

CLÁUDIO PEREIRA VIANA

**A INFLUÊNCIA DA VARIAÇÃO DA CURVATURA DA BASE
DO BRÁQUETE NUMA UNIÃO ORTODÔNTICA
SUBMETIDA A DIFERENTES CARGAS ATRAVÉS DO
MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

CLÁUDIO PEREIRA VIANA

**A INFLUÊNCIA DA VARIAÇÃO DA CURVATURA DA
BASE DO BRÁQUETE NUMA UNIÃO ORTODÔNTICA
SUBMETIDA A DIFERENTES CARGAS ATRAVÉS DO
MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais como requisito para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Ortodontia

Orientador: Dr. Ênio Tonani Mazzeiro
Co-orientador: Dr. Janes Landre Júnior

Belo Horizonte - Minas Gerais

2003

Cláudio Pereira Viana

Título: A influência da variação da curvatura da base do bráquete numa união ortodôntica submetida a diferentes cargas através do método dos elementos finitos

Dissertação defendida em:

Resultado:

BANCA EXAMINADORA

Professor Doutor Ênio Tonani Mazzeiro (Orientador)
Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

Professor Doutor Ivan Doche Barreiros
Universidade Federal de Minas Gerais

Professor Doutor Wisley Falco Sales
Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

DEDICATÓRIA

*Aos meus pais, cujos sacrifícios permitiram minha educação,
À Cintia, pelo amor e incentivo constante.*

AGRADECIMENTOS

A realização deste trabalho somente foi possível em razão da ajuda de várias pessoas, que ao longo dessa jornada se tornaram muito mais do que colaboradoras, mas grandes amigas, e com as quais eu tenho a enorme alegria de dividir este momento.

A Deus, por me permitir experimentar a grande aventura de viver.

Aos meus pais e irmã, que sempre acreditaram em minha capacidade e, agora, compartilham comigo a alegria de mais uma conquista na minha vida profissional.

A Cintia, pelo amor e paciência necessários ao longo desses anos de estudo.

Ao Dr. Wellington Pacheco, por estar sempre presente desde meus primeiros passos na Ortodontia, e cuja grandiosa experiência inspirou-me como modelo a ser seguido.

Ao meu orientador, Dr. Ênio Tonani Mazzeiro, pela atenção, disponibilidade e disposição para orientar.

Ao meu co-orientador, Dr. Janes Landre Júnior, pela paciência, tranquilidade, capacidade e facilidade de transmitir informações tão complexas de forma simples.

Ao professor Ión, pela presteza em colaborar durante a execução deste trabalho.

Ao coordenador dos Programas de Pós-graduação em Odontologia da PUC-MG, Dr. Roberval de Almeida Cruz.

A todos os professores, pela agradável convivência no dia-a-dia da clínica, grande profissionalismo e dedicação, os quais permitiram minha formação profissional e meu crescimento pessoal.

A empresa VIBRACON Engenharia por fornecer os equipamentos e programas necessários para realização desse trabalho.

Aos alunos de engenharia mecânica da PUC-MG, pela importante contribuição para a realização da parte experimental deste trabalho.

Aos meus colegas da 2ª turma de Mestrado em Ortodontia: Ana Cristina, Anna Clara, Claudia, Henrique, Ludimila, Marcelo, Ricardo e Tarcísio, pela amizade formada e pelos ótimos momentos vividos juntos.

Aos colegas da 12^a turma de Especialização em Ortodontia, e também aos da 1^a e 3^a turmas de Mestrado em Ortodontia, pela agradável convivência dentro e fora da clínica.

Aos funcionários do Departamento de Odontologia da PUC-MG, pelo apoio e suporte necessários.

“Viver a própria tarefa é realizá-la; e realizá-la é sofrê-la em si.”

Francisco Cândido Xavier

RESUMO

Este trabalho procurou avaliar a adaptabilidade de quatro diferentes bases de bráquetes "straight-wire" (Morelli, Unitek, A-Company e Abzil-Lancer) à superfície vestibular de um canino inferior. As curvaturas das bases de bráquetes utilizados no presente estudo foram descritas num estudo prévio, enquanto que o contorno dentário foi obtido a partir do cálculo da curvatura média vestibular de uma amostra de 30 indivíduos brasileiros adultos, das raças leucoderma e melanoderma. Empregou-se a análise tridimensional por elementos finitos da interface esmalte vestibular/cimento/base do bráquete para cada marca testada. Forças de 1N promovendo deslocamento lateral e torção foram aplicadas no centro da base do bráquete e observou-se a distribuição desses esforços sobre os modelos assim como as tensões normais e de cisalhamento geradas. Os resultados mostraram que a base que melhor se adaptou à superfície vestibular foi a da marca Unitek, seguida pela marca A-Company, Abzil-Lancer e Morelli. As deformações sofridas pelos bráquetes foram inversamente proporcionais a adaptação à superfície dentária. Os maiores picos de tensão localizaram-se nas proximidades do ponto de aplicação da força. A interface adesivo/esmalte foi mais sujeita a falha na adesão que a interface bráquete/adesivo. A força de cisalhamento demonstrou ser mais provável de causar falha na adesão quando comparada à força de torção.

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the adaptability of the four straight-wire brackets bases (Morelli, Unitek, A-Company and Abzil-Lancer) to facial surface of a lower canine. The lower canine facial curvature data to be used in the three-dimensional finite element model were established by 30 Brazilian leucoderm and melanoderm adult individuals and the brackets bases curvature used were described in a prior study. The three-dimensional finite element analysis of the interface enamel/cement/base of bracket for each tested mark was used. Loads of 1N promoting lateral displacement and torsion had been applied in the center of the base of brackets and the distribution of these efforts on the models was observed as well as the normal and shear tensions generated. The results had shown that the base that better fit to facial surface was the one from Unitek, followed by the A-Company, Abzil-Lancer and Morelli. The brackets deformations were inversely proportional to its adaptation. The biggest peaks of tensions had been situated near to the point of force application. The cement/enamel interface was more likely to fail in the adhesion than the bracket/cement interface. The torsion load was less likely to cause damage in the adhesion when compared with the shear load.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	xi
LISTA DE TABELAS.....	xiii
1 - INTRODUÇÃO.....	14
2 - REVISÃO DA LITERATURA.....	18
2.1 - Morfologia da superfície vestibular e posicionamento dos bráquetes.....	19
2.1.1 - <u>Variabilidade da morfologia da superfície vestibular dos dentes.....</u>	20
2.1.2 - <u>Posicionamento e geometria da base do bráquete.....</u>	26
2.2 - O Método dos Elementos Finitos (MEF)	32
2.2.1 - <u>Estudo da distribuição de cargas sobre bráquetes, adesivos e esmalte através do MEF.....</u>	36
3 - PROPOSIÇÃO.....	43
4 - MATERIAIS E MÉTODOS.....	45
4.1 - Determinação das curvaturas médias dos dentes no sentido méso-distal e ocluso-gengival.....	46
4.1.1 - <u>Amostra.....</u>	46
4.1.2 - <u>Obtenção dos modelos de gesso.....</u>	46
4.1.3 - <u>Recorte dos modelos de gesso.....</u>	48
4.1.4 - <u>Digitalização dos recortes dos modelos de gesso.....</u>	50
4.1.5 - <u>Medição das curvaturas médias das superfícies vestibulares.....</u>	52
4.2 - Determinação das curvaturas das bases dos bráquetes.....	54
4.2.1 - <u>Obtenção dos bráquetes.....</u>	54
4.2.2 - <u>Método de medida.....</u>	54
4.3 - Confeção dos corpos de prova através do Método dos Elementos Finitos.....	56
4.3.1 - <u>Os Modelos Geométricos.....</u>	56
4.3.1.1 - Propriedades físicas.....	59
4.3.1.2 - Propriedades mecânicas.....	59

4.4 - Simulações realizadas através do Método dos Elementos Finitos.....	60
5 - RESULTADOS.....	63
5.1 - Resultados das curvaturas médias da superfície vestibular do canino inferior.....	64
5.2 - Comparações entre as curvaturas vestibulares e das bases dos bráquetes.....	65
5.3 - Resultados das simulações realizadas através do Método dos Elementos Finitos.....	66
5.3.1 - <u>Aplicação da força na direção Z.....</u>	67
5.3.2 - <u>Aplicação do binário.....</u>	72
5.3.3 - <u>Tensões normais ("von mises").....</u>	77
5.3.4 - <u>Tensões de cisalhamento ("tresca").....</u>	80
6 - DISCUSSÃO.....	83
6.1 - Discussão da metodologia.....	84
6.2 - Discussão dos resultados.....	88
7 - CONCLUSÕES.....	94
8 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	97

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Método para determinar a orientação das linhas tangentes em várias localizações usadas na coroa.....	23
Figura 2 - Vista proximal do canino maxilar.....	24
Figura 3 - Proeminência facial das coroas dentais.....	26
Figura 4 - Longo eixo da coroa dental dos dentes.....	27
Figura 5 - Base de gesso contendo dez 2 ^{os} pré-molares superiores obtidos dos modelos de gesso iniciais de 30 indivíduos.....	47
Figura 6A - Vista anterior do aparelho suporte desenvolvido pelo Laboratório de Engenharia Mecânica da PUC/MG.....	48
Figura 6B - Vista posterior do aparelho suporte desenvolvido pelo Laboratório de Engenharia Mecânica da PUC/MG.....	49
Figura 7 - Base de gesso posicionada no aparelho suporte e estabilizada pelos parafusos de retenção.....	49
Figura 8 - Aparelho suporte posicionado no cortador de gesso.....	50
Figura 9 - Contorno vestibular dos 2 ^{os} pré-molares superiores demarcados com lápis grafite.....	51
Figura 10 - Base de gesso com os dentes posicionados sobre a mesa do scanner modelo S540 TCE.....	51
Figura 11 - Segmentos de curvas superpostos conforme a seqüência de recorte para reprodução da superfície vestibular dos caninos inferiores.....	52
Figura 12 - Superfície vestibular gerada no AutoCAD do canino inferior.....	53

Figura 13 - Base de bráquete Unitek em ambiente tridimensional gerada através do software AutoCAD 2000, Autodesk.....	55
Figura 14 - Malha de elementos finitos do sistema base de bráquete Abzil/adesivo/esmalte.....	58
Figura 15 - Forças aplicadas sobre a malha de elementos finitos do sistema base de bráquete/adesivo/esmalte.....	61
Figura 16 - Tensões normais e de cisalhamento geradas nos 3 planos do modelo.....	62
Figura 17 - Valores angulares para canino inferior.....	64
Figura 18 - Efeito da deformação na direção X da força aplicada.....	68
Figura 19 - Efeito da deformação na direção Y da força aplicada.....	69
Figura 20 - Efeito da deformação na direção Z da força aplicada.....	70
Figura 21 - Magnitude da força aplicada.....	71
Figura 22 - Efeito da deformação na direção X do binário aplicado.....	73
Figura 23 - Efeito da deformação na direção Y do binário aplicado.....	74
Figura 24 - Efeito da deformação na direção Z do binário aplicado.....	75
Figura 25 - Magnitude do binário aplicado.....	76
Figura 26 - Tensões normais geradas pela força na direção Z.....	78
Figura 27 - Tensões normais geradas pelo binário.....	79
Figura 28 - Tensões de cisalhamento geradas pela força na direção Z.....	81
Figura 29 - Tensões de cisalhamento geradas pelo binário.....	82

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Raios das bases dos bráquetes para canino inferior esquerdo.....	55
Tabela 2 - Propriedades mecânicas dos modelos.....	60
Tabela 3 - Raios das superfícies vestibulares do canino inferior.....	65
Tabela 4 - Comparações dos raios das bases dos bráquetes para canino inferior.....	66

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Uma grande importância tem sido dada ao desenvolvimento de bráquetes ortodônticos do tipo "Straight Wire" que visam ao controle tridimensional dos dentes por meio da incorporação de dobras de 1^a, 2^a e 3^a ordens em sua estrutura. Entretanto, para um adequado funcionamento desse sistema, o correto posicionamento dos acessórios sobre a superfície vestibular dos dentes torna-se imprescindível (ANDREWS, 1976a,b,c; DELLINGER, 1978; MEYER e NELSON, 1978; MAGNESS, 1978; GERMANE, BENTLEY e ISAACSON, 1989; GERMANE et al., 1990; BALUT et al., 1992; MIETHKE e MELSEN, 1999; JANSON et al., 2000).

Autores como GOOSE, 1956; TAYLOR, 1969a,b; CARLSSON e RÖNNERMAN, 1973; MORROW, 1978; BRYANT, SADOWSKY e HAZELRIG, 1984; GERMANE, BENTLEY e ISAACSON, 1989; MIETHKE e MELSEN, 1999 observaram uma significativa variação na curvatura anatômica da superfície vestibular dos dentes, o que pode comprometer o posicionamento ideal do bráquete e, conseqüentemente, o funcionamento da técnica do arco contínuo.

Por outro lado, ANDREWS (1976a, 1989), WHEELER (1974), MAGNESS (1978), e WATANABE e KOGA (2001) afirmam que existe uma pequena variabilidade na morfologia dentária entre os indivíduos e esta variabilidade obedece à curva normal de distribuição numa população. Conseqüentemente, as pequenas variações na forma dental não influenciam o correto posicionamento dos acessórios fabricados com valores médios para essas curvaturas, segundo os autores.

Essa contradição entre os diversos relatos sobre a anatomia dentária pode ser creditada ao método empregado para avaliação das superfícies vestibulares dos dentes. ANDREWS (1989) e WATANABE e KOGA (2001) registraram as curvaturas das superfícies dentárias por meio de gabaritos de círculos de vários diâmetros superpostos ao contorno dos dentes, o que, na verdade, não reflete a real complexidade anatômica dessas superfícies.

Partindo do pressuposto de que a efetividade da técnica de "Straight-Wire" encontra-se diretamente relacionada ao correto posicionamento do bráquete, torna-se fundamental a fabricação de acessórios ortodônticos com curvaturas de suas bases similares às aquelas encontradas nas superfícies vestibulares dos dentes.

Em recente trabalho, GONTIJO (2002) mostrou que não existe uma padronização dos valores dos ângulos méso-distal e ocluso-gengival das bases dos bráquetes. Cada marca comercial testada apresentou valores diferentes para essas angulações, o que possibilita erros de posicionamento dos acessórios ou dificuldade de adaptação dos mesmos à superfície dentária.

Esses resultados nos levaram a questionar a influência da adaptação dos bráquetes aos dentes no que diz respeito à resistência e à aplicação de forças. Pressupõe-se que diferentes espessuras na interface bráquete/dente, decorrente da diferença entre anatomia e curvatura da base, possam influenciar nos resultados dos testes mecânicos. Aquele acessório que mostrar curvaturas mais similares à dos dentes possivelmente apresentará maior resistência ao deslocamento.

Dentre os métodos disponíveis para avaliação da resistência às cargas impostas a um bráquete aderido ao esmalte dental, o Método dos Elementos Finitos tem sido cada vez mais utilizado por possibilitar a obtenção de resultados mais confiáveis a partir de padronizações da superfície dentária, da camada adesiva, do preparo da superfície dentária, do tipo de material do bráquete e das condições de armazenamento, eliminando estas variáveis, sempre presentes em outros métodos e que poderiam comprometer a validade do trabalho (KATONA e MOORE, 1994; KATONA, 1994; GHOSH et al., 1995; ROSSOUW e TERBLANCHE, 1995; KATONA, 1997a; KATONA, 1997b; THOMAS, RIJK e EVANS, 1999; KNOX et al., 2000; KNOX et al., 2001a; KNOX et al., 2001b).

Dessa forma, torna-se útil um estudo que analise as curvaturas méso-distais e ocluso-gengivais das superfícies vestibulares dos dentes e compare, através da imposição de carregamentos variados pelo Método dos Elementos Finitos, o

comportamento de diferentes curvaturas de bases de bráquetes quando associadas a uma superfície vestibular.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 - Morfologia da Superfície Vestibular e Posicionamento dos Bráquetes

A morfologia da superfície vestibular dos dentes é um importante aspecto a ser avaliado quando se trabalha com um sistema de bráquetes pré-ajustados. A base de um bráquete pré-ajustado, quando adequadamente adaptada ao contorno dental, permite um controle mais eficaz da mecânica ortodôntica, além de diminuir as falhas de adesão entre o bráquete e a superfície dental e, conseqüentemente, o tempo total de tratamento (MAGNESS, 1978; MEYER e NELSON, 1978; MCLAUGHLIN e BENNETT, 1995; CAPELOZZA FILHO, 1999; JANSON et al., 2000).

Dessa maneira, a anatomia de cada dente e o seu posicionamento individual no complexo bucal deve merecer a mesma consideração dada a outros aspectos durante o planejamento de um tratamento, como crescimento e desenvolvimento, cefalometria e biomecânica (MAGNESS, 1978).

Por outro lado, apesar da variabilidade da superfície vestibular dos dentes afetar o posicionamento da ranhura do bráquete em relação ao plano oclusal, BRYANT, SADOWSKY e HAZELRIG (1984) verificaram que a escolha do aparelho para um caso em particular não é baseada numa análise da forma dental.

Corroborando a importância da anatomia dental, GERMANE, BENTLEY e ISAACSON (1989) concluíram que o torque aplicado a um bráquete resultaria no posicionamento de um mesmo tipo de dente em diferentes longos eixos dependendo do contorno de sua superfície vestibular. Além disso, essa orientação dental também seria influenciada pelo posicionamento vertical do bráquete na curvatura vestibular.

2.1.1 - Variabilidade da Morfologia da Superfície Vestibular dos Dentes

Vários pesquisadores (GOOSE, 1956; TAYLOR, 1969a,b; CARLSSON e RÖNNERMAN, 1973; WHEELER, 1974; ANDREWS, 1976b; MORROW, 1978; BRYANT, SADOWSKY e HAZELRIG, 1984; CROLL, 1989; GERMANE, BENTLEY e ISAACSON, 1989; GERMANE et al., 1990; MIETHKE e MELSEN, 1999; WATANABE e KOGA, 2001) estudaram as características anatômicas dos dentes e destacaram a variabilidade de forma e contorno da superfície vestibular da coroa. Alguns autores, como GOOSE (1956) e TAYLOR (1969a,b), buscaram também associar a forma dos dentes a figuras geométricas, enquanto outros (CROLL, 1989) utilizaram fotografias dentais para avaliar o contorno da superfície dental.

GOOSE (1956) relatou grandes diferenças na forma dos dentes de um indivíduo para outro e também entre os tipos raciais. Seu trabalho avaliou a forma das coroas de 50 incisivos centrais superiores extraídos a partir da área da superfície vestibular, do índice de largura (relação da largura pela altura) e da convexidade dos lados mesial e distal, o que possibilitou a identificação de 27 formatos diferentes de coroas de incisivos, independente da curvatura dental, que não foi avaliada.

Em dois trabalhos publicados em 1969, TAYLOR realizou análises qualitativas das variações morfológicas de incisivos e caninos maxilares extraídos e verificou a grande variabilidade na forma, apesar de haver identificado também algumas características comuns a um dente em particular.

CARLSSON e RÖNNERMAN (1973) estudaram os ângulos formados entre a superfície vestibular e o longo eixo da coroa, entre a superfície vestibular e o longo eixo do dente e entre a superfície vestibular e o longo eixo da raiz de 88 incisivos superiores extraídos com vários graus de abrasão dental. A superfície vestibular dos incisivos foi representada por uma linha (linha F) confeccionada a partir de dois pontos que cortavam a superfície vestibular a 2,5 e 6,9 milímetros de distância da borda incisal. Os autores observaram uma grande variabilidade dessas medidas de um dente para outro.

Além disso, o aumento da abrasão da borda incisal causou uma diminuição das medidas angulares. O ângulo formado pela superfície vestibular e longo eixo da coroa, que, para dentes com abrasão de esmalte era de 21 graus, caiu para 19 graus naqueles com abrasão de dentina moderada e diminuiu mais ainda (16 graus) nos dentes com severa abrasão dentinária.

Em seu livro texto de anatomia dentária de 1974, WHEELER observou que todas as coroas, quando vistas de mesial ou distal, apresentavam curvaturas mais uniformes no seu terço cervical, enquanto os terços médios encontravam-se posicionados lingual ou bucalmente, dependendo do tipo de dente.

Durante a introdução de seu aparelho pré-ajustado, ANDREWS (1976a) acreditava que variações na morfologia dental não seriam muito importantes dentro de uma lista de urgências para análise ortodôntica. Prioridade deveria ser dada ao correto posicionamento do bráquete e ao uso de bases anatômicas que permitissem a localização consistente e o alinhamento das ranhuras entre bráquetes. Dessa maneira, ANDREWS (1976b) registrou a morfologia vestibular da coroa no sentido incisogengival posicionando um gabarito de círculos de vários diâmetros contra o contorno da coroa até a obtenção de um círculo cujo raio se adaptasse melhor à superfície vestibular.

MORROW (1978), a fim de determinar a constância das angulações faciais da dentição humana, estudou o ângulo formado pelo longo eixo do dente e por uma tangente ao ponto médio da superfície labial ou bucal a partir de uma amostra contendo 20 modelos de estudo de pacientes com oclusão natural considerada normal, 20 modelos de pacientes tratados ortodonticamente, além de 163 dentes extraídos. Observou-se considerável variação nas angulações das superfícies vestibulares dos dentes, mas nenhuma alteração estatisticamente significativa desta angulação entre os dentes dos lados esquerdo e direito dos 40 modelos de estudo avaliados.

BRYANT, SADOWSKY e HAZELRIG (1984), a partir de 98 incisivos centrais superiores extraídos de indivíduos da raça melanoderma da África do Sul e de traçados cefalométricos de 100 incisivos centrais superiores obtidos de portadores de maloclusões Classe I, Classe II divisão 1, Classe II divisão 2 e Classe III de Angle,

determinaram, entre outras medidas avaliadas, as variações no ângulo da superfície vestibular. Esse ângulo foi formado entre longo eixo da coroa e uma tangente ao ponto médio da superfície labial medido da junção cimento/esmalte à borda incisal. Os resultados indicaram a existência de uma grande variação nos contornos e formas dos incisivos centrais superiores dentro da população. O ângulo da superfície labial apresentou uma variação de 17 graus e não foi relacionado a nenhum tipo de maloclusão.

A fim de se avaliar o contorno da superfície vestibular de todos os dentes das arcadas superior e inferior, com exceção dos segundos e terceiros molares, GERMANE, BENTLEY e ISAACSON (1989) utilizaram 600 dentes extraídos de incisivo central a primeiro molar superiores e inferiores (50 dentes de cada tipo) que foram radiografados e ampliados 10 vezes. O contorno vestibular de dentes do mesmo tipo foi comparado através da construção de tangentes à superfície vestibular em pontos distantes 3, 4, 5, e 6 milímetros da borda incisal ou ponta de cúspide oclusal. Para confecção dessas tangentes, assumiu-se uma curvatura uniforme de mais ou menos 0.5 milímetros de cada lado dos pontos definidos anteriormente. A essas curvaturas distantes 0.5 milímetros acima e abaixo dos pontos previamente selecionados, construiu-se uma linha unindo suas extremidades e obtiveram-se tangentes a essa linha em pontos distantes 3 (T3), 4 (T4), 5 (T5), e 6 (T6) milímetros da borda incisal ou ponta de cúspide oclusal (Figura 1). Realizaram-se medições dos ângulos formados entre as tangentes determinadas e o longo eixo da coroa, assim como medições das variações no contorno da superfície vestibular em diferentes alturas no mesmo dente e do ângulo formado pelo longo eixo da coroa e o longo eixo da raiz de dentes do mesmo tipo. Os resultados obtidos mostraram que o contorno da superfície vestibular difere entre dentes do mesmo tipo com desvios padrões variando de $\pm 2,6$ graus para incisivo central inferior até $\pm 6,4$ graus para o primeiro molar inferior, o que indicou um aumento progressivo da variabilidade entre dentes de anterior para posterior em ambos os arcos. Além disso, o contorno vestibular varia de modo irregular de oclusal ou incisal até a região gengival.

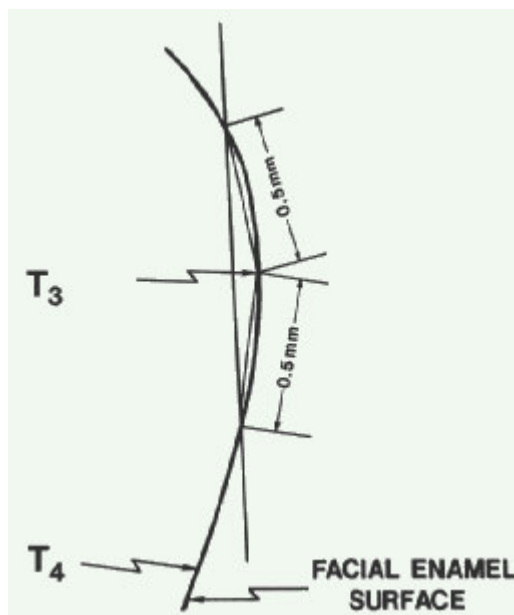


Figura 1 - Método para determinar a orientação das linhas tangentes em várias localizações usadas na coroa. A figura ilustra uma corda conectando pontos a 0.5 mm de cada lado do ponto T3. Essa corda é paralela a uma tangente a T3. (Fonte: GERMANE, BENTLEY e ISAACSON, 1989).

No ano seguinte, GERMANE et al. avaliaram a morfologia da superfície vestibular de caninos e sua contribuição para a inclinação vestibulo-lingual do dente. A partir de uma amostra de 170 caninos extraídos (100 superiores e 70 inferiores), os quais foram radiografados e projetados com uma ampliação de 3,6 vezes o tamanho original, mediu-se o ângulo formado pelo longo eixo da coroa e duas tangentes à superfície vestibular. Pontos marcados a 4 e a 5 milímetros da borda incisal, representando duas diferentes alturas de posicionamento de bráquetes, serviram de referência para confeccionar as tangentes (Figura 2). Os autores observaram variações no contorno da superfície vestibular em diferentes alturas da coroa de um mesmo dente. Os valores das angulações médias formadas entre o longo eixo da coroa e a tangente à superfície coronal para os caninos superiores variaram de 25,98 a 22,93 graus para as alturas de 4 milímetros e 5 milímetros da borda incisal, respectivamente, exibindo uma diferença média de 3,05 graus entre as duas alturas consideradas. Para

os caninos inferiores, os valores angulares médios obtidos variaram de 20,45 a 16,11 graus para as alturas de 4 milímetros e 5 milímetros da borda incisal, respectivamente, demonstrando uma diferença média de 4,34 graus entre as duas alturas consideradas.

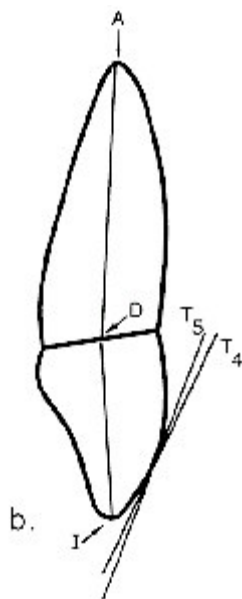


Figura 2 - Vista proximal do canino maxilar radiografado neste estudo. A figura mostra o ângulo formado pelas tangentes a 4 (T4) e 5 (T5) milímetros da borda incisal e o longo eixo da coroa (ID). (Fonte: GERMANE et al., 1990).

SOUZA (1991) determinou os valores das inclinações vestibulo-palatinas das faces vestibulares dos dentes superiores a partir de modelos de gesso de 30 indivíduos portadores de oclusão normal e estética facial agradável, que não se submeteram a tratamento ortodôntico. Para tal, mediu-se o ângulo formado pela intersecção de uma linha perpendicular ao plano oclusal e uma linha tangente ao centro do longo eixo da superfície vestibular da coroa clínica. Os resultados encontrados para os incisivos centrais e laterais superiores indicaram que suas porções coronárias gengivais situavam-se para palatina em relação às porções incisais, enquanto que caninos, pré-molares e molares superiores apresentavam as porções gengivais das coroas posicionadas vestibularmente em relação às porções incisais ou oclusais.

Em 1999, MIETHKE e MELSEN descreveram as variações anatômicas de todos os dentes permanentes anteriores ao primeiro molar. O estudo foi realizado em 28 modelos de gesso seccionados na linha média, que proporcionaram 14 metades direitas e 14 esquerdas. Cada metade foi escolhida aleatoriamente para avaliar a morfologia vestibular da coroa no sentido vertical ou no sentido horizontal. Bráquetes foram posicionados nos dentes de acordo com a prescrição de Andrews e suas bordas mesiais e distais, assim como seu centro, foram marcados. Após a remoção dos bráquetes, recortaram-se os modelos paulatinamente até as marcações mesiais, centrais e distais, que foram registradas numa máquina de fotocópia. Os contornos das superfícies vestibulares foram calculados com o auxílio de um modelo teórico fundamentado na fórmula da parábola, que foi considerado suficientemente adequado como indicador do grau de curvatura da superfície vestibular. Os resultados revelaram significativa variação na curvatura dos dentes entre indivíduos, entre tipos de dentes e dentro de um mesmo dente. Os molares inferiores apresentaram as maiores curvaturas, seguido pelos pré-molares inferiores, molares e pré-molares superiores, dentes ântero-superiores e, por último, com as menores curvaturas, os dentes ântero-inferiores. Além disso, as regiões mais planas de cada dente correspondiam ao centro da base do bráquete.

WATANABE e KOGA (2001) analisaram 3061 coroas dentais provenientes de 125 *setup* de modelos de pacientes ortodônticos japoneses sem discrepâncias esqueléticas severas a fim de se obter dados para o desenho de bráquetes para o paciente asiático. Dentre as várias medidas realizadas, calculou-se o contorno da superfície vestibular no sentido horizontal e vertical e a proeminência facial da coroa através do método originalmente descrito por Andrews. Obteve-se o contorno da coroa por lâminas acrílicas de 5 milímetros de espessura, cujas extremidades foram recortadas para conformar arcos (semi-círculos) de 1 a 40 milímetros de raio. As lâminas foram usadas como guia para determinação do raio da curvatura vestibular de cada coroa. A proeminência facial foi calculada como a distância de uma linha imaginária unindo a porção mais facial da área de contato dos dentes até a porção mais proeminente do lobo central vestibular dos dentes (ponto LA de Andrews) (Figura 3). Os resultados demonstraram uma certa constância no contorno vestibular dos dentes,

independente do tipo de maloclusão, e, como a proeminência facial apresentou-se intimamente associada à configuração da base do bráquete, deveria ser levado em consideração o padrão das mudanças desta proeminência de um dente para outro em detrimento dos seus valores absolutos.

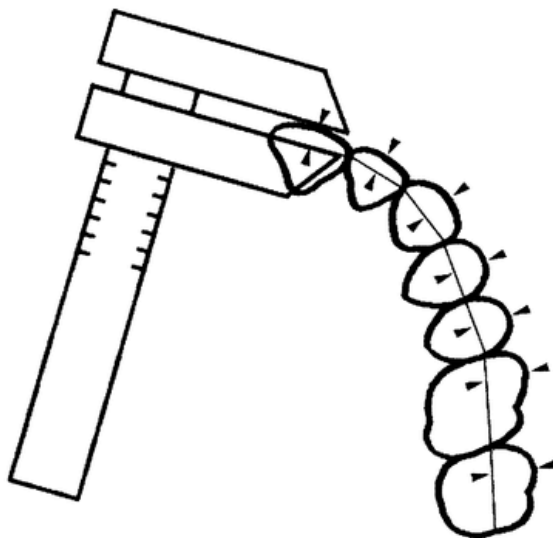


Figura 3 - Proeminência facial das coroas dentais. (Fonte: WATANABE e KOGA, 2001).

2.1.2 - Posicionamento e Geometria da Base do Bráquete

Ao descrever o aparelho arco de canto em 1928, ANGLE já demonstrava uma certa preocupação com o posicionamento do bráquete durante a adaptação das bandas ortodônticas. Segundo o autor, a fim de se controlar a rotação dentária, o bráquete deveria se posicionar no centro da superfície labial, ou seja, em direção ao mais proeminente ângulo labial ou bucal do dente.

As dificuldades na obtenção de tratamentos satisfatórios com o aparelho arco de canto resultaram, na década de 60, no desenvolvimento de bráquetes que

apresentavam torque inserido internamente na ranhura a fim de se diminuir a quantidade de dobras no arco de fio durante o tratamento, o que, conseqüentemente, facilitava e agilizava o tratamento (LINDQUIST, 1985).

Em seu trabalho intitulado "As seis chaves da oclusão normal" de 1972, ANDREWS avaliou 120 modelos de gesso de indivíduos com oclusão normal e não tratados ortodonticamente durante um período de 4 anos (de 1960 a 1964) e identificou seis características comuns a todos esses modelos. Posteriormente, do ano de 1965 até 1971, adquiriu outros 1150 modelos de pacientes tratados ortodonticamente e os comparou com os 120 modelos iniciais a fim de observar com que freqüência as seis características identificadas anteriormente estavam presentes nos modelos de pacientes tratados e se a ausência de uma dessas características poderia predizer um resultado final incompleto.

Nesse mesmo trabalho, ANDREWS descreveu o longo eixo da coroa dental como aquele localizado na crista médio-desenvolvimental, ou seja, na mais proeminente e centralizada porção vertical da superfície bucal ou labial da coroa de todos os dentes, com exceção dos molares, nos quais o longo eixo da coroa dental corresponderia ao sulco vertical dominante da superfície bucal da coroa (Figura 4).

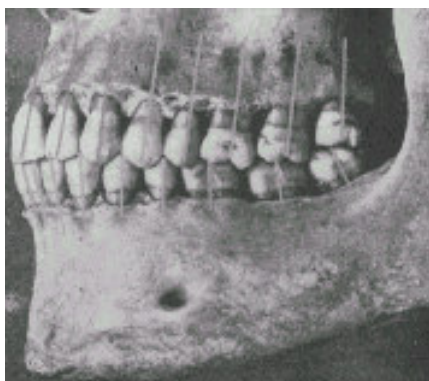


Figura 4 – Longo eixo da coroa dental dos dentes. (Fonte: ANDREWS, 1972).

De posse das inclinações e angulações das coroas dentárias encontradas e reconhecidas como ideais nos 120 modelos com oclusão normal, Andrews pode desenvolver, a partir dos anos 70, um aparelho pré-ajustado denominado Aparelho "Straight Wire".

Em 1976, ao publicar uma série de artigos nos quais buscava apresentar a concepção, o aparelho e a técnica de tratamento com arco reto, ANDREWS preconizou que o bráquete deveria ser posicionado no ponto médio do longo eixo da coroa clínica (ponto LA), medido a partir da junção cimento-esmalte ou considerando-se a profundidade do sulco gengival saudável de 1 milímetro, pois essa região poderia ser mais facilmente reconhecida e sujeita a menores alterações ambientais. Segundo o autor, as técnicas de posicionamento tradicional do bráquete, que envolviam medições constantes em milímetros a partir de pontos de referência, como a margem incisal ou superfície oclusal, levariam a diferentes inclinações dentais entre pacientes devido a variabilidade dos comprimentos das coroas, que forneceria quantidades de torque diferenciadas dependendo da posição na qual o bráquete se localizasse.

Ainda nesses trabalhos, ANDREWS enfatizava que para se obter o efeito completo de seu aparelho pré-ajustado, a base de cada bráquete deveria ser contornada firmemente e não sofrer mudanças quando fosse colada à superfície dentária. Afirmou, também, que o bráquete não deveria ser angulado sobre a superfície dental para se criar uma angulação da ranhura, pois isso impediria o correto assentamento de sua base sobre o dente. Tal afirmativa foi igualmente compartilhada por MAYERSON (1976).

A partir dessas observações, foram adicionados às bases de bráquetes que somente apresentavam curvaturas no sentido méso-distal, curvaturas verticais ou ocluso-cervicais, permitindo melhor adaptação das bases ao contorno vertical da coroa e dificultando seu deslocamento (ANDREWS, 1976b).

DELLINGER, em 1978, declarou que sob condições ideais, as quais seriam clinicamente impossíveis, a base do bráquete deveria adequar-se infinitamente bem à superfície vestibular dos dentes.

A falta de curvatura vertical na base deslocaria o bráquete numa quantidade proporcional ao raio da curvatura vertical da coroa, o que afetaria a quantidade de torque fornecida pelo mesmo¹. Conseqüentemente, a efetividade do aparelho arco reto dependeria, em grande parte, do local na qual o bráquete estivesse posicionado (ANDREWS, 1976a,b,c).

MAGNESS (1978) corroborou o entendimento de Andrews ao ressaltar o grande cuidado a ser tomado durante o posicionamento dos bráquetes a fim de se simplificar o tratamento. Acessórios localizados muito para oclusal ou gengival encontrariam contornos diferentes das superfícies vestibulares que resultariam em um posicionamento totalmente alterado dos dentes.

Também em 1978, MEYER e NELSON realizaram algumas considerações de ordens teórica e aplicabilidade prática em relação aos aparelhos pré-ajustados, na qual relataram que um erro de 3 milímetros no posicionamento vertical do bráquete, registrado a partir do centro da coroa clínica em um primeiro pré-molar inferior que, segundo esses autores, apresentava uma curvatura ocluso-gengival maior que a dos demais dentes, resultaria em uma aplicação de 15 graus de torque alterado. Assim, considerando-se que erros de grande magnitude provavelmente não ocorreriam e entre um arco de fio retangular e a ranhura do bráquete sempre existiria um alívio, os autores supuseram que não aconteceriam alterações significantes no posicionamento dental quando o aparelho não se localizasse no exato centro da coroa no sentido vertical. Contrariamente, verificaram que erros de inclinação do bráquete de apenas 3 graus, difíceis de se controlar visualmente durante o procedimento clínico de colagem, produziram alterações radiculares significativas devido ao pouco espaço existente entre as raízes dos dentes. Dessa maneira, algumas condições clínicas as quais requereriam o posicionamento do bráquete fora do ideal² poderiam causar erros de

¹ Como exemplo, ANDREWS (1976b) relata que o torque requerido no terço cervical da coroa pode ser de 5° a 40° diferente daquele requerido na sua metade oclusal.

² Algumas condições clínicas, que comprometeriam o posicionamento dos bráquetes, relatadas por MCLAUGHLIN e BENNETT (1995) seriam a presença de dentes parcialmente irrompidos, inflamações gengivais e inclinações dentais excessivas para vestibular ou lingual. JANSON et al. (2000) cita as coroas clínicas curtas e a sobremordidas acentuadas como fatores que podem levar ao posicionamento inadequado do bráquete sobre a superfície vestibular.

torque significantes dependendo do grau de deslocamento vertical a que o acessório estivesse sujeito.

Segundo HUSSELS e NANDA (1987), a localização vertical dos bráquetes sobre a superfície dentária é um fator importante para a obtenção de um torque efetivo e, conseqüentemente, de uma correta inclinação coronária no sentido lábio-lingual dos incisivos superiores. O posicionamento do bráquete mais próximo à borda incisal favorece a produção de torque mais efetivo, pois a ranhura do bráquete que recebe o arco de fio é o centro de rotação.

Em 1989, GERMANE, BENTLEY e ISAACSON avaliaram as variações de torque apresentadas entre diferentes alturas do contorno da superfície vestibular num mesmo dente e a inclinação do longo eixo da coroa em relação ao longo eixo radicular. Observaram que 3 milímetros de deslocamento vertical do bráquete de um segundo pré-molar inferior produzia cerca de 25 graus de torque alterado, enquanto que um primeiro pré-molar inferior apresentava menor alteração de torque, 17.7 graus. Para bráquetes localizados no centro do longo eixo da coroa, definido por Andrews como ponto LA, os valores de torque diferiram daqueles encontrados quando se posicionava o bráquete a partir de uma distância em milímetros da borda incisal ou oclusal. Os autores concluíram que erros de 1 milímetro no posicionamento vertical do acessório podem alterar os valores de torque apresentado em quase 10 graus.

No mesmo ano, DIAMOND propôs um aparelho que permitia a medição da altura ocluso-gengival e largura méso-distal do dente a fim de facilitar o posicionamento dos bráquetes no ponto médio do longo eixo da superfície vestibular da coroa, o que melhoraria os resultados do tratamento graças à eliminação dos erros de posicionamento que, segundo o autor, seriam devidos à insuficiente exposição da coroa dental, a variações no tamanho dentário e à deficiência na técnica.

BALUT et al. (1992) avaliaram as variações no posicionamento vertical e angular dos bráquetes a partir de 5 modelos de gesso pré-tratamento de pacientes com diferentes tipos de maloclusões. Dez profissionais do quadro docente do Departamento de Ortodontia da Universidade de Loyola realizaram a montagem dos bráquetes nos 5

modelos, somando um total de 50 modelos de gesso que foram fotografados e, em seguida, digitalizados para um computador que calculou as diferenças das medidas verticais e angulares entre dois bráquetes adjacentes. Os resultados demonstraram uma discrepância média entre bráquetes adjacentes de 0,34 milímetros para medidas verticais e 5,54 graus para medidas angulares. Os dentes ântero-superiores e caninos superiores e inferiores apresentaram maiores discrepâncias angulares, enquanto o segundo pré-molar superior apresentou a maior discrepância vertical. O erro no posicionamento pareceu estar mais relacionado à perícia do operador, estrutura dental, tamanho da coroa clínica e mal posicionamento dos dentes no arco dental. A semelhança dos resultados sugeriu uma certa limitação humana básica no posicionamento direto de bráquetes na boca.

MCLAUGHLIN e BENNETT (1995) observaram que em relação ao posicionamento dos bráquetes erros no sentido horizontal causavam rotações dentárias indesejadas, erros no sentido axial resultavam em angulações incorretas das coroas e erros no sentido vertical levavam à extrusão ou intrusão dental e alteração do torque das coroas. Além disso, o excesso de adesivo sob uma porção da base do bráquete ou inadequação do contorno da base do bráquete com a superfície dentária causavam rotações ou torques indesejados. A esses fatores seriam também associados os dentes parcialmente irrompidos, a presença de inflamação gengival e a inclinação dentária excessiva, tanto para vestibular quanto para lingual, todos esses capazes de gerarem erros no posicionamento dos bráquetes.

MIETHKE e MELSEN avaliaram, em 1999, as alterações de torque conseqüentes a 0.2, 0.4, 1.0 e 1.5 milímetros de deslocamentos dos bráquetes no sentido vertical. Observaram que alterações verticais menores que 0.4 milímetros não resultaram em mudanças significativas de torque, mas para alterações maiores que 0,4 milímetros ocorreram mudanças no torque aplicado de 2 a 10 graus que, dependendo do dente e do indivíduo, seriam suficientes para influenciar nos resultados finais do tratamento. O valor médio encontrado correspondente a um deslocamento vertical de 1.0 milímetro no bráquete do primeiro pré-molar inferior foi de 4 graus.

GONTIJO (2002), com o intuito de verificar as possíveis diferenças entre bráquetes de marcas comerciais diversas, realizou um estudo no qual comparou a geometria e as propriedades mecânicas entre bráquetes de quatro marcas comerciais diferentes. Bráquetes das marcas comerciais Morelli, Abzil Lancer, Unitek e A-Company, correspondentes aos dentes incisivo central superior esquerdo e canino inferior esquerdo, foram analisados quanto às curvaturas de suas bases tanto no sentido méso-distal quanto no sentido ocluso-gengival. Para tal, utilizou-se uma máquina de medidas universais, marca CSIP, modelo MUL-300, a fim de coletar os registros em forma de coordenadas cartesianas das curvaturas das bases. Esses registros foram, em seguida, transferidos para o programa de desenho AutoCAD 2000 da Autodesk, o qual possibilitou gerar as superfícies em ambiente tridimensional e permitiu a obtenção das curvaturas das bases. Além disso, esse trabalho avaliou também as durezas superficiais e a composição química dos bráquetes das quatro marcas comerciais testadas. A autora concluiu que a curvatura da base de cada bráquete variou em sua extensão e que as curvaturas méso-distal e ocluso-gengival das bases dos bráquetes das marcas avaliadas, para um mesmo elemento dentário, variaram, demonstrando não haver nenhuma padronização dessas medidas. As diversas durezas obtidas, assim como a variabilidade de elementos de liga presentes, corroboram para a falta de padronização entre as marcas comerciais dos bráquetes testados.

2.2 - O Método dos Elementos Finitos (MEF)

Praticamente todos os fenômenos biológicos, geológicos e mecânicos podem ser descritos com a ajuda das leis da física em termos de equações algébricas, diferenciais ou integrais que relacionam várias quantidades de interesse. Numa simulação numérica, utiliza-se o método numérico associado a um computador para avaliar o modelo matemático e estimar as características de um processo físico (REDDY, 1993).

O desenvolvimento prático da análise por elementos finitos ocorreu em consequência dos avanços tecnológicos a partir da segunda metade da década de 50, quando computadores eletrônicos digitais foram introduzidos, o que permitiu a elaboração automática e a eficiente resolução de sistemas de equações complexas (GALLAGHER, 1975). Segundo REDDY (1993) e ZIENKIEWICZ e TAYLOR (1994), a primeira pessoa a utilizar o termo "elemento finito" foi CLOUGH em 1960, apesar de alguns aspectos básicos do método terem sido apresentados por outros autores mesmo antes dos anos 50.

Desde então, com a inserção desse método na literatura, suas aplicações cresceram exponencialmente. De acordo com MAH et al. (1997), o Método dos Elementos Finitos foi primeiramente aplicado à engenharia elétrica para avaliar as respostas em grande escala de circuitos integrados, passando, posteriormente, a ser aplicado em outras áreas que utilizavam análises estruturais, como nas construções, aeronáutica e na biomecânica. GALLAGHER (1975) cita que os primeiros trabalhos, os quais avaliaram a estrutura da fuselagem de aeronaves, utilizaram o método dos elementos finitos. Além disso, ressalta a importância do método para a indústria naval e para os requerimentos de segurança no desenho estrutural de reatores nucleares. Dessa maneira, o autor concorda que este método poderia ser utilizado em qualquer situação que requeresse a predição das tensões e das cargas internas, deslocamentos, deformações e uma variedade de outros parâmetros.

O método dos elementos finitos consubstancia-se numa técnica numérica segundo a qual uma estrutura com contornos geometricamente complexos é discretizada, ou dividida, em pequenos elementos bidimensionais ou tridimensionais, cada um denominado elemento finito. Nas extremidades de cada elemento finito encontram-se pontos ou nós que se conectam a pelo menos dois elementos finitos (MOSS et al., 1985). Juntos, os elementos finitos criam o que é denominado malha. Segundo GALLAGHER (1975) esse método permite modelar uma estrutura analiticamente através da sua subdivisão em regiões (elementos finitos) cujos comportamentos são descritos individualmente por equações algébricas. A solução dessas equações, que, de acordo com REDDY (1993), somente serão possíveis após a

imposição de condições-limite, representa a distribuição de cargas e o deslocamento dentro de uma determinada região.

O método dos elementos finitos pode ser considerado um procedimento geral de discretização de problemas contínuos atribuídos a sentenças definidas matematicamente. Esses problemas só podem ser solucionados adequadamente através de manipulação matemática, assim todos os resultados envolvem um grau de aproximação que será o mais próximo possível do desejado quanto maior for o número de variáveis discretizadas (ZIENKIEWICZ e TAYLOR, 1994).

Esse método faz uso de um sistema de coordenadas identificadas pelos símbolos x , y , e z que possibilitam avaliar o comportamento total de uma estrutura a partir do deslocamento de pontos de um corpo sob a influência de sistemas de forças aplicados a esses pontos. O deslocamento desses pontos, ou graus de liberdade, são empregados na caracterização do estado de deslocamento do elemento (GALLAGHER, 1975).

Em 1969, HUANG e LEDLEY realizaram aquele que seria o primeiro trabalho a utilizar experimentos numéricos para avaliação do comportamento dental sob condições diversas. Nesse trabalho inicial, a partir de um modelo linear previamente criado, foram simulados os efeitos das forças verticais e horizontais, dos momentos criados e do ponto de aplicação da força em um incisivo central superior.

Em 1973, THRESHER e SAITO simularam carregamentos laterais sobre um incisivo central superior e a distribuição das tensões no osso adjacente através de uma análise bidimensional por elementos finitos triangulares. O estudo investigou um modelo dental homogêneo, ou seja, constituído por esmalte e dentina com o mesmo módulo de elasticidade, e outro não homogêneo, constituído por esmalte e dentina com módulos de elasticidades diferentes. Os resultados mostraram a importância da utilização de modelos dentais não homogêneos a fim de determinar a distribuição interna das tensões, devido ao fato do módulo de elasticidade da superfície externa do esmalte ser cerca de três vezes maior que o da região interna da dentina.

Segundo YETTRAM, WRIGHT e PICKARD, em 1976, a distribuição de forças dentro de uma estrutura está em função tanto de seu contorno quanto da distribuição de dureza dentro dela. Assim, através do método dos elementos finitos, que é aplicável a sólidos de geometria irregular e propriedades heterogêneas, o comportamento estrutural dos dentes pode ser adequadamente examinado.

Para RUBIN et al. (1983), que buscaram avaliar a distribuição de cargas verticais e laterais sobre um primeiro molar permanente inferior direito através do método dos elementos finitos e cujo modelo tridimensional consistia de 336 elementos e 520 nós, a grande dificuldade em se estudar os carregamentos aplicados ao dente é devido a não homogeneidade do material dentário e à irregularidade do contorno dental. A solução desses problemas pode ser encontrada na utilização do método dos elementos finitos, que faz uso de computadores para resolução de um grande número de equações as quais simulam as propriedades físicas da estrutura a ser analisada. Os autores também enfatizaram algumas desvantagens da análise bidimensional em relação à tridimensional. Somente um modelo tridimensional poderia analisar corretamente aspectos como o contorno irregular dos dentes humanos, o fato das cargas aplicadas sobre os dentes não se encontrarem num estado plano de tensão e nem serem simétricas e a distribuição dos vários materiais que compõem o dente, como esmalte, dentina, polpa.

Através de uma análise tridimensional pelo método dos elementos finitos, TANNE, KOENIG e BURSTONE, em 1988, determinaram a relação entre a razão momento/força num ponto da coroa e o movimento dental descrito em relação ao centro de rotação. O modelo avaliado representou um incisivo central superior direito e consistiu de 1184 nós e 908 elementos. Forças de 100 gramas foram aplicadas numa direção lingual no ponto médio da superfície labial da coroa e deslocadas para oclusal e gengival, variando-se, assim, a razão momento/força no ponto médio da coroa. Observou-se que uma pequena diferença na razão momento/força produz mudanças clinicamente significantes no centro de rotação, mostrando que o centro de rotação é muito sensível a essas diferenças, principalmente durante movimentos de translação.

Dessa maneira, a razão momento/força na coroa era determinada em parte pelo posicionamento do bráquete, que poderia variar sob condições clínicas.

Ao realizar uma modelagem tridimensional por elementos finitos do esmalte dental, SPEARS (1997) concluiu que o esmalte apresentava um comportamento anisotrópico, ou seja, variava diferentemente em direções distintas de acordo com a estrutura prismática do esmalte. Obtiveram-se maiores durezas ao longo da direção dos prismas de esmalte com valores de 9.3 a 11.4 Mpa para o módulo de elasticidade e menores durezas perpendicular à direção dos prismas, com valores para o módulo de elasticidade de 1.9 a 9.1 Mpa.

2.2.1 - Estudo da Distribuição de Cargas sobre Bráquetes, Adesivos e Esmalte através do MEF

KATONA e MOORE, em 1994, avaliaram o efeito de cargas não alinhadas no cálculo da distribuição dos esforços dentro da camada adesiva de uma união bráquete/dente. Carregamentos de tração foram simulados através de um modelo bidimensional de elementos finitos. Cargas totais de 1N foram aplicadas a uma aleta bráquete, sendo 0.5N posicionado na base da aleta e 0.5N no topo da aleta com angulações variadas de 0°, 3°, 6°, 9° e 12°. Os cálculos mostraram que os locais que recebem esforços dentro da camada de cimento não são uniformes. Essa não uniformidade seria também introduzida pela curvatura e ondulação da superfície do esmalte e, mesmo considerando-se a camada de cimento plana e lisa, a força não seria uniforme devido ao seu efeito nas extremidades. Apesar desse estudo considerar as interfaces de união lisas, a rugosidade do esmalte criada pelo condicionamento ácido gera vários níveis de concentração de tensões dentro do cimento e variações no desenho da base do bráquete também servem para aumentar as tensões locais.

Nesse mesmo ano, KATONA utilizou o mesmo modelo bidimensional para verificar os efeitos do posicionamento e desalinhamento de cargas de cisalhamento no

cálculo da distribuição de forças dentro da camada de cimento de uma união bráquete/dente. Uma carga de 1N foi aplicada ao bráquete de 8 maneiras diferentes, variando-se a distância da interface bráquete/cimento e utilizando angulações verticais de -6° , -3° , 0° , 3° , 6° , que simularam forças direcionadas à superfície do esmalte e em direção contrária a essa superfície. O conceito de quanto maior a distância da força à superfície dental maior o momento aplicado ($M=Fxd$) e, conseqüentemente, menor a força necessária para a falha na adesão não se aplicou neste estudo devido à complexidade geométrica trabalhada e também ao princípio de St. Venant, segundo o qual o intenso efeito local de uma carga aplicada cai rapidamente com o aumento da distância. Ao se variar a angulação da força observou-se que a falha na coesão seria mais provavelmente iniciada no lado da interface esmalte/cimento que na interface cimento/bráquete e mesmo a total ausência de cimento na superfície do esmalte após o descolamento não provaria que a união esmalte/cimento é mais fraca que a união cimento/bráquete.

DELLA BONA e NOORT (1995) compararam testes de resistência ao cisalhamento e à tração e, através de uma análise por elementos finitos, avaliaram o efeito da distribuição dos esforços numa união entre resina composta e cerâmica. A partir de cilindros de resina composta colados a bases cerâmicas (grupo A), cilindros cerâmicos aderidos a bases de resina composta (grupo B) e uma configuração formada somente por resina composta (grupo C), todos com interfaces adesivas semelhantes em geometria e área de superfície, testes de tração e cisalhamento foram realizados em uma máquina de teste universal Lloyd M5K (J.J. Lloyd Instruments Ltd., Warsash, UK). A análise por elementos finitos utilizou um modelo bidimensional para avaliar a distribuição das forças nos testes de cisalhamento com um coeficiente de Poisson e módulo de elasticidade, respectivamente para cerâmica e resina composta de 0.30 e 83 Gpa e 0.25 e 8 Gpa. O estudo demonstrou que diferenças significantes nas forças de cisalhamento são obtidas para diferentes configurações da amostra quando um desenho geométrico e interface adesiva semelhantes são utilizados. Assim, os valores de resistência ao cisalhamento de uma base cerâmica (10.37 MPa) foram quase à metade daqueles obtidos em uma base de resina composta (18.02 MPa). Os autores concluíram que o teste de cisalhamento seria inadequado como meio de avaliação

laboratorial da qualidade de adesão de uma resina composta à cerâmica, pois os dados de resistência ao cisalhamento obtidos no desenho experimental, quando submetidos a análise por elementos finitos, encontravam-se regidos pela força de coesão da base do material e não pela força de adesão da interface adesiva. Ao contrário, a mesma análise bidimensional por elementos finitos demonstrou que as falhas ocorreram no interior da interface adesiva durante os testes de tração, que se mostrou, portanto, mais apropriado para avaliação da força de adesão da resina composta à cerâmica.

Também em 1995, GHOSH et al. avaliaram a distribuição de esforços em bráquetes cerâmicos quando sujeitos a forças de torção e inclinação produzidas por um arco de fio de 0.0215 x 0.028 polegadas através de modelos tridimensionais gerados por elementos finitos e compararam os níveis de cargas em pontos selecionados entre 6 diferentes desenhos de bráquetes. Seis marcas comerciais de bráquetes cerâmicos para incisivo central superior esquerdo foram modelados. Os modelos variaram de 1480 a 1904 elementos e de 2188 a 2657 nós. As propriedades dos bráquetes foram padronizadas para permitir somente o estudo do desenho do bráquete e o efeito dos carregamentos aplicados sobre o mesmo. Concluiu-se que o padrão de distribuição da carga em bráquetes cerâmicos concentrava-se próximo aos pontos de aplicação da força em regiões de ângulos agudos (quinas), margens e outras áreas de mudanças abruptas no contorno do bráquete.

ROSSOUW e TERBLANCHE (1995) examinaram a distribuição dos esforços em torno de uma união ortodôntica durante a aplicação de vários tipos de cargas para remoção de bráquetes. Foram modelados pelo método dos elementos finitos o esmalte e a dentina de um canino humano com uma curvatura bucal média e adicionou-se ao mesmo uma resina composta e um bráquete metálico. Todos os materiais foram considerados homogêneos e elásticos, com exceção da resina que foi considerada elástica/plástica. Forças de tração, cisalhamento, torção e combinação de torção e tração foram aplicadas ao modelo. Os autores observaram que forças de cisalhamento ou torção apresentavam menores chances de causar dano ao esmalte quando comparado a forças de tração.

KATONA (1997a) estudou as tensões geradas durante a remoção de bráquetes metálicos através de cargas de tração, cisalhamento, torção, além do aumento da temperatura do bráquete e força similar àquela aplicada por alicate na margem do cimento, investigando os efeitos dessas forças sobre o esmalte dental. Um modelo tridimensional por elementos finitos composto por 21217 nós e 18496 elementos foi gerado de uma união ortodôntica. A base do bráquete e o esmalte tiveram suas superfícies planificadas e receberam carregamentos que simulavam a remoção do bráquete. Todos os materiais foram assumidos como sendo homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. As comparações foram realizadas baseando-se no potencial de cada tipo de carga causar fratura no esmalte. Devido à tensão máxima suportada pelo esmalte ser geralmente desconhecida, foi impossível calcular o nível necessário de carga para causar o descolamento ou prever o local da falha. As cargas de tração demonstraram ser menos prováveis de causar dano ao esmalte do que as cargas de cisalhamento, partindo do pressuposto de que a falha ocorreria na interface esmalte/cimento por seu limite de tensão ter sido excedido.

A fim de se determinar a distribuição das cargas de tração, torção e cisalhamento geradas dentro da camada de cimento de uma maneira mais realista, KATONA (1997b) criou um modelo tridimensional através do método dos elementos finitos da interface esmalte/cimento/bráquete. Os bráquetes tiveram suas aletas removidas para simplificar a modelagem. O modelo consistiu de 21217 nós e 18496 elementos que foram processados a partir do programa PATRAN. Os resultados demonstraram um padrão não uniforme dos esforços que dependia do tipo de carga aplicada. Além disso, as cargas eram maiores nos locais próximos à aplicação da força e diminuía com o distanciamento do ponto de aplicação da mesma. O pico de esforço produzido durante o carregamento de torção foi similar tanto na interface esmalte/cimento quanto na interface cimento/bráquete, sugerindo, assim, que o teste de torção seria mais adequado para determinação da força de adesão do esmalte e do bráquete. Nos testes de tração e cisalhamento a localização da fratura de união não necessariamente indicou a força relativa de adesão no esmalte e no bráquete.

Em 1999, THOMAS, RIJK e EVANS compararam os testes de tração e cisalhamento na avaliação dos adesivos ortodônticos e investigaram o efeito do desalinhamento dessas forças. Uma união formada por um acessório ortodôntico, camada de cimento e esmalte superficial foi modelada tridimensionalmente por elementos finitos composto de 10672 elementos e 13253 nós. Assumiu-se todos os materiais como isotrópicos. As cargas de tração com uma força total de 20N foram modeladas passando através do centro do tubo e também com angulações de 5° e 10°, simulando o desalinhamento numa máquina de teste universal. Forças de cisalhamento foram modeladas na margem da camada de cimento e o erro experimental foi simulado deslocando-se a linha de força para 150µm e 300µm acima da superfície do esmalte. Observou-se que cargas de tração produzem predominantemente forças de tração na camada de cimento mesmo sob condições de erro de alinhamento. Essas cargas não se apresentaram distribuídas uniformemente na camada de cimento, o que pode ser atribuído em parte à curvatura da camada de cimento e à assimetria do desenho do bráquete. Ao contrário, as cargas de cisalhamento dentro da camada de cimento apresentaram tensões de tração e compressão semelhantes ou até maiores que a própria força de cisalhamento. Um mal alinhamento desse tipo de carga conseqüentemente tende a aumentar as forças de tração e compressão.

Em 2000, ao avaliar as tensões geradas dentro de uma união ortodôntica através de 3 tipos diferentes de cargas, KNOX et al. desenvolveram um modelo tridimensional por elementos finitos da continuidade bráquete, cimento e esmalte superficial, correspondentes a um primeiro pré-molar superior, a partir do programa PATRAN que gerou uma malha composta de 15324 nós e 2971 elementos hexaédricos. A malha da base do bráquete, constituída por barras prismáticas de secção cruzada circular seguindo um curso sinusoidal perpendicular, foi considerada em conjunto com o cimento que a impregnava, o que produziu uma complexa área não homogênea com cerca de 94µm de espessura, que apresentava propriedades físicas situadas entre a do bráquete metálico e a do cimento. Essas propriedades físicas foram determinadas através da aplicação da teoria de homogeneização proposta por HOLLISTER et al. (1991), segundo a qual uma pequena área representativa de um sólido heterogêneo tem seu comportamento avaliado sob condições de cargas e os resultados podem ser

extrapolados para representação de todo o material. O restante do cimento, que não constituía o complexo com a malha da base, apresentou uma espessura média de 271 μ m e foi considerado separadamente como sendo homogêneo e isotrópico. Os carregamentos simularam a aplicação de forças mastigatórias (cisalhamento) e forças de tração e rotação utilizadas para remoção do bráquete ortodôntico. Os resultados demonstraram que as forças de cisalhamento geram maiores tensões nas proximidades das margens do bráquete, cimento e esmalte. Forças de tração são transferidas, a partir de seu ponto de aplicação, diretamente para baixo através do corpo de bráquete e da camada adesiva até a superfície dental, ao passo que as forças de rotação concentram as tensões na periferia da camada impregnada por cimento e esmalte. Além disso, observou-se que cargas de cisalhamento e tração propagam a fratura dentro da camada adesiva, enquanto as cargas de rotação tendem a propagar para o esmalte, tornando-as mais prováveis de causarem falhas no esmalte.

KNOX et al. (2001a) utilizaram o mesmo modelo tridimensional por elementos finitos de um primeiro pré-molar superior criado em um estudo prévio (KNOX et al., 2000) e avaliaram a influência do adesivo ortodôntico nas tensões geradas na interface bráquete, cimento e esmalte. Modelou-se uma única força de tração aplicada sob a aleta gengival do bráquete cujos resultados, obtidos através da análise tridimensional, demonstraram que a distribuição dos esforços na camada de cimento e esmalte era afetada pela irregularidade da superfície dental. A fim de facilitar a investigação do efeito das dimensões e do contorno da camada de cimento, um modelo simplificado bidimensional, no qual considerou-se plana a superfície dental e uniforme a espessura da camada de cimento, foi desenvolvido a partir de uma secção cruzada ocluso-gengival da interface bráquete/dente. Avaliaram-se 3 diferentes dimensões da camada de cimento (0.1, 0.2, e 0.3mm) e 3 tipos de morfologias da periferia da camada de cimento. Observou-se, a partir dessa análise bidimensional, que ao diminuir a espessura da camada de cimento aumentava a tensão registrada 1 a 2 milímetros distantes da periferia. Quanto ao contorno da periferia da camada de cimento, verificou-se que existiriam maiores chances de desenvolvimento de falha na união quando os ângulos formados entre o esmalte e a camada de cimento fossem maiores que 57°. Assim, concluiu-se que as propriedades físicas e geométricas da camada de cimento

contribuíam para a distribuição das tensões dentro da interface bráquete/cimento/esmalte e, portanto, para a qualidade da união ortodôntica fornecida.

No mesmo ano, KNOX et al. (2001b) também determinaram o efeito da alteração da geometria da malha da base do bráquete na qualidade da união ortodôntica através do método dos elementos finitos. Utilizou-se o modelo tridimensional, proposto por KNOX et al. (2000), que era constituído por 15324 nós e 2971 elementos correspondentes a um bráquete de primeiro pré-molar superior, assim como sua interface adesiva e esmalte superficial. De modo semelhante ao estudo anterior, a malha da base do bráquete foi considerada em conjunto com o cimento que a impregnava, o que produziu uma complexa área não homogênea com cerca de 94µm de espessura e propriedades físicas situadas entre a do bráquete metálico e a do cimento. O restante do material modelado foi considerado separadamente como sendo homogêneo, isotrópico e linearmente elástico. O modelo foi submetido a uma força de tração aplicada na aleta méso-gengival do bráquete e duas configurações de malha da base foram avaliadas: uma malha simples e uma malha dupla. Os resultados demonstraram que, em bráquetes com bases de malha única ou simples, o aumento no diâmetro do fio que compõe a malha provocou uma diminuição nas tensões registradas tanto no esmalte quanto no cimento. Essas mudanças seriam devidas ao aumento na rigidez da base do bráquete que acarretaria numa distribuição mais uniforme dos esforços através da área de sua base. Ao contrário, um aumento no espaçamento entre os fios da malha levou a uma redução na rigidez da base e, conseqüentemente, a um aumento nas tensões disseminadas ao esmalte e ao cimento. Para os bráquetes que apresentavam uma base com malha dupla, foi observada uma redução na concentração das tensões na interface adesiva devido a uma redução progressiva da rigidez a partir da região mais interna da base do bráquete até a malha disposta mais superficialmente.

3. PROPOSIÇÃO

Este trabalho tem como objetivo avaliar, por meio do Método dos Elementos Finitos, a adaptabilidade das bases dos bráquetes de diferentes marcas comerciais à superfície vestibular dos dentes e as respostas geradas durante a aplicação de forças. Dessa forma, propõe-se:

- 1- Determinar as curvaturas médias no sentido méso-distal e ocluso-gengival da superfície vestibular do canino inferior;
- 2- Comparar a curvatura média da superfície vestibular desse dente com as curvaturas das bases de bráquetes das marcas comerciais Morelli (BRA), Abzil-Lancer (consórcio BRA-USA), Unitek (USA) e A-Company (USA) obtidas em estudo anterior (GONTIJO, 2002);
- 3- Avaliar a influência da curvatura das bases dos bráquetes nas deformações e tensões geradas durante a aplicação de forças de torção e cisalhamento a partir do método dos elementos finitos.

6. DISCUSSÃO

6.1 – Discussão da metodologia

Este trabalho buscou avaliar comparativamente, a partir de uniões ortodônticas do tipo bráquete/adensivo/esmalte, a influência das curvaturas das bases dos bráquetes das marcas comerciais Morelli, Unitek, Abzil-Lancer e A-Company, através das deformações e tensões geradas pela aplicação de uma força no ponto central das bases dos bráquetes e de um binário promovendo torção em torno desse mesmo ponto. Para tal avaliação, utilizou-se o Método dos Elementos Finitos.

GONTIJO (2002) avaliou em seu estudo as curvaturas das bases dos bráquetes para incisivo central superior esquerdo e canino inferior esquerdo das quatro marcas descritas anteriormente, observando a inexistência de um padrão de curvatura dessas bases. Autores como ANDREWS, 1976a,b,c; MAYERSON, 1976; MAGNESS, 1978; MEYER E NELSON, 1978; MCLAUGHLIN e BENNETT, 1995, relataram a importância de bráquetes com suas bases contornadas o mais próximo possível das curvaturas dentais.

Para realização deste trabalho foram tomados os valores obtidos por GONTIJO (2002) das curvaturas das bases dos bráquetes do canino inferior esquerdo. A opção pela escolha da base correspondente ao canino inferior foi devida ao fato desse dente apresentar uma anatomia mais irregular e curvaturas mais acentuadas que o incisivo central superior, o que gera uma maior dificuldade para a colocação do acessório durante os procedimentos de colagem, tornando, assim, a forma anatômica das bases de bráquetes de canino, tanto inferior quanto superior, mais crítica do que o contorno das bases para o incisivo central superior no momento do posicionamento do bráquete sobre o dente.

A maioria dos estudos realizados para verificar as deformações e tensões geradas no bráquete aderido ao dente, quando sujeito a carregamentos através do método dos elementos finitos, utilizaram como modelo dentes humanos extraídos (ROSSOUW e TERBLANCHE, 1995; KNOX et al., 2000; KNOX et al., 2001a,b). Outros trabalhos utilizaram modelos bidimensionais (KATONA, 1994; KATONA e MOORE, 1994) ou tridimensionais nos quais as estruturas foram planificadas (KATONA, 1997a,b). Este trabalho, que buscou também demonstrar a distribuição das cargas dentro de uniões ortodônticas por meio do método dos elementos finitos, procurou dar maior atenção ao contorno dental a ser modelado e às curvaturas das bases dos bráquetes, já que ao se revisar a literatura não se detectaram trabalhos que fizessem este tipo de avaliação.

Para tal, buscou-se criar uma superfície vestibular com curvaturas médias obtidas a partir de indivíduos brasileiros, independente da raça, que apresentassem seus dentes com a superfície vestibular íntegra e com ausência de qualquer anomalia na forma e tamanho. Os dentes de ambos os lados das arcadas foram utilizados para fins de obtenção da média da curvatura vestibular. Isso pode justificar-se pelo fato de que cada marca de bráquete apresenta suas bases com curvaturas padronizadas de acordo com o tipo de elemento dental (incisivo central, incisivo lateral, canino, primeiro e segundo pré-molares superiores e inferiores) e as diferenças entre os bráquetes “Straight-Wire” dos lados direito e esquerdo para o mesmo tipo de dente encontram-se localizadas no corpo e em sua união com a base do bráquete e não na base propriamente dita (ANDREWS, 1976a,b,c). Além disso, MORROW (1978) não observou alterações estatisticamente significantes das angulações das superfícies vestibulares entre dentes dos lados esquerdo e direito a partir de 40 modelos de estudo avaliados. Partindo desse pressuposto, um método similar ao adotado nesse estudo foi aplicado por MIETHKE e MELSEN (1999) para medição das superfícies vestibulares das coroas dentais.

A fim de gerar em ambiente tridimensional as superfícies vestibulares dos caninos inferiores, as bases contendo os modelos em gesso dos dentes a serem avaliados foram recortadas e digitalizadas em intervalos de 1 mm, com a ajuda de um

recortador de gesso e um “scanner”, respectivamente. MIETHKE e MELSEN (1999), que também utilizaram um processo de recorte de modelos para obtenção dos contornos vestibulares, avaliaram cópias xerográficas das curvaturas dentais correspondentes a cortes nas porções mesial, central e distal de bráquetes posicionados no centro da coroa clínica. Ao contrário, em nosso estudo o escaneamento direto dos modelos de gesso permitiu um controle da distorção gerada durante o procedimento de captura das imagens, controle esse que não poderia ser conseguido caso cada recorte fosse xerografado previamente a digitalização e cujas conseqüências seriam o aumento do número de etapas para a obtenção do contorno vestibular do dente e a inserção de erro no método devido a distorção gerada pelo processo xerográfico.

Todos os dentes permanentes superiores e inferiores, com exceção dos molares, tiveram as superfícies vestibulares de suas coroas recortadas e arquivadas, mas foram calculados e apresentados somente os resultados das curvaturas médias do canino inferior, já que o mesmo foi o único dente usado neste estudo.

O método empregado para avaliação dos carregamentos impostos ao sistema base de bráquete/adensivo/esmalte foi o Método dos Elementos Finitos. Esse método tem sido cada vez mais utilizado na Odontologia e, mais especificamente no campo da Ortodontia, vem sendo aplicado para descrever o movimento dental em relação ao centro de rotação do dente (TANNE, KOENIG e BURSTONE, 1988), avaliar o deslocamento dentário em situações de perda óssea (REZENDE, 2000), observar a distribuição dos esforços no bráquete resultantes da torção e inclinação do fio (GHOSH et al., 1995) e, principalmente, para avaliar a interface bráquete/cimento/dente quando sujeita a forças em diferentes direções (KATONA, 1994; KATONA e MOORE, 1994; ROSSOUW e TERBLANCHE, 1995; KATONA, 1997a, KATONA, 1997b, THOMAS, RIJK e EVANS, 1999; KNOX et al., 2000; KNOX et al., 2001a, KNOX et al., 2001b).

De acordo com KATONA e MOORE (1994), os trabalhos que utilizam avaliações “in vitro” da força de adesão do bráquete ao dente estão sujeitos a variáveis como preparação da superfície dentária, tipo de adesivo, material do bráquete, desenho da base do bráquete, tempo de armazenamento e condições antes do teste, que tornam

bastante difíceis as comparações de resultados entre dois estudos, podendo comprometer suas conclusões. Essas observações foram corroboradas por FOX, MCCABE e BUCKLEY (1994) após a comparação de 66 artigos relacionados a testes “in vitro” da união ortodôntica. Além disso, KATONA (1997b) lembra que a maneira pela qual os resultados dos testes realizados “in vitro” são descritos, ou seja, através dos valores médios obtidos dividindo-se a força aplicada pela área da base do bráquete, não caracteriza adequadamente a real distribuição dessas forças, já que o método dos elementos finitos demonstrou claramente que as tensões geradas dentro da camada adesiva, da superfície do esmalte e do bráquete não são uniformes.

Para KNOX et al. (2000), como a união ortodôntica é avaliada primeiramente pela tensão gerada em resposta à aplicação de uma força, o método dos elementos finitos seria ideal para avaliação do comportamento estrutural do sistema bráquete/cimento/esmalte, pois permite uma boa visão da distribuição interna de forças. Nesse sentido, seria vantajoso, já que a distribuição de forças dentro de uma estrutura está em função tanto de seu contorno quanto da sua dureza e este método, além da sua capacidade para representar estruturas complexas e altamente irregulares quando sujeitas a carregamentos (GALLAGHER, 1975), proporciona a dureza do modelo a ser estudado de maneira correta (YETTRAM, WRIGHT e PICKARD, 1976).

Assim, ao utilizar o Método de Elementos Finitos, resultados mais confiáveis puderam ser obtidos a partir de padronizações da superfície dentária, da camada de cimento, do preparo da superfície dentária, do tipo de material do bráquete e das condições de armazenamento, eliminando-se essas variáveis descritas acima que poderiam comprometer a validade do trabalho.

Em relação aos modelos construídos para este estudo, optou-se por modelagens tridimensionais, o que representa uma grande vantagem em relação às bidimensionais. Segundo RUBIN et al. (1983), o modelo tridimensional é vantajoso por levar em conta o contorno irregular dos dentes humanos e pelo fato de as cargas aplicadas sobre os dentes não se encontrarem num estado plano de tensão e nem serem simétricas.

Todas as quatro variedades de malhas geradas, de acordo com o bráquete empregado, apresentaram um número de elementos e nós suficientemente adequados para uma precisa e correta representação das deformações e tensões resultantes da aplicação da força.

As propriedades físicas e mecânicas dos materiais utilizados neste estudo foram descritas por MIDDLETON et al. (2000) e estão de acordo com YETRAM, WRIGHT e PICKARD (1976). Apesar de SPEARS (1997) ter concluído que o esmalte apresenta um comportamento anisotrópico, ou seja, que varia em direções distintas de acordo com a sua estrutura prismática, para MIDDLETON et al. (2000) o modelo isotrópico pareceu adequado, pois o objetivo de sua investigação foi estudar a influência da variação de certos parâmetros relacionados aos bráquetes. O mesmo pode ser dito em relação a este estudo, já que ele pretende avaliar o efeito da variação das curvaturas dos bráquetes. Com essa mesma linha de pensamento, autores como KATONA (1997a,b), THOMAS, RIJK e EVANS (1999), KNOX et al. (2000), KNOX et al. (2001a,b) utilizaram modelos homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos.

6.2 – Discussão dos resultados

A comparação entre as diversas marcas comerciais de acessórios ortodônticos confirmou os achados de GONTIJO (2002) quanto à falta de padronização das curvaturas das bases dos bráquetes. Além disso, demonstrou que nenhum bráquete comercial apresentava uma geometria da base similar àquela da superfície dentária para as amostras avaliadas.

Como pode ser visto na Tabela 4, cada marca comercial de bráquete apresentou uma curvatura diferente para sua base. Aqueles bráquetes cujas curvaturas de bases mais se aproximaram da média obtida para a superfície vestibular do canino inferior foram os das marcas Unitek e A-Company. As bases das marcas Morelli e Abzil exibiram curvaturas mais discrepantes em relação à superfície dental obtida no sentido

mésio-distal e, no sentido ocluso-gengival, a base Morelli, para o modelo de bráquete analisado, apresentou-se plana, sem nenhum tipo de curvatura, fato este que se deve, segundo GONTIJO (2002), ao processo de fabricação da mesma que dificulta a incorporação de curvatura nas duas direções.

O estudo das variações de contorno da base dos bráquetes vai ao encontro das observações anteriores de KATONA e MOORE (1994), os quais relataram que variações no desenho da base do bráquete serviam para aumentar as tensões locais. Nesse sentido, KNOX et al. (2001b) descreveram o efeito da alteração da geometria de diferentes tipos de malhas de base de bráquete na qualidade da união ortodôntica, mas não avaliaram as conseqüências resultantes da variação da curvatura dessa base sobre a adesão do bráquete ao dente e, até então, nenhum outro estudo avaliou essa condição.

A fim de permitir uma comparação entre as diferentes curvaturas das bases dos bráquetes utilizadas neste estudo, serão discutidos os resultados da aplicação da força e do binário aos quatro modelos apresentados e as respectivas tensões normais e de cisalhamento resultantes desses carregamentos.

Durante a aplicação da força na direção Z, no plano X-Z, todas as bases mostraram uma maior deformação na direção da força aplicada e deformações menores nas demais direções X e Y, indicando que, mesmo quando se varia a curvatura da base, o bráquete tende a se deformar mais na direção da aplicação da força. Aquele bráquete que possuir uma base mais adaptada à superfície dental tenderá a apresentar uma área de deformação mais uniforme a partir do ponto de aplicação da força até as extremidades de sua base. Isso pode ser dito em relação à base da marca Unitek (Figura 20B), que exibiu uma região de deformação mais homogênea ao longo de sua base (vista em amarelo), quando comparada às marcas Morelli, Abzil e A-Company. Estas últimas apresentaram áreas de deformações menos homogêneas e mais concentradas ao redor do ponto de aplicação da força (Figuras 20A, 20C, 20D). A magnitude da força aplicada veio reforçar esses achados, mostrando uma deformação mais uniforme da base Unitek em relação às demais bases.

Os resultados da aplicação do binário no plano X-Z também vieram confirmar que, mesmo variando a curvatura da base, o bráquete tende a se deformar mais na direção da aplicação da força. Quanto ao contorno do bráquete mais adaptado à superfície dental, a magnitude da deformação sofrida pela base Unitek (Figura 25B) demonstrou uma distribuição mais homogênea ao longo de sua extensão com áreas de maiores deformações em suas extremidades. A base A-Company apresentou deformações menos homogêneas que a da Unitek, mas superiores às das marcas Morelli e Abzil (Figura 25).

Ao defrontar os resultados das deformações das bases dos bráquetes com os valores de suas curvaturas (Tabela 1) obtidos por GONTIJO (2002), observa-se que aqueles bráquetes cujas bases apresentam uma curvatura no sentido méso-distal mais próxima à curvatura dental (Unitek e A-Company) exibem deformações distribuídas mais uniformemente, ao contrário das marcas Morelli e Abzil, que mostram uma distribuição menos homogênea dessas deformações, pois suas curvaturas méso-distais são menos compatíveis com a superfície vestibular obtida. A base da marca Morelli, no modelo de bráquete analisado, apresenta ainda um agravante: é plana no sentido ocluso-gengival, o que impede sua adaptação ao contorno dental nessa direção.

Comparando os resultados das deformações das bases dos bráquetes com os valores obtidos por GONTIJO (2002) durante o teste de dureza Vickers, observou-se uma diferença entre os dois. Esse teste, que associa diretamente a resistência de um metal à sua deformação (SOUZA, 1982), mostrou valores mais altos para a base da marca A-Company, seguida pela base da Unitek, Abzil-Lancer e Morelli, enquanto neste estudo as menores deformações foram encontradas na marca Unitek, seguida pela A-Company, Abzil-Lancer e Morelli. Uma possível explicação para essa diferença pode ser creditada ao fato da base da marca Unitek exibir uma curvatura que, ao ser aderida ao contorno vestibular do dente, gera deformações mais uniformes ao longo de toda sua superfície.

Neste trabalho, os modelos avaliados não apresentaram uma distribuição uniforme das tensões normais e de cisalhamento ao longo de suas superfícies. A base

que mais se aproximou de um padrão de uniformidade foi a da marca Unitek, mas, mesmo assim, foram visíveis as variações das tensões geradas ao longo de sua extensão e na camada adesiva. Esses resultados também foram observados por KATONA e MOORE (1994) e KATONA (1994) que, apesar de utilizarem um modelo bidimensional, mostraram uma distribuição não uniforme das tensões dentro da camada de cimento de uma união ortodôntica. KATONA (1997b), THOMAS, RIJK e EVANS (1999) e KNOX et al. (2001a) observaram essa mesma ausência de uniformidade baseando-se em modelos tridimensionais. Essa coincidência de resultados pode ser explicada, de acordo com KATONA e MOORE (1994), pelas curvaturas e irregularidades da superfície do esmalte e pelo efeito das tensões nas extremidades da camada adesiva, que ocorrem mesmo quando se considera a camada de cimento plana e lisa.

Apesar dessa falta de uniformidade na distribuição das tensões, este estudo mostrou, da mesma maneira que KATONA (1997b), que as maiores concentrações de esforços localizavam-se nas proximidades do local de aplicação da força e diminuía à medida que se distanciava desse ponto.

As tensões normais (“von mises”) e tensões de cisalhamento geradas pela aplicação da força e do binário demonstraram que as regiões mais sujeitas à falha de adesão corresponderiam àquelas da interface adesivo/esmalte. Observação semelhante foi feita por KATONA (1994) a partir de variações na angulação da aplicação da força, na qual também verificou que o local mais provável para ocorrência da falha na adesão seria na interface cimento/esmalte.

Avaliando a interface esmalte/adesivo, as tensões normais e de cisalhamento produzidas pela aplicação da força na direção Z (cisalhamento) foram maiores (até 2.8572 MPa) que as geradas pela aplicação do binário de torção (até 1.4287 MPa), o que sugere uma falha na adesão nessa interface principalmente quando sujeita a forças que geram cisalhamento, fato este também observado por KATONA (1997a). A base de bráquete Unitek demonstrou campos de tensões menores e mais uniformes quando comparada com as demais marcas.

Para KATONA (1997b), as tensões, tanto na interface bráquete/cimento quanto na interface cimento/esmalte, apresentaram-se similares quando submetidas a forças de torção. Este estudo demonstrou que, apesar das tensões geradas pela aplicação do binário de torção serem menores que aquelas produzidas pela força de cisalhamento, existe uma maior tendência para ruptura da adesão na interface esmalte/adesivo também com a aplicação desse binário de torção, principalmente para as bases das marcas Morelli, Abzil-Lancer e A-Company.

KNOX et al. (2000) observaram que as forças de cisalhamento geram maiores tensões nas proximidades das margens do bráquete, cimento e esmalte. Um resultado semelhante pode ser visto neste trabalho, já que todas as bases avaliadas exibiram concentrações de tensões nas laterais quando sujeitas à força na direção Z (Figuras 26 e 28). Mais uma vez a base Unitek apresentou tensões distribuídas mais uniformemente que as bases Morelli, Abzil-Lancer e A-Company.

Portanto, baseando-se nos resultados deste estudo, a base de bráquete que melhor se portou nos diversos testes aplicados através do método dos elementos finitos foi a da marca Unitek, seguida pelas bases A-Company, Abzil-Lancer e Morelli. Em relação à curvatura de base propriamente dita, observou-se que os resultados dos testes aplicados foram diretamente proporcionais a suas curvaturas, o que sugere uma relação direta entre a curvatura da base do bráquete, adaptação à superfície vestibular dos dentes e resistência à aplicação de forças.

Todos esses aspectos aqui descritos devem ser levados em consideração durante a escolha de um bráquete para sua utilização na clínica, principalmente naqueles casos nos quais os dentes apresentem contornos mais acentuados e formas anatômicas mais irregulares, já que bases com curvaturas méso-distais similares às daquelas dos dentes e também a incorporação de inclinações no sentido ocluso-gengival favorecem uma melhor adaptação dessas bases sobre a superfície do esmalte, o que gera deformações menores e mais uniformes, além de campos de tensões distribuídos de maneira mais simétrica no centro e ao longo de toda a extensão da base do bráquete.

É importante ressaltar que os resultados desse estudo devem ser vistos com restrição e não devem ser extrapolados para a clínica pois esse trabalho avaliou somente a curvatura das bases dos bráquetes, ou seja, a adaptação destas bases a uma superfície dentária cujo contorno foi estabelecido. Outras variáveis que regem a adesão do bráquete ao dente, como variações na anatomia dental entre indivíduos, a variedade de resinas disponíveis e os diferentes tipos de malhas das bases dos bráquetes podem, para um paciente em particular, tornar superior os resultados de uma base de bráquete que se portou de maneira inferior nesse trabalho.

Assim, apesar desse estudo sugerir uma superioridade da curvatura da base de bráquete da marca Unitek em relação às demais marcas analisadas, o mesmo pode não se adaptar bem em um paciente cuja curvatura vestibular dos dentes seja muito diferente da curvatura da base do bráquete Unitek. Além disso, a utilização das modernas resinas disponíveis no mercado pode também melhorar a resistência de uniões ortodônticas que utilizam bráquetes cujas bases apresentam um contorno menos eficiente. Finalmente, as várias espessuras e configurações das malhas das bases dos bráquetes podem aumentar ou diminuir a capacidade adesiva do bráquete ao dente.

CONCLUSÕES

7. CONCLUSÕES

A partir das observações e resultados obtidos da curvatura vestibular do canino inferior e da comparação entre as marcas comerciais utilizadas neste estudo e baseando-se na metodologia empregada, conclui-se que:

1 – O valor médio da curvatura vestibular do canino inferior foi de 4.13 mm com um desvio padrão de 1.02 mm no sentido mésio-distal e 3.81 mm com um desvio padrão de 1.24 mm no sentido ocluso-gengival.

2 – As curvaturas das bases do bráquetes que mais aproximaram da curvatura obtida para a superfície vestibular do canino inferior foram as da marca Unitek e A-Company.

3 – Em relação aos testes realizados por meio do método dos elementos finitos para avaliar as curvaturas das bases do bráquetes observou-se que:

- A base de bráquete que melhor se adaptou à superfície vestibular foi a da marca Unitek, seguida pela marca A-Company, Abzil-Lancer e Morelli;

- Quanto maior a adaptação da base do bráquete ao dente, mais uniforme será a distribuição das forças sobre sua superfície;

- Os bráquetes que sofreram menores deformações foram os que melhor se adaptaram à superfície dental;

- As maiores concentrações de tensões nos modelos localizaram-se no ponto de aplicação da força e diminuíram à medida que se distanciavam deste ponto;

– As tensões geradas demonstraram que as regiões mais sujeitas à falha de adesão corresponderiam àquelas da interface adesivo/esmalte para todas as marcas testadas;

– Para todas as bases avaliadas, a força de cisalhamento demonstrou ser mais provável de causar falha na adesão quando comparada à força de torção;

– A base de bráquete que melhor se portou nos diversos testes aplicados foi a da marca Unitek, seguida pela base A-Company, Abzil-Lancer e Morelli.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

8 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDREWS, L.F. The six keys to normal occlusion. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v.62, n.3, p.296-309, sep. 1972.

ANDREWS, L.F. Straight-wire appliance: origin, controversy, commentary. *J. Clin. Orthod.*, Boulder, v.10, n.2, p.99-114, feb. 1976a.

ANDREWS, L.F. Straight-wire appliance: explained and compared. *J. Clin. Orthod.*, Boulder, v.10, n.3, p.174-194, mar. 1976b.

ANDREWS, L.F. Straight-wire appliance: arch form, wire bending & an experiment. *J. Clin. Orthod.*, Boulder, v.10, n.8, p.581-588, aug. 1976c.

ANGLE, E. H. The latest and best in orthodontic mechanism. *Dental Cosmos*, Philadelphia, v.70, n.12, p.1143-1158, dec. 1928.

BALUT, N., KLAPPER, L., SANDRIK, J., BOWMAN, D. Variations in bracket placement in preadjusted orthodontic appliance. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, St. Louis, v.102, n.1, p.62-67, jul. 1992.

BRYANT, R. M., SADOWSKY, P. L., HAZEIRIG, J. B. Variability in three morphologic features of the permanent maxillary central incisor. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v.86, n.1, p.25-32, jul. 1984.

CAPELOZZA FILHO, L., SILVA FILHO, O. G., OZAWA, T. O., CAVASSAN, A. de O. Individualização de braquetes na técnica de straight-wire: revisão de conceitos e sugestão de indicações para uso. *Rev. Dental Press Ortodon. Ortop. Facial*, Maringá, v.4, n.4, p.87-106, jul/ago. 1999.

CARLSSON, R., RÖNNERMAN, A. Crown-root angles of upper central incisors. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v.64, n.2, p.147-154, aug. 1973.

CROLL, B. M. Emergence profiles in natural tooth contour. Part I: Photographic observations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, St. Louis, v.62, n.1, p.4-10, jul. 1989.

DELLA BONA, A., NOORT, R. Van. Shear vs. Tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J. Dent. Res.*, Washington, v.74, n.9, p.1591-1596, sep. 1995.

DELLINGER, E. L. A scientific assessment of the straight-wire appliance. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v.73, n.2, p.290-299, mar. 1978.

DIAMOND, M. Precision bracket placement instrument. *J. Clin. Orthod.*, Boulder, v.23, n.8, p.556-559, aug. 1989.

FOX, N. G., MCCABE, J. F., BUCKLEY, J. G. A critique of bond strength testing in orthodontics. *British Journal of Orthodontics*, Oxford, v.21, n.1, p.33-43, feb. 1994.

GALLAGHER, R. H. *Finite element analysis; Fundamentals*. Englewood Cliffs: Prentice-Hall, Inc., 1975. 420p.

GERMANE, N., BENTLEY, B. E., ISAACSON, R. J. Three biologic variables modifying faciolingual tooth angulation by straight-wire appliances. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v.96, n.4, p.312-319, oct. 1989.

GERMANE, N., BENTLEY, B., ISAACSON, R. J., REVERE, J. H., Jr. The morphology of canines in relation to preadjusted appliances. *Angle Orthod.*, Appleton, v.60, n.1, p.49-54, 1990.

GHOSH, J., NANDA, R.S., DUNCANSON, M.G., AND CURRIER, G.F. Ceramic bracket design: An analysis using the finite element method. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, St. Louis, v.108, n.6, p.575-582, dec. 1995.

GONTIJO, L. de P. *Variação angular da curvatura, composição química e resistência da base de bráquete "straight wire"*. 2002. 83f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais.

GOOSE, D. H. Variability of the form of maxillary permanent incisors. *J. Dent. Res.*, Washington, v.35, n.6, p.902-908, dec. 1956.

HOLLISTER, S. J., FYHRIE, D. P., JEPSEN, K. J., GOLDSTEIN, S. A. Application of homogenization theory to the study of trabecular bone mechanics. *J. Biomechanics*, Elmsford, v.24, n.9, p.825-839, 1991.

HUSSELS, W., NANDA, R. S. Effect of maxillary incisor angulation and inclination on arch length. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, St. Louis, v.91, n.3, p.233-239, mar. 1987.

JANSON, G., VASCONCELOS, M. H., BOMBONATTI, R., FREITAS, M. R., HENRIQUES, J. F. C. Considerações clínicas sobre o posicionamento vertical dos acessórios. *Rev. Dental Press Ortodon. Ortop. Facial*, Maringá, v.5, n.3, p.45-51, maio-jun. 2000.

KATONA, T. R. The effects of load location and misalignment on shear/peel treating of direct bonded orthodontic brackets: a finite element model. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, St. Louis, v.106, n.4, p.395-402, oct. 1994.

KATONA, T. R. Stresses developed during clinical debonding of stainless steel orthodontic brackets. *Angle Orthod.*, Appleton, v.67, n.1, p.39-46, 1997a.

KATONA, T. R. Comparison of the stresses developed in tension, shear peel, and torsion strength testing of direct bonded orthodontic. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, St. Louis, v.112, n.3, p.244-251, sep. 1997b

KATONA, T. R. & MOORE, B. K. The effects of load misalignment on tensile load testing of direct bonded orthodontic brackets - a finite element model. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, St. Louis, v.105, n.6, p.543-551, jun. 1994.

KNOX, J., JONES, M. L., HÜBSCH, P., MIDDLETON, J., KRALJ, B. An evaluation of the stresses generated in a bonded orthodontic attachment by three different load cases using the finite element method of stress analysis. *Journal of Orthodontics*, Oxford, v.27, p.39-46, mar. 2000.

KNOX, J., KRALJ, B., HÜBSCH, P., MIDDLETON, J., JONES, M. L. An evaluation of the influence of orthodontic adhesive on the stresses generated in a bonded bracket finite element model. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, St. Louis, v.119, n.1, p.43-53, jan. 2001a.

KNOX, J., KRALJ, B., HÜBSCH, P., MIDDLETON, J., JONES, M. L. An evaluation of the quality of orthodontic attachment offered by single- and double-mesh bracket bases using the finite element method of stress analysis. *Angle Orthod.*, Appleton, v.71, n.2, p.149-155, apr. 2001b.

LEHMAN, M. L. Tensile strength of human dentin. *J. Dent. Res.*, Washington, v.46, n.1, p.197-201, jan-feb. 1967.

MCLAUGHLIN, R. P., BENNETT, J. C. Bracket placement with the preadjusted appliance. *J. Clin. Orthod.*, Boulder, v.29, n.5, p.302-311, may. 1995.

MAGNESS, W. B. The straight-wire concept. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v.73, n.5, p.541-550, may. 1978.

MAH, R.T., et al. Engineering principles and modeling strategies. In: MCNEILL, C. *Science and practice of occlusion*. Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc., 1997. Cap.12, p.153-164.

MAYERSON, M. Practice management and the straight-wire appliance. *J. Clin. Orthod.*, Boulder, v.11, n.3, p.207-212, mar. 1977.

MEYER, M., NELSON, G. Preadjusted edgewise appliances: theory and practice. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v.73, n.5, p.485-498, may. 1978.

MIDDLETON, J., HÜBSCH, P., KRALJ, B., KNOX, J., JONES, M. L. Numerical investigation of fixed orthodontic brackets. *Proc. Instn. Mech. Engrs.*, v. 214, part H, n.3, p.311-323, 2000.

MIETHKE, R. R., MELSEN, B. Effect of variation in tooth morphology and bracket position on first and third order correction with preadjusted appliances. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, St. Louis, v.116, n.3, p.329-335, sep. 1999.

MORROW, J. B. *The angular variability of the facial surfaces of the human dentition: an evaluation of the morphological assumptions implicit in the various "straight wire"*

techniques. 1978. 94f. Tese (Mestrado em Ciência da Odontologia) - Universidade de Saint Louis.

REDDY, J. N. *An introduction to the FEM*. 2.ed. New York: MacGraw-Hill, 1993. 684p.

REZENDE, I. de C. B. *A relação entre perda de osso alveolar, magnitude de força aplicada e o deslocamento inicial do dente: uma análise tridimensional pelo método dos elementos finitos*. 2000. 71f. Monografia (Especialização em Ortodontia) – Pontifícia Universidade de Minas Gerais.

ROSSOUW, P.E. & TERBLANCHE, E. Use of finite element analysis in assessing stress distribution during debonding. *J. Clin. Orthod.*, Boulder, v.29, n.11, p.713-717, 1995.

RUBIN, C. KRISHNAMURTHY, N., CAPILOUTO, E., YI, H. Stress analysis of the human teeth using a three-dimensional finite element model. *J. Dent. Res.*, Washington, v.62, n.2, p.82-86, feb. 1983.

SOUZA, S.A. *Ensaio mecânicos de materiais metálicos; Fundamentos teóricos e práticos*. São Paulo: Edgard Blücher, 1982. 286p.

SOUZA, B. P. de. *Inclinações vestibulo-palatinas das faces vestibulares dos dentes superiores em indivíduos brasileiros adultos leucodermas portadores de oclusão normal*. 1991. 73f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade Federal do Rio de Janeiro.

SPEARS, I. R. A three-dimensional finite element model of prismatic enamel: a re-appraisal of the data on the young's modulus of enamel. *J. Dent. Res.*, Washington, v.76, n.10, p.1690-1697, oct. 1997.

TANNE, K., KOENIG, H. A., BURSTONE, C. J. Moment to force ratios and the center of rotation. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v.94, n.5, p.426-431, nov. 1988.

TAYLOR, R. M. S. Variation in form of human teeth: I. An anthropologic and forensic study of maxillary incisors. *J. Dent. Res.*, Washington, v.48, n.1, p.5-15, jan-feb. 1969a.

TAYLOR, R. M. S. Variation in form of human teeth: II. An anthropologic and forensic study of maxillary canines. *J. Dent. Res.*, Washington, v.48, n.2, p.173-182, mar-apr. 1969b.

THOMAS, R. L., RIJK, W. G., EVANS, C. A. Tensile and shear stresses in the orthodontic attachment adhesive layer with 3D finite element analysis. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, St. Louis, v.116, n.5, p.530-532, nov. 1999.

THRESHER, R. W., SAITO, G. E. The stress of human teeth. *J. Biomechanics*, Elmsford, v.6, p.443-449, 1973.

VARDIMON, A. D., LAMBERTZ, W. Statistical evaluation of torque angles in reference to straight-wire appliance (SWA) theories. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v.89, n.1, p.56-66, jan. 1986.

VERSLUIS, D. T., DOUGLAS, W. H. Why do shear bond tests pull out dentin? *J. Dent. Res.*, Washington, v.76, n.6, p.1298-1307, jun. 1997.

WATANABE, K., KOGA, M. A Morphometric Study With Setup Models for Bracket Design. *Angle Orthod.*, Appleton, v.71, n.6, p.499-511, 2001.

WHEELER, R. C. *Dental anatomy, physiology and occlusion*. 2.ed. Philadelphia: W. B. Saunders Co., 1974.

YETRAM, A. L., WRIGHT, K. W. J., PICKARD, H. M. Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. *J. Dent. Res.*, Washington, v.55, n.6, p.1004-1011, nov-dec. 1976.

ZIENKIEWCZ, O. C., TAYLOR, R. L. *The finite element method*. Basic formulation and linear problems. 4.ed. London: McGraw-Hill, 1994. 648p.