
Figura 4.10-	Molde após remoção da cera.....	74
Figura 4.11-	Resina e endurecedor misturados em pote Becker.....	74
Figura 4.12-	Câmara de vácuo.....	75
Figura 4.13-	Resina vertida no molde.....	75
Figura 4.14-	Modelo fotoelástico após remoção do molde.....	75
Figura 4.15-	Vista frontal do modelo fotoelástico com arco contínuo de -	

	Burstone.....	77
Figura 4.16-	Vista lateral do modelo fotoelástico com arco contínuo de Burstone.....	78
Figura 4.17-	Vista frontal do modelo fotoelástico com arco utilitário de Ricketts.....	79
Figura 4.18-	Vista lateral do modelo fotoelástico com arco utilitário de Ricketts.....	79
Figura 4.19-	Vista frontal do modelo fotoelástico com arco com dobra de ancoragem (Begg).....	80
Figura 4.20-	Vista lateral do modelo fotoelástico com arco com dobra de ancoragem ativado (Begg).....	81
Figura 4.21-	Vista lateral do modelo fotoelástico com arco com dobra de ancoragem (Begg).....	81
Figura 4.22-	Vista frontal do modelo fotoelástico com arco com curva de Spee reversa.....	82
Figura 4.23-	Vista lateral do modelo fotoelástico com arco com curva de Spee reversa.....	82
Figura 4.24-	Modelo fotoelástico com arco utilitário de Ricketts ativado.....	83
Figura 4.25-	Dinamômetro Correx 250.....	83
Figura 4.26-	Mensuração da força em modelo fotoelástico com arco utilitário de Ricketts ativado.....	83
Figura 4.27-	Polariscópio circular (locado no laboratório de pesquisa do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia da USP) usado no estudo piloto.....	84
Figura 4.28-	Polariscópio circular utilizado no experimento.....	84
Figura 4.29-	Exemplo do padrão das fotografias realizadas do modelo fotoelástico.....	87
Quadro 4.2-	Seqüência de cores produzidas em polariscópio com luz branca na configuração de campo escuro Fontes: ASTM D4093-95 (reaprovado 2001) e www.vishay.com	88
Figura 4.30-	Registro da seqüência de cores observadas em polariscópio circular (configuração de campo escuro). Ausência de tensão (cor preta), aumento gradativo de carga de compressão até 200g (cores cinza, branca, amarela, laranja, vermelha, azul,	

	azul-verde...)	88
Figura 4.31-	Modelo fotoelástico fotografado em polariscópio circular de campo escuro, sem aplicação de carga.....	89
Figura 4.32-	Modelo fotoelástico fotografado em polariscópio circular de campo escuro, com arco contínuo de Burstone.....	89
Figura 4.33-	Modelo fotoelástico fotografado em polariscópio circular de campo escuro, com arco utilitário de Ricketts.....	89
Figura 4.34-	Modelo fotoelástico fotografado em polariscópio circular de campo escuro, com arco com dobra de ancoragem.....	90
Figura 4.35-	Modelo fotoelástico fotografado em polariscópio circular de campo escuro, com arco com curva de Spee reversa.....	90
Quadro 4.3-	Escores de kappa segundo Landis e Kock (1977).....	91
Figura 4.36-	DMA 242.....	94
Figura 4.37-	Porta amostra	94
Figura 4.38-	Corpo de prova isento de tensão.....	96
Figura 4.39-	Tensão devido à colagem do gancho e do pino de fixação.....	96
Figura 4.40-	Corpo de prova.....	97
Figura 4.41-	Polariscópio circular.....	97
Figura 4.42-	Franjas devido à tração de 510gf.....	97
Gráfico 5.1-	Representação da estatística descritiva das ordens de franjas decorrentes da utilização dos arcos contínuos de Burstone.....	99
Gráfico 5.2-	Representação da estatística descritiva das ordens de franjas decorrentes da utilização dos arcos utilitários de Ricketts.....	100
Gráfico 5.3-	Representação da estatística descritiva das ordens de franjas decorrentes da utilização dos arcos com dobra de ancoragem.	101
Gráfico 5.4-	Representação da estatística descritiva das ordens de franjas decorrentes da utilização dos arcos com curva reversa.....	102
Gráfico 5.5-	Porcentagens das maiores magnitudes de tensões relacionadas às diferenças estatísticas encontradas entre os arcos de intrusão, nas regiões apical, média e cervical.....	110
Gráfico 5.6-	Porcentagens das maiores magnitudes de tensões	

relacionadas às diferenças estatísticas encontradas entre as regiões apical, média e cervical, nos vários arcos de intrusão... 116

Gráfico 5.7- Porcentagens das maiores magnitudes de tensões relacionadas as diferenças estatísticas encontradas entre os dentes, nos vários arcos de intrusão..... 124

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1-	Resultado da concordância entre a primeira e a segunda observação, por meio da estatística de kappa, da vista frontal.....	98
Tabela 5.2-	Estatística descritiva (primeiro quartil (Q1), terceiro quartil (Q3), Mediana ($\bar{X}$), valores mínimo e máximo) das ordens de franjas decorrentes da utilização dos arcos contínuos de Burstone.....	99
Tabela 5.3-	Estatística descritiva das ordens de franjas decorrentes da utilização do arco utilitário de Ricketts.....	100
Tabela 5.4-	Estatística descritiva das ordens de franjas decorrentes da utilização do arco com dobra de ancoragem de Begg.....	101
Tabela 5.5-	Estatística descritiva das ordens de franjas decorrentes da utilização do arco com curva de Spee reversa da mecânica de Tweed.....	102
Tabela 5.6-	Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas na região apical dos incisivos.....	104
Tabela 5.7-	Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas na região apical dos incisivos.....	104
Tabela 5.8-	Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas na região média dos incisivos, nas faces distais.....	105
Tabela 5.9-	Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas na região média dos incisivos, nas faces distais.....	105
Tabela 5.10-	Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas na região média dos incisivos, nas faces mesiais.....	106
Tabela 5.11-	Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas na região média dos incisivos, nas faces mesiais.....	106
Tabela 5.12-	Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas na região cervical dos incisivos, nas faces distais.....	107
Tabela 5.13-	Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas	

	na região cervical dos incisivos, nas faces distais.....	108
Tabela 5.14-	Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas na região cervical dos incisivos, nas faces mesiais.....	109
Tabela 5.15-	Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas na região cervical dos incisivos, nas faces mesiais.....	109
Tabela 5.16-	Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas nas regiões cervical, média e apical, na mecânica de Burstone.....	111
Tabela 5.17-	Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas nas regiões cervical, média e apical, na mecânica de Burstone.....	112
Tabela 5.18-	Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas nas regiões cervical, média e apical, na mecânica de Ricketts.....	113
Tabela 5.19-	Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas nas regiões cervical, média e apical, na mecânica de Ricketts.....	113
Tabela 5.20-	Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas nas regiões cervical, média e apical, na mecânica de Begg.....	114
Tabela 5.21-	Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas nas regiões cervical, média e apical, na mecânica de Begg .	114
Tabela 5.22-	Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas nas regiões cervical, média e apical, na mecânica de Tweed.....	115
Tabela 5.23-	Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas nas regiões cervical, média e apical, na mecânica de Tweed.....	116
Tabela 5.24-	Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas entre os incisivos, na mecânica de Burstone.....	118
Tabela 5.25-	Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas entre os incisivos, na mecânica de Burstone.....	119
Tabela 5.26-	Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas entre os incisivos, na mecânica de Ricketts.....	120
Tabela 5.27-	Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas	

	entre os incisivos, geradas pelo arco utilitário de Ricketts.....	120
Tabela 5.28-	Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas entre os incisivos, na mecânica de Begg	121
Tabela 5.29-	Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas entre os incisivos, geradas pelo arco com dobra de ancoragem de Begg	122
Tabela 5.30-	Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas entre os incisivos, na mecânica de Tweed.....	123
Tabela 5.31-	Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas entre os incisivos, decorrentes do arco com curva de Spee reversa, da mecânica de Tweed.....	123

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A	Apical
Cdi	Cervical distal
Cme	Cervical mesial
Co-A	Distância do ponto condílio ao ponto A
Co-Gn	Distância do ponto condílio ao ponto Gnácio
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
Mdi	Média distal
Mme	Média mesial
NiTi	Níquel titânio
NiTi-SE	Níquel titânio superelástico
projUSP	Projeção USP
TMA	<i>Titanium-molibdenium alloy</i>
USP	Universidade de São Paulo

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
°C	Grau Celsius
K	Kelvin (temperatura de cor)
cN	CentiNewton
F	Foco
g	Grama
gf	grama-força
K	Constante de tensão óptica
k	Coeficiente de kappa
ml	Mililitro
mmHg	Milímetro de mercúrio
MPa	Megapascal
N	Newton
N/mm ²	Newton por milímetro quadrado
$n_1 - n_2$	Diferença entre índices de refração
Nm	Nanômetro
P_e	Proporção esperada
P_o	Proporção observada
Q1	Primeiro quartil
Q3	Terceiro quartil
r	Coeficiente de correlação de Pearson
t	Espessura do material (<i>thickness</i>)
$\square$	Frequência da onda
v	Velocidade
δ	(<i>delta</i>) Atraso relativo
δ/λ	(<i>delta/lambda</i>) Ordem de franja
λ	(<i>lambda</i>) comprimento de onda
$\sigma_1 - \sigma_2$	Diferença entre tensões principais
ε	Deformação
$\tilde{X}$	Mediana

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	p. 29
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	32
2.1	Indicação da intrusão de incisivos.....	32
2.2	Intrusão real ou relativa.....	35
2.3	Quantidade e tipo de força.....	37
2.4	Relação com reabsorção radicular.....	42
2.5	Efetividade das mecânicas intrusivas.....	48
2.6	Método fotoelástico.....	53
3	PROPOSIÇÃO.....	63
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	64
4.1	Material.....	64
4.2	Métodos.....	65
5	RESULTADOS	98
5.1	Erro do método.....	98
5.2	Estatística Descritiva	99
5.3	Comparação da distribuição das tensões (ordens de franjas) entre mecânicas intrusivas.....	103
5.4	Verificação da uniformidade da distribuição das tensões (ordens de franjas) entre terços radiculares, na mesma mecânica intrusiva.....	111
5.5	Verificação da uniformidade da distribuição das tensões (ordens de franjas) entre incisivos, na mesma mecânica intrusiva.....	117
6	DISCUSSÃO.....	125
6.1	Arco contínuo de Burstone.....	133
6.2	Arco utilitário de Ricketts.....	135
6.3	Arco com dobra de ancoragem de Begg	136
6.4	Arco com curva de Spee reversa de Tweed.....	137
6.5	Considerações Finais.....	138
7	CONCLUSÕES.....	140
	REFERÊNCIAS.....	141
	APÊNDICES.....	148

1 INTRODUÇÃO

O movimento de intrusão dos incisivos tem sido estudado sob diversos aspectos. Dentre estes questionou-se a indicação desse procedimento; obtenção ou não do referido movimento; quantidade e tipo de força adequada; sua relação com reabsorções radiculares; e a efetividade das diferentes mecânicas intrusivas.

Atualmente sabe-se que, embora difícil, é possível obter intrusão real dos incisivos. Entretanto, diversos fatores devem ser considerados, desde a indicação que requer análise estética, até a execução da mecânica, na qual é essencial o domínio dos diversos fatores que podem contribuir para o sucesso ou insucesso da terapia.

A compreensão das possíveis combinações relacionadas ao centro de resistência dos dentes e local de aplicação da força permite prever, com alguma proximidade, o tipo de movimento que ocorrerá.

Deve-se ainda considerar o tipo e a quantidade de força que será aplicada. Diversos autores demonstraram diferenças nas relações de carga/deflexão de fios ortodônticos, e afirmaram que ligas com baixa relação carga/deflexão liberariam forças menores por períodos de tempo maiores. Já as ligas com alta relação carga/deflexão liberariam forças maiores por períodos menores de tempo (BURSTONE; GOLDBERG, 1983; BURSTONE; STEENBERGEN; HANLEY, 2003; KAPILA; SACHDEVA, 1989; OLIVEIRA, 2005).

Embora Weiland (2003) não tenha efetuado movimento de intrusão, mas de vestibularização, observou-se que a utilização de fios superelásticos implicou em

maior amplitude de movimento dentário, bem como em reabsorções radiculares mais extensas, quando comparado com uso de fios de aço inoxidável.

Mais importante em relação às reabsorções, não é a intensidade ou o intervalo de aplicação da força, mas sim a distribuição da força ao longo da raiz dentária e da estrutura óssea vizinha (CONSOLARO, 2002).

A mecânica intrusiva está mais relacionada à maior ocorrência de reabsorção dentária. A força aplicada na coroa provoca um momento associando parcial intrusão e inclinação para vestibular. Conseqüentemente, concentra em demasia forças no ápice, favorecendo a anoxia do ligamento periodontal e a morte dos cementoblastos, resultando em reabsorção radicular (CONSOLARO, 2005).

As cargas mastigatórias, que incidem mais próximas e na direção do longo eixo dos dentes, são idealmente absorvidas pelas estruturas de suporte, pois tendem a ser uniformes em toda membrana periodontal, atingindo número máximo de fibras periodontais (FANTINI, 1999). Ao se considerar o referido princípio, pode-se imaginar que se o sistema de forças, desenvolvido para promover a intrusão, fosse capaz de transmitir a força axialmente, provavelmente a distribuição de tensão ocorreria ao longo de toda a raiz, e os danos seriam menores. Neste caso, além das tensões não ficarem concentradas em área reduzida, ainda haveria estímulo de tração induzindo a formação de espículas ósseas inclinadas no sentido do estiramento das fibras principais e oblíquas na região marginal e no terço médio (REITAN; RYGH, 1996).

A análise de distribuição de tensões pode ser efetuada de forma teórica ou experimentalmente. A evolução da informática tem contribuído muito para ampliar a utilização dos métodos teóricos. Entretanto, quando se trata de situações onde o fator segurança é determinante, ou quando a complexidade da peça dificulta

aplicação dos métodos computacionais, é essencial que a análise obtida teoricamente seja comparada a um resultado experimental (FERREIRA JÚNIOR, 2003).

Estudar in vitro a distribuição de tensões na região radicular dos incisivos inferiores geradas por diferentes mecânicas intrusivas, as quais apresentam desenhos variados de arcos, construídos com diversas ligas, fornecerá subsídios para fundamentação de pesquisas futuras. Embora se reconheça a inadequação de se extrapolar resultados de pesquisas in vitro para prática clínica, o experimento facilitará a compreensão, pelos estudantes de ortodontia, das possíveis diferenças na distribuição das tensões promovidas por arcos que pretendem realizar movimentos intrusivos, os quais estão associados à presença de reabsorções radiculares.

Naturalmente, o modelo fotoelástico é bastante diferente da mandíbula humana, razão pela qual a magnitude de tensão pode ser diferente entre ambos, entretanto, a localização e o padrão geral das tensões são semelhantes.

Considerando a escassez de estudos comparando a distribuição de tensões decorrente de arcos de intrusão e a importância do referido movimento nos planejamentos ortodônticos, o presente estudo teve como objetivo analisar a distribuição de tensões decorrentes de diferentes arcos de intrusão. Pretendeu ainda, verificar em cada tipo de arco, qual o padrão de distribuição de tensões nas regiões dos terços radiculares. E por último identificar se a distribuição de tensões é uniforme entre os incisivos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Devido aos diversos aspectos relacionados ao presente estudo, optou-se por dividir a revisão da literatura em tópicos, com objetivo de facilitar a leitura e compreensão do texto.

2.1 Indicação da intrusão de incisivos

Nem todo paciente com mordida profunda deveria ser tratado com a mesma mecânica. Segundo Burstone (1977), alguns pacientes requerem intrusão dos dentes anteriores, enquanto outros necessitam de extrusão dos dentes posteriores. Essa decisão seria baseada em parte, na definição da inclinação desejável do plano oclusal, na quantidade de crescimento mandibular esperada e na dimensão vertical almejada, no final do tratamento ortodôntico. O autor cita como fatores que deveriam ser considerados, o plano natural de oclusão, estética anterior, quantidade de gengiva inserida presente na região dos incisivos inferiores e a discrepância sagital esquelética. Acrescentou ainda que a maioria das classes II requer plano oclusal relativamente horizontal que tende a coincidir com o plano natural da oclusão dos dentes posteriores, e que o referido plano não deveria permitir mais do que três milímetros do incisivo superior abaixo do lábio superior. Esse conceito, provavelmente, exigiria mais intrusão dos incisivos superiores do que dos inferiores, entretanto segundo o autor, a obtenção de intrusão dos inferiores seria mais fácil, já

que a massa radicular é menor e é comum a presença de curva de Spee na arcada inferior.

Alguns fatores para correção da sobremordida foram considerados por Nanda (1981). O autor relatou que o aumento do espaço interlabial requer intrusão dos incisivos, uma vez que a extrusão dos dentes posteriores intensificaria ainda mais a distância interlábios. E que o aumento da distância do incisivo superior ao estômio, freqüentemente associada à exposição excessiva de gengiva ao sorrir, requer intrusão do incisivo superior. Já, exposição dos incisivos inferiores em repouso requer intrusão dos mesmos. O padrão facial vertical contra-indica extrusão dos dentes posteriores, pois poderia causar sérios problemas funcionais, estéticos e de estabilidade, portanto, a sobremordida nesses casos deveria ser corrigida com intrusão dos dentes anteriores. O plano oclusal deve ser considerado, pois em pacientes nos quais a posição dos dentes posteriores não pode ser alterada e os dentes anteriores necessitam de intrusão, devido à relação com os lábios, pode-se criar um degrau entre o plano oclusal posterior e o anterior. O espaço interoclusal ou espaço funcional livre, entre 2 e 4mm deveria ser respeitado, pois a extrusão dos dentes posteriores para corrigir a sobremordida poderia diminuir esse espaço e incorrer em recidiva pela ação dos músculos da mastigação. O tempo de tratamento, em pacientes adultos, com sobremordida excessiva de 100% ou mais, sorriso gengival, altura facial aumentada e alterações alveolares, poderia ser muito longo requerendo, portanto, indicação cirúrgica.

Basicamente, a decisão para intruir incisivos é baseada em pelo menos três fatores: convexidade esquelética, dimensão vertical e espaço (livre) interoclusal (BURSTONE, 2001).

A intrusão dos incisivos está indicada nos pacientes com mordida profunda, dimensão vertical aumentada, distância excessiva entre incisivo e estômio e grande espaço interlabial (NANDA, 2007).

Sarver (2007), em entrevista, afirmou que, em pacientes com exposição reduzida de gengiva em repouso e ao sorrir, a sobremordida não deveria ser corrigida com intrusão de incisivos superiores. Este procedimento diminuiria ainda mais a exibição dos incisivos no sorriso. Portanto, os pacientes de face longa, nessa condição deveriam ser tratados com intrusão dos incisivos inferiores, a qual, segundo o autor, seria melhor obtida com mecânica segmentada.

Dawson (2008) afirmou que para correção de trespasse vertical profundo instável, a alternativa ortodôntica de tratamento deveria buscar o relacionamento ideal de contato dos incisivos inferiores contra o cingulo dos superiores, evitando colocar as bordas incisais dos superiores na área de selamento labial, conferindo contatos de parada cêntrica. O autor afirmou ainda que a dimensão vertical não deveria ser aumentada, independente da quantidade de espaço funcional livre presente, em pacientes com evidência do poder limitante dos músculos elevadores contraídos. O autor acrescenta ainda que pacientes com musculatura fraca e espaço funcional amplo raramente necessitam de aumento na dimensão vertical.

Claro, Abrão e Reis¹ avaliaram a implicação dos componentes esqueléticos e dentoalveolares na determinação da sobremordida, em oitenta e seis telerradiografias obtidas na fase pré-tratamento ortodôntico e concluíram que as correlações mais significativas entre sobremordida e grandezas dentárias ocorreram com participação do incisivo inferior (inclinação $r=-0,48$ e extrusão $r=0,37$). A

¹ Claro CAA, Abrão J, Reis SAB. Implicação dos componentes esqueléticos e dentoalveolares na determinação da sobremordida. (enviado para publicação para R. Dental Press Ortodon. Ortop. Facial em 05/2007).

avaliação da correlação da sobremordida com grandezas esqueléticas indicou correlações mais significativas para altura facial de Ricketts ($r=-0,50$), ângulo goníaco inferior ($r=-0,40$), ângulo goníaco total ($r=-0,38$) e índice VERT ($r=0,30$). Houve correlação entre discrepâncias sagitais basais e sobremordida para as grandezas Wits ($r=0,53$), projUSP ($r=0,33$) e diferença entre Co-Gn e Co-A ($r=-0,28$).

2.2 Intrusão real ou relativa

A necessidade de se definir intrusão foi considerada importante por Burstone (1977), visto que a literatura até então apresentava ambigüidade no uso do termo. Definiu intrusão como movimento apical do centro geométrico da raiz (centróide) em relação ao plano oclusal ou a um plano baseado no longo eixo do dente. A inclinação vestibular dos incisivos em torno do centróide produziria “pseudo-intrusão”, a qual poderia auxiliar na correção da sobremordida, mas não deveria ser confundida com intrusão real. O autor ressaltou ainda, a inadequação de se utilizar borda incisal como referência para avaliar intrusão, já que a mesma é facilmente influenciada por movimento de inclinação do dente. Acrescentou ainda, que deveria ser utilizado um ponto no centro da raiz, como referência.

Foi elaborado por Otto, Anholm e Engel (1980) um método para mensurar a intrusão utilizando como referência o ápice radicular, e não a incisal dos dentes. Os autores consideraram que o referido método forneceu indicação mais acurada da intrusão de corpo real. Embora uma inclinação vestibular do dente, com centro de rotação próximo do centro de resistência, possa promover algum levantamento do

ápice radicular, reduzindo levemente a mensuração da intrusão, os autores consideraram que, se algum erro ocorresse era preferível que fosse no sentido de minimizar a informação da quantidade de intrusão do que em exagerá-la.

Por muitos anos, a intrusão foi considerada essencialmente, impossível de ser obtida, porém passou a ser observada clinicamente com sucesso. Mas assim como ocorre no movimento de extrusão, provavelmente haverá alguma inclinação do dente associada ao movimento de intrusão (PROFFIT et al.,1995).

Ng et al. (2005) propuseram-se a verificar, por meio de meta-análise, a quantidade de intrusão real obtida com tratamento ortodôntico. Após extensa pesquisa em bases eletrônicas de dados, vinte e oito artigos corresponderam ao critério inicial de seleção. Entretanto, desse total, vinte e quatro foram descartados porque não quantificaram a intrusão real dos incisivos ou não consideraram os efeitos do crescimento ou a interferência de fatores externos. Os quatro artigos restantes mostraram que a intrusão dos incisivos é alcançável, mas com ampla variabilidade, dependendo do aparelho empregado. Foi realizada meta-análise, baseada em dois artigos, os quais utilizaram técnica segmentada, e a média de intrusão foi de 1,46mm (1,05 a 1,86mm) para incisivos superiores e de 1,9mm (1,22 a 2,57mm) para incisivos inferiores. Os autores concluem que intrusão real é alcançável em ambas arcadas dentárias, entretanto questionável como opção de tratamento em situações com sobremordida severa. Em pacientes, com crescimento finalizado, a mecânica do arco segmentado pode intruir 1,5mm no incisivo superior e 1,9 no inferior.

2.3 Quantidade e tipo de força

2.3.1 Quantidade de força

A quantidade de força necessária para intrusão dos dentes anteriores é apresentada na literatura ortodôntica baseada em teorias, conceitos, experiências clínicas e científicas.

A magnitude de força considerada mais favorável biologicamente para movimentação dentária foi estabelecida por Schwarz (1932) considerando a pressão capilar que varia de 15 a 20 mmHg, que corresponde a 20 a 26g por centímetro quadrado de superfície. A observação dos graus dos efeitos biológicos causados pela movimentação ortodôntica permitiu ao autor concluir que forças contínuas não maiores do que 15 a 20g por centímetro quadrado deveriam ser usadas para manter as reações dentro dos limites biológicos adequados.

Com objetivo de definir valores médios de força ótima para a movimentação de cada unidade dentária, Freeman² (1965) apud Langlade (1993) estabeleceu a média das áreas das superfícies radiculares em milímetros quadrados (quadro 2.1).

Dentes	Superior	Inferior
Incisivo Central	230mm ²	170 mm ²
Incisivo Lateral	194 mm ²	200 mm ²
Canino	282 mm ²	270 mm ²
Primeiro premolar	312 mm ²	237 mm ²
Segundo premolar	254 mm ²	240 mm ²
Primeiro molar	533 mm ²	475 mm ²
Segundo molar	450 mm ²	450 mm ²

Quadro 2.1- Média das áreas radiculares dos dentes estabelecidas por Freeman (1965 apud LANGLADE, 1993)

² Freeman DC. Root surface area related to anchorage in the Begg technique [Master's thesis]. Memphis: University of Tennessee; 1965.

A resposta do ligamento periodontal é determinada pela força por unidade de área e difere em relação aos vários tipos de movimentos dentários. Proffit et al. (1995) recomenda utilizarem-se forças leves para intrusão, porque as mesmas estariam concentradas em pequena área do ápice radicular. O autor sugere 15gf por incisivo como força ótima para intrusão.

A magnitude de força indicada por Burstone, Steenberg e Hanley (2003) para intrusão dos incisivos inferiores é de 50gf e para os superiores de 60 a 80gf. Os autores afirmam ainda que, forças mais pesadas não devem aumentar a taxa de intrusão, e que implicariam em aumento na taxa de reabsorção radicular e na extrusão dos dentes de ancoragem, com conseqüente aprofundamento do plano oclusal maxilar.

Consolaro (2005) salienta que a força estabelecida por Schwarz (1932), para movimentar um dente, dita “força ótima ou ideal”, é meramente conceitual, pois não há tecnologia disponível para tal mensuração e calibragem.

Na literatura há sugestões de magnitudes de força para intrusão dos incisivos, conforme apresentado no quadro 2.2.

Autores	Centrais superiores	Incisivos superiores	Centrais inferiores	Incisivos inferiores
Begg e Kesling (1977)	-----	-----	-----	40gf
Burstone (1977)	50gf	100gf	-----	40gf
Burstone, Steenberg e Hanley (2003)	30 a 40gf	60 a 80gf	25gf	50gf
Faber ³ (2001) apud Nanda (2007)	-----	35 a 50gf	-----	30-40gf
Proffit et al. (1995)	15gf por dente		15gf por dente	
Brito e Isaacson (2004)	15 a 20gf por dente		12,5 gf por dente	
Ricketts et al. (1983)	-----	-----	-----	60 a 80gf

Quadro 2.2- Magnitudes de forças para intrusão de incisivos

³ Faber ZT. The relationship of tooth movement to measured force systems: A prospective analysis of the treatment effects of orthodontic intrusion arches [Thesis] Farmington: University of Connecticut; 2001.

A análise da influência da quantidade de força na mecânica intrusiva verificada por Steenbergen et al. (2005), não identificou diferenças estatísticas entre o grupo que utilizou arcos de intrusão com 40gf e aquele que recebeu 80gf, considerando a taxa de intrusão dos incisivos, alteração na inclinação axial, extrusão e estreitamento do segmento posterior.

A quantidade de força deveria ser sempre mensurada, pois diversas variáveis influem na mesma. Claro, Abrão e Reis (2007) compararam forças em arcos de intrusão com dobra V confeccionados em aço inoxidável, TiMolium® e TMA®, com diferentes magnitudes de deflexão. A amostra constou de fios de secção retangular 0,017" x 0,025", com dez arcos de cada liga. As forças necessárias, para defletir os arcos em 5,10,15 e 20mm, foram mensuradas por meio de dinamômetro, com célula de carga de 1Kgf, da marca Instron. Os resultados identificaram que os arcos de intrusão de TMA® requereram menor quantidade de força em relação ao aço convencional e ao TiMolium®, em todos os níveis de deflexão; que o TiMolium® apresentou características intermediárias entre o aço e o TMA®; que em todas as ligas o aumento das distâncias implicou em aumento significativo da força, entre todos os valores registrados; e que os incrementos de força necessários para defletir os arcos nos intervalos tenderam a decrescer do primeiro ao último intervalo, sendo essas diferenças mais significantes no aço, menores no TiMolium® e praticamente inexistentes no TMA®.

2.3.2 Tipo de força

Proffit et al. (1995) afirma que, de acordo com o ritmo de desativação, a duração da força é classificada em três categorias: contínua (força mantida entre as ativações do aparelho ortodôntico, mesmo que diminuam), interrompida (força diminui até zero entre as ativações) e intermitente (força diminui até zero quando o aparelho é removido, e é readquirida quando o mesmo é recolocado). O autor relata que a mola ideal manteria mesma intensidade de força, independentemente da distância que o dente tivesse se movimentado, entretanto, com a mola real, a força diminui quando algum movimento dentário ocorre.

Burstone, Steenberg e Hanley (2003) afirmam que os arcos deveriam apresentar baixa relação carga/deflexão.

Fios com baixa relação carga/deflexão liberam força lentamente. Contrariamente, fios com alta relação carga/deflexão liberam força mais rapidamente.

As ligas utilizadas nos arcos de intrusão, bem como suas características são:

a) Aço inoxidável

O aço inoxidável geralmente utilizado na Ortodontia é estruturalmente do tipo austenítico. É composto de 18% de cromo, 8% de níquel, 0,5% ou menos de carbono e o restante em ferro (MUENCH, 1999).

Os fios de aço inoxidável convencional apresentam altos valores de módulo de elasticidade e limite elástico, baixa resiliência e baixa recuperação elástica.

Portanto os fios de aço liberam forças maiores dissipadas por períodos de tempo menores (KAPILA; SACHDEVA, 1989).

Embora o aço inoxidável apresente alta relação carga/deflexão, o mesmo tem sido utilizado nas diversas técnicas ortodônticas, com os mais diferentes propósitos. Dentre estes se destaca a intrusão dos dentes anteriores, em situações de sobremordida acentuada.

Existem ainda os fios de aço tipo australiano que apresentam baixa recuperação elástica e alta resistência à tração, e parecem apresentar alto módulo de elasticidade.

b) Liga de Cromo-Cobalto (Elgiloy®)

Possui propriedades similares ao aço, apresentando, entretanto, maior formabilidade. Sua composição é de 40% cobalto, 20% cromo, 15% níquel, 15,8% ferro, 7% molibdênio, 2% manganês, 0,16% carbono e 0,04% de berílio. É fabricado em quatro têmperas com variação decrescente na formabilidade, representadas pelas cores azul, amarela, verde e vermelha (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

c) Liga de níquel-titânio

Apresenta alta memória, baixa rigidez, formabilidade ruim, alta resiliência, ausência de soldabilidade e atrito médio (KAPILA; SACHDEVA, 1989). De acordo com o processo de fabricação, se trabalhado a frio resultará em liga de NiTi martensítica estável, ou seja não apresentará capacidade de alteração na configuração cristalina, e o comportamento gráfico (tensão-deformação) será similar aos fios trançados de baixo calibre de aço inoxidável. Se o processo de fabricação for sob altas temperaturas o fio de NiTi apresentar-se-á em fase austenítica inicial

com capacidade de transformação martensítica. Quando se reduz a temperatura do referido fio surge a fase martensítica (fase menos rígida da liga de NiTi) e com aumento da temperatura ocorre retorno progressivo para a fase austenítica (forma mais rígida da liga de NiTi) (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

d) Liga de beta-titânio

O TMA[®], segundo Goldberg e Burstone (1979), é uma liga de titânio estabilizada na fase beta, composta de titânio (79%), molibdênio (11%), zircônio (6%) e estanho (4%). Esta liga apresenta menor módulo de elasticidade do que o aço, e combinação de memória adequada, rigidez média, boa formabilidade, soldabilidade e alto atrito (GRAVINA et al., 2004; KAPILA; SACHDEVA, 1989; WILSON; GOLDBERG, 1987).

2.4 Relação com reabsorção radicular

A relação entre intrusão e reabsorção radicular nos incisivos superiores foi estudada por Dermaut e De Munck (1986), em vinte pacientes que utilizaram braquetes de Begg e arco de intrusão da técnica de Burstone com algumas modificações. Utilizaram como ancoragem, barra transpalatina e aparelho extrabucal de tração superior. O arco de intrusão foi construído com fio australiano 0,018", e não foi inserido diretamente nos braquetes, e sim conectado a um arco segmentado, para que a força passasse pelo centro de resistência desses dentes. A força aplicada foi de 100gf. Os resultados identificaram encurtamento da raiz após

intrusão, correspondente à cerca de 18% de reabsorção do comprimento radicular total. Entretanto, não houve correlação entre quantidade de reabsorção radicular e quantidade e duração do movimento intrusivo.

McFadden et al. (1989) avaliaram a relação entre intrusão com forças baixas (25gf/dente) com utilização de arco utilitário na técnica bioprogressiva e o encurtamento da raiz. Os autores observaram média de 1,84mm de encurtamento nos incisivos superiores e de 0,61mm, nos inferiores. Os autores não encontraram associação entre quantidade de encurtamento da raiz e grau de intrusão obtida.

Lew (1990) comparou o grau de reabsorção radicular e a efetividade do movimento intrusivo em incisivos inferiores, decorrentes do procedimento de abertura da mordida na técnica de Begg. A amostra constou de dois grupos com 15 pacientes cada; sendo um tratado com arco com curva reversa e o outro, com dobra de ancoragem. Os resultados não identificaram diferença entre quantidade de reabsorção entre grupos, mas mostraram que a quantidade de intrusão foi estatisticamente maior no grupo que utilizou arco com curva reversa. Foi realizado também teste que verificou inexistência de correlação entre quantidade de intrusão e de reabsorção.

Baumrind, Korn e Boyd (1996) analisaram a relação entre movimento do incisivo central superior, medido na telerradiografia, e reabsorção apical, mensurada na radiografia periapical, de 81 pacientes adultos, tratados ortodonticamente. Os autores não encontraram correlação entre movimento de intrusão e reabsorção radicular.

Costopoulos e Nanda (1996) verificaram se a intrusão ortodôntica poderia causar reabsorção dos incisivos superiores. A amostra constou de dezessete pacientes com sobremordida excessiva, tratados com arco de intrusão contínuo de

Burstone. O referido arco libera forças leves (cerca de 15gf/dente). O grupo controle constou de dezessete pacientes, com aparelho fixo completo, incluídos no estudo de forma aleatória. Após aproximadamente quatro meses, o grupo com arco de intrusão apresentou reabsorção radicular ligeiramente maior (0,6mm) do que o grupo controle (0,2mm), diferença essa estatisticamente significativa. A média de intrusão obtida foi de 1,9mm, mensurada no centro de resistência do incisivo. Os autores não encontraram correlação entre quantidade de intrusão e quantidade de reabsorção. Houve correlação ($r=0,45$) entre reabsorção e movimento do ápice para palatina. Os autores concluíram que intrusão com força leve pode ser efetiva na redução da sobremordida, causando pequena quantidade de reabsorção radicular apical.

Alterações ocorridas no ligamento periodontal e no cimento, após intrusão contínua, com duas forças diferentes, foram analisadas por Faltin et al. (2001). A amostra constou de doze primeiros premolares, no estágio 10 de Nolla, com indicação ortodôntica de extração, de seis pacientes com média de 15,3 anos de idade. Os dentes foram divididos em três grupos experimentais, sendo o primeiro grupo controle (não movimentado), o segundo constituiu de dentes intruídos com 50cN de força, e o terceiro grupo recebeu 100cN de força contínua, todos por quatro semanas, utilizando modelo biomecânico preciso com arcos superelásticos de níquel-titânio (NiTi-SE), desenvolvido e calibrado individualmente. Os dentes foram extraídos, fixados, descalcificados, e convencionalmente processados para exame em microscópio eletrônico de transmissão. Foram observados sinais de degeneração das estruturas celulares, componentes vasculares, e matriz extracelular do cimento e do ligamento periodontal em todos os dentes intruídos, com alterações mais severas em direção apical e em proporção à magnitude de força aplicada. Foram identificadas áreas reabsorvidas e superfície irregular radicular

nos dentes intruídos, segundo o mesmo padrão anteriormente descrito. Concomitantemente, também ocorreram áreas de reparo no cimento e no ligamento periodontal, embora a magnitude da força tenha permanecido a mesma durante todo período experimental. Os autores concluem que a redução da magnitude da força contínua deveria ser considerada para preservar a integridade dos tecidos.

Consolaro (2002), ao ser questionado sobre o que considerava mais importante na reabsorção radicular frente à mecânica ortodôntica, se a intensidade da força ou o intervalo entre aplicação da mesma, afirmou, baseado em evidências científicas, que o mais importante não é a intensidade ou o intervalo de aplicação da força, mas sim a distribuição da força ao longo da raiz dentária e da estrutura óssea vizinha. Por esta razão, a freqüência de reabsorção dentária em movimentos de inclinação é maior do que em movimentos de translação, pois nesses últimos a distribuição não concentra forças em demasia em determinados locais, como por exemplo, na região apical. Quanto à distribuição de forças, Consolaro afirma que essa sofre influência da forma da raiz e da crista óssea alveolar.

Furquim (2002) verificou a influência da forma da raiz e da crista óssea alveolar na reabsorção radicular. O autor avaliou três grupos, cada um composto por setenta indivíduos. Um dos grupos foi constituído por pacientes tratados ortodonticamente e que apresentavam reabsorção radicular, o segundo grupo foi composto por pacientes que embora também tivessem recebido tratamento ortodôntico não apresentavam reabsorção radicular e o terceiro grupo formado por indivíduos não tratados constituiu o grupo controle. O autor identificou maior freqüência de raízes triangulares e de crista alveolar com formato retangular no grupo tratado ortodonticamente e que apresentava reabsorção radicular do que nos demais grupos avaliados.

Weiland (2003) comparou os efeitos de arcos de aço com os superelásticos no movimento dentário e na reabsorção radicular. A amostra constou de 84 premolares de 27 pacientes, cujos planejamentos ortodônticos incluíam a extração de premolares. Seis dentes foram extraídos antes de iniciar o experimento e constituíram o grupo controle. O delineamento do estudo experimental foi o de “boca partida”, onde, de um lado o premolar foi movimentado em direção vestibular com utilização de arco de aço inoxidável com desvio vestibular de 1mm, reativado a cada quatro semanas. O premolar do lado oposto foi movimentado com arco superelástico com patamar de força de 0,8 a 1N. Esse arco apresentava ativação inicial de 4,5mm e não foi reativado durante o período experimental de 12 semanas. Após esse intervalo de tempo os dentes foram extraídos. A movimentação dos dentes foi analisada em modelos de gesso. Profundidade, perímetro, área e volume das lacunas de reabsorção foram medidas, por meio de microscópio de varredura a laser, usando imagens digitais tridimensionais. Nessas imagens as porções reabsorvidas da superfície radicular foram reconstruídas matematicamente. Os resultados revelaram que os dentes ativados com fios superelásticos moveram-se significativamente mais do que aqueles submetidos ao aço inoxidável durante o experimento. A profundidade das lacunas de reabsorção não foi diferente entre os grupos, entretanto o perímetro, área e volume das lacunas dos dentes nos quais utilizaram-se fios superelásticos foram 140% maiores do que no grupo onde foi utilizado fio de aço. O autor concluiu que maior quantidade de movimento dentário ocorreu com emprego de fios superelásticos, com nível de força 0,8 a 1N comparado aos arcos de aço inoxidável com força inicialmente maior, porém com declínio rápido. Concluiu ainda que a quantidade de reabsorção foi significativamente maior no grupo em que foram usados fios superelásticos.

Chiqueto (2005) concluiu que pacientes com sobremordida aumentada, tratados com mecânica intrusiva de acentuação e reversão da curva de Spee, evidenciaram maior grau de reabsorção radicular do que pacientes com trespasse vertical normal, os quais naturalmente não foram submetidos à mecânica de intrusão dos dentes anteriores. Observou ainda que o grau de reabsorção apresentou correlação com quantidade de correção de sobremordida e com quantidade de intrusão dos incisivos superiores, porém, não identificou correlação com movimento apical dos incisivos inferiores. Estes dentes foram menos acometidos por reabsorção do que os superiores. Quanto à morfologia radicular, embora sem significância estatística, a autora menciona que as raízes que apresentaram maior grau de reabsorção eram curtas e triangulares.

Consolaro (2005) alerta que o movimento de intrusão puro dificilmente é obtido em Ortodontia. Geralmente utiliza-se mecânica intrusiva, na qual há associação de movimentos de intrusão e inclinação, com planejamento de movimentos extensos. É a mecânica intrusiva que está mais relacionada à maior ocorrência de reabsorção dentária. A força aplicada na coroa provoca um momento associando parcial intrusão e inclinação vestibular, concentrando em demasia forças no ápice, favorecendo a anoxia do ligamento periodontal e a morte dos cementoblastos, o que resulta em reabsorção radicular. O autor afirma ainda, que a extensão do movimento constitui fator que aumenta o índice de reabsorção dentária no tratamento ortodôntico, especialmente associado à mecânica intrusiva e casos de extração. Outros fatores citados são raízes curtas, suporte ósseo reduzido e forma geométrica da raiz. O autor acrescenta que a maior distância a ser percorrida pelo dente aumenta a probabilidade de lesão nos tecidos periodontais, pois maior será o número de ativações e as variáveis impostas aos dentes quanto à intensidade e a

concentração de forças. Entre os itens que permitem prever a ocorrência de reabsorções radiculares o autor destaca a morfologia radicular (forma geométrica, forma especial do ápice, proporção coroa-raiz e angulação coroa-raiz), morfologia da crista óssea alveolar, movimentos extensos, indicação de extração dentária, opção por mecânica intrusiva e uso de elásticos intermaxilares. Consolaro afirma ainda que, em pacientes com padrão de crescimento horizontal, as retrações são reconhecidamente mais difíceis, devido ao padrão muscular, e que muitas vezes há presença de sobremordida acentuada requerendo maior aplicação de força na retração e a utilização de mecânica intrusiva.

2.5 Efetividade das mecânicas intrusivas

Ricketts (1976) descreveu o (*utility arch*) arco utilitário como recurso para se promover intrusão dos incisivos na correção da sobremordida na técnica Bioprogressiva.

Segundo Burstone (1977), a técnica do arco segmentado, desenvolvida por ele na década de 50, entre outros benefícios, permitiu a intrusão real dos dentes anteriores, uma das limitações da terapia tradicional de arco contínuo. O autor relatou que o mecanismo básico de intrusão consiste de três partes: unidade posterior de ancoragem, segmento anterior e o arco de intrusão. Os segmentos posteriores de ancoragem são unidos por barra transpalatina na arcada superior e por arco lingual na inferior. A importância da observação de seis princípios importantes foi enfatizada pelo autor, os quais devem ser considerados na intrusão

dos dentes anteriores. São eles: o uso de magnitude ótima de força e a liberação constante dessa força com uso de molas de baixa taxa carga/deflexão; o uso de único ponto de contato na região anterior; a seleção criteriosa do ponto de aplicação de força com relação ao centro de resistência dos dentes a serem intruídos; intrusão seletiva baseada na geometria dos dentes anteriores; o controle sobre as unidades reativas por meio da formação de ancoragem posterior; a inibição da erupção dos dentes posteriores e evitar mecanismo eruptivo indesejável.

Ao se incorporar curva de Spee reversa, na arcada inferior, geralmente ocorre extrusão dos premolares, verticalização dos molares e inclinação vestibular dos incisivos inferiores. As raízes dos incisivos inferiores são colocadas contra o osso cortical denso da tábua óssea lingual da sínfise (RICKETTS et al., 1983).

Dake e Siclair (1989) compararam a efetividade e estabilidade da correção da sobremordida entre as técnicas de Ricketts e de Tweed modificada. A amostra total de sessenta pacientes adolescentes, com classe II, hipodivergentes, com sobremordida, e sem indicação de extração, foi tratada metade no consultório de Ricketts e outra parte no de Schudy. A análise dos cefalogramas indicou que ambas foram efetivas na correção da sobremordida, produzindo mínimo aumento do ângulo do plano mandibular e do comprimento anterior da face. No grupo de Ricketts os incisivos inferiores apresentaram maior abertura em leque e movimento anterior de corpo durante o tratamento, com maior quantidade de verticalização e recidiva da sobremordida do que o grupo de Schudy. O de Ricketts apresentou pouco mais que 1mm de intrusão real dos incisivos inferiores, alteração essa relativamente estável após tratamento. Ambas técnicas produziram quantidades semelhantes de extrusão molar durante o tratamento que se mantiveram após quatro anos.

Melsen, Agerbaek e Markenstam (1989) avaliaram os efeitos da intrusão, em pacientes com sobremordida e redução óssea marginal, considerando diferentes tipos de mecânica intrusiva. Arco extrabucal, com gancho em “J” e tração alta, arco utilitário de Ricketts, arco de intrusão 0,017”x0,025” com alça, e arco utilitário de Burstone. A intrusão foi avaliada pelo deslocamento do ápice, borda incisiva e centro de resistência do incisivo mais proeminente. Os resultados mostraram que intrusão real do centro de resistência variou de 0 a 3,5mm, e foi mais evidente com arco de Burstone. Os autores concluíram que a intrusão foi melhor obtida quando foram usadas forças leves (5 a 15 gf por dente), com linha de ação da força passando através ou próximo do centro de resistência.

Wilson et al. (1994) analisaram a distribuição de tensões, por meio de elemento finito, quando se aplica força intrusiva de 1N em modelo de canino superior. Os resultados identificaram que a maior tensão na região cervical foi de 0,0046 N/mm² e de 0,00205 N/mm² na região apical.

Shroff et al. (1997) descreveram método para correção da sobremordida, em pacientes com incisivos excessivamente vestibularizados, com objetivo de auxiliar no controle de efeitos colaterais, que certamente ocorreriam se arco contínuo fosse utilizado nessa situação. A posição excessivamente vestibularizada dos incisivos implicaria em aumento da distância perpendicular do ponto de aplicação da força até o centro de resistência. Esta distância aumentada provocaria maior momento no sentido anti-horário na região anterior dos dentes superiores. Os autores relataram que uma das formas de se redirecionar a força intrusiva através do centro de resistência seria prolongando distalmente o segmento anterior e amarrando essa extremidade no arco contínuo. Outra maneira seria o arco de intrusão em três peças, o qual consiste de segmento anterior de aço 0,021” x 0,025”, e de molas bilaterais

confeccionadas em TMA 0,017" x 0,025" que apresentam helicóide e dobra na mesial dos molares e se engancham anteriormente na região estimada do centro de resistência. Os autores relatam que se a força intrusiva é aplicada no centro de resistência o movimento será de intrusão pura. Portanto se o referido movimento estiver indicado, o ponto de aplicação da força deve ser movido anteriormente e aplicada pequena força distal, para que o vetor resultante esteja no longo eixo do dente. E se intrusão e retração simultânea for necessária o ponto de aplicação da força deverá ser lingual ao centro de resistência, juntamente com pequena força distal. Dessa forma, o vetor resultante será paralelo ao longo eixo do dente, porém posicionado lingualmente a esse. A magnitude de força preconizada é de 30gf de cada lado na arcada superior, e acrescentam que o sistema de três peças permite, além de redirecionar a força paralela ao longo eixo do dente, a variação da força de forma assimétrica.

O sucesso da intrusão dos incisivos depende do controle cuidadoso do sistema de forças empregado de forma a se obter baixa magnitude e constância de força, ponto apropriado e único de aplicação e ainda controle da direção da mesma (BURSTONE, 2001).

Geramy (2002) avaliou a distribuição de tensões na membrana periodontal resultante de cargas transversais e verticais de 1N. Examinou também as alterações na magnitude de tensões em situações de osso alveolar reduzido, por meio de elemento finito de incisivo central superior. Na ausência de perda óssea a força de inclinação produziu pressões maiores na margem cervical, seguida pela área apical, e sub apical. A força de intrusão gerou maior tensão de compressão na região sub-apical, e tensão de tração ao longo da superfície radicular.

Amasyali et al. (2005) compararam os efeitos entre o arco de intrusão de Conecticut e o arco utilitário em dois grupos de dez pacientes cada. A análise cefalométrica indicou que ambas mecânicas foram efetivas na intrusão dos dentes anteriores.

Os métodos, mais comuns, para intrusão dos incisivos, aplicam ângulos caudais nos molares, para gerar força intrusiva nos incisivos, e reconhecem a necessidade de forças leves e contínuas. Entretanto, diferem em relação ao tamanho do arco, material, método de encaixe nos braquetes e aplicação de torque (NANDA, 2007).

Oyama et al. (2007) analisaram o efeito da morfologia radicular na distribuição de tensões em incisivos, por meio de elemento finito. Foram construídos modelos variando a forma da raiz (normal, curta, abaulada, tortuosa e em forma de pipeta) e aplicadas forças intrusivas na direção do longo eixo do dente. Todos os modelos apresentaram tendência de concentrar tensões na área cervical e na porção da base do braquete em consequência de forças verticais. No modelo com raiz curta, a tensão ficou concentrada no terço médio da raiz. No modelo com raiz abaulada, não houve concentração significativa de tensão em nenhum dos terços radiculares. No modelo com raízes tortuosas ou em forma de pipeta, as tensões ficaram concentradas no ápice.

2.6 Método fotoelástico

2.6.1 Fotoelasticidade

Brewster em 1816 descobriu que materiais transparentes isotrópicos podem tornar-se anisotrópicos pela aplicação de tensão mecânica, fenômeno conhecido como birrefringência, fotoelasticidade ou stress birrefringente (LAGANÁ, 1992).

Existem basicamente três técnicas fotoelásticas: bidimensional (mantém fidelidade geométrica em apenas um plano, portanto não reproduz adequadamente a geometria tridimensional das estruturas bucais, impedindo a determinação da distribuição total das tensões); tridimensional (as tensões são congeladas e o modelo tridimensional é fatiado, e cada fatia analisada em duas dimensões); e quasi-tridimensional (apresenta fidelidade geométrica e permite aplicação de múltiplos sistemas de forças complexas em várias localidades do modelo, entretanto não identifica tridimensionalmente a verdadeira distribuição das tensões no interior do modelo fotoelástico) (CRUZ, 2004; GOMES, 2005).

A Fotoelasticidade é uma técnica de análise de tensões não destrutiva, de campo inteiro, baseada na propriedade optomecânica chamada birrefringência, apresentada por muitos polímeros transparentes (PHILLIPS, 2000).

No polariscópio plano, as franjas isoclínicas são pretas e as isocromáticas coloridas. Os dois parâmetros são distinguidos facilmente em laboratório ou em fotografias coloridas, porém se for utilizada luz monocromática, a diferenciação entre as referidas franjas ficará comprometida.

Além disso, em polariscópio de campo escuro (plano ou circular) somente as franjas isocromáticas de ordem zero são pretas, portanto podem ser distinguidas daquelas de maior ordem, quando se utiliza luz branca, entretanto o mesmo não ocorrerá se for usada luz monocromática (PHILLIPS, 2000).

O quadro 2.3 diferencia as franjas isocromáticas das isoclínicas.

Franjas isoclínicas	Franjas Isocromáticas
Cor preta	Coloridas, com exceção da ordem zero
Menos definidas	Mais nítidas
Com tensão constante, variam quando polarizador e analisador são rotacionados simultaneamente, mantendo-os cruzados (90°)	Com tensão constante, permanecem fixas, quando polarizador e analisador são rotacionados simultaneamente, mantendo-os cruzados (90°)
Com polarizador e analisador fixados, ao se alterar a tensão, a franja se mantém inalterada.	Com polarizador e analisador fixados, ao se alterar a tensão, a franja se altera.

Quadro 2.3- Diferenciação das franjas isoclínicas e isocromáticas: Fonte: [www. Física. usach.cl/~jamman/LabOpticaGuias/PolarYFotoelasticidad1.pdf](http://www.Fisica.usach.cl/~jamman/LabOpticaGuias/PolarYFotoelasticidad1.pdf) Trad. de Lavín R [2008 Apr. 15]

Campos Júnior et al. (1985) descrevem os elementos teóricos considerados essenciais para compreensão e utilização da fotoelasticidade como método de pesquisa, incluindo descrição dos fenômenos de polarização da luz, conceituação de material fotoelástico e de franjas fotoelásticas, e princípios físicos de funcionamento do fotoelasticímetro.

Ferreira Júnior (2003) apresentou sistema de processamento de imagens do padrão de franjas fotoelásticas isocromáticas, para avaliação quantitativa da diferença entre as tensões principais em um modelo. A técnica adotada foi a fotoelasticidade RGB, na qual a análise das tensões é feita com base nas cores do padrão de franja, devido a essa não necessitar da interferência do operador na determinação da ordem de franja. O resultado experimental foi comparado à solução analítica de um disco em compressão diametral. O sistema de processamento de imagens mostrou-se eficiente em sua função, sendo a identificação da ordem de

franja possível apenas no intervalo de 0,5 a 3 ordens, o qual influi diretamente nos valores da diferença entre as tensões principais medidas.

2.6.2 Utilização da fotoelasticidade em Odontologia

O primeiro relato da utilização da fotoelasticidade para avaliação dos fenômenos que ocorrem no periodonto de sustentação foi elaborado por Zak em 1935 que estudou movimentos ortodônticos em dentes incluídos em material fotoelástico (LAGANÁ, 1992).

A observação de correlação positiva entre resultados histológicos e fotoelásticos validou a utilização da fotoelasticidade como simulador das estruturas periodontais (GLICKMAN et al., 1970).

Brodsky, Caputo e Furstman (1975) utilizaram dois gatos para o estudo da correlação entre alterações histológicas e distribuição de tensões em modelo fotoelástico, decorrentes da distalização de canino com mola fechada. As arcadas superiores foram moldadas, e os dentes construídos em material plástico fotoelástico (PL4, Photolastic Inc, Malvern, Pa). Uma fina camada de cera cobriu as raízes dos dentes para posteriormente serem substituídas por material plástico uretano birrefringente (Solithane 113, Thiokol Chemical Corp. Trenton, NJ) simulando o ligamento periodontal. O restante do modelo foi construído em material plástico, menos duro, com base epóxi (PLM-1Z, Photolastic Inc, Malvern, Pa). Os autores identificaram que nos locais onde havia tensão nos modelos fotoelásticos, no material histológico foi constatado tracionamento do ligamento periodontal. As

regiões de pressão no modelo foram as mesmas em que se verificou compressão das fibras periodontais. A presença de hialinização nos espécimes histológicos ocorreu nos mesmos locais onde as ordens de franjas fotoelásticas foram maiores. Portanto os autores concluíram que houve correlação positiva entre observações histológicas e as efetuadas no modelo fotoelástico.

Hayashi, Chaconas e Caputo (1975) reproduziram bidimensionalmente a anatomia do canino e do primeiro molar inferior e os posicionaram no interior de material fotoelástico, simulando a estrutura periodontal, com intenção de avaliarem os efeitos da direção da força sobre o osso durante movimentação dentária. Os autores utilizaram luz monocromática e polariscópio circular montado junto à célula de carga. Observaram que a direção da aplicação das forças teve efeito significativo sobre a distribuição dessas forças às estruturas de suporte; a distribuição da tensão para um dado movimento mostrou-se independente da magnitude de força, mas diretamente relacionada à direção da aplicação da força e da configuração da estrutura radicular. Quando a força intrusiva foi aplicada perpendicularmente à crista alveolar, no canino, observaram-se franjas de compressão no terço apical com maior concentração no lado mesial, entretanto quando a força intrusiva foi aplicada na direção do longo eixo do dente observaram-se franjas simétricas localizadas no ápice. No molar, quando a força intrusiva foi aplicada perpendicularmente à crista alveolar, desenvolveram-se franjas de compressão na face mesial na metade apical da raiz mesial. Na crista alveolar formaram-se franjas de compressão na crista mesial e menor tensão na distal. No ápice da raiz mesial observou-se alta concentração de tensão compressiva. Quando a força intrusiva foi direcionada ao longo eixo do molar, ocorreram pequenas concentrações de tensões nos ápices de ambas raízes e tensão compressiva uniforme na área interradicular. Com uso da

mesma magnitude de força observou-se que a concentração de tensão foi maior no ápice do canino do que nos molares devido a esses apresentarem maior superfície radicular para dissipação das forças intrusivas.

Rossato (1982) analisou, por meio de fotoelasticidade, a resposta do periodonto de sustentação durante o movimento de distalização do canino, comparando o método convencional com o do braço de força (*power arm*), variando as espessuras do fio retangular (0,021" x 0,025" e 0,018" x 0,025"), bem como as magnitudes das forças (mínima e máxima). A amostra constou de 15 padrões fotoelásticos, os quais reproduziram um hemi-arco inferior direito, com exodontia do primeiro premolar. Com objetivo de manter a mesma posição e inclinação dos acessórios confeccionou-se posicionador de silicone. Os padrões foram numerados e para cada um foram confeccionados dois arcos segmentados (0,021" x 0,025" e 0,018" x 0,025"). Utilizou-se fio de amarelo 0,010" para ativação, sendo a força aumentada gradativamente até que se formasse a primeira franja fotoelástica na raiz do canino (força mínima). Nesse momento o padrão fotoelástico era fotografado. Posteriormente todos os grupos foram submetidos a outra série de testes aplicando força máxima, identificada pela deformação do braço de força ou por acentuada deflexão do fio com conseqüente extrusão exagerada do canino. Após análise das franjas fotoelásticas o autor concluiu que no método convencional, o canino apresentou tendência ao movimento de inclinação. A utilização de fio menos espesso provocou inclinação acentuada, e o incremento de força acentuou a inclinação, enquanto no método com braço de força houve tendência ao movimento de corpo, a espessura do fio não alterou a tendência para o movimento de corpo, e a magnitude da força também não alterou o tipo de movimento.

Campos Júnior et al. (1989) compararam as distribuições de forças em trinta padrões fotoelásticos, sendo dez simulando raízes cilíndricas, dez raízes cônicas de apical para cervical e dez cônicas de cervical para apical. Todos padrões com mesma área superficial e mesma base apical. Os autores observaram que o principal fator de determinação da distribuição de forças é a área apical. E que os dentes cônicos de cervical para apical apresentam compressão lateral, o que influencia a magnitude da força necessária para obtenção da mesma deformação observada nos demais padrões fotoelásticos. Os autores concluíram que para comparação de distribuição de forças periodontais é imprescindível padronização de todas as etapas de construção dos padrões, medida do bloco de silicone fotoelástico e principalmente, da área da raiz, que é o principal fator determinante dos resultados qualitativos ou quantitativos da análise fotoelástica.

Clifford, Orr e Burden (1999) avaliaram os efeitos do aumento da curva de Spee na arcada inferior utilizando modelo fotoelástico, composto por 12g de gelatina dissolvida em 100ml de água e misturado com 5ml de glicerina, o qual exibiu fluência suficiente para permitir movimento dentário em resposta às forças ortodônticas. Os autores relatam que a excelente propriedade fotoelástica do material utilizado facilitou a análise da distribuição das cargas ao redor das raízes dos dentes. Os resultados revelaram que o aumento de 1mm na curva reversa aumentou o comprimento do arco em 1,6mm, mas o aumento da reversão da curva de Spee em 5mm não aumentou o comprimento do arco na mesma proporção. A análise fotoelástica mostrou aumento na distribuição das cargas ao redor das raízes dos incisivos e molares conforme foi aumentada a reversão da curva de Spee.

Matsui et al. (2000) utilizaram a fotoelasticidade como método para determinar o centro de resistência do segmento anterior do arco maxilar. O modelo

fotoelástico foi construído utilizando diferentes materiais na confecção dos componentes. Os dentes foram produzidos com uso de resina epóxi, PLM-1 (módulo de elasticidade = 2931MPa e coeficiente de Poisson = 0,36); o osso alveolar foi confeccionado com resina epóxi, PL-2 (módulo de elasticidade = 207MPa e coeficiente de Poisson = 0,42); e o ligamento periodontal com Urethane-Solithane (módulo de elasticidade = 7MPa e coeficiente de Poisson = 0,40). Os incisivos superiores foram firmemente conectados entre si, e espaço de 6mm entre os incisivos laterais e os caninos foi mantido, com objetivo de simular estágio do tratamento ortodôntico em casos de extração. A determinação do centro de resistência, para o segmento anterior do arco superior, foi baseada considerando larga variedade de condições de carga, que geraram distribuição de força mais uniforme no material simulador do tecido ósseo alveolar. Os autores concluíram que o centro de resistência foi localizado no plano sagital mediano, 6mm apical e 4mm posterior a linha perpendicular ao plano oclusal partindo da crista alveolar vestibular, quando os quatro incisivos estavam conjugados.

Dobranszki (2001) utilizou modelos fotoelásticos, construídos com gelatina e glicerina, para verificar a distribuição de forças, em arcos de retração dupla chave, com diferentes sistemas de ativação. Foram construídos nove padrões fotoelásticos, sendo três para cada tipo de ativação (amarrilho de Suzuki, amarrilho de Suzuki e ativação entre as alças e ativação com gurin). O autor concluiu que ativação com amarrilho de Suzuki pode produzir movimento de retração anterior sem componente extrusivo, já ativação com gurin pode produzir movimento de retração anterior com componente extrusivo, enquanto ativação entre alças e amarrilho de Suzuki pode produzir movimento de retração anterior com componente intrusivo.

Yoon et al. (2002) utilizaram modelo fotoelástico construído com simulador de osso alveolar birrefringente (PL3), para avaliar a distribuição de forças em aparelho para correção de segundos molares superiores. Em ganchos soldados em barra transpalatina inseridas em tubos linguais nos primeiros molares superiores foram conectados elásticos em cadeia, com forças de 8 a 10 onças. Foram aplicados três sistemas de força, o primeiro tracionou o segundo molar direito em gancho fixado na face lingual do dente, o segundo no mesmo dente, porém em gancho colado na face vestibular, e o terceiro tracionou simultaneamente o segundo molar esquerdo em gancho colado na face lingual, e o direito pela face vestibular. A observação das fotografias do modelo analisado em polariscópio circular permitiu aos autores concluir que inclinação controlada e força intrusiva foram geradas com aplicação da força na face vestibular do segundo molar.

Badran et al. (2003) analisaram a tensão transmitida pelas raízes dos dentes, em modelos fotoelásticos replicando arcada inferior com apinhamento moderado. Compararam seis tipos de arcos de nivelamento (2 multitransados de aço inoxidável (0,015" e 0,0175"), 2 arcos níquel titânio estabilizados na forma martensítica (0,014" e 0,016") e 2 super elásticos (0,014" e 0,016")). Foram testados três arcos de cada tipo. A análise das franjas fotoelásticas identificou maior tensão nos arcos níquel titânio estabilizados na forma martensítica ($p=0,001$), entretanto não houve diferença entre o multitransado e o superelástico ($p=1,00$).

Watanabe et al. (2004) apresentaram modelo fotoelástico como método auxiliar ao ensino da Ortodontia. Utilizaram modelo em acrílico com formato da arcada dentária onde dentes artificiais foram inseridos em material fotoelástico, composto de 10 folhas de gelatina dissolvidas em 130ml de água e 32ml de glicerina, submetidos às forças por meio de dobras no fio para a correção da

sobremordida acentuada. Foram inseridas dobras que variavam de 20° a 50°, que geravam forças intrusivas de 50 a 110gf. Observou-se que o aumento da intensidade da dobra e conseqüentemente da força implicou em aumento das franjas fotoelásticas. A visualização dessas franjas permitiu a reprodução da mecânica intrusiva 2x4.

Consolaro (2005) convida o leitor a imaginar o formato cônico das raízes implantadas em seus respectivos alvéolos, de tal forma que se possa observar que uma força intrusiva no seu longo eixo será, em sua maior parte, absorvida pelos terços cervical e médio, ficando o terço apical menos exposto à concentração de forças. O autor afirma que tal situação pode ser comprovada ao observar a distribuição de forças, a partir de um dente no interior de material fotoelástico e submetido a forças intrusivas.

Mota (2005) verificou a distribuição de forças, por meio de estudo fotoelástico, utilizando gelatina/glicerina para confecção do padrão fotoelástico no qual simulou a intrusão dos incisivos inferiores, utilizando quinze arcos confeccionados de acordo com Ricketts (1976), em aço inoxidável 0,016" x 0,022", com dobra posterior de 30°, distribuindo o equivalente a 50gf nos incisivos inferiores. Com objetivo de facilitar a análise, o autor construiu tabela com escala de cores e estresses das franjas fotoelásticas, considerando o aparecimento da primeira franja (preta e laranja), segunda franja (ciano e magenta), terceira franja (amarelo e ciano), quarta franja (lilás e amarela) e quinta franja (verde e lilás) e atribuiu escores variando de 1 a 5. A avaliação dos resultados dos quinze arcos intrusivos por dentes, identificou maior quantidade de formação da segunda franja (ciano e magenta), presente em 63,3% de todas as regiões analisadas. O autor concluiu que houve formação de franjas ao redor das raízes dos incisivos inferiores, principalmente na região do ápice,

sugerindo força vertical intrusiva nos incisivos. Acrescentou ainda que houve homogeneidade dos resultados de acordo com o teste de Wilcoxon, tanto nas repetições (15 arcos) quanto entre os dentes avaliados.

Rocha et al. (2006) expõem a aplicabilidade da fotoelasticidade na mecânica ortodôntica, como técnica experimental capaz de prever a resposta mecânica em consequência de determinado esforço. Os autores apresentam a dispersão das forças em modelos que simulam correção de curva de Spee acentuada, tração de caninos impactados, por meio de ancoragem recíproca, e ainda retração inicial de caninos por meio de elásticos e alças.

Nakamura et al. (2007) analisaram, por meio de fotoelasticidade, a distribuição de tensão decorrente da movimentação distal de molares inferiores, com sistema de ancoragem esquelética. O experimento efetuou três tipos de tração: somente primeiro molar; apenas segundo molar; e primeiro e segundo molares simultaneamente. A direção da tração foi paralela ao plano oclusal e em ângulo de 30° para baixo em relação ao plano oclusal. Os resultados mostraram tensão extremamente alta ao redor do primeiro molar com tração paralela ao plano oclusal. Com tração em 30°, todos os modelos apresentaram tensão ao redor dos molares, prolongando-se para baixo e para distal. Os autores concluíram que tração simultânea dos molares deve ser preferível, para prevenir a angulação distal do primeiro molar. Independente da tração ser simultânea ou seqüencial, a tração em 30° para baixo induziu intrusão e movimento distal dos molares.

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo tem objetivo de:

1) Comparar, entre as diferentes mecânicas intrusivas, as magnitudes de tensão (ordens de franjas isocromáticas), em cada incisivo inferior, considerando os terços radiculares:

1.1) apical;

1.2) médio;

1.3) cervical.

2) Comparar, em cada mecânica intrusiva:

2.1) se a distribuição de tensões é uniforme ao longo da raiz, verificando em cada dente, se existe diferença de tensões nas regiões radiculares apical, média e cervical;

2.2) se a distribuição de tensões é uniforme em relação aos dentes, comparando as magnitudes de tensão (ordens de franjas isocromáticas), nos terços radiculares apical, médio e cervical.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

Os materiais e equipamentos utilizados no experimento estão no quadro 4.1.

Produto	Modelo/Marca Distribuidor
Bandas com tubos	Prescrição Roth / “A” company
Borracha de silicone e catalisador	ASB-10 Azul / Polipox
Braquetes	Ovation / GAC
Cera rosa 7	Horus, Herpo, Rio de Janeiro, RJ
Cola	Super bonder, Loctite, Barueri, SP
Dentes artificiais	B2-306 / Kilgore- Nissin, Kilgore International Michigan, USA
Fio de aço 0,019” x 0,025”	“A” company
Fio de aço 0,021” x 0,025”	“A” company
Fio de aço tipo australiano 0,016”	Bowflex / TP Orthodontics
Fio de beta-titânio 0,017” x 0,025”	TMA / “A” company
Fio de cromo-cobalto 0,016” x 0,022”	Elgiloy / Rocky Mountain
Lâmpada (luz branca)	Photoflood n2 / GE General Electric, Monterrey, México
Óleo mineral transparente	Campestre Ind. e Com. de óleos vegetais Ltda – São Bernardo, SP
Pote de vidro	Becker
Recipiente em acrílico virgem	Forma cúbica de 10 x 10cm
Removedor de cera	Remox, Vipi, Pirassununga, SP
Resina epóxi flexível e endurecedor	GII, Polipox, São Paulo, SP
Equipamento	Modelo / Marca / Distribuidor
Câmara de vácuo	Fast / Vac JB Brasil
Câmera Fotográfica Digital	D70 / Nikon
Dinamômetro	MH5K5 / Kern
Dinamômetro	250 / Correx
Polariscópio Circular (2 polarizadores e 2 placas de ¼ de onda)	Eikonal Instrumentos Ópticos
Tripé para máquina fotográfica	WT012 / Weifeng tripod, Importadora Greika Comercial Ltda

Quadro 4.1- Principais materiais e equipamentos utilizados no experimento

4.2 Métodos

4.2.1 Método fotoelástico

4.2.1.1 luz

O espectro de luz visível detectada pelo olho humano é radiação eletromagnética com comprimento de onda entre 400nm e 700nm.

As radiações infravermelho (maior que 700nm) e ultravioleta (menor do que 400nm) embora não perceptíveis pelo olho humano são algumas vezes citadas como luz (www.wikipedia.org) (figura 4.1).

Figura 4.1- Espectro de luz visível. Fonte: www.wikipedia.org

A distribuição das tensões em modelos fotoelásticos, quando examinada em campo de luz polarizada, aparece como espectro de zonas coloridas (se utilizada luz branca) e em zonas brancas e pretas (se utilizada luz monocromática).

A luz branca é a composição final de inúmeros feixes de ondas luminosas, vibrando em infinitos planos com vários comprimentos de onda (CAMPOS JUNIOR et al., 1985).

Na fotoelasticidade pode ser utilizada lâmpada fluorescente, a qual apresenta espectro discreto, com tendência a frequências na região do ultravioleta. É indicada quando se trabalha com compensadores. Podem ser utilizadas também lâmpadas de filamento, nesse caso o espectro será contínuo, apresentando forte tendência ao infravermelho (ALVAREZ; STROHAECKER, 1998).

Segundo a norma (ASTM D4093-95, reprovada 2001) a lâmpada incandescente deveria apresentar temperatura de cor igual ou superior a 3150K. A lâmpada utilizada no presente estudo foi a *photoflood* que apresenta 3200K, pois a luz branca é obtida na referida temperatura de cor.

A luz monocromática é constituída de infinitos feixes que vibram com a mesma frequência, ou em estreita faixa de frequências próximas, resultando em única cor visível. Podem ser utilizados filtros ou lâmpadas próprias como as de sódio, que apresentam o comprimento de onda no amarelo sódio (ALVAREZ; STROHAECKER, 1998).

4.2.1.2 materiais fotoelásticos

São materiais transparentes, isotrópicos quando livres de tensão, ou seja, mantêm constante o índice de refração relativo ao ar atmosférico. São homogêneos,

pois em qualquer parte ou em qualquer quantidade observam-se as características de isotropia ou unirefringência (CAMPOS JUNIOR et al., 1985).

Quando submetidos às tensões apresentam alteração estrutural e se comportam como materiais anisotrópicos ou birrefringentes; se o carregamento aplicado estiver dentro do regime elástico, as deformações elásticas serão aliviadas e a estrutura do material retornará a condição inicial (ALVAREZ; STROHAECKER, 1998).

Portanto, essa situação é temporária, pois só existe enquanto durar a aplicação da carga, ou se o material mantiver as tensões. Essas tensões residuais tendem a desaparecer com tempo ou com tratamento térmico (CAMPOS JUNIOR et al., 1985).

As deformações geradas por estado de tensões causarão anisotropia ótica, tal que para um determinado ponto existirão três índices de refração principais associados. As mudanças nos índices de refração são linearmente proporcionais ao carregamento (ALVAREZ; STROHAECKER, 1998).

Dentre os materiais fotoelásticos encontram-se resina epóxi, gelatina, metacrilato, borracha, vinis, celulose, vidro, nitratos e vários formaldeídos (SIROHI; KOTHIYAL⁴, 1991 apud MOTA, 2005).

⁴ Sirohi RS, Kothiyal MP. Optical components, systems and measurement techniques. New York: Marcel Dekker; 1991. cap.9: Photoelasticity, p.342-61.

4.2.1.3 franjas fotoelásticas

As franjas são a expressão ótica visível das cargas aplicadas nos padrões fotoelásticos. As cargas provocam deformações que levam os pontos internos dos modelos a exibirem tensões. De acordo com os princípios da ótica as franjas representam o lugar geométrico dos pontos de igual atraso relativo, e de acordo com as tensões equivale ao lugar geométrico dos pontos de diferença constante entre tensões principais máxima e mínima (CAMPOS JUNIOR et al., 1985; LAGANÁ, 1992).

Quando se utiliza luz branca, em polariscópio de campo escuro, forma-se espectro de cores que se repete de forma cíclica, de baixa a alta tensão, nas cores preto, cinza, branco, amarelo, laranja, vermelho, azul, azul-verde, verde-amarelo, laranja, vermelho, verde, verde-amarelo, rosa, verde, rosa, verde, etc. (ASTM D4093-95, reprovado 2001). A repetição das franjas ocorre porque o atraso relativo aumenta à medida que as tensões internas aumentam, e cada vez que o atraso se torna múltiplo do comprimento de onda, inicia a formação de outra franja (CAMPOS JUNIOR et al., 1985).

As franjas coloridas são denominadas franjas isocromáticas. As franjas escuras são ditas isoclínicas.

A magnitude da tensão é observada nas franjas isocromáticas e a direção da tensão principal é fornecida pela franja isoclínica (BADRAN et al., 2003; FERREIRA JÚNIOR, 2003).

4.2.1.4 polariscópio

O polariscópio plano (figura 4.2) consiste em uma fonte de luz, uma primeira placa denominada polarizadora e uma segunda chamada analisadora. Se entre essas placas forem colocadas placas retardadoras de $\frac{1}{4}$ de onda, o polariscópio tornar-se-á circular (CAMPOS JUNIOR et al., 1985) (figura 4.3).

As placas de $\frac{1}{4}$ de onda eliminam as franjas isoclínicas, que por serem escuras podem obscurecer a observação das franjas isocromáticas (BADRAN et al., 2003; FERREIRA JÚNIOR, 2003).

O padrão fotoelástico fica centralizado na montagem, e à frente da placa analisadora a máquina fotográfica registra a distribuição das tensões.

Figura 4.2- Esquema de polariscópio plano

Figura 4.3- Esquema de polariscópio circular

O polariscópio circular pode apresentar configuração em campo escuro ou claro. Na configuração de campo escuro o polarizador e analisador são orientados

ortogonalmente, e as placas de quarto de onda cruzadas entre si e a 45° em relação aos polarizadores. Nessa condição, a transmissão de luz é reduzida ao máximo e o fundo do padrão de franjas se torna escuro (Figura 4.4). Se os polarizadores forem rotacionados de tal forma que seus eixos se tornem alinhados entre si a configuração passará a ser de campo claro (ASTM D4093; FERREIRA JÚNIOR, 2003).

A montagem do polariscópio no presente estudo foi de acordo com a configuração de campo escuro.

Figura 4.4- Polariscópio circular, configuração de campo escuro (PHILLIPS, 2000)

4.2.2 Ensaio fotoelástico

4.2.2.1 confecção do padrão fotoelástico

Primeiramente os braquetes foram fixados, por meio de cola *superbonder*, em dentes artificiais, e bandas cimentadas nos molares. Os acessórios foram

posicionados nos dentes, com atenção especial aos incisivos inferiores, principalmente ao incisivo lateral esquerdo, pois o mesmo no primeiro modelo confeccionado para teste piloto ficou ligeiramente inclinado o que provocou angulação distal da raiz.

Para simular a extrusão dos incisivos inferiores foi instalado e amarrado, com ligadura elástica, arco de secção retangular, 0,021" x 0,025", em aço inoxidável, com curva de Spee acentuada com 4mm na região de premolares, relativamente similar ao método utilizado por Clifford, Orr e Burden (1999) (Figura 4.5). A opção pela secção 0,021" x 0,025" objetivou a redução na folga entre fio e acessório.

Figura 4.5- Dentes conectados ao arco com curva de Spee acentuada simulando maloclusão (incisivos extruídos)

Verificou-se que a abertura do arco era suficiente para que os incisivos ficassem no mesmo plano e a curvatura na região do canino não interferisse na observação das franjas (Figura 4.6).

Figura 4.6- Vista oclusal dos dentes conectados ao arco com abertura anterior suficiente para que a curvatura do canino não interfira na observação das franjas

Uma fita metálica, de altura conveniente foi contorneada de forma a delimitar um espaço interno, de largura constante. Esta fita foi fixada sobre uma placa de vidro, calafetando-a (figura 4.7). Dentro foi vertida cera 7 derretida, possibilitando a fixação dos dentes e a formação de arco de cera de igual espessura em toda sua extensão (figura 4.8).

A execução desse procedimento se deu em função do conhecimento de que a espessura do modelo influencia na formação das franjas:

$$\text{Ordem de franja} = \delta/\lambda$$

onde:

δ = atraso relativo

λ = comprimento de onda

E o atraso relativo= $\delta = Kt (\varepsilon_1 - \varepsilon_2) = (n_1 - n_2)t$ ou $\delta = Ct (\sigma_1 - \sigma_2) = (n_1 - n_2)t$ onde:

K = constante de deformação óptica (adimensional)

$\varepsilon_1 - \varepsilon_2$ = diferença entre as deformações principais

$n_1 - n_2$ = diferença entre os índices de refração (birrefringência)

t = (*thickness*) espessura do material

C = constante de tensão óptica (m^2/N ou Brewsters ($10^{-12}\text{m}^2/\text{N}$))

$\sigma_1 - \sigma_2$ = diferença entre tensões principais

No rolete de cera não foram confeccionadas caracterizações, pois as mesmas poderiam interferir posteriormente, na observação das franjas fotoelásticas.

Figura 4.7- Fita metálica adaptada em formato de ferradura sobre placa de vidro calafetada, mantendo a mesma largura ao longo de toda arcada

Figura 4.8- Conjunto (dentes-braquetes-arco) posicionado em rolete de cera 7

O conjunto foi fixado com cola *superbond* no interior de pote plástico (Figura 4.9) para possibilitar a moldagem do mesmo. Borracha de silicone azul (300ml) foi misturada, lentamente para não incluir bolhas de ar, ao catalisador (21ml), respeitando a proporção preconizada pelo fabricante (100ml:7ml), em quantidade suficiente para que o conjunto fosse completamente coberto.

Após 2 horas o molde pode ser removido do modelo, entretanto como a cura total só ocorre após 24 horas, foi necessário aguardar no mínimo esse período para utilizá-lo. Após 48 horas a cera foi removida com água quente e detergente. Para completar o procedimento de remoção da cera foi utilizado o produto Remox, posteriormente o molde foi lavado e secado com jato de ar (figura 4.10).

Figura 4.9- Fixação do conjunto (dentes-braquetes-arco-cera) em recipiente plástico

Figura 4.10- Molde após remoção da cera

O conjunto flexível GII, composto por resina e endurecedor, foi misturado na proporção preconizada pelo fabricante, de 100:40ml, em pote Becker, por meio de bastão de vidro, por 2 minutos (Figura 4.11).

Figura 4.11- Resina e endurecedor misturados em pote Becker

Com objetivo de eliminar as bolhas de ar, a mistura permaneceu por 15 minutos no interior da câmara de vácuo, com pressão de 700mmHg (Figura 4.12). A resina foi vertida no molde, lentamente, com auxílio do bastão de vidro, e novamente colocada na câmara de vácuo por mais 30 minutos, permanecendo em repouso por 24 horas (Figura 4.13).

Figura 4.12- Câmara de vácuo

Figura 4.13- Resina vertida no molde

Depois de 72h o modelo foi removido do molde (figura 4.14). Para tanto foi necessário cortar o molde na região cervical das coroas.

Figura 4.14- Modelo fotoelástico após remoção do molde

Após a confecção do padrão fotoelástico, o arco foi removido e realizou-se moldagem em silicone das coroas com os braquetes, para servir como guia na recolagem, caso algum acessório descolasse durante o experimento.

4.2.2.2 confecção dos arcos de intrusão

Foram confeccionados 60 arcos de intrusão, sendo 15 de cada mecânica. Todos foram conformados sobre diagrama (Tru arch form, "A" Company) no maior tamanho da arcada inferior.

O arco de aço 0,021" x 0,025" utilizado para simular a maloclusão foi seccionado em dois setores posteriores (distal de segundos molares até mesial dos primeiros premolares) e um anterior (distal de incisivo lateral direito até distal do lateral esquerdo).

Os setores posteriores foram mantidos como ancoragem posterior em todos os tipos de arcos utilizados, com exceção do arco com curva reversa.

O setor anterior foi utilizado na mecânica com arco contínuo de intrusão de Burstone.

a) Arco contínuo de intrusão de Burstone (BURSTONE, 2001; BURSTONE; STEENBERGEN; HANLEY, 2003)

Os arcos de intrusão, segundo Burstone, podem ser contínuos ou de três peças. Esse último está indicado nos casos onde os incisivos estão vestibularizados (BURSTONE; STEENBERGEN; HANLEY, 2003; SAKIMA et al., 2000).

Decidiu-se no presente estudo analisar apenas o arco contínuo, para manter o critério de mensurar a força na região da linha média, o que no arco em três peças só poderia ser realizado mensurando em cada segmento lateral a metade da força preconizada para a linha média.

A mecânica intrusiva com arco contínuo consiste de três partes: a unidade posterior de ancoragem, segmento anterior e o arco de intrusão em si.

O arco de intrusão é confeccionado com fio 0,017" x 0,025" TMA. Na região das faces mesiais dos primeiros molares apresenta *stops* (segmentos de fios soldados de TMA 0,018", que servem para amarras posteriores), impedindo a vestibularização dos dentes durante a intrusão. No presente estudo estes *stops* foram confeccionados com fios de mesmo calibre do arco.

Apresenta desvio vertical na mesial do braquete do canino com objetivo de evitar a interferência do mesmo durante ativação. Anteriormente, o arco é amarrado às aletas distais dos braquetes dos incisivos laterais e não na canaleta de encaixe (figuras 4.15 e 4.16).

Figuras 4.15- Vista frontal do modelo fotoelástico com arco contínuo de Burstone

Figuras 4.16- Vista lateral do modelo fotoelástico com arco contínuo de Burstone

Esse arco é um sistema de binário único, capaz de variar a direção de uma força de intrusão para garantir que ela passe através do centro de resistência. O ponto de aplicação da força está sob controle do profissional e o sistema de força pode ser determinado (BRITO; ISAACSON, 2004).

O sistema estaticamente determinado ocorre quando somente a extremidade do arco é inserida no molar e na região do incisivo a aplicação da força ocorre em ponto único. Dessa forma, só ocorre formação de binário com momento no molar. Além disso, no sistema estaticamente determinado, não há alteração no sentido das forças e dos momentos sob desativação, apenas a intensidade é alterada (SAKIMA et al., 2000).

b) Arco Utilitário de Ricketts

Também conhecido como arco base, arco básico ou arco utilidade. Na técnica de Ricketts, o arco é geralmente confeccionado em fio Elgiloy[®] azul 0,016" x 0,016",

pois na técnica Bioprogressiva a canaleta de encaixe dos braquetes é 0,018" x 0,030".

No presente estudo foram utilizados fios 0,016" x 0,022" em Elgiloy[®] azul, visto que a canaleta de encaixe dos braquetes utilizados no estudo é de 0,022" x 0,028". Poderia também ter sido utilizado fios de 0,019" x 0,019", entretanto como no trabalho de Mota (2005), foi utilizado 0,016" x 0,022", optou-se por utilizar o mesmo diâmetro de fio para favorecer possível confronto dos resultados.

A forma do arco apresenta ângulo caudal de 45°, rotação disto-lingual de 15° e torque posterior lingual de 30°, desvio vertical na mesial do tubo do primeiro molar e na distal do incisivo lateral (LANGLADE, 1993), e torque lingual anterior (BRITO; ISAACSON, 2004; McNAMARA; BRUDON, 2001), (figuras 4.17 e 4.18).

Figura 4.17 – Vista frontal do modelo fotoelástico com arco utilitário de Ricketts

Figura 4.18 – Vista lateral do modelo fotoelástico com arco utilitário de Ricketts

O arco utilitário é um arco de intrusão de binário duplo. O ângulo caudal provoca um momento maior nos molares. O torque lingual nos incisivos promove momento também na região anterior. Como os momentos ocorrem na mesma

direção, as forças de equilíbrio são somadas. Entretanto se o torque anterior aplicado for vestibular o momento criado será contrário ao do molar, portanto, como os momentos no molar e no incisivo serão em direções opostas, a força de intrusão nos anteriores será diminuída. Se o momento do torque vestibular anterior for maior do que aquele promovido no molar, o movimento nos incisivos poderá ser de extrusão (BRITO; ISAACSON, 2004).

c) Arcos com dobras de ancoragem (Begg)

Os arcos considerados são construídos com fios de aço tipo australiano. Nesse experimento, foi utilizado fio redondo 0,016" Bowflex[®], que apresenta características relativamente similares.

As dobras de ancoragem (dobra V), são localizadas nas ameias entre primeiros molares e segundos premolares. Os arcos foram inseridos nos tubos acessórios fixados nos primeiros molares inferiores e a região anterior foi inserida e amarrada nos canais de encaixe dos incisivos (figuras 4.19, 4.20 e 4.21).

A curvatura na região do canino foi intensificada para que a presença do braquete não interferisse na ativação do arco. Decidiu-se manter a ancoragem segmentada posterior, para que as condições fossem similares àsquelas testadas no arco contínuo de Burstone e no arco utilitário de Ricketts.

Figura 4.19- Vista frontal do modelo fotoelástico com arco com dobra de ancoragem (Begg)

Figura 4.20- Vista lateral do modelo fotoelástico evidenciando a dobra de ancoragem (Begg)

Figura 4.21- Vista lateral do modelo fotoelástico com arco com dobra de ancoragem (Begg)

A dobra estando mais próxima do molar provocará um momento maior no referido dente. No incisivo, o binário gerará momento em direção oposta e menor do que no molar, portanto a magnitude da força de equilíbrio é menor e em direção oposta, ou seja, força de extrusão no molar e de intrusão no incisivo (BRITO; ISAACSON, 2004).

d) Arcos com curva de Spee reversa (Tweed)

Foram confeccionados em aço inoxidável 0,016", com curvatura suficiente para ativação de 50gf, mensurada na região da linha média (figuras 4.22 e 4.23).

Figuras 4.22- Vista frontal do modelo fotoelástico com arco com curva de Spee reversa

Figuras 4.23- Vista lateral do modelo fotoelástico com arco com curva de Spee reversa

O arco inferior com curva de Spee reversa age principalmente por meio da inclinação distal dos molares e vestibular dos incisivos. Se o arco for usado por extenso período de tempo e ocorrer crescimento facial vertical haverá extrusão dos premolares e em menor escala, intrusão dos molares e dos incisivos (BRITO; ISAACSON, 2004).

Ao se somarem as forças verticais de intrusão nos molares e incisivos e de extrusão nos premolares elas se anulam e produzem momentos no molar e no incisivo com direções opostas, tendendo a rotacionar o molar para distal e o incisivo para vestibular (MULLIGAN, 1979).

4.2.2.3 verificação das forças nos arcos de intrusão

Utilizou-se o dinamômetro Correx para mensurar as forças nos arcos de intrusão (figura 4.24 a 4.26). A graduação inicia em 25gf e termina em 250gf.

Inicialmente, todos arcos de intrusão deveriam gerar 50gf. Aqueles que não apresentaram a referida força tiveram seus ângulos caudais reajustados para que a força se igualasse a 50gf.

Figura 4.24- Modelo fotoelástico com arco utilitário de Ricketts ativado

Figura 4.25- Dinamômetro Correx 250

Figura 4.26- Mensuração da força em modelo fotoelástico com arco utilitário de Ricketts ativado

4.2.2.4 montagem do polariscópio

No estudo piloto foi utilizado o polariscópio circular (figura 4.27) locado no laboratório de prótese da Faculdade de Odontologia da USP (processo FAPESP 03/06702-5) segundo Markarian (2005).

Figura 4.27- Polariscópio circular (locado no laboratório de pesquisa do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia da USP) usado no estudo piloto

O referido polariscópio serviu de referência também para a montagem do polariscópio utilizado na tese. Os polarizadores e placas de quarto de onda, com mesma procedência do polariscópio citado anteriormente, foram obtidos em tamanho menor, porém suficiente para realização do experimento. Foram construídos suportes para os mesmos, com recurso para ajuste de altura (figura 4.28).

Figura 4.28- Polariscópio circular utilizado no experimento

O conjunto foi montado com os seguintes constituintes: fonte luminosa, difusor de luz, polarizador, placa de $\frac{1}{4}$ de onda, padrão fotoelástico, placa de $\frac{1}{4}$ de onda e analisador. A máquina fotográfica foi montada sobre tripé, e posicionada em frente ao analisador. O padrão fotoelástico foi inserido em recipiente de acrílico, livre de tensões e contendo em seu interior óleo mineral; sobre plataforma giratória contendo marcações para permitir adequado reposicionamento do modelo.

O recipiente cúbico construído em acrílico virgem foi observado previamente no polariscópio para confirmar a inexistência de tensão residual que poderia interferir na observação das franjas no modelo. Depois de constatada ausência de tensões no recipiente, o mesmo foi preenchido com óleo mineral, pois esse líquido favorece a observação das franjas em modelos complexos.

A cada troca de arco a remoção do modelo do recipiente foi efetuada utilizando-se luvas para evitar a contaminação do óleo.

Foi necessária reposição gradativa do óleo durante todo experimento.

4.2.2.5 verificação de tensões residuais

Nos casos de se observar tensão residual no modelo fotoelástico pode-se efetuar tratamento térmico no mesmo (GOMES, 2005; LAGANÁ, 1992; MARKARIAN, 2005).

Segundo Laganá (1992) deve-se cuidar para não ultrapassar o limite de resistência do material quando se aplica quantidade máxima de esforços externos.

Esse cuidado certamente evitará a ocorrência de tensões residuais durante o experimento.

4.2.2.6 fotografias

O modelo foi observado e fotografado no polariscópio antes da aplicação das forças, nas vistas frontal, lateral direita e oclusal. O objetivo foi verificar ausência de tensões residuais no material, e de se registrarem as condições iniciais da resina fotoelástica.

Após instalação de cada arco foram efetuadas fotografias nas mesmas vistas anteriormente mencionadas, entretanto, na presente tese, foram usados os dados apenas da vista frontal. As demais fotografias serão utilizadas em estudos futuros para análise da região posterior.

As fotos foram realizadas respeitando alguns critérios para que a comparação entre as mesmas não sofresse interferência de outras variáveis.

Manteve-se mesma distância entre todos os constituintes do polariscópio, pois os mesmos permaneceram em posição até o final do experimento. Manteve-se a angulação entre modelo fotoelástico e lente da máquina fotográfica. Manteve-se a abertura do diafragma ($f=8$), velocidade ($v=1/400s$) e enquadramento (0,45) da máquina fotográfica.

Para que o modelo fosse reposicionado no mesmo local após a instalação de novo arco, utilizaram-se como referência, marcações existentes na plataforma giratória, de tal sorte que as faces mesiais dos primeiros molares coincidissem com

a linha horizontal e a linha média com a linha central perpendicular a anteriormente mencionada.

As fotos foram realizadas sempre no mesmo local, mantendo as mesmas condições de iluminação do ambiente. A figura 4.29 exemplifica o padrão das fotografias realizadas no modelo.

Figura 4.29- Exemplo do padrão das fotografias realizadas do modelo fotoelástico

4.2.3 Análise das imagens fotográficas

As fotografias digitais foram transferidas para computador e analisadas.

Considerando o quadro 4.1, as ordens de franjas foram verificadas nas imagens obtidas dos diversos arcos e anotadas em planilhas separadas por dente (42,41,31,32), terços radiculares (apical, médio e cervical) e faces vestibular e lingual (vista oclusal).

Cor	Atraso relativo (δ) Nm	Ordem de franja δ/λ
Preta	0	0
Cinza	160	0,28
Branca	260	0,45
Amarela clara	350	0,60
Laranja	460	0,79
Vermelha intensa	520	0,90
Transição vermelha-azul	577	1,00
Azul intensa	620	1,06
Azul-verde	700	1,20
Verde-amarela	800	1,38
Laranja	940	1,62
Vermelha rosada	1050	1,81
Transição vermelha-verde	1150	2,00
Verde	1350	2,33
Verde-amarela	1450	2,50
Vermelha	1550	2,67
Transição vermelha-verde	1730	3,00
Verde	1800	3,10
Rosa	2100	3,60
Transição rosa – verde	2300	4,00
Verde	2400	4,13

Quadro 4.2- Seqüência de cores produzidas em polariscópio com luz branca na configuração de campo escuro Fontes: ASTM D4093-95(reaprovado 2001) e www.vishay.com

Para confirmar que a seqüência de cores, e conseqüentemente das ordens de franjas, relatadas na tabela mencionada, ocorreriam no material fotoelástico selecionado, decidiu-se confeccionar um corpo de prova de formato retangular e aplicar carga crescente de compressão até 200gf. A observação em polariscópio circular de campo escuro identificou a formação de franjas na região central superior, onde foi aplicada a carga. Observa-se a seqüência de cores equivalentes às referidas na tabela anteriormente citada (figura 4.30).

Figura 4.30- Registro da seqüência de cores observadas em polariscópio circular (configuração de campo escuro). Ausência de tensão (cor preta), aumento gradativo de carga de compressão até 200gf (cores cinza, branca, amarela, laranja, vermelha, azul, azul-verde...)

A figura 4.31 ilustra a condição do modelo sem carregamento, após a remoção do molde e antes de remover o arco utilizado para simular a maloclusão. Observa-se predominantemente a cor preta ($N=0$), a qual representa a inexistência de tensão.

Figura 4.31- Modelo fotoelástico fotografado, em polariscópio circular, de campo escuro, sem aplicação de carga

As figuras 4.32 a 4.35 ilustram a distribuição de tensões com a utilização de arco de intrusão contínuo de Burstone, arco utilitário de Ricketts, arco com dobra de ancoragem de Begg, e a curva de Spee reversa da mecânica de Tweed.

Figura 4.32- Modelo fotoelástico fotografado em polariscópio circular, de campo escuro, com arco contínuo de Burstone

Figura 4.33- Modelo fotoelástico fotografado em polariscópio circular, de campo escuro, com arco utilitário de Ricketts

Figura 4.34-Modelo fotoelástico fotografado em polariscópio circular, de campo escuro, com arco com dobra de ancoragem

Figura 4.35-Modelo fotoelástico fotografado em polariscópio circular, de campo escuro, com arco com curva de Spee reversa

4.2.4 Método estatístico

4.2.4.1 erro do método

Com objetivo de verificar a concordância intra-observador (repetibilidade) no método adotado, foram sorteadas vinte fotografias (33,3% do total) e reanalisadas com intervalo de uma semana. Foram utilizados os valores das ordens de franjas decorrentes dessa observação, juntamente com os da primeira análise, para calcular a estatística de *kappa*.

Segundo Sprent e Smeeton (2001) essa estatística foi desenvolvida por Cohen em 1960, e mede a proporção de concordância entre dois julgamentos (p_o) subtraindo a proporção de acertos que possam ter ocorrido por simples acaso (p_e). A estatística de kappa é expressa por:

$$\kappa = \frac{p_o - p_e}{1 - p_e} = (\text{proporção observada} - \text{proporção esperada}) / (1 - \text{proporção esperada})$$

O coeficiente de kappa pode variar entre -1 e 1. O valor 1 indica concordância perfeita e o valor zero indica nível de concordância que seria esperado por mero acaso. Valores negativos indicam discordância aparente. A interpretação da concordância para valores kappa entre 0,40 e 1, sugerida por Landis e Koch em 1977, é apresentada no Quadro 4.3.

Valor de kappa	Concordância
0,41 a 0,60	Moderada
0,61 a 0,80	Substancial
0,81 a 1,00	Quase Perfeita

Quadro 4.3- Escores de kappa segundo Landis e Kock (1977)

O cálculo do coeficiente de kappa foi realizado usando-se a planilha eletrônica Excel da Microsoft.

4.2.4.2 *comparação entre as ordens de franjas*

Para comparar as ordens de franjas foi utilizado o teste de Kruskal–Wallis, que é a alternativa não paramétrica da ANOVA de um fator. O racional a esta escolha fundamenta-se em:

- a) mais de dois grupos em comparação;
- b) pequeno número de amostras disponíveis;
- c) variável em análise é medida em escala ordinal;
- d) distribuição de natureza incerta.

Foi adotado nível de significância de 5%, comumente usado em trabalhos científicos de natureza similar. As hipóteses em teste são:

Hipótese nula: os grupos em comparação têm a mesma distribuição;

Hipótese alternativa: entre os grupos comparados, ao menos dois apresentam distribuições distintas.

O número de amostras empregado na tese é o triplo do mínimo recomendado por Vieira (2003) de cinco unidades por grupo. A estatística de Kruskal-Wallis é calculada por:

$$H = \frac{12}{n(n+1)} \left[\frac{(\sum R_1)^2}{n_1} + \frac{(\sum R_2)^2}{n_2} + \dots + \frac{(\sum R_k)^2}{n_k} \right] - 3(n+1)$$

onde $\sum R_1, \sum R_2, \dots, \sum R_k$ são as somas dos postos dos grupos 1, 2, ..., k respectivamente; $n_1, n_2, \dots, n_k$ referem-se ao número de amostras nos respectivos grupos e n é o número total de casos, isto é, $n = n_1 + n_2 + \dots + n_k$. Quando há empates a estatística de teste se altera para:

$$H_c = \frac{H}{C} \text{ onde:}$$

$$C = 1 - \frac{\sum_{i=1}^m (t_i^3 - t_i)}{n^3 - n} \text{ onde:}$$

m = número de grupos de observações empatadas.

t = número de observações empatadas em cada grupo da amostra.

Se os k grupos provieram de populações idênticas, as somas dos postos dos k grupos devem ser muito semelhantes só diferindo por razões de acaso (hipótese nula). O critério de decisão é dado por $\chi^2_{\alpha, k-1}$ e a hipótese da igualdade é rejeitada se

$$H_c > \chi^2_{\alpha, k-1}.$$

Quando o teste de Kruskal-Wallis sugere diferença entre os grupos em comparação, ele é complementado com o teste de Dunn (1964), próprio para comparações múltiplas entre dados independentes. A estatística do teste de Dunn é dada por:

$$Q = \frac{\bar{R}_B - \bar{R}_A}{SE}$$

onde:

$\bar{R}_B$ = média dos postos do grupo B;

$\bar{R}_A$ = média dos postos do grupo A;

SE = Desvio-padrão entre tratamentos

$$SE = \sqrt{\left(\frac{N(N+1)}{12} - \frac{\sum_{i=1}^m (t_i^3 - t_i)}{12(N-1)} \right) \left(\frac{1}{n_A} + \frac{1}{n_B} \right)}$$

O valor crítico é dado por $Q_{\alpha,k}$ e o critério de decisão é rejeitar a hipótese de igualdade entre pares se $Q > Q_{\alpha,k}$.

Os testes de Kruskal-Wallis e Dunn foram realizados no aplicativo estatístico SigmaStat. Foi utilizado também o aplicativo estatístico Minitab, na identificação dos postos médios do teste de Kruskal-Wallis, e na construção dos gráficos.

4.2.5 Experimentos adicionais

Durante o desenvolvimento do presente estudo surgiram alguns questionamentos, os quais requereram alguns experimentos adicionais.

4.2.5.1 verificação do módulo de elasticidade de diversos materiais fotoelásticos

O material fotoelástico utilizado deveria apresentar baixo módulo de elasticidade, para permitir deformação elástica interna e conseqüente formação de franjas, visto que a magnitude de força utilizada em arcos de intrusão é de pequena intensidade.

Na literatura há relato do uso de gelatina (CLIFFORD; ORR; BURDEN, 1999; MOTA, 2005; WATANABE et al., 2004) combinada com glicerina e água em diferentes proporções.

Decidiu-se verificar o módulo de elasticidade dos materiais, dessa forma matrizes em resina acrílica, confeccionadas em formatos circular, foram moldadas em silicone e posteriormente os moldes foram vazados em material fotoelástico, com diferentes concentrações de gelatina e em dois tipos de resina epóxi.

Utilizou-se analisador mecanodinâmico (DMA 242 Netzch) (figuras 4.36 e 4.37), instalado no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), para verificação do módulo de elasticidade dos materiais, mantendo a temperatura em torno de 18°C.

Figura 4.36- DMA 242

Figura 4.37- Porta amostra

Os resultados dos módulos de elasticidade, considerando a temperatura em 18°C, testados em compressão, foram os seguintes:

- 0,04 MPa (12 folhas (20g) de gelatina em 156ml de água e 38ml de glicerina) (MOTA,2005)
- 0,09 MPa (12g de gelatina em pó em 100ml de água e 5ml de glicerina) (CLIFFORD; ORR; BURDEN, 1999)
- 0,11 MPa (5g de gelatina de alga em 100ml de água e 5 ml de glicerina)
- 0,12 MPa (100ml de resina epóxi 202 e 50 ml de endurecedor)
- 0,085 MPa (Resina GII flexível, sem estufa)
- 0,083 MPa (Resina GII flexível, com estufa)

Como o menor módulo de elasticidade encontrado foi da gelatina na concentração usada por Mota (2005) optou-se inicialmente por executar modelo com este material. Entretanto, ao se trocarem os arcos, observou-se aumento gradativo na perda de aderência dos dentes na mesma. Por essa razão optou-se pela utilização da resina GII flexível, que apresentou módulo de elasticidade próximo daquele encontrado ao se testar a proporção de gelatina utilizada no experimento de Clifford, Orr e Burden (1999), e ainda preservou a aderência às raízes dos dentes durante todo experimento.

4.2.5.2 *verificação de tensões de tração em corpo de prova fotoelástico*

Durante os experimentos questionou-se se as tensões observadas no modelo fotoelástico eram apenas de compressão ou se tensões de tração poderiam também ser observadas nos ensaios. Além de se recorrer à literatura, foi executado o seguinte experimento:

Confeccionou-se corpo de prova em formato retangular, com a mesma resina utilizada nos modelos fotoelásticos. Antes da colagem do gancho superior e do pino de fixação inferior observou-se o corpo de prova no polariscópio circular, e não se identificou a presença de tensões, razão pela qual a imagem aparece preta (figura 4.38). A colagem do gancho e do pino de fixação promoveu tensões na resina (figura 4.39).

Figura 4.38-Corpo de prova isento de tensão

Figura 4.39-Tensão devido à colagem do gancho e do pino de fixação

O corpo de prova (figura 4.40) foi fixado em base confeccionada em aço para suportar dinamômetro Kern, e observado em polariscópio circular, sob diversas magnitudes de tração (figura 4.41).

Figura 4.40- corpo de prova

Figura 4.41- polariscópio circular

A análise das franjas produzidas pela força de tração de 510gf (figura 4.42) identificou que em regiões próximas às extremidades, superior e inferior, observa-se formação de franjas arredondadas, mas estas se devem provavelmente à geometria do gancho. Nesta região (onde surgiram franjas arredondadas) o estado de tensão é complexo, não sendo tão evidente em que direção o material é tracionado ou comprimido. As franjas mais significativas da tração são aquelas observadas quase no meio do comprimento da amostra. Quanto mais distante da borda, menores serão os efeitos singulares da extremidade, e particularmente, os efeitos da geometria do gancho. É de se esperar que, se a amostra tivesse comprimento maior, observar-se-iam franjas nitidamente paralelas ao comprimento da amostra. Isto estaria de acordo com os resultados obtidos por Ferreira Júnior (2003).

Figura 4.42- Franjas devido à tração de 510gf

5 RESULTADOS

5.1 Erro do método

A tabela 5.1 se refere aos resultados da análise de kappa para verificação da repetibilidade do método e interpretação dos coeficientes segundo Landis e Kock (1977). Os dados da primeira e segunda observação (Apêndices A,B,C e D) geraram valores de kappa variando de concordância substancial a quase perfeita.

Tabela 5.1- Resultado da concordância entre a primeira e a segunda observação, por meio da estatística de kappa, da vista frontal

Dentes	Região	Valor de kappa	Interpretação
42	Cervical distal (Cdi)	0,84	Quase perfeita
	Cervical mesial (Cme)	0,84	Quase perfeita
	Média distal (Mdi)	0,79	Substancial
	Média mesial (Mme)	0,89	Quase perfeita
	Apical (A)	0,79	Substancial
41	Cervical distal (Cdi)	0,63	Substancial
	Cervical mesial (Cme)	0,79	Substancial
	Média distal (Mdi)	0,84	Quase Perfeita
	Média mesial (Mme)	0,89	Quase Perfeita
	Apical (A)	0,68	Substancial
31	Cervical distal (Cdi)	0,79	Substancial
	Cervical mesial (Cme)	0,73	Substancial
	Média distal (Mdi)	0,73	Substancial
	Média mesial (Mme)	0,68	Substancial
	Apical (A)	0,84	Quase perfeita
32	Cervical distal (Cdi)	0,63	Substancial
	Cervical mesial (Cme)	0,79	Substancial
	Média distal (Mdi)	0,79	Substancial
	Média mesial (Mme)	0,73	Substancial
	Apical (A)	0,84	Quase perfeita

5.2 Estatística Descritiva

A tabela 5.2 e o gráfico 5.1 apresentam os dados da estatística descritiva, referente às ordens de franjas decorrentes da instalação dos arcos contínuos de Burstone (Apêndices E, F, G e H).

Tabela 5.2- Estatística descritiva (primeiro quartil (Q_1), terceiro quartil (Q_3), Mediana ($\tilde{X}$), valores mínimo e máximo) das ordens de franjas decorrentes da utilização dos arcos contínuos de Burstone

Dentes	Região	Q_1	Q_3	Mediana	Mínimo	Máximo
42	Cdi	0,60	1,20	0,79	0,45	2,33
	Cme	1,06	2,33	1,38	0,60	2,67
	Mdi	0,28	0,60	0,28	0,0	0,79
	Mme	0,45	0,45	0,45	0,28	0,60
	Apical	0,60	0,79	0,60	0,28	0,9
41	Cdi	1,06	2,33	1,38	0,60	2,33
	Cme	1,06	2,67	2,33	1,0	2,67
	Mdi	0,45	0,60	0,60	0,45	0,79
	Mme	0,28	0,28	0,28	0,0	0,60
	Apical	0,28	0,45	0,28	0,0	0,45
31	Cdi	0,90	2,67	2,33	0,79	3,0
	Cme	1,20	2,67	2,33	1,0	2,67
	Mdi	0,28	0,45	0,28	0,28	0,45
	Mme	0,28	0,45	0,28	0,0	0,60
	Apical	0,28	0,45	0,45	0,28	0,45
32	Cdi	0,28	1,38	0,60	0,28	1,38
	Cme	1,06	2,67	2,33	0,90	3,60
	Mdi	0,28	0,28	0,28	0,0	0,28
	Mme	0,28	0,45	0,28	0,28	0,45
	Apical	0,60	0,79	0,60	0,60	1,2

Gráfico 5.1- Representação da estatística descritiva das ordens de franjas decorrentes da utilização dos arcos contínuos de Burstone

A tabela 5.3 e o gráfico 5.2 apresentam os dados da estatística descritiva referente às ordens de franjas decorrentes da instalação dos arcos utilitários de Ricketts (Apêndices I, J, K e L).

Tabela 5.3- Estatística descritiva das ordens de franjas decorrentes da utilização do arco utilitário de Ricketts

Dentes	Região	Q ₁	Q ₃	Mediana	Mínimo	Máximo
42	Cdi	0,79	1,0	0,79	0,45	1,81
	Cme	2,0	2,67	2,67	1,62	2,67
	Mdi	0,0	0,28	0,0	0,0	0,60
	Mme	0,6	0,9	0,6	0,45	1,38
	Apical	0,6	0,79	0,6	0,28	0,79
41	Cdi	2,0	2,67	2,5	1,06	3,0
	Cme	2,33	3,1	2,67	1,2	3,1
	Mdi	0,60	1,06	0,79	0,45	1,38
	Mme	0,45	0,79	0,6	0,45	1,06
	Apical	0,28	0,45	0,45	0,0	0,45
31	Cdi	2,0	4,0	2,67	1,38	4,0
	Cme	2,5	3,1	2,67	1,2	3,1
	Mdi	0,28	0,79	0,45	0,28	1,38
	Mme	0,45	0,79	0,60	0,28	1,06
	Apical	0,45	0,79	0,60	0,0	1,20
32	Cdi	0,45	1,62	1,2	0,28	1,81
	Cme	2,0	4,0	2,67	1,38	4,0
	Mdi	0,0	0,28	0,28	0,0	0,60
	Mme	0,28	1,06	0,45	0,28	1,06
	Apical	0,60	0,90	0,79	0,0	1,38

Gráfico 5.2- Representação da estatística descritiva das ordens de franjas decorrentes da utilização dos arcos utilitários de Ricketts

A tabela 5.4 e o gráfico 5.3 apresentam os dados da estatística descritiva referente às ordens de franjas decorrentes da instalação dos arcos com dobra de ancoragem (Apêndices M, N, O e P).

Tabela 5.4- Estatística descritiva das ordens de franjas decorrentes da utilização do arco com dobra de ancoragem de Begg

Dentes	Região	Q ₁	Q ₃	Mediana	Mínimo	Máximo
42	Cdi	1,06	2,0	1,38	0,79	2,33
	Cme	0,79	2,33	1,06	0,45	2,67
	Mdi	0,28	0,60	0,45	0,0	1,06
	Mme	0,0	0,28	0,28	0,0	0,28
	Apical	0,28	0,45	0,28	0,0	0,60
41	Cdi	0,79	2,0	1,2	0,45	2,33
	Cme	2,67	2,67	2,67	1,62	3,1
	Mdi	0,0	0,28	0,28	0,0	0,28
	Mme	0,0	0,28	0,0	0,0	0,28
	Apical	0,28	0,45	0,28	0,0	0,45
31	Cdi	1,62	2,67	2,0	1,38	2,67
	Cme	2,33	2,67	2,67	1,38	3,1
	Mdi	0,0	0,45	0,28	0,0	0,45
	Mme	0,0	0,28	0,0	0,0	0,45
	Apical	0,28	0,45	0,45	0,0	0,45
32	Cdi	0,90	1,20	1,0	0,79	1,62
	Cme	1,62	2,67	2,0	0,79	2,67
	Mdi	0,60	0,90	0,60	0,28	1,38
	Mme	0,0	0,45	0,28	0,0	0,60
	Apical	0,28	0,45	0,45	0,0	0,60

Gráfico 5.3- Representação da estatística descritiva das ordens de franjas decorrentes da utilização dos arcos com dobra de ancoragem

A tabela 5.5 e o gráfico 5.4 apresentam os dados da estatística descritiva referente às ordens de franjas decorrentes da instalação dos arcos com curva de Spee reversa (Apêndices Q, R, S e T).

Tabela 5.5- Estatística descritiva das ordens de franjas decorrentes da utilização do arco com curva de Spee reversa da mecânica de Tweed

Dentes	Região	Q ₁	Q ₃	Mediana	Mínimo	Máximo
42	Cdi	0,90	2,33	1,2	0,79	2,33
	Cme	1,38	2,33	2,0	1,06	2,5
	Mdi	0,0	0,28	0,0	0,0	0,6
	Mme	0,0	0,28	0,28	0,0	0,45
	Apical	0,45	0,45	0,45	0,28	0,60
41	Cdi	1,62	2,33	2,0	1,06	2,5
	Cme	2,5	2,67	2,67	1,62	3,1
	Mdi	0,28	0,28	0,28	0,0	0,45
	Mme	0,28	0,28	0,28	0,0	0,45
	Apical	0,45	0,45	0,45	0,0	0,45
31	Cdi	1,62	2,67	2,33	1,38	3,1
	Cme	2,5	2,67	2,67	1,62	3,1
	Mdi	0,28	0,28	0,28	0,28	0,60
	Mme	0,28	0,45	0,28	0,0	0,60
	Apical	0,28	0,45	0,45	0,28	0,60
32	Cdi	1,20	1,62	1,62	0,90	2,33
	Cme	1,62	2,33	2,33	1,2	2,67
	Mdi	0,79	1,0	0,79	0,60	1,06
	Mme	0,28	0,60	0,45	0,0	0,79
	Apical	0,45	0,60	0,60	0,28	0,79

Gráfico 5.4- Representação da estatística descritiva das ordens de franjas decorrentes da utilização dos arcos com curva reversa

5.3 Comparação da distribuição das tensões (ordens de franjas) entre mecânicas intrusivas

As tabelas de 5.6 a 5.15 respondem à primeira proposição que se refere à comparação, entre diferentes mecânicas intrusivas, das magnitudes de tensão (ordens de franjas isocromáticas), em cada incisivo inferior, considerando os terços radiculares (apical, médio e cervical).

Foram efetuadas as análises de Kruskal-Wallis para identificar se havia diferença entre as ordens de franjas e em seguida o teste de comparação múltipla de Dunn.

Na tabela 5.6 identificam-se diferenças entre as magnitudes de tensão na região apical, ao se comparar os arcos de intrusão, em todos os incisivos.

Na tabela 5.7 observam-se maiores concentrações de tensões na região apical dos incisivos laterais devido ao uso do arco contínuo de Burstone e base de Ricketts do que decorrente do arco com dobra de ancoragem de Begg, e do que com uso de arco com curva reversa da mecânica de Tweed no incisivo lateral direito.

Entre os incisivos centrais, só foi identificada maior concentração de tensão com uso do arco utilitário de Ricketts em comparação ao contínuo de Burstone no central esquerdo.

Embora a análise de Kruskal-Wallis tenha detectado alguma diferença entre as mecânicas no incisivo central direito, ao se realizar a análise de comparação múltipla de Dunn não houve diferença estatisticamente significativa entre os pares analisados. Tal situação pode ocorrer devido às diferenças nas fórmulas dos testes e ainda porque a análise de Dunn, no Sigmastat não realiza ajuste para empates.

Tabela 5.6- Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas na região apical dos incisivos

Dente	H _c	p-value	Burstone	Ricketts	Begg	Tweed	S/ NS
			(Posto médio) mediana	(Posto médio) mediana	(Posto médio) mediana	(Posto médio) mediana	
42	28,1	<0,001	(41,4) 0,60	(42,0) 0,60	(15,6) 0,28	(22,9) 0,45	S***
41	8,7	0,03	(25,2) 0,28	(32,4) 0,45	(24,9) 0,28	(39,6) 0,45	S*
31	12,6	0,005	(23,1) 0,45	(42,3) 0,60	(27,4) 0,45	(29,2) 0,45	S**
32	22,6	<0,001	(40,7) 0,60	(37,7) 0,79	(13,9) 0,45	(29,7) 0,60	S***

S* = p<0.05 S** = p< 0,01 S***= p< 0,001 NS= não significante

Tabela 5.7- Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas na região apical dos incisivos

Variáveis	42		41		31		32	
	≠	Q	≠	Q	≠	Q	≠	Q
	Postos	S/NS	Postos	S/NS	Postos	S/NS	Postos	S/NS
Burstone x Tweed	18,5	2,9 S	14,4	2,25 NS	6,1	0,96 NS	11,0	1,72 NS
Burstone x Begg	25,8	4,04 S	0,3	0,04 NS	4,3	0,68 NS	26,8	4,19 S
Burstone x Ricketts	0,6	0,08 NS	7,2	1,12 NS	19,2	3,02 S	3,0	0,46 NS
Ricketts x Tweed	19,1	2,99 S	7,2	1,12 NS	13,1	2,05 NS	8,0	1,26 NS
Ricketts x Begg	26,4	4,13 S	7,5	1,17 NS	14,9	2,34 NS	23,8	3,73 S
Begg x Tweed	7,3	1,14 NS	14,7	2,30 NS	1,8	0,28 NS	15,8	2,47 NS

Q crítico = 2,64 S= significante (Q> Q crítico) NS= não significante (Q<Q crítico)

Na tabela 5.8 observa-se que há diferenças entre as magnitudes de tensão decorrentes dos diferentes arcos de intrusão, em todos os dentes, no terço radicular médio, na face distal.

Na tabela 5.9 identifica-se que as ordens de franjas foram maiores com uso do arco contínuo de Burstone e com arco utilitário de Ricketts no central direito. Entretanto no incisivo lateral esquerdo as maiores concentrações de tensões ocorreram com uso do arco com dobra de ancoragem de Begg e com o arco com

curva de Spee reversa de Tweed. Embora seja possível se observar diferenças nos incisivos lateral direito e central esquerdo, as tensões nessas regiões foram próximas àquelas observadas no modelo fotoelástico sem a presença de arcos de intrusão.

Tabela 5.8- Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas na região média dos incisivos, nas faces distais

Dente	H _c	p-value	Burstone	Ricketts	Begg	Tweed	S/ NS
			(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	
42	22,4	<0,001	(40,4) 0,28	(20,4) 0,0	(40,8) 0,45	(20,4) 0,0	S***
41	48,0	<0,001	(40,0) 0,6	(50,3) 0,79	(12,6) 0,28	(19,1) 0,28	S***
31	16,8	<0,001	(30,0) 0,28	(43,8) 0,45	(20,7) 0,28	(27,5) 0,28	S***
32	44,2	<0,001	(17,5) 0,28	(14,7) 0,28	(41,7) 0,6	(48,0) 0,79	S***

S* = p<0.05 S** = p< 0,01 S***= p< 0,001 NS= não significante

Tabela 5.9- Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas na região média dos incisivos, nas faces distais

Variáveis	42		41		31		32	
	≠ Postos	Q S / NS	≠ Postos	Q S / NS	≠ Postos	Q S / NS	≠ Postos	Q S / NS
Burstone x Tweed	20,0	3,13 S	20,9	3,28 S	2,5	0,38 NS	30,5	4,77 S
Burstone x Begg	0,4	0,07 NS	27,4	4,30 S	9,3	1,46 NS	24,2	3,79 S
Burstone x Ricketts	20,0	3,13 S	10,3	1,60 NS	13,8	2,16 NS	2,8	0,43 NS
Ricketts x Tweed	0,0	0,0 NS	31,2	4,88 S	16,3	2,55 NS	33,3	5,21 S
Ricketts x Begg	20,4	3,20 S	37,7	5,90 S	23,1	3,62 S	27,0	4,23 S
Begg x Tweed	20,4	3,20 S	6,5	1,01 NS	6,8	1,07 NS	6,3	0,98 NS

Q_{crítico} = 2,64 S= significativa (Q> Q_{crítico}) NS= não significativa (Q<Q_{crítico})

Na tabela 5.10 observa-se a existência de diferenças significativas entre as magnitudes de tensão no terço radicular médio nas faces mesiais em todos os dentes.

Na tabela 5.11 identificam-se as diferenças observadas, destacando-se que com o arco utilitário de Ricketts o modelo fotoelástico apresentou as maiores concentrações de tensão na região média das faces mesiais, em todos os dentes.

Tabela 5.10- Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas na região média dos incisivos, nas faces mesiais

Dente	H _c	p-value	Burstone	Ricketts	Begg	Tweed	S/ NS
			(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	
42	47,2	<0,001	(39,3) 0,45	(50,6) 0,6	(14,0) 0,28	(18,1) 0,28	S***
41	35,9	<0,001	(27,7) 0,28	(51,5) 0,6	(16,8) 0,0	(26,0) 0,28	S***
31	28,5	<0,001	(25,6) 0,28	(48,9) 0,6	(17,2) 0,0	(30,4) 0,28	S***
32	12,4	0,006	(24,1) 0,28	(40,2) 0,45	(22,1) 0,28	(35,7) 0,45	S**

S* = p<0.05 S** = p< 0,01 S***= p< 0,001 NS= não significante

Tabela 5.11- Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas na região média dos incisivos, nas faces mesiais

Variáveis	42		41		31		32	
	≠ Postos	Q S / NS	≠ Postos	Q S / NS	≠ Postos	Q S / NS	≠ Postos	Q S / NS
Burstone x Tweed	21,2	3,31 S	1,7	0,26 NS	4,8	0,74 NS	11,6	1,81 NS
Burstone x Begg	25,3	3,96 S	10,9	1,69 NS	8,4	1,32 NS	2,0	0,31 NS
Burstone x Ricketts	11,3	1,77 NS	23,8	3,74 S	23,3	3,64 S	16,1	2,53 NS
Ricketts x Tweed	32,5	5,09 S	25,5	4,00 S	18,5	2,90 S	4,5	0,71 NS
Ricketts x Begg	36,6	5,73 S	34,7	5,44 S	31,7	4,97 S	18,1	2,84 S
Begg x Tweed	4,1	0,64 NS	9,2	1,43 NS	13,2	2,07 NS	13,6	2,13 NS

Q_{crítico} = 2,64 S= significante (Q> Q_{crítico}) NS= não significante (Q<Q_{crítico})

Na tabela 5.12 observa-se a existência de diferenças significativas entre as magnitudes de tensão no terço cervical, nas faces distais, em três dos quatro incisivos.

Na tabela 5.13 identificam-se as diferenças observadas, destacando-se que o uso do arco com curva de Spee reversa de Tweed e o arco com dobra de ancoragem de Begg geraram as maiores ordens de franjas no incisivo lateral direito.

Entretanto no central direito foi o arco utilitário de Ricketts que promoveu a maior concentração de tensões no terço cervical nas faces distais. No incisivo lateral esquerdo o arco com curva de Spee reversa de Tweed apresentou a maior concentração de tensões.

Destaca-se ainda o fato de que em nenhuma das comparações o arco contínuo de Burstone apresentou maior concentração de tensão, e em três das sete diferenças observadas o referido arco apresentou a menor concentração de tensões.

Tabela 5.12- Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas na região cervical dos incisivos, nas faces distais

Dente	H _c	p-value	Burstone	Ricketts	Begg	Tweed	S/ NS
			(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	
42	18,1	<0,001	(22,1) 0,79	(20,3) 0,79	(41,8) 1,38	(37,9) 1,2	S***
41	18,0	<0,001	(25,3) 1,38	(44,5) 2,5	(19,1) 1,2	(33,1) 2,0	S***
31	7,1	0,06	(25,5) 2,33	(40,4) 2,67	(26,4) 2,0	(29,7) 2,33	NS
32	14,4	0,002	(22,4) 0,6	(28,6) 1,2	(26,3) 1,0	(44,7) 1,62	S**

S* = p<0.05 S** = p< 0,01 S***= p< 0,001 NS= não significante

Tabela 5.13- Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas na região cervical dos incisivos, nas faces distais

Variáveis	42		41		31		32	
	≠ Postos	Q S / NS	≠ Postos	Q S / NS	≠ Postos	Q S / NS	≠ Postos	Q S / NS
Burstone x Tweed	15,8	2,48 NS	7,8	1,23 NS	—	—	22,3	3,5 S
Burstone x Begg	19,7	3,08 S	6,2	0,96 NS	—	—	3,9	0,60 NS
Burstone x Ricketts	1,8	0,28 NS	19,2	3,01 S	—	—	6,2	0,97 NS
Ricketts x Tweed	17,6	2,76 S	11,4	1,78 NS	—	—	16,1	2,53 NS
Ricketts x Begg	21,5	3,37 S	25,4	3,98 S	—	—	2,3	0,36 NS
Begg x Tweed	3,9	0,60 NS	14,0	2,20 NS	—	—	18,4	2,89 S
$Q_{\text{crítico}} = 2,64$ S= significante ($Q > Q_{\text{crítico}}$) NS= não significante ($Q < Q_{\text{crítico}}$)								

Na tabela 5.14 observa-se a existência de diferenças significativas entre as magnitudes de tensão no terço cervical, nas faces mesiais, em todos os dentes.

Na tabela 5.15, nas diferenças observadas verifica-se que o arco utilitário de Ricketts gerou as maiores tensões na região cervical, nas faces mesiais. Destaca-se ainda o fato de que com o arco contínuo de Burstone as tensões foram menores do que àquelas geradas pelo arco utilitário de Ricketts em três das quatro diferenças observadas. Embora a análise de Kruskal-Wallis tenha identificado presença de diferença entre as faces mesiais, no terço cervical do incisivo lateral esquerdo, ao se efetuar o teste de comparação múltipla não foi possível detectar diferença estatisticamente significativa. Tal situação pode ocorrer devido às diferenças nas fórmulas dos testes e ainda porque a análise de Dunn, no Sigmastat não realiza ajuste para empates.

Tabela 5.14- Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas na região cervical dos incisivos, nas faces mesiais

Dente	H _c	p-value	Burstone	Ricketts	Begg	Tweed	S/ NS
			(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	
42	19,7	<0,001	(25,1) 1,38	(46,3) 2,67	(19,7) 1,06	(31,0) 2,0	S***
41	10,4	0,015	(18,7) 2,33	(36,9) 2,67	(34,0) 2,67	(32,4) 2,67	S*
31	8,9	0,030	(20,0) 2,33	(37,5) 2,67	(32,4) 2,67	(32,1) 2,67	S*
32	7,9	0,047	(28,0) 2,33	(41,3) 2,67	(27,1) 2,0	(25,6) 2,33	S*

S* = p<0,05 S** = p< 0,01 S***= p< 0,001 NS= não significante

Tabela 5.15- Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas na região cervical dos incisivos, nas faces mesiais

Variáveis	42		41		31		32	
	≠ Postos	Q S / NS	≠ Postos	Q S / NS	≠ Postos	Q S / NS	≠ Postos	Q S / NS
Burstone x Tweed	5,9	0,92 NS	13,7	2,14 NS	12,1	1,89 NS	2,4	0,38 NS
Burstone x Begg	5,4	0,84 NS	15,3	2,39 NS	12,4	1,95 NS	0,9	0,15 NS
Burstone x Ricketts	21,2	3,32 S	18,2	2,85 S	17,5	2,73 S	13,3	2,08 NS
Ricketts x Tweed	15,3	2,39 NS	4,5	0,71 NS	5,4	0,84 NS	15,7	2,47 NS
Ricketts x Begg	26,6	4,16 S	2,9	0,46 NS	5,1	0,78 NS	14,2	2,23 NS
Begg x Tweed	11,3	1,76 NS	1,6	0,24 NS	0,3	0,05 NS	1,5	0,23 NS

Q_{crítico} = 2,64 S= significante (Q> Q_{crítico}) NS= não significante (Q<Q_{crítico})

O gráfico 5.5 ilustra as porcentagens das maiores magnitudes de tensões relacionadas às diferenças estatisticamente significante encontradas entre os arcos de intrusão.

Gráfico 5.5- Porcentagens das maiores magnitudes de tensões relacionadas às diferenças estatísticas encontradas entre os arcos de intrusão, nas regiões apical, média e cervical

Na região apical as maiores magnitudes de tensão foram geradas pelo arco de Ricketts em 57% das diferenças encontradas, seguido pelo arco contínuo de Burstone em 43% das mesmas.

Na região média, as maiores magnitudes de tensão foram geradas pelo arco utilitário de Ricketts em metade das diferenças encontradas, seguida pelo arco contínuo de Burstone em 25%, arco com dobra de ancoragem de Begg em 16% e arco com curva de Spee em 8%.

Na região cervical as maiores magnitudes de tensão foram decorrentes do arco utilitário de Ricketts em 54,5% das diferenças encontradas, seguido por arco com curva reversa de Tweed em 27,3%, e arco com dobra de ancoragem de Begg em 18,2% das diferenças encontradas. O arco contínuo de Burstone apresentou as menores tensões em 54,5% das diferenças encontradas, seguido por arco com dobra de ancoragem de Begg em 27,3%, e arco utilitário de Ricketts em 18,2% das mesmas.

5.4 Verificação da uniformidade da distribuição das tensões (ordens de franjas) entre terços radiculares, na mesma mecânica intrusiva

As tabelas 5.16 a 5.23 identificam os resultados dos testes efetuados para responder à primeira parte da segunda proposição: se a distribuição de tensões é uniforme ao longo da raiz, verificando em cada dente se existe diferença de tensões nas regiões radiculares apical, média e cervical.

Na tabela 5.16 observam-se diferenças significativas entre as ordens de franjas localizadas nos terços radiculares, em todos os dentes, com uso do arco contínuo de Burstone.

Na tabela 5.17 observa-se que a maior parte das diferenças encontradas indicam maior concentração de tensões nas regiões cervicais, com uso do arco contínuo de Burstone, em todos os dentes.

Tabela 5.16- Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas nas regiões cervical, média e apical, na mecânica de Burstone

Dente	H _c	p-value	Cdi	Cme	Mdi	Mme	Apical	S/ NS
			(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	
42	49,5	<0,001	(50,4) 0,79	(64,3) 1,38	(17,5) 0,28	(21,9) 0,45	(35,8) 0,6	***
41	63,2	<0,001	(57,3) 1,38	(63,3) 2,33	(36,7) 0,6	(15,4) 0,28	(17,2) 0,28	***
31	57,6	<0,001	(59,8) 2,33	(61,2) 2,33	(21,6) 0,28	(20,2) 0,28	(27,2) 0,45	***
32	54,2	<0,001	(42,4) 0,6	(65,0) 2,33	(15,5) 0,28	(21,2) 0,28	(46,0) 0,6	***

S* = p<0.05 S** = p< 0,01 S***= p< 0,001 NS= não significante

Tabela 5.17- Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas nas regiões cervical, média e apical, na mecânica de Burstone

Variáveis	42		41		31		32	
	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS
Cme x Mdi	46,8	5,87 S	26,6	3,33 S	39,6	4,97 S	49,5	6,22 S
Cme x Mme	42,4	5,32 S	47,9	6,01 S	41,0	5,14 S	43,8	5,50 S
Cme x Apical	28,5	3,58 S	46,1	5,78 S	34,0	4,26 S	19,0	2,38 NS
Cme x Cdi	13,9	1,74 NS	6,0	0,74 NS	1,4	0,16 NS	22,6	2,83 S
Cdi x Mdi	32,9	4,13 S	20,6	2,58 NS	38,2	4,80 S	26,9	3,38 S
Cdi x Mme	28,5	3,58 S	41,9	5,26 S	39,6	4,98 S	21,2	2,67 NS
Cdi x Apical	14,6	1,83 NS	40,1	5,03 S	32,6	4,10 S	3,6	0,44 NS
Apical x Mdi	18,3	2,29 NS	19,5	2,45 NS	5,6	0,70 NS	30,5	3,83 S
Apical x Mme	13,9	1,74 NS	1,8	0,22 NS	7,0	0,88 NS	24,8	3,11 S
Mme x Mdi	4,4	0,55 NS	21,3	2,67 NS	1,4	0,17 NS	5,7	0,71 NS
$Q_{\text{crítico}} = 2,81$ S= significativa ($Q > Q_{\text{crítico}}$) NS= não significativa ($Q < Q_{\text{crítico}}$)								

Na tabela 5.18 observam-se diferenças significativas entre as ordens de franjas localizadas nos terços radiculares, em todos os dentes, com uso do arco utilitário de Ricketts.

Na tabela 5.19 observa-se que a maior parte das diferenças encontradas indicam maior concentração de tensões nas regiões cervicais, com uso do arco utilitário de Ricketts, em todos os dentes.

Tabela 5.18- Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas nas regiões cervical, média e apical, na mecânica de Ricketts

Dente	H _c	p-value	Cdi	Cme	Mdi	Mme	Apical	S/NS
			(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	
42	59,8	<0,001	(46,0) 0,79	(67,9) 2,67	(9,0) 0,0	(35,8) 0,6	(31,3) 0,6	S***
41	63,0	<0,001	(56,9) 2,5	(63,8) 2,67	(33,9) 0,79	(25,1) 0,6	(10,4) 0,45	S***
31	53,6	<0,001	(60,9) 2,67	(59,9) 2,67	(20,7) 0,45	(24,4) 0,6	(24,1) 0,6	S***
32	50,2	<0,001	(43,4) 1,2	(67,3) 2,67	(12,9) 0,28	(31,6) 0,45	(34,8) 0,79	S***

S* = p<0.05 S** = p< 0,01 S***= p< 0,001 NS= não significante

Tabela 5.19- Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas nas regiões cervical, média e apical, na mecânica de Ricketts

Variáveis	42		41		31		32	
	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS
Cme x Mdi	58,9	7,40 S	29,9	3,75 S	39,2	4,92 S	54,4	6,83 S
Cme x Mme	32,1	4,04 S	38,7	4,86 S	35,5	4,46 S	35,7	4,48 S
Cme x Apical	36,6	4,59 S	53,4	6,70 S	35,8	4,49 S	32,5	4,07 S
Cme x Cdi	21,9	2,76 NS	6,9	0,86 NS	1,0	0,12 NS	23,9	2,99 S
Cdi x Mdi	37,0	4,64 S	23,0	2,88 S	40,2	5,04 S	30,5	3,84 S
Cdi x Mme	10,2	1,28 NS	31,8	3,99 S	36,5	4,58 S	11,8	1,48 NS
Cdi x Apical	14,7	1,83 NS	46,5	5,83 S	36,8	4,62 S	8,6	1,08 NS
Apical x Mdi	22,3	2,80 NS	23,5	2,95 S	3,4	0,42 NS	21,9	2,76 NS
Apical x Mme	4,5	0,55 NS	14,7	1,84 NS	0,3	0,03 NS	3,2	0,40 NS
Mme x Mdi	26,8	3,36 S	8,8	1,11 NS	3,7	0,46 NS	18,7	2,35 NS

Q crítico = 2,81 S= significativa (Q> Q crítico) NS= não significante (Q<Q crítico)

Na tabela 5.20 observam-se diferenças significativas entre as ordens de franjas localizadas nos terços radiculares, em todos os dentes, com uso do arco com dobra de ancoragem de Begg. Na tabela 5.21 observa-se que a maior parte das

diferenças encontradas indicam maior concentração de tensões nas regiões cervicais, com uso do arco com dobra de ancoragem de Begg, em todos os dentes.

Tabela 5.20- Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas nas regiões cervical, média e apical, na mecânica de Begg

Dentes	H _c	p-value	Cdi	Cme	Mdi	Mme	Apical	S/ NS
			(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	
42	54,0	<0,001	(61,9) 1,38	(56,8) 1,06	(31,0) 0,45	(14,2) 0,28	(26,1) 0,28	S***
41	60,9	<0,001	(53,4) 1,2	(67,4) 2,67	(21,0) 0,28	(18,3) 0,0	(29,8) 0,28	S***
31	59,6	<0,001	(56,8) 2,0	(64,2) 2,67	(19,6) 0,28	(17,7) 0,0	(31,7) 0,45	S***
32	60,4	<0,001	(51,6) 1,0	(66,4) 2,0	(38,0) 0,6	(13,8) 0,28	(20,3) 0,45	S***

S* = p<0.05 S** = p< 0,01 S***= p< 0,001 NS= não significante

Tabela 5.21- Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas nas regiões cervical, média e apical, na mecânica de Begg

Variáveis	42		41		31		32	
	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS
Cme x Mdi	25,8	3,23 S	46,4	5,83 S	44,6	5,60 S	28,4	3,56 S
Cme x Mme	42,6	5,34 S	49,1	6,17 S	46,5	5,83 S	52,6	6,61 S
Cme x Apical	30,7	3,84 S	37,6	4,72 S	32,5	4,07 S	46,1	5,79 S
Cme x Cdi	5,1	0,64 NS	14,0	1,76 NS	7,4	0,92 NS	14,8	1,86 NS
Cdi x Mdi	30,9	3,87 S	32,4	4,07 S	37,2	4,68 S	13,6	1,70 NS
Cdi x Mme	47,7	5,98 S	35,1	4,40 S	39,1	4,91 S	37,8	4,75 S
Cdi x Apical	35,8	4,49 S	23,6	2,96 S	25,1	3,15 S	31,3	3,93 S
Apical x Mdi	4,9	0,61 NS	8,8	1,11 NS	12,1	1,52 NS	17,7	2,23 NS
Apical x Mme	11,9	1,49 NS	11,5	1,44 NS	14,0	1,76 NS	6,5	0,81 NS
Mme x Mdi	16,8	2,10 NS	2,7	0,33 NS	1,9	0,23 NS	24,2	3,04 S

Q crítico = 2,81 S= significativa (Q> Q crítico) NS= não significativa (Q<Q crítico)

Na tabela 5.22 observam-se diferenças significativas entre ordens de franjas nos terços radiculares, em todos os dentes, com uso do arco com curva de Spee reversa utilizado na mecânica de Tweed.

Na tabela 5.23 observa-se que a maior parte das diferenças encontradas indicam maior concentração de tensões nas regiões cervicais, com uso do arco com curva de Spee reversa da mecânica de Tweed, em todos os dentes.

Tabela 5.22- Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas nas regiões cervical, média e apical, na mecânica de Tweed

Dentes	H_c	p-value	Cdi	Cme	Mdi	Mme	Apical	S/NS
			(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	
42	63,1	<0,001	(57,5) 1,2	(63,5) 2,0	(13,5) 0,0	(20,3) 0,28	(35,2) 0,45	S***
41	61,9	<0,001	(54,6) 2,0	(66,4) 2,67	(19,5) 0,28	(17,3) 0,28	(32,2) 0,45	S***
31	58,9	<0,001	(57,8) 2,33	(63,2) 2,67	(16,9) 0,28	(22,9) 0,28	(29,2) 0,45	S***
32	62,2	<0,001	(55,9) 1,62	(64,5) 2,33	(36,1) 0,79	(14,2) 0,45	(19,4) 0,6	S***

S* = $p < 0.05$ S** = $p < 0,01$ S*** = $p < 0,001$ NS= não significante

Tabela 5.23- Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas nas regiões cervical, média e apical, na mecânica de Tweed

Variáveis	42		41		31		32	
	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS
Cme x Mdi	50,0	6,28 S	46,9	5,88 S	46,3	5,81 S	28,4	3,57 S
Cme x Mme	43,2	5,43 S	49,1	6,16 S	40,3	5,06 S	50,3	6,32 S
Cme x Apical	28,3	3,55 S	34,2	4,29 S	34,0	4,26 S	45,1	5,67 S
Cme x Cdi	6,0	0,76 NS	11,8	1,47 NS	5,4	0,67 NS	8,6	1,08 NS
Cdi x Mdi	44,0	5,52 S	35,1	4,41 S	40,9	5,14 S	19,8	2,48 NS
Cdi x Mme	37,2	4,67 S	37,3	4,69 S	34,9	4,39 S	41,7	5,24 S
Cdi x Apical	22,3	2,79 NS	22,4	2,82 S	28,6	3,59 S	36,5	4,58 S
Apical x Mdi	21,7	2,73 NS	12,7	1,58 NS	12,3	1,54 NS	16,7	2,09 NS
Apical x Mme	14,9	1,88 NS	14,9	1,86 NS	6,3	0,79 NS	5,2	0,65 NS
Mme x Mdi	6,8	0,85 NS	2,2	0,28 NS	6,0	0,75 NS	21,9	2,75 NS

Q crítico = 2,81 S= significativa (Q> Q crítico) NS= não significativa (Q<Q crítico)

O gráfico 5.6 ilustra as porcentagens das maiores magnitudes de tensões relacionadas às diferenças estatisticamente significante encontradas entre os terços radiculares, em cada arco de intrusão.

Gráfico 5.6- Porcentagens das maiores magnitudes de tensões relacionadas às diferenças estatísticas encontradas entre as regiões apical, média e cervical, nos vários arcos de intrusão

Entre os terços radiculares, de cada dente, que no arco contínuo de Burstone, as maiores magnitudes de tensões foram observadas nas regiões cervicais, sendo 54,5% das diferenças encontradas nas faces mesiais e 36,5% nas distais, e apenas 9% na região apical.

No arco utilitário de Ricketts, as maiores magnitudes de tensões foram observadas nas regiões cervicais, sendo 56,6% das diferenças identificadas nas faces mesiais e 34,8% nas faces distais, e 4,3% no terço médio na face mesial e 4,3% no terço apical.

No arco com dobra de ancoragem de Begg, as maiores magnitudes de tensões foram observadas nas regiões cervicais, sendo 52,1% das diferenças encontradas nas faces mesiais e 47,8% nas faces distais, e apenas 4,3% no terço radicular médio na face mesial.

No arco com curva de Spee reversa da mecânica de Tweed as maiores magnitudes de tensões foram identificadas na região cervical, sendo 54,5% das diferenças encontradas nas faces mesiais e 45,5% nas faces distais.

5.5 Verificação da uniformidade da distribuição das tensões (ordens de franjas) entre incisivos, na mesma mecânica intrusiva

As tabelas 5.24 a 5.31 se referem aos resultados dos testes efetuados para responderem à segunda parte da segunda proposição que visa identificar se a distribuição de tensões é uniforme em relação aos dentes, comparando as

magnitudes de tensão (ordens de franjas isocromáticas), nos terços radiculares apical, médio e cervical.

Na tabela 5.24 observam-se diferenças significativas entre as ordens de franjas localizadas nos incisivos, em todos os terços radiculares, com exceção do terço cervical na face mesial, com uso do arco contínuo de Burstone.

Na tabela 5.25 observa-se que a maior parte das diferenças encontradas indicam maior concentração de tensões nos incisivos laterais, na região apical com uso do arco contínuo de Burstone. Entretanto na região cervical distal as maiores concentrações de tensões foram observadas nos incisivos centrais. E na região média nas faces distais do incisivo central direito e mesial do incisivo lateral do mesmo lado.

Tabela 5.24- Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas entre os incisivos, na mecânica de Burstone

Regiões	H _c	p-value	42	41	31	32	S/NS
			(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	
Cdi	17,3	<0,001	(22,6) 0,79	(37,2) 1,38	(42,0) 2,33	(20,2) 0,6	S***
Cme	2,9	0,397	(24,0) 1,38	(31,5) 2,33	(33,6) 2,33	(32,9) 2,33	NS
Mdi	31,5	<0,001	(30,5) 0,28	(48,8) 0,6	(24,9) 0,28	(17,8) 0,28	S***
Mme	20,2	<0,001	(46,3) 0,45	(22,8) 0,28	(25,7) 0,28	(27,2) 0,28	S***
Apical	42,5	<0,001	(40,8) 0,6	(14,1) 0,28	(19,0) 0,45	(48,0) 0,6	S***

S* = p<0.05 S** = p< 0,01 S***= p< 0,001 NS= não significante

Tabela 5.25- Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas entre os incisivos, na mecânica de Burstone

Variáveis	Cdi		Cme		Mdi		Mme		Apical	
	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS
42 x 32	2,4	0,37 NS	—	—	12,7	1,98 NS	19,1	3,00 S	7,2	1,12 NS
42 x 31	19,4	3,05 S	—	—	5,6	0,88 NS	20,6	3,24 S	21,8	3,41 S
42 x 41	14,6	2,30 NS	—	—	18,3	2,87 S	23,5	3,68 S	26,7	4,18 S
41 x 32	17,0	2,67 S	—	—	31,0	4,85 S	4,4	0,68 NS	33,9	5,31 S
41 x 31	4,8	0,75 NS	—	—	23,9	3,75 S	2,9	0,44 NS	4,9	0,76 NS
31 x 32	21,8	3,42 S	—	—	7,1	1,10 NS	1,5	0,23 NS	29,0	4,54 S
Q crítico = 2,64 S= significante (Q> Q crítico) NS= não significante (Q<Q crítico)										

Na tabela 5.26 observam-se diferenças significativas entre as ordens de franjas localizadas nos incisivos, em todos os terços radiculares, com exceção do terço cervical na face mesial e médio mesial, com uso do arco utilitário de Ricketts.

Na tabela 5.27 observa-se que a maior parte das diferenças encontradas indicam maior concentração de tensões nos incisivos centrais, na região cervical nas faces distais e na região média das faces distais, com uso do arco utilitário de Ricketts. Entretanto na região apical as maiores concentrações de tensões foram observadas nos incisivos laterais e no central esquerdo.

Tabela 5.26- Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas entre os incisivos, na mecânica de Ricketts

Regiões	H _c	p-value	Dente 42	Dente 41	Dente 31	Dente 32	S/ NS
			(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	
Cdi	39,5	<0,001	(15,0) 0,79	(41,2) 2,5	(47,5) 2,67	(18,3) 1,2	S***
Cme	4,1	0,244	(22,7) 2,67	(32,3) 2,67	(33,4) 2,67	(33,6) 2,67	NS
Mdi	38,8	<0,001	(14,4) 0,0	(48,8) 0,79	(38,3) 0,45	(20,4) 0,28	S***
Mme	1,6	0,648	(35,3) 0,6	(29,5) 0,6	(28,9) 0,6	(28,2) 0,45	NS
Apical	17,7	<0,001	(35,4) 0,6	(14,7) 0,45	(33,1) 0,6	(38,8) 0,79	S***

S* = p<0.05 S** = p< 0,01 S***= p< 0,001 NS= não significante

Tabela 5.27- Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas entre os incisivos, na mecânica de Ricketts

Variáveis	Cdi		Cme		Mdi		Mme		Apical	
	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS
42 x 32	3,3	0,52 NS	—	—	6,0	0,94 NS	—	—	3,4	0,54 NS
42 x 31	32,5	5,10 S	—	—	23,9	3,75 S	—	—	2,3	0,36 NS
42 x 41	26,2	4,11 S	—	—	34,4	5,40 S	—	—	20,7	3,23 S
41x 32	22,9	3,59 S	—	—	28,4	4,45 S	—	—	24,1	3,77 S
41x 31	6,3	0,99 NS	—	—	10,5	1,64 NS	—	—	18,4	2,87 S
31x 32	29,2	4,58 S	—	—	17,9	2,80 S	—	—	5,7	0,90 NS

Q crítico = 2,64 S= significante (Q> Q crítico) NS= não significante (Q<Q crítico)

Na tabela 5.28 observam-se diferenças significativas entre as ordens de franjas localizadas nos incisivos, nos terços radiculares, com exceção dos terços

médio nas faces mesiais e no apical, com uso do arco com dobra de ancoragem de Begg.

Na tabela 5.29 observa-se que as diferenças encontradas indicam maior concentração de tensões no incisivo central esquerdo, na região cervical na face distal, e em ambos os incisivos centrais nas faces mesiais, com uso do arco com dobra de ancoragem de Begg.

Entretanto no terço médio nas faces distais o lateral esquerdo apresentou maior concentração de tensões do que os centrais.

Na região apical não houve diferenças significativas e as ordens de franjas foram similares àquelas observadas sem a presença de arcos.

Tabela 5.28- Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas entre os incisivos, na mecânica de Begg

Regiões	H _c	p-value	Dente 42	Dente 41	Dente 31	Dente 32	S/NS
			(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	
Cdi	22,9	<0,001	(31,5) 1,38	(24,7) 1,2	(47,3) 2,0	(18,5) 1,0	S***
Cme	27,3	<0,001	(13,9) 1,06	(42,2) 2,67	(40,1) 2,67	(25,8) 2,0	S***
Mdi	29,6	<0,001	(34,3) 0,45	(18,4) 0,28	(20,9) 0,28	(48,4) 0,6	S***
Mme	5,5	0,136	(27,9) 0,28	(26,1) 0,0	(29,3) 0,0	(38,7) 0,28	NS
Apical	6,0	0,110	(28,5) 0,28	(23,1) 0,28	(34,9) 0,45	(35,5) 0,45	NS

S* = p<0.05 S** = p< 0,01 S***= p< 0,001 NS= não significante

Tabela 5.29- Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas entre os incisivos, na mecânica de Begg

Variáveis	Cdi		Cme		Mdi		Mme		Apical	
	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS
42 x 32	13,0	2,04 NS	11,9	1,85 NS	14,1	2,22 NS	—	—	—	—
42 x 31	15,8	2,47 NS	26,2	4,10 S	13,4	2,09 NS	—	—	—	—
42 x 41	6,8	1,07 NS	28,3	4,43 S	15,9	2,48 NS	—	—	—	—
41 x 32	6,2	0,96 NS	16,4	2,57 NS	30,0	4,71 S	—	—	—	—
41 x 31	22,6	3,54 S	2,1	0,32 NS	2,5	0,39 NS	—	—	—	—
31 x 32	28,8	4,51 S	14,3	2,24 NS	27,5	4,31 S	—	—	—	—

Q crítico = 2,64 S= significante (Q> Q crítico) NS= não significante (Q<Q crítico)

Na tabela 5.30 observam-se diferenças significativas entre as ordens de franjas localizadas nos incisivos, em todos os terços radiculares, com uso do arco com curva reversa da mecânica de Tweed.

Na tabela 5.31 observa-se que as diferenças encontradas indicam maior concentração de tensões nos incisivos centrais, na região cervical, com uso do arco com curva reversa da mecânica de Tweed. Entretanto no terço médio assim como no apical as maiores concentrações de tensões foram observadas no incisivo lateral esquerdo.

Tabela 5.30- Resultados das análises de Kruskal-Wallis para as ordens de franjas entre os incisivos, na mecânica de Tweed

Regiões	H _c	p-value	42	41	31	32	S/ NS
			(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	(Posto médio) Mediana	
Cdi	15,0	0,002	(21,0) 1,2	(34,5) 2,0	(42,6) 2,3	(24,0) 1,62	S**
Cme	25,8	<0,001	(17,1) 2,0	(41,7) 2,67	(41,7) 2,67	(21,6) 2,33	S***
Mdi	43,7	<0,001	(13,5) 0,0	(26,9) 0,28	(28,8) 0,28	(52,9) 0,79	S***
Mme	14,2	0,003	(21,7) 0,28	(24,3) 0,28	(34,4) 0,28	(41,6) 0,45	S**
Apical	19,7	<0,001	(27,6) 0,45	(24,1) 0,45	(24,5) 0,45	(45,8) 0,6	S***

S* = p<0.05 S** = p< 0,01 S***= p< 0,001 NS= não significante

Tabela 5.31- Resultados das análises de Dunn para as ordens de franjas entre os incisivos, decorrentes do arco com curva de Spee reversa, da mecânica de Tweed

Variáveis	Cdi		Cme		Mdi		Mme		Apical	
	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS	≠ Postos	Q S/NS
42 x 32	3,0	0,47 NS	4,5	0,70 NS	39,4	6,17 S	19,9	3,12 S	18,2	2,85 S
42 x 31	21,6	3,38 S	24,6	3,85 S	15,3	2,39 NS	12,7	1,99 NS	3,1	0,47 NS
42 x 41	13,5	2,11 NS	24,6	3,85 S	13,4	2,10 NS	2,6	0,41 NS	3,5	0,53 NS
41 x 32	10,5	1,64 NS	20,1	3,15 S	26,0	4,07 S	17,3	2,70 S	21,7	3,39 S
41 x 31	8,1	1,27 NS	0,0	0,00 NS	1,9	0,29 NS	10,1	1,57 NS	0,4	0,06 NS
31 x 32	18,6	2,91 S	20,1	3,15 S	24,1	3,77 S	7,2	1,12 NS	21,3	3,33 S

Q_{crítico} = 2,64 S= significativa (Q> Q_{crítico}) NS= não significativa (Q<Q_{crítico})

O gráfico 5.7 ilustra as porcentagens das maiores magnitudes de tensões relacionadas às diferenças estatisticamente significante encontradas entre os dentes, em cada arco de intrusão.

Gráfico 5.7- Porcentagens das maiores magnitudes de tensões relacionadas as diferenças estatísticas encontradas entre os dentes, nos vários arcos de intrusão

Ao se comparar as ordens de franjas entre os dentes, em cada terço radicular, no arco contínuo de Burstone, as maiores magnitudes de tensões foram observadas nos incisivos laterais, sendo 38,5% das diferenças encontradas no lateral direito e 15,4% no esquerdo, e nos centrais, sendo 30,7% no direito e 15,4% no esquerdo.

No arco utilitário de Ricketts, as maiores magnitudes de tensões foram observadas nos incisivos centrais, sendo 45,4% das diferenças identificadas no central esquerdo e 36,4% no central direito, e 9,1% em cada incisivo lateral.

No arco com dobra de ancoragem de Begg, as maiores magnitudes de tensões foram observadas nos incisivos centrais, sendo 50% das diferenças encontradas no central esquerdo e 16,7% no direito, e 33,3% no lateral esquerdo.

No arco com curva de Spee reversa da mecânica de Tweed as maiores magnitudes de tensões foram identificadas no incisivo lateral esquerdo em 57,1% das diferenças observadas, 28,6% no central esquerdo e 14,3% no central direito.

6 DISCUSSÃO

A intrusão dos incisivos com objetivo de corrigir sobremordida está indicada em pacientes com predominância de crescimento vertical, ausência de vedamento labial passivo e distância excessiva entre incisivo e estômio (BURSTONE, 1977; NANDA, 1981; NANDA, 2007). Nos casos de exposição reduzida de gengiva a intrusão deve ser realizada nos incisivos inferiores (NANDA, 1981; SARVER, 2007). No presente estudo optou-se por estudar a intrusão em incisivos inferiores, já que é mais fácil intruir os mesmos (BURSTONE, 1977; NG et al., 2005), e as grandezas cefalométricas relacionadas aos referidos dentes apresentam maiores correlações com sobremordida (CLARO; ABRÃO; REIS)⁵.

Mesmo em pacientes com predominância de crescimento horizontal deve-se considerar que a extrusão de dentes posteriores para correção da sobremordida poderá gerar interferências oclusais. Essas últimas tenderão causar rotação horária da mandíbula aumentando a convexidade facial ou ainda promover distração condilar. Salienta-se também que a resposta adaptativa à dimensão vertical aumentada pode levar os dentes posteriores a intruírem para recuperar a relação maxilo-mandibular original ou haver tentativa de diminuição da dimensão vertical pelo bruxismo (DAWSON, 2008).

Na revista da literatura identificam-se e questionam-se diferentes metodologias para se verificar cientificamente a obtenção de intrusão de incisivos (BURSTONE, 1977; GREIG, 1983; OTTO; ANHOLM; ENGEL, 1980; SAKIMA et al.,

⁵ Cf capítulo Revisão da Literatura, p. 34

2000). A quantidade de intrusão alcançada nos estudos varia muito, principalmente em função da mecânica adotada. A confirmação de que realmente é possível se efetuar movimento de intrusão real dos incisivos (BURSTONE, 1977; NG et al., 2005) fundamenta a inclusão do referido movimento nos planos de tratamento.

Para se obter a intrusão dos incisivos a definição da quantidade e do tipo de força a ser utilizada é essencial. Na literatura preconiza-se para a intrusão dos quatro incisivos inferiores 40gf (BEGG; KESLING, 1977; BURSTONE, 1977), de 30gf a 40 gf (FABER, 2001⁶ apud NANDA, 2007), 50gf (BURSTONE; STEENBERGEN; HANLEY, 2003; BRITO; ISAACSON, 2004), 60gf (PROFFIT et al., 1995) e de 60 a 80 gf (RICKETTS, 1983).

Essa variabilidade na quantidade de força pode ser explicada, em parte, pelas diferentes ligas utilizadas, pois se sabe que a variação da liga implica em magnitudes diferentes de força, para uma mesma extensão de deflexão (CLARO; ABRÃO; REIS, 2007). Entretanto, há relato de que ao se duplicar a quantidade de força, não houve influência na taxa de intrusão dos incisivos e nem na posição do segmento posterior (STEENBERGEN et al., 2005), contrariando algumas afirmações de que o aumento das forças de intrusão anteriores provavelmente geraria momentos maiores nos dentes posteriores.

No presente estudo optou-se por utilizar 50gf de intrusão, por estar inserido no que a literatura preconiza. Também devido ao uso de forças de baixa magnitude apresentar menor possibilidade de ultrapassar o limite elástico do material fotoelástico e causar deformação permanente no mesmo. E ainda porque, para se obter forças maiores, nos arcos com dobra de ancoragem, seria necessário aumentar em demasia a inclinação da mesma, o que provavelmente geraria

⁶ Cf capítulo Revisão da Literatura, p. 38

movimentos indesejáveis nos molares; ou seria necessário ampliar a secção do fio. Entretanto, a utilização de forças ligeiramente maiores talvez identificasse tensões no modelo em regiões onde praticamente não foram observadas franjas isocromáticas.

A força baixa e contínua permitiria aumento entre períodos de ativação e poderia ser mais suave na resposta tecidual (NANDA, 2007). Mas o estudo de Weiland (2003) identificou áreas mais extensas de reabsorção radicular com utilização de fios superelásticos do que com uso de aço inoxidável. Como o movimento, no referido estudo, foi de vestibularização as lacunas de reabsorção, embora extensas não foram profundas, e provavelmente seriam reparadas. Entretanto se o movimento fosse de intrusão as conseqüências no ápice radicular provavelmente seriam irreparáveis.

Será de grande valia à comunidade ortodôntica estudos que esclareçam as implicações dos diferentes tipos de ligas nas reações teciduais, pois maiores amplitudes de movimentos, em tempos menores, parecem acarretar maiores danos aos tecidos periodontais.

A literatura sobre relação entre intrusão e reabsorção radicular apresenta controvérsias. Embora alguns estudos não tenham identificado associação de intrusão com reabsorção radicular (MCFADDEN et al., 1989; FABER⁷, 2001 apud NANDA, 2007), outros observaram mais reabsorção com movimento de intrusão (CHIQUETO, 2005; COSTOPOULOS; NANDA, 1996; DERMAUT; DE MUNCK, 1986). A correlação entre quantidade de intrusão e reabsorção não foi identificada por diversos autores (BAUMRIND; KORN; BOYD, 1996; COSTOPOULOS; NANDA, 1996; DERMAUT; DE MUNCK, 1986; LEW, 1990), embora Chiqueto (2005) tenha

⁷ Cf capítulo Revisão da Literatura, p. 38

observado correlação entre intrusão e reabsorção radicular de incisivos superiores, porém não nos inferiores.

Tais discrepâncias entre resultados podem ser justificadas por diferenças nas metodologias. Dentre diversos aspectos destaca-se a utilização de diferentes mecânicas intrusivas nos estudos. Pois a ocorrência de inclinação associada à intrusão seria responsável pela concentração de força em demasia no ápice radicular favorecendo a reabsorção radicular (CONSOLARO, 2005).

A afirmação de Consolaro (2002) de que em relação às reabsorções o mais importante é a distribuição da força, ao longo da raiz dentária e da estrutura óssea vizinha, induz a reflexão a respeito da carência de estudos, sobre distribuição de tensões, decorrente dos inúmeros dispositivos ortodônticos.

Embora o primeiro estudo em Odontologia a utilizar a fotoelasticidade, como método para avaliação da distribuição de tensões no periodonto de sustentação, tenha realizado movimentos ortodônticos (ZAK⁸, 1935 apud LAGANÁ, 1992), a referida metodologia não tem sido tão aplicada na Ortodontia como tem sido na Prótese. Tal situação pôde ser comprovada pela enorme discrepância no número de artigos recuperados ao se realizar pesquisas em bases de dados, por exemplo, 179 artigos no Pubmed ao se associar as palavras-chave, prótese e fotoelástico, mas apenas 27 ao pesquisar ortodontia e fotoelástico.

Provavelmente uma das razões seja o fato de que a Prótese geralmente avalia distribuição de tensões decorrentes de cargas similares àquelas geradas pelos movimentos mastigatórios. Já os níveis de força na Ortodontia freqüentemente são menores, e conseqüentemente, não são capazes de promover deformação

⁸ Zak B. Photoelastische Analyse in der Orthodontischen Mechanik. Osterr. Z. Stomatol. 1935; 33:22.

elástica em alguns materiais fotoelásticos, impossibilitando nesses casos a observação das franjas fotoelásticas.

Alguns estudos com fotoelasticidade em Ortodontia utilizaram resina (BRODSKY; CAPUTO; FURSTMAN, 1975; HAYASHI; CHACONAS; CAPUTO, 1975; MATSUI et al., 2000; NAKAMURA et al., 2007; ROSSATO, 1982; YOON et al., 2002), outros utilizaram gelatina (BADRAN et al., 2003; CLIFFORD; ORR; BURDEN, 1999; DOBRANSKI, 2001; MOTA, 2005; ROCHA et al., 2006; WATANABE et al., 2004). Pôde-se observar que nos estudos que utilizaram resina as forças foram mais intensas, e em determinado caso a própria formação da franja serviu como referência para ativação do aparelho (ROSSATO, 1982). Os estudos com uso de gelatina analisaram as distribuições de tensões geradas por arcos ortodônticos, com magnitudes de forças relativamente baixas; encontrou-se registro de força de 50gf (MOTA, 2005) e variação de 50 a 110gf (WATANABE et al., 2004).

Embora o estudo de Mota (2005) tenha utilizado o mesmo padrão em gelatina na análise de quinze arcos de intrusão, no presente estudo rejeitou-se a utilização da composição gelatina/glicerina/água após a realização de estudo piloto, pois ao se trocar os arcos a integridade do material fotoelástico se tornou gradativamente comprometida. Decidiu-se, portanto, pela utilização de resina fotoelástica, com módulo de elasticidade (0,085MPa) com o dobro daquele encontrado na composição usada por Mota (2005) (0,04MPa), mas semelhante àquele obtido na composição utilizada por Clifford, Orr e Burden (1999) (0,09MPa), para que as forças leves dos arcos de intrusão fossem capazes de promover tensões internas e serem visualizadas por meio da análise fotoelástica. Entretanto, quando se pretende utilizar forças de grande magnitude é importante que o material apresente módulo de

elasticidade alto, para não ocorrer deformação plástica e acumular tensões residuais no material.

O uso da gelatina parece ser bastante interessante em estudos onde além da distribuição da força se analisa também a movimentação dos dentes, pois o material apresenta fluência suficiente para permitir o movimento dentário (BADRAN et al., 2003; CLIFFORD; ORR; BURDEN, 1999).

Embora o presente estudo não tenha efetuado a diferenciação entre as tensões de compressão e tração, a observação das figuras 4.30 e 4.42 sugere que ambas cargas promovem formação de franjas, entretanto as tensões de compressão parecem gerar valores maiores de ordens de franjas. Ao se considerar a aplicação de carga de tração em dentes em modelo fotoelástico é importante se questionar a real adesividade do material as superfícies radiculares.

O confronto entre resultados do presente estudo com a literatura é bastante limitado, em virtude tanto da escassez de estudos que avaliem mecânicas intrusivas por meio da fotoelasticidade como de particularidades inerentes à própria metodologia.

O estudo de Mota (2005), por exemplo, analisou a distribuição de tensões em arcos de intrusão de Ricketts na arcada inferior, com a mesma secção, 0,016 x 0,022", e quantidade de força (50gf) usada no presente estudo, mas com liga diferente. São diferentes ainda em diversos aspectos, dentre eles o fato de Mota (2005) não ter utilizado ancoragem posterior, os materiais fotoelásticos utilizados serem diferentes (gelatina no estudo de Mota, 2005 e resina no presente estudo) assim como os polariscópios (polariscópio plano no estudo de Mota (2005) e polariscópio circular no presente estudo) e a observação das franjas, por Mota (2005), foi efetuada sem considerar os terços radiculares. Embora qualquer

comparação entre os resultados possa ser considerada mera especulação, Mota (2005) identificou homogeneidade de tensões entre os incisivos, tal resultado difere do presente estudo que identificou nas faces cervical distal ($\bar{X}=2,5$ (dente 41), $\bar{X}=2,67$ (dente 31), $\bar{X}= 0,79$ (dente 42) e $\bar{X}=1,2$ (dente 32), tabelas 5.26 e 5.27) e médio distal ($\bar{X}= 0,79$ (dente 41), $\bar{X}= 0,45$ (dente 31), $\bar{X}= 0,0$ (dente 42) e $\bar{X}= 0,28$ (dente 32), tabelas 5.26 e 5.27) tensões maiores nos centrais, já na região apical os resultados indicaram tensões maiores nos laterais ($\bar{X}=0,6$ (dente 42), $\bar{X}= 0,79$ (dente 32), $\bar{X}= 0,45$ (dente 41) e $\bar{X}= 0,6$ (dente 31), tabelas 5.26 e 5.27).

No presente estudo a área radicular do incisivo lateral esquerdo utilizado no experimento parece ser menor do que do lateral direito, o que poderia influenciar na distribuição das tensões. Entretanto as diferenças encontradas entre as ordens de franjas desses dentes indicaram maior concentração de tensão no lateral esquerdo, somente com uso do arco com curva reversa ($\bar{X}= 0,79$ (Mdis. dente 32) e $\bar{X}= 0,0$ (Mdis. dente 42); $\bar{X}= 0,45$ (Mmes. dente 32) e $\bar{X}= 0,28$ (Mmes. dente 42); $\bar{X}= 0,6$ (Apical dente 32) e $\bar{X}= 0,45$ (Apical dente 42), tabelas 5.30 e 5.31). Como esse arco é o único dos avaliados que é inserido no canal de encaixe dos caninos, uma diferença entre os posicionamentos dos acessórios nos referidos dentes poderia gerar tensões diferentes nos incisivos laterais.

A anatomia das raízes influencia a distribuição de tensões, segundo Campos Júnior et al. (1989), o principal fator de determinação da distribuição de forças é a área apical, e os dentes cônicos de cervical para apical apresentam compressão lateral que influencia a magnitude de força necessária para obtenção da mesma deformação em raízes cilíndricas e em raízes cônicas de apical para cervical.

A configuração da estrutura radicular e a direção da aplicação das forças estão diretamente relacionadas à distribuição das tensões. As forças intrusivas

direcionadas ao longo eixo induziriam à formação de franjas simétricas no ápice, e seriam mais intensas em dentes com áreas radiculares menores (HAYASHI; CHACONAS; CAPUTO, 1975).

O fato dos arcos de Burstone e de Ricketts terem apresentado maiores tensões na região apical em relação aos de Begg e de Tweed sugerem que as forças resultantes dos primeiros arcos apresentam direção mais axial ($\bar{X}$ = 0,6 (Burstone, dente 42), $\bar{X}$ =0,6 (Ricketts, dente 42), $\bar{X}$ = 0,45 (Tweed, dente 42), $\bar{X}$ = 0,28 (Begg, dente 42); $\bar{X}$ = 0,6 (Burstone, dente 32), $\bar{X}$ = 0,79 (Ricketts, dente 32), $\bar{X}$ = 0,45 (Begg, dente 32), tabelas 5.6 e 5.7). Esse resultado é coerente com trabalho clínico desenvolvido por Melsen, Agerbaek e Markenstam (1989) que ao comparar várias mecânicas intrusivas identificou maior efetividade na intrusão de incisivos com arco utilitário de Ricketts e arco de intrusão de Burstone.

A extrapolação clínica dos resultados deve ser observada com rigor, pois o método fotoelástico não reproduz perfeitamente o papel do ligamento periodontal (CAMPOS JÚNIOR et al., 1989).

No periodonto natural, as fibras oblíquas impedem a compressão do ápice, portanto a distribuição de forças axiais é uniforme ao longo das paredes das raízes (CAMPOS JÚNIOR et al., 1989; FANTINI, 1999). A tração das fibras oblíquas induziria a formação de espículas ósseas inclinadas (REITAN; RYGH, 1996). Entretanto para Campos Júnior et al. (1989) a forma da raiz influencia no tipo de estímulo. Segundo os autores em raízes cônicas há estímulo de pressão, mesmo quando a força é axial, enquanto em raízes cilíndricas o movimento fisiológico de intrusão pode ser suportado pelas fibras do ligamento periodontal, transformando-se em forças de tração na parede alveolar.

Consolaro (2005) afirma que a força intrusiva seria absorvida na maior parte pelas áreas cervicais e médias, quando aplicada em um dente com raiz cônica envolvida por material fotoelástico. Outros estudos (OYAMA et al., 2007; WILSON et al., 1994) com elemento finito identificaram na região cervical maior concentração de tensões quando se aplica força intrusiva; independente do formato radicular (OYAMA et al., 2007). Tal situação foi observada também em todos os grupos de arcos analisados no presente trabalho, com fotoelasticidade (tabelas 5.16 a 5.23 e gráfico 2). Embora, outro estudo (GERAMY, 2002), com elemento finito tenha encontrado níveis mais altos de pressão nas regiões subapical e apical.

Cada arco de intrusão apresenta particularidades, em relação à liga utilizada, secção do fio, confecção de dobras e sistemas de forças. Portanto algumas discussões serão efetuadas separadamente.

6.1 Arco contínuo de Burstone

No presente estudo o arco contínuo de Burstone promoveu tensões que se distribuíram nos incisivos, com magnitudes maiores na região cervical (conforme tabelas 5.16 e 5.17).

A mecânica de Burstone preconiza a utilização de arco lingual para estabelecer a ancoragem posterior, além do arco segmentado, nos premolares e molares. No presente estudo não foi utilizado o arco lingual para que o sistema de ancoragem fosse similar aos demais arcos. Outro estudo pretende verificar a influência da presença ou não do arco lingual na distribuição das tensões nos

incisivos, e a comparação das magnitudes de tensões geradas por arcos de Burstone em três peças e o contínuo.

A amarração dos incisivos por meio de amarrilho com objetivo de uní-los não foi efetuada, pois a tensão imposta ao se conjugar os dentes certamente geraria franjas no material fotoelástico e dificultaria a observação das tensões decorrentes apenas do arco de intrusão.

Embora a quantidade de força (50gf), mensurada por dinamômetro, tenha sido igual em todos os arcos, observou-se alguma variabilidade nas ordens de franjas analisadas.

O sistema de forças no arco contínuo de Burstone é estaticamente determinado, portanto durante sua desativação, tanto a força liberada na unidade ativa como na unidade reativa, manterão sua direção e irão decrescer; o momento na unidade reativa também manterá seu sentido ao longo da desativação. Há um alto grau de constância qualitativa e quantitativa. Considera-se ainda um alto grau de constância na relação $(M/F)_{Br}$ que gerará o mesmo tipo de deformação no periodonto durante todo o movimento dentário (OLIVEIRA, 2005).

Como o arco contínuo de Burstone é confeccionado com fio de TMA, e sabe-se que a liga de titânio estabilizada na fase beta (GOLDBERG; BURSTONE, 1979) apresenta baixa taxa de carga/deflexão e, portanto tende a liberar cargas mais baixas por períodos mais longos (BURSTONE; GOLDBERG, 1983; BURSTONE; STEENBERGEN; HANLEY, 2003; KAPILA; SACHDEVA, 1989; OLIVEIRA, 2005), em estudos futuros pode-se analisar a distribuição e magnitude das tensões em intervalos regulares de tempo após a instalação do arco.

6.2 Arco utilitário de Ricketts

A intrusão é apenas um fator na redução da sobremordida com uso do arco utilitário de Ricketts, segundo Greig (1983). Essa afirmação é devido aos seus resultados terem demonstrado ausência de correlação entre a quantidade de intrusão e a redução da sobremordida, e correlação entre a mesma e aumento da altura facial anterior inferior. No referido estudo não foi utilizado segmento estabilizador no setor posterior, portanto houve maior extrusão dos molares inferiores com conseqüente aumento da altura facial anterior inferior.

No presente estudo optou-se por manter arco estabilizador 0,021" x 0,025" no setor posterior em todos os arcos, com exceção, naturalmente, do arco com curva reversa. Dessa forma os efeitos dos arcos ficariam mais restritos aos dentes anteriores.

Embora também tenha sido mensurado em 50gf de ativação de intrusão, o arco utilitário de Ricketts provavelmente gerou magnitudes de tensões mais altas do que os demais arcos (tabelas 5.6 a 5.15 e gráfico 1), devido às tensões do torque lingual anterior incorporado ao arco.

A presença de torque anterior lingual também tende a aumentar a força de intrusão (BRITO; ISAACSON, 2004; BURSTONE, 1977; BURSTONE, 2001). Além disso, as tensões maiores no terço médio mesial (tabelas 5.10 e 5.11), provavelmente poderiam ser explicadas pela afirmação de Burstone (2001), de que a presença do fio no interior dos braquetes dos incisivos poderia promover deslocamento mesial das raízes. No estudo de Dake e Sinclair (1989), no grupo que

usou arco utilitário de Ricketts observou-se movimento em “leque” dos incisivos inferiores.

Soma-se ainda o fato do arco ser construído em liga de cromo-cobalto (Elgiloy azul), que apresenta alto módulo de elasticidade próximo ao do aço inoxidável (KAPILA; SACHDEVA, 1989), com alta relação de carga/deflexão, portanto tendendo a liberar cargas altas por períodos curtos. Além disso, o sistema de forças no arco utilitário de Ricketts é estaticamente indeterminado, portanto o cálculo das forças e momentos atuantes é complexo.

6.3 Arco com dobra de ancoragem (Begg)

Na mecânica de Begg este arco deve ser construído em fio de aço australiano, que apresenta dureza maior do que o aço inoxidável convencional. No presente estudo foi utilizado fio relativamente similar, o Bowflex.

O fato das ordens de franjas nas regiões apicais ($\tilde{X}=0,28$ e $\tilde{X}=0,45$, tabelas 5.20 e 5.21) serem praticamente similares às aquelas observadas no modelo sem arcos de intrusão, sugere que as forças resultantes geram pouca ou nenhuma deformação na região apical, e provavelmente gerariam mais movimento de vestibularização do que de intrusão.

O estudo de Watanabe et al. (2004), ao utilizar 50gf, na técnica segmentada 2x4 (fio 0,020” aço) identificou apenas halo esbranquiçado na região apical dos incisivos, em análise qualitativa; porém com o aumento da angulação da dobra, e conseqüentemente das forças, identificou tensões maiores na região de incisivos. E

essas foram maiores do que as observadas na região de molares, o que fundamentou a conclusão dos autores de que o uso de técnica segmentada 2x4 promoveria mais intrusão de incisivos do que extrusão de molares.

Na arcada superior quando se deseja intrusão preconiza-se a utilização de elástico de classe II associado ao arco superior com dobra de ancoragem, para que o vetor resultante ocorra no longo eixo do dente (HOCEVAR⁹, 1977 apud RODRIGUES, 2004). Na arcada inferior pode-se acrescentar uma força horizontal para minimizar a tendência de vestibularização, no presente estudo o arco foi dobrado na porção distal ao tubo do molar.

O fato do arco com dobra de ancoragem ter apresentado apenas seis situações de diferenças na distribuição de tensões entre os dentes pode sugerir que o referido arco teria distribuído melhor as tensões, entretanto deve-se considerar que na região média das faces mesiais bem como na região apical, praticamente não houve formação de franjas.

6.4 Arco com curva de Spee reversa (Tweed)

Embora alguns estudos relatem intrusão de incisivos com uso de curva de Spee reversa, questiona-se se o movimento alcançado não é apenas de vestibularização, resultando em redução da sobremordida.

O estudo de Lew (1990) identificou maior quantidade de intrusão com uso da curva reversa do que com uso de dobra de ancoragem. No presente estudo não

⁹ Hocevar R. A force balance and control with the Begg technique. New Zealand Orthod Soc Newsletter 1977; 6:4-8.

houve diferença significativa entre as tensões observadas na região apical, ao se comparar os dois tipos de arcos (tabelas 5.6 e 5.7).

No estudo de Sakima et al. (2000) o uso do arco com curva de Spee reversa (Ni-ti 0,016") inibiu o deslocamento vertical que ocorreria se não fosse instaurado nenhum tratamento, identificado por efeito intrusivo vertical de 0,7mm. Por outro lado a mecânica de Burstone de três peças promoveu efeito vertical intrusivo de 2,3mm, indicando intrusão real pelo deslocamento do centro de resistência.

6.5 Considerações Finais

A originalidade do estudo se ancora na dificuldade de se encontrar pesquisas que comparem a distribuição de tensões no periodonto decorrente de diferentes arcos de intrusão. Os poucos artigos obtidos, que utilizaram fotoelasticidade, analisaram um ou outro tipo de arco, variando a intensidade de força (CLIFFORD; ORR; BURDEN, 1999; WATANABE et al., 2004) ou apenas identificando seu efeito (MOTA, 2005).

A definição da metodologia, empregada nesse estudo, permitiu a identificação das ordens de franjas, nos terços radiculares, e possibilitou a análise estatística dos dados. Geralmente a interpretação das franjas é realizada em um corpo de prova único, de forma qualitativa.

Os resultados do presente estudo permitiram a visualização e compreensão dos efeitos dos diversos arcos de intrusão. Entretanto devido à originalidade do

estudo, devem ser observados com cautela, requerendo mais pesquisas que confirmem a reprodutibilidade do método e dos resultados.

Deve-se considerar ainda a necessidade de estudos futuros, clínicos que comparem a quantidade de reabsorção radicular com uso de mecânicas intrusivas diferentes, que vislumbrem a implicação das ligas utilizadas, bem como do sistema de forças empregado.

7 CONCLUSÕES

Considerando as condições em que o estudo foi realizado, e a análise das diferenças observadas, parece lícito concluir que:

1) Ao se comparar as ordens de franjas (tensões) decorrentes de diferentes arcos de intrusão:

1.1) Na região apical, a maior magnitude de tensão foi gerada pelo arco utilitário de Ricketts, seguida pelo arco contínuo de Burstone.

1.2) Na região média, a maior magnitude de tensão foi gerada pelo arco utilitário de Ricketts, seguida por arco contínuo de Burstone, arco com dobra de ancoragem, e arco com curva de Spee reversa.

1.3) Na região cervical, a maior magnitude de tensão foi decorrente do arco utilitário de Ricketts, seguido por arco com curva de Spee reversa e arco com dobra de ancoragem. O arco contínuo de Burstone apresentou as menores tensões.

2) Ao se verificar a distribuição de tensões em cada arco:

2.1) Entre os terços radiculares, de cada dente, foram observadas as maiores magnitudes de tensões nas regiões cervicais, nas quatro mecânicas intrusivas avaliadas.

2.2) Entre os dentes, em cada terço radicular, no arco contínuo de Burstone, foram observadas as maiores magnitudes de tensões nos incisivos laterais. No arco utilitário de Ricketts e no arco com dobra de ancoragem, foram observadas as maiores magnitudes de tensões nos incisivos centrais. No arco com curva de Spee reversa foram identificadas as maiores magnitudes de tensões nos incisivos esquerdos.

REFERÊNCIAS¹⁰

Alvarez ED, Strohaecker TR. Equipamento de baixo custo para análise de tensões. Rev Fis Aplic Instr 1998;13(4):86-91.

Amasyali M, Sagdiç D, Olmez H, Akin E, Karaçay S. Intrusive effects of the Connecticut intrusion arch and the utility intrusion arch. Turkish J Med Sci 2005;35(6):407-15.

American Society for Testing and Materials. Standard test method for photoelastic measurements of birefringence and residual strains in transparent or translucent plastic materials. West Conshohocken: D4093-95; 2001.

Badran SA, Orr JF, Stevenson M, Burden DJ. Photo-elastic stress analysis of initial alignment archwires. Eur J Orthod 2003;25(2):117-25.

Baumrind S, Korn EL, Boyd RL. Apical root resorption in orthodontically treated adults. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1996;110(3):311-25.

Begg PR, Kesling PC. Begg orthodontic theory and technique. Philadelphia: WB Saunders; 1977.

Brito AD, Isaacson RJ. Como agem os aparelhos ortodônticos. In: Bishara SE. Ortodontia. 2ª ed. São Paulo: Santos; 2004. cap.15, p. 208-31.

Brodsky JF, Caputo AA, Furstman LL. Root tipping: a photoelastic-histopathologic correlation. Am J Orthod 1975;67(1):1-10.

Burstone CJ. Deep overbite correction by intrusion. Am J Orthod 1977;72(1):1-22.

Burstone CJ. Biomechanics of deep overbite correction. Semin Orthod 2001;7(1):26-33.

Burstone CJ, Goldberg AJ. Maximum forces and deflections from orthodontic appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1983;84:95-103.

¹⁰ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Burstone CJ, Steenbergen E, Hanley KJ. Correção da mordida profunda. In: Burstone CJ, Steenbergen E, Hanley KJ. A moderna mecânica Edgewise e a técnica do arco segmentado. 1ª ed. Trad. de Rodrigo F. Viecilli. São Paulo: Santos; 2003. cap.4, p.37-50.

Campos Júnior A, Passanezi E, Nahás D, Janson WA. Bases teóricas fundamentais para a utilização da fotoelasticidade como método de estudo de distribuição de forças. Estomat Cult 1985;15(1):21-4.

Campos Júnior A, Passanezi E, Nahás D, Chiapinotto GA, Lopes ES. A fotoelasticidade em Odontologia: Influência da base apical de sustentação. Rev Odontol USP 1989;3(4):470-5, out./dez.

Chiqueto KFG. Influência da mecânica intrusiva de acentuação e reversão da curva de Spee no grau de reabsorção radicular [Dissertação de Mestrado]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru da USP; 2005.

Claro CAA, Abrão J, Reis SAB. Forces in stainless steel, TiMolium® and TMA® Intrusion arches, with different bending magnitudes. Braz. oral res 2007; 21(2): 140-5.

Clifford PM, Orr JF, Burden DJ. The effects of increasing the reverse curve of Spee in a lower archwire examined using a dynamic photo-elastic gelatine model. Eur J Orthod 1999;21(3):213-22.

Consolaro A. Entrevista Rev Dent Press Ortod Ortop Facial 2002;7(3):7-16.

Consolaro A. Reabsorções dentárias nas especialidades clínicas. 2ª ed. Maringá: Dental Press; 2005. cap. 12, p. 353-401.

Costopoulos G, Nanda R. An evaluation of root resorption incident to orthodontic intrusion. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1996;109(5):543-8.

Cruz ANL. Análise fotoelástica das estruturas de suporte e craniofaciais de portadores de prótese parcial removível superior, classe II de Kennedy, subclasse 1 [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2004.

Dake ML, Sinclair PM. A comparison of the Ricketts and tweed-type arch leveling techniques. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989;95(1):72-8.

Dawson PE. Oclusão funcional. Da ATM ao desenho do sorriso. 1ª ed. São Paulo: Editora Santos; 2008. cap.13, p. 113-30; cap.36, p.453-66.

Dermaut LR, De Munck. Apical root resorption of upper incisors caused by intrusive tooth movement: A radiographic study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1986;90(4):321-6.

Dobranszki A. Estudo fotoelástico com o arco de dupla chave na técnica straight wire [Dissertação de Mestrado]. Campinas: Faculdade de Odontologia da Universidade Camilo Castelo Branco; 2001.

Dunn OJ. Multiple comparisons using rank sums. Technometrics 1964; 6(3): 241-251.

Faltin RM, Faltin K, Sander FG, Arana-Chavez VE. Ultrastructure of cementum and periodontal ligament after continuous intrusion in humans: a transmission electron microscopy study. Eur J Orthod 2001;23(1):35-49.

Fantini SM. Características estáticas e dinâmicas da oclusão ideal. . In: Interlandi S. Ortodontia: Bases para a iniciação. 4ª ed. São Paulo: Artes Médicas; 1999. cap.11, p.149-200.

Ferreira Júnior AFG. Desenvolvimento de um sistema para análise automática do padrão de franjas fotoelásticas isocromáticas [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Escola Politécnica da USP; 2003.

Furquim LZ. Perfil endocrinológico de pacientes ortodônticos com e sem reabsorções dentárias: Correlação com a morfologia radicular e da crista óssea alveolar [Tese de Doutorado] São Paulo: Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo; 2002.

Geramy A. Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis. Eur J Orthod 2002;24(1):21-33.

Glickman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JHN. Photoelastic analysis for internal stress in the periodontium created by occlusal forces. J Periodontol 1970;41:30-5.

Goldberg AJ, Burstone CJ. An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances. J Dent Res 1979;58:593-600.

Gomes FAP. Análise fotoelástica da dissipação de cargas oclusais através de overdentures mandibulares com barra dolder resiliente implanto-retida [Tese de Doutorado] São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

Gravina MA, Motta ATS, Almeida MAO, Quintão CCA. Fios ortodônticos: propriedades mecânicas relevantes e aplicação clínica. Rev Dent Press Ortod Ortop Facial 2004;9(1):113-28.

Greig DGM. Bioprogressive therapy: overbite reduction with the lower utility arch. Br J Orthod 1983;10:214-16.

Gurgel JA, Ramos AL, Kerr SD. Fios ortodônticos. Rev Dent Press Ortod Ortop Facial 2001;6(4):103-14.

Hayashi RK, Chaconas SJ, Caputo AA. Effects of force direction on supporting bone during tooth movement. J Am Dent Assoc 1975;90:1012-17.

Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989;96:100-19.

Laganá DC. Estudo comparativo do comportamento biomecânico das próteses parciais removíveis de extremidade livre e das próteses parciais fixas em cantilever. Análise fotoelástica das reações das estruturas de suporte [Tese de Doutorado] São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1992.

Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. Biometrics 1977; 3:59-74.

Langlade M. Terapêutica ortodôntica. 1ª ed. São Paulo: Editora Santos; 1993. cap. 6, p. 122-46.

Lew K. Intrusion and apical resorption of mandibular incisors in Begg treatment: anchorage bend or curve? Aust Orthod J 1990;11(3):164-8.

Markarian RA. Biomecânica da transmissão de cargas a implantes unitários em função dos materiais protéticos- análise fotoelástica e dinâmica [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

Matsui S, Caputo AA, Chaconas SJ, Kiyomura H. Center of resistance of anterior arch segment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118(2):171-8.

Mc Fadden WM, Engstrom C, Engstrom H, Anholm M. A study of the relationship between incisor intrusion and root shortening. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 96(5):390-6.

McNamara JA, Brudon WL. Orthodontics and dentofacial orthopedics. Ann Arbor: Needham; 2001. cap. 11, p.187-97.

Melsen B, Agerbaek N, Markenstam G. Intrusion of incisors in adult patients with marginal bone loss. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96(3):232-41.

Mota LM. Estudo fotoelástico da intrusão de dentes anteriores na técnica do arco segmentado [Dissertação de Mestrado]. Campinas: Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic; 2005.

Muench A. Metais em ortodontia. In: Interlandi S. Ortodontia: bases para a Iniciação. 4ª ed. São Paulo: Artes Médicas; 1999. cap.8, p.97-106.

Mulligan TF. Common sense mechanics. *J Clin Orthod* 1979;13(11):762-66.

Nakamura A, Teratani T, Itoh H, Sugawara J, Ishikawa H. Photoelastic stress analysis of mandibular molars moved distally with the skeletal anchorage system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132:624-9.

Nanda R. The differential diagnosis and treatment of excessive overbite. *Dent Clin North Am* 1981;25(1):69-84.

Nanda R. Estratégias biomecânicas e estéticas na clínica ortodôntica. 1ed. São Paulo: Editora Santos; 2007. cap. 7, p.131-55.

Ng J, Major PW, Heo G, Flores C. True incisor intrusion attained during orthodontic treatment: A systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128(2):212-9.

Oliveira EJ. Biomecânica avançada no controle de efeitos colaterais em ortodontia. 1 ed. Belo Horizonte: Ed. do Autor; 2005. cap. 1, p.15-108; cap 3, p. 131-56.

Otto RL, Anholm JM, Engel GA. A comparative analysis of intrusion teeth achieved in adults and children according to facial type. *Am J Orthod* 1980;77(4):437-46.

Oyama K, Motoyoshi M, Hirabayashi M, Hosoi K, Shimizu N. Effects of root morphology on stress distribution at the root apex. *Eur J Orthod* 2007;29(2):113-17.

Phillips JW. Experimental Stress Analysis- Photoelasticity 2000. Disponível em URL: <http://www.tam.uiuc.edu/courses/TAM326/2000.1/syllabus.html>. [2007 jun 21].

Proffit WR, Fields HW, Ackerman JL, Sinclair PM, Thomas PM, Tulloch JFC. Ortodontia contemporânea. 2ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1995. cap. 9 e 10, p. 244-88.

Reitan K, Rygh P. Princípios e reações biomecânicas. In: Graber TM, Vanarsdall Júnior RL. Ortodontia: princípios e técnicas atuais. 2ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A.; 1996. cap.2, p.88-174.

Ricketts R. Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs. Part II. *Am J Orthod* 1976;70:241-68.

Ricketts RM, Bench RW, Gugino CF, Hilgers JJ, Schulhof RJ. Técnica bioprogressiva de Ricketts. 5ª ed. Buenos Aires: Editora Médica Panamericana SA; 1983.

Rocha JET, Fuziy A, Tukan PC, De Oliveira RCG. Fotoelasticidade: Aplicabilidade na mecânica ortodôntica. *Braz Oral Res* 2006; 20(spec issue1):81.

Rodrigues M. Técnica Straight-wire simplificada. 1ª ed. Maringá: Dental Press; 2004. cap. 5, p. 119-70.

Rossato C. Estudo fotoelástico das áreas de pressão, produzidas no periodonto, por forças ortodônticas, na distalização do canino, pelos métodos convencional e com "power arm" [Dissertação de Mestrado]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru da USP; 1982.

Sakima MT, Sakima PRT, Sakima T, Gandini Júnior LG, Santos Pinto A. Técnica do arco segmentado de Burstone. *Rev Dent Press Ortod Ortop Facial* 2000;5(2):91-115.

Sarver DM. Entrevista *Rev Dent Press Ortod Ortop Facial* 2007;12(3):25-31.

Schwarz AM. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. *Int J Orthod* 1932;18:331-52.

Shroff B, Yoon WM, Lindauer SJ, Burstone CJ. Simultaneous intrusion and retraction using a three-piece base arch. *Angle Orthod* 1997;67(6):455-62.

Sprent P, Smeeton NC. *Applied Non-parametric Statistical Methods* 3 ed. Boca Raton: Chapman & Hall/CRC; 2001.

Steenbergen E, Burstone CJ, Prahl-Andersen B, Aartman IHA. The influence of force magnitude on intrusion of the maxillary segment. *Angle Orthod* 2005; 75(5):723-9.

Vieira S. *Bioestatística tópicos avançados*. 2003; 1ª ed. Rio de Janeiro: Editora Campus; 2003.

Watanabe P, Nouer PRA, Garbui IU, Rondelli CEM. Desenvolvimento de tyodont fotoelástico para visualização de linhas de tensão de forças na técnica segmentada (2x4). *Rev Assoc Paul Espec Ortod Ortop Facial* 2004;2(3):126-35.

Weiland F. Constant versus dissipating forces in orthodontics: the effect on initial tooth movement and root resorption. *Eur J Orthod* 2003;25(4):335-42.

Wilson DV, Goldberg AJ. Alternative beta-titanium alloys for orthodontic wires. *Dent Mater* 1987;3(6):337-41.

Wilson AN, Middleton J, Jones ML, Mc Guinness NJ. The finite element analysis of stress in the periodontal ligament when subject to vertical orthodontic forces. *Br J Orthod* 1994;21(2):161-7.

Yoon YJ, Jang SH, Hwang GW, Kim KW. Stress distribution produced by correction of the maxillary second molar in buccal crossbite. *Angle Orthod* 2002;72(5):397-401.

APÊNDICES

APÊNDICE A- Valores atribuídos de acordo com as ordens de franjas na primeira e segunda observação, nas regiões do incisivo lateral direito inferior, dos arcos sorteados

Cdi obs.1	Cdi obs.2	Cme obs.1	Cme obs.2	Mdi obs.1	Mdi obs.2	Mme obs.1	Mme obs.2	A obs.1	A obs.2
1,2	1,2	1,38	1,38	0,28	0,28	0,45	0,45	0,28	0,28
0,6	0,79	1,2	1,2	0,28	0,28	0,45	0,45	0,45	0,28
0,79	0,79	2,33	2,33	0,45	0,45	0,45	0,45	0,6	0,6
2,5	2,5	2,33	2,33	0,6	0,6	0,45	0,45	0,6	0,6
1,38	1,38	2,5	2,5	0,6	0,6	0,45	0,45	0,6	0,6
0,79	0,79	1,62	1,62	0,28	0,28	0,45	0,45	0,6	0,79
0,79	0,79	2,67	2,67	0	0	0,79	0,79	0,79	0,79
0,79	0,79	2,67	2,67	0	0	1,38	1,38	0,79	0,79
0,79	0,79	2,67	2,67	0	0	0,6	0,6	0,6	0,6
0,9	0,79	2	2,33	0	0,28	0,45	0,45	0,45	0,45
0,9	1	0,45	0,6	0,45	0,28	0,28	0	0,28	0,28
1,2	1,2	0,79	0,79	0,79	0,9	0,28	0,28	0,45	0,45
1,62	1,62	1,62	1,62	1,06	1,2	0,28	0,28	0,6	0,6
2,33	2,33	2,67	2,67	0	0	0,28	0,28	0,45	0,45
2,33	2,33	2,33	2,33	0,45	0,45	0	0	0,28	0,28
1,2	1,2	1,2	1,38	0,28	0,28	0,28	0,28	0,45	0,45
1,38	1,38	1,62	1,62	0	0	0	0	0,28	0,45
2,33	2,33	2,33	2,33	0	0	0,28	0,28	0,45	0,45
2,33	2,33	2,33	2,33	0	0	0,28	0	0,45	0,45
2,33	2,33	2,33	2,33	0,28	0,28	0,45	0,45	0,45	0,6

APÊNDICE B- Valores atribuídos de acordo com as ordens de franjas na primeira e segunda observação, nas regiões do incisivo central direito inferior, dos arcos sorteados

Cdi obs.1	Cdi obs.2	Cme obs.1	Cme obs.2	Mdi obs.1	Mdi obs.2	Mme obs.1	Mme obs.2	A obs.1	A obs.2
1,38	1,38	2,67	2,67	0,6	0,6	0,28	0	0	0
1	1,2	2,67	2,67	0,6	0,6	0	0	0,28	0
2,33	2,33	2,33	2,5	0,45	0,6	0,28	0,28	0,28	0,28
2,33	2,33	2,67	2,67	0,45	0,6	0,28	0,28	0,45	0,28
2,33	2,33	2,67	2,67	0,6	0,6	0,28	0,28	0,28	0,28
1,38	1,62	1,62	1,62	0,6	0,6	0,45	0,6	0,45	0,6
2,67	2,67	3,1	3,1	0,9	0,9	0,9	0,9	0,45	0,45
2,67	2,67	3,1	3,1	1,38	1,38	0,79	0,79	0,28	0
2,67	2,67	3,1	3,1	1,06	1,06	0,79	0,79	0,45	0,45
2	2,33	2,5	2,5	0,45	0,45	0,6	0,6	0,28	0,28
0,45	0,6	1,62	1,62	0	0	0	0	0,28	0,28
0,79	0,79	3	3,1	0,28	0,28	0,28	0,28	0,45	0,45
1,62	1,62	2,67	2,67	0,28	0,28	0,28	0,28	0,28	0,28
2	2,5	2,67	2,67	0,28	0,28	0	0	0,28	0,45
2,33	2,33	2,67	2,67	0	0	0	0	0,45	0,45
1,2	1,38	2,67	3,1	0,28	0,28	0,28	0,28	0,45	0,45
1,62	1,62	2,67	2,67	0	0	0	0	0,28	0,45
2,33	2,67	2,67	2,33	0,28	0,28	0,28	0,28	0,45	0,45
2,33	2,33	2,5	2,5	0,28	0,28	0,28	0,28	0,45	0,45
2,33	2,33	2,67	2,67	0,45	0,6	0,45	0,45	0,45	0,45

APÊNDICE C- Valores atribuídos de acordo com as ordens de franjas na primeira e segunda observação, nas regiões do incisivo central esquerdo inferior, dos arcos sorteados

Cdi obs.1	Cdi obs.2	Cme obs.1	Cme obs.2	Mdi obs.1	Mdi obs.2	Mme obs.1	Mme obs.2	A obs.1	A obs.2
2,67	2,67	2,67	2,67	0,28	0,28	0,28	0	0,28	0,28
2,67	2,67	2,67	2,67	0,45	0,28	0	0	0,28	0,28
2,33	2,33	2,33	2,5	0,28	0,28	0,28	0,28	0,28	0,28
2,67	2,67	2,67	2,67	0,28	0,28	0,28	0	0,45	0,28
2,67	2,67	2,67	2,67	0,28	0,28	0,45	0	0,45	0,28
1,38	1,38	1,2	1,62	0,28	0,45	0,6	0,6	0,79	0,79
4	4	3,1	3,1	1,06	1,06	0,45	0,45	0,6	0,6
4	4	3,1	3,1	1,38	1,38	0,45	0,45	0,79	0,79
2,67	3,1	2,67	3,1	0,45	0,45	0,79	0,9	0,45	0,45
2,5	2,33	2,5	2,5	0,28	0,28	0,28	0,28	0,45	0,45
1,62	1,62	1,62	1,62	0,28	0,45	0,28	0,28	0,45	0,45
2,67	2,67	3,1	3,1	0	0	0,28	0,28	0,45	0,45
2	2,33	2,67	2,67	0,45	0,45	0,28	0,28	0,28	0,28
2,5	2,5	2,33	2,67	0	0,28	0	0	0,45	0,45
2,33	2,5	2,67	2,67	0	0	0	0	0,45	0,45
2,33	2,33	2,67	3,1	0,28	0,28	0,28	0,28	0,45	0,45
1,62	1,62	2,67	2,67	0,28	0,28	0,28	0	0,28	0,45
1,62	1,62	2,67	2,67	0,28	0,28	0,45	0,28	0,45	0,45
1,62	1,62	2,5	2,5	0,28	0,28	0,28	0,28	0,45	0,45
3,1	3,1	2,67	2,67	0,6	0,45	0,6	0,6	0,6	0,6

APÊNDICE D- Valores atribuídos de acordo com as ordens de franjas na primeira e segunda observação, nas regiões do incisivo lateral esquerdo inferior, dos arcos sorteados

Cdi obs.1	Cdi obs.2	Cme obs.1	Cme obs.2	Mdi obs.1	Mdi obs.2	Mme obs.1	Mme obs.2	A obs.1	A obs.2
0,28	0,28	2,67	2,67	0,28	0,28	0,28	0,28	0,6	0,45
0,6	0,79	2,67	2,67	0,28	0,28	0,28	0,28	0,6	0,28
1,38	1,38	2,33	2,33	0,45	0,45	0,45	0,28	0,6	0,6
1,38	1,38	2,67	2,67	0,28	0,28	0,28	0,28	0,79	0,79
1,38	1,38	2,67	2,67	0,45	0,28	0,45	0,28	0,9	0,79
1,2	1	1,38	1,62	0,28	0,28	1,06	1,06	0,79	0,79
1,81	1,81	4	4	0,45	0,28	1,06	1,06	1,38	1,38
1,62	1,38	4	4	0,28	0,28	1,06	1,38	1,38	1,38
1,62	1,38	3,1	3,1	0	0	0,28	0,28	0,6	0,6
0,79	0,79	2,5	2,5	0,6	0,6	0,28	0,28	0,28	0,28
1,62	1,62	1,62	1,62	0,79	0,79	0,6	0,6	0,6	0,6
1	1,2	2,67	2,67	0,6	0,28	0	0	0,45	0,45
0,9	0,9	2	2,33	1,38	1,38	0,45	0,45	0,28	0,28
1,2	1,2	2,5	2,5	0,79	0,6	0,28	0,28	0,45	0,45
1	0,9	2,33	2,5	1,06	1,06	0	0	0,45	0,45
1,62	1,62	2,33	2,33	0,79	0,79	0,45	0,6	0,6	0,6
1	1,38	1,62	1,62	0,79	0,79	0,28	0,28	0,45	0,45
1,62	1,62	1,38	1,38	0,9	0,9	0,6	0,6	0,6	0,6
1,38	1,38	1,38	1,38	0,79	0,79	0,6	0,45	0,6	0,6
1,38	1,38	2,67	3,1	0,9	0,9	0,79	0,79	0,79	0,79

APÊNDICE E- Valores atribuídos de acordo com as ordens de franjas decorrentes dos arcos de intrusão contínuo de Burstone, nas regiões do incisivo lateral direito inferior

Arcos	Cdi	Cme	Mdi	Mme	Apical
1	0,79	1,38	0,28	0,45	0,60
2	0,79	1,06	0,28	0,28	0,60
3	0,60	1,06	0,28	0,45	0,60
4	1,06	1,06	0,45	0,45	0,79
5	1,20	1,38	0,28	0,45	0,28
6	0,60	0,60	0,28	0,60	0,60
7	0,60	1,20	0,28	0,45	0,45
8	0,79	1,20	0,28	0,45	0,45
9	0,45	1,38	0,00	0,60	0,79
10	1,00	1,38	0,28	0,45	0,90
11	0,79	2,67	0,79	0,45	0,79
12	0,79	2,33	0,45	0,45	0,60
13	2,33	2,33	0,60	0,45	0,60
14	1,38	2,50	0,60	0,45	0,60
15	1,38	2,00	0,79	0,60	0,60

APÊNDICE F- Valores atribuídos de acordo com as ordens de franjas decorrentes dos arcos de intrusão contínuo de Burstone, nas regiões do incisivo central direito inferior

Arcos	Cdi	Cme	Mdi	Mme	Apical
1	1,38	1,38	0,45	0,28	0,28
2	1,06	1,20	0,45	0,00	0,28
3	1,06	1,06	0,60	0,28	0,28
4	1,06	1,06	0,60	0,28	0,28
5	1,38	2,67	0,60	0,28	0,00
6	0,60	1,00	0,60	0,00	0,28
7	1,00	2,67	0,60	0,00	0,28
8	1,00	1,00	0,60	0,28	0,28
9	1,38	2,33	0,79	0,60	0,45
10	2,33	2,67	0,60	0,45	0,45
11	2,33	2,67	0,60	0,45	0,45
12	2,33	2,33	0,45	0,28	0,28
13	2,33	2,67	0,45	0,28	0,45
14	2,33	2,67	0,60	0,28	0,28
15	2,00	2,33	0,45	0,28	0,28

APÊNDICE G- Valores atribuídos de acordo com as ordens de franjas decorrentes dos arcos de intrusão contínuo de Burstone, nas regiões do incisivo central esquerdo inferior

Arcos	Cdi	Cme	Mdi	Mme	Apical
1	1,38	1,38	0,28	0,28	0,45
2	0,90	1,20	0,45	0,00	0,45
3	0,90	1,20	0,45	0,28	0,45
4	0,79	1,20	0,28	0,28	0,28
5	2,67	2,67	0,28	0,28	0,28
6	0,79	1,00	0,28	0,28	0,28
7	2,67	2,67	0,45	0,00	0,28
8	0,79	1,00	0,28	0,28	0,28
9	2,67	2,67	0,28	0,60	0,45
10	3,00	2,67	0,28	0,45	0,45
11	2,67	2,67	0,28	0,45	0,45
12	2,33	2,33	0,28	0,28	0,28
13	2,67	2,67	0,28	0,28	0,45
14	2,67	2,67	0,28	0,45	0,45
15	2,00	2,33	0,45	0,28	0,28

APÊNDICE H- Valores atribuídos de acordo com as ordens de franjas decorrentes dos arcos de intrusão contínuo de Burstone, nas regiões do incisivo lateral esquerdo inferior

Arcos	Cdi	Cme	Mdi	Mme	Apical
1	0,28	1,06	0,28	0,45	0,90
2	0,28	0,90	0,00	0,45	0,79
3	0,45	1,20	0,28	0,28	0,60
4	0,28	1,06	0,28	0,28	0,79
5	0,28	2,67	0,28	0,28	0,60
6	0,60	1,06	0,28	0,28	0,60
7	0,60	2,67	0,28	0,28	0,60
8	0,28	1,06	0,28	0,28	0,60
9	1,38	2,67	0,28	0,45	0,79
10	1,38	3,60	0,28	0,45	1,20
11	1,38	3,00	0,28	0,28	0,60
12	1,38	2,33	0,28	0,28	0,60
13	1,38	2,67	0,28	0,28	0,79
14	1,38	2,67	0,28	0,28	0,90
15	1,06	2,00	0,28	0,28	0,60

APÊNDICE I- Valores atribuídos de acordo com as ordens de franjas decorrentes dos arcos utilitários de Ricketts, nas regiões do incisivo lateral direito inferior

Arcos	Cdi	Cme	Mdi	Mme	Apical
1	0,79	2,00	0,28	0,45	0,79
2	0,79	1,62	0,28	0,79	0,79
3	0,79	2,00	0,00	0,60	0,60
4	0,79	2,33	0,00	0,60	0,45
5	0,45	2,67	0,00	0,90	0,60
6	0,79	2,67	0,00	0,79	0,79
7	0,79	2,67	0,00	1,38	0,79
8	1,38	2,00	0,60	0,45	0,45
9	0,79	2,67	0,00	0,60	0,60
10	0,79	2,33	0,28	1,06	0,60
11	1,00	2,67	0,00	0,60	0,79
12	0,79	2,33	0,00	0,45	0,28
13	0,79	2,67	0,00	0,60	0,60
14	1,81	2,67	0,00	0,60	0,60
15	1,06	2,67	0,00	0,90	0,60

APÊNDICE J- Valores atribuídos de acordo com as ordens de franjas decorrentes dos arcos utilitários de Ricketts, nas regiões do incisivo central direito inferior

Arcos	Cdi	Cme	Mdi	Mme	Apical
1	1,38	1,62	0,60	0,45	0,45
2	1,06	1,20	0,60	0,45	0,00
3	1,62	3,10	0,79	0,79	0,28
4	3,00	2,00	0,79	0,45	0,28
5	2,67	2,67	1,06	1,06	0,28
6	2,67	3,10	0,90	0,90	0,45
7	2,67	3,10	1,38	0,79	0,28
8	2,00	3,10	0,45	0,60	0,45
9	2,67	3,10	1,06	0,79	0,45
10	2,33	2,33	1,20	0,45	0,45
11	2,33	3,10	0,79	0,45	0,28
12	2,00	2,50	0,45	0,60	0,28
13	2,50	3,10	0,79	0,45	0,45
14	2,50	2,67	0,90	0,45	0,45
15	2,50	2,67	0,90	0,79	0,45

APÊNDICE K- Valores atribuídos de acordo com as ordens de franjas decorrentes dos arcos utilitários de Ricketts, nas regiões do incisivo central esquerdo inferior

Arcos	Cdi	Cme	Mdi	Mme	Apical
1	1,38	1,20	0,28	0,60	0,79
2	1,62	1,20	0,60	0,45	0,00
3	1,62	3,10	0,28	0,79	0,45
4	2,67	3,10	0,45	0,60	0,45
5	4,00	2,67	0,45	1,06	1,20
6	4,00	3,10	1,06	0,45	0,60
7	4,00	3,10	1,38	0,45	0,79
8	4,00	3,10	0,28	0,60	0,60
9	2,67	2,67	0,45	0,79	0,45
10	2,67	2,33	0,60	0,45	0,28
11	3,00	3,10	0,28	0,60	0,45
12	2,50	2,50	0,28	0,28	0,45
13	3,60	3,10	1,00	0,60	0,79
14	2,67	2,67	0,60	0,60	1,06
15	2,00	2,67	0,79	0,79	0,90

APÊNDICE L- Valores atribuídos de acordo com as ordens de franjas decorrentes dos arcos utilitários de Ricketts, nas regiões do incisivo lateral esquerdo inferior

Arcos	Cdi	Cme	Mdi	Mme	Apical
1	1,20	1,38	0,28	1,06	0,79
2	0,45	1,62	0,28	0,28	0,79
3	0,45	1,62	0,00	0,45	0,79
4	0,28	2,67	0,00	0,45	0,28
5	1,20	4,00	0,00	0,60	0,60
6	1,81	4,00	0,45	1,06	1,38
7	1,62	4,00	0,28	1,06	1,38
8	1,81	4,00	0,28	0,28	0,90
9	1,62	3,10	0,00	0,28	0,60
10	0,45	2,33	0,28	1,06	0,90
11	1,20	3,10	0,00	0,28	0,60
12	0,79	2,50	0,60	0,28	0,28
13	1,06	3,60	0,28	0,45	0,90
14	1,20	2,50	0,00	1,06	0,60
15	0,28	2,00	0,28	1,06	0,00

APÊNDICE M- Valores atribuídos de acordo com as ordens de franjas decorrentes dos arcos com dobra de ancoragem de Begg, nas regiões do incisivo lateral direito inferior

Arcos	Cdi	Cme	Mdi	Mme	Apical
1	1,06	0,60	0,28	0,00	0,45
2	0,90	0,45	0,45	0,28	0,28
3	0,79	0,60	0,00	0,00	0,28
4	1,20	0,79	0,00	0,00	0,45
5	1,38	0,79	0,60	0,00	0,00
6	1,20	0,79	0,79	0,28	0,45
7	1,06	0,79	0,45	0,28	0,45
8	1,38	1,62	0,60	0,00	0,28
9	1,38	1,20	0,45	0,28	0,00
10	1,62	1,62	1,06	0,28	0,60
11	2,33	2,67	0,00	0,28	0,45
12	1,62	2,33	0,90	0,28	0,45
13	2,33	2,33	0,45	0,00	0,28
14	2,00	1,06	0,28	0,00	0,28
15	2,00	2,33	0,28	0,28	0,28

APÊNDICE N- Valores atribuídos de acordo com as ordens de franjas decorrentes dos arcos com dobra de ancoragem de Begg, nas regiões do incisivo central direito inferior

Arcos	Cdi	Cme	Mdi	Mme	Apical
1	0,60	3,10	0,00	0,00	0,28
2	0,45	1,62	0,00	0,00	0,28
3	0,60	2,67	0,28	0,28	0,00
4	0,79	2,67	0,28	0,00	0,28
5	0,79	2,67	0,00	0,00	0,00
6	0,79	3,00	0,28	0,28	0,45
7	0,79	3,00	0,28	0,00	0,28
8	1,62	2,67	0,00	0,28	0,45
9	1,20	2,67	0,28	0,28	0,45
10	1,62	2,67	0,28	0,28	0,28
11	2,00	2,67	0,28	0,00	0,28
12	2,33	2,67	0,28	0,28	0,45
13	2,33	2,67	0,00	0,00	0,45
14	1,62	2,00	0,00	0,28	0,00
15	2,00	2,50	0,28	0,00	0,28

APÊNDICE O- Valores atribuídos de acordo com as ordens de franjas decorrentes dos arcos com dobra de ancoragem de Begg, nas regiões do incisivo central esquerdo inferior

Arcos	Cdi	Cme	Mdi	Mme	Apical
1	1,62	3,10	0,45	0,00	0,45
2	1,62	1,62	0,28	0,28	0,45
3	1,81	2,67	0,45	0,45	0,28
4	2,67	2,67	0,00	0,00	0,45
5	1,62	2,67	0,45	0,00	0,45
6	2,67	3,10	0,00	0,28	0,45
7	2,33	3,10	0,00	0,00	0,45
8	2,67	2,67	0,00	0,45	0,45
9	1,62	2,67	0,28	0,00	0,00
10	2,00	2,67	0,45	0,28	0,28
11	2,50	2,33	0,00	0,00	0,45
12	2,67	2,67	0,28	0,45	0,45
13	2,33	2,67	0,00	0,00	0,45
14	1,81	1,81	0,28	0,00	0,28
15	1,38	1,38	0,00	0,28	0,45

APÊNDICE P- Valores atribuídos de acordo com as ordens de franjas decorrentes dos arcos com dobra de ancoragem de Begg, nas regiões do incisivo lateral esquerdo inferior

Arcos	Cdi	Cme	Mdi	Mme	Apical
1	1,00	1,38	1,00	0,45	0,45
2	1,62	1,62	0,79	0,60	0,60
3	0,90	0,79	0,60	0,28	0,28
4	1,00	2,67	0,60	0,00	0,28
5	0,79	1,62	0,60	0,45	0,45
6	1,00	2,67	0,60	0,00	0,45
7	0,90	2,33	0,60	0,00	0,28
8	1,20	2,67	0,28	0,28	0,45
9	0,79	1,62	0,90	0,45	0,00
10	0,90	2,00	1,38	0,45	0,28
11	1,20	2,50	0,79	0,28	0,45
12	1,20	2,67	0,45	0,28	0,60
13	1,00	2,33	1,06	0,00	0,45
14	1,20	1,81	0,45	0,28	0,45
15	1,20	1,38	0,90	0,28	0,45

APÊNDICE Q- Valores atribuídos de acordo com as ordens de franjas decorrentes dos arcos com curva de Spee reversa da mecânica de Tweed, nas regiões do incisivo lateral direito inferior

Arcos	Cdi	Cme	Mdi	Mme	Apical
1	0,90	1,06	0,00	0,28	0,45
2	0,90	1,06	0,00	0,28	0,45
3	1,38	2,00	0,60	0,28	0,45
4	0,90	2,50	0,00	0,28	0,45
5	0,79	1,62	0,00	0,00	0,45
6	1,20	1,20	0,28	0,28	0,45
7	1,38	1,62	0,00	0,00	0,28
8	0,90	2,00	0,00	0,28	0,45
9	0,90	1,62	0,00	0,00	0,28
10	0,79	1,38	0,00	0,00	0,28
11	2,33	2,33	0,00	0,28	0,45
12	2,33	2,33	0,00	0,28	0,60
13	2,33	2,33	0,00	0,28	0,45
14	2,33	2,33	0,28	0,28	0,60
15	2,33	2,33	0,28	0,45	0,45

APÊNDICE R- Valores atribuídos de acordo com as ordens de franjas decorrentes dos arcos com curva de Spee reversa da mecânica de Tweed, nas regiões do incisivo central direito inferior

Arcos	Cdi	Cme	Mdi	Mme	Apical
1	1,20	1,62	0,28	0,28	0,45
2	1,06	1,62	0,28	0,28	0,45
3	2,00	3,10	0,28	0,28	0,45
4	2,50	3,10	0,45	0,28	0,45
5	1,62	3,10	0,00	0,00	0,45
6	1,20	2,67	0,28	0,28	0,45
7	1,62	2,67	0,00	0,00	0,28
8	2,00	2,67	0,28	0,28	0,45
9	1,62	2,67	0,28	0,00	0,28
10	1,62	2,33	0,45	0,45	0,00
11	2,33	2,67	0,28	0,28	0,45
12	2,33	2,67	0,28	0,28	0,45
13	2,33	2,50	0,28	0,28	0,45
14	2,33	2,50	0,28	0,28	0,45
15	2,33	2,67	0,45	0,45	0,45

APÊNDICE S- Valores atribuídos de acordo com as ordens de franjas decorrentes dos arcos com curva de Spee reversa da mecânica de Tweed, nas regiões do incisivo central esquerdo inferior

Arcos	Cdi	Cme	Mdi	Mme	Apical
1	1,38	1,62	0,28	0,28	0,45
2	1,62	1,62	0,28	0,45	0,45
3	3,10	3,10	0,28	0,45	0,45
4	3,10	3,10	0,28	0,45	0,45
5	2,33	3,10	0,28	0,28	0,28
6	2,33	2,67	0,28	0,28	0,45
7	1,62	2,67	0,28	0,28	0,28
8	1,62	2,67	0,28	0,28	0,45
9	2,33	2,67	0,28	0,00	0,28
10	2,33	2,33	0,45	0,45	0,28
11	1,62	2,67	0,28	0,45	0,45
12	2,67	2,67	0,28	0,28	0,45
13	1,62	2,50	0,28	0,28	0,45
14	2,67	2,50	0,28	0,45	0,45
15	3,10	2,67	0,60	0,60	0,60

APÊNDICE T- Valores atribuídos de acordo com as ordens de franjas decorrentes dos arcos com curva de Spee reversa da mecânica de Tweed, nas regiões do incisivo lateral esquerdo inferior

Arcos	Cdi	Cme	Mdi	Mme	Apical
1	1,62	1,20	0,79	0,79	0,79
2	1,62	1,62	1,06	0,60	0,79
3	1,62	2,33	0,60	0,60	0,60
4	2,33	2,33	0,79	0,45	0,60
5	1,20	2,33	0,60	0,00	0,28
6	1,62	2,33	0,79	0,45	0,60
7	1,00	1,62	0,79	0,00	0,45
8	1,62	1,62	1,06	0,60	0,60
9	0,90	2,33	0,90	0,00	0,45
10	1,20	2,00	1,06	0,28	0,45
11	1,62	1,38	0,90	0,60	0,60
12	1,62	2,50	1,00	0,60	0,60
13	1,38	1,38	0,79	0,45	0,60
14	1,81	2,50	0,79	0,45	0,60
15	1,38	2,67	0,90	0,79	0,79