

**Larissa Bustamante Capucho – C.D.**

**AÇÃO DAS FORÇAS ORTODÔNTICAS NA RETRAÇÃO  
DE DENTES INFERIORES COM A UTILIZAÇÃO DE MINI-  
IMPLANTES**

Monografia apresentada ao Curso de Especialização em Ortodontia da Universidade Federal Fluminense, como parte dos requisitos para a obtenção do Título de Especialista em Ortodontia.

**ORIENTADOR: Professor Dr. José Nelson Mucha**

**CO-ORIENTADOR: Dr. Norman Duque Penedo**

Niterói

2007

617.643 Capucho, Larissa Bustamante.

Ação das forças ortodônticas na retração de dentes inferiores com a utilização de mini-implantes por Larissa Bustamante Capucho. – Niterói, 2007.

58 f. ; 30 cm.

Monografia (Especialização em Ortodontia) – Universidade Federal Fluminense, 2007.

Orientador: Dr. José Nelson Mucha

Co-orientador: Norman Duque Penedo

Inclui figuras e tabelas.

Bibliografia: f. 43-50.

1.Biomecânica Ortodôntica. 2.Mini-implantes. 3. Ações das forças. 4.Mandíbula. I. Mucha, José Nelson. II. Penedo, Norman Duque. III. Universidade Federal Fluminense. IV. Título

CDD

**Larissa Bustamante Capucho- C.D.**

**AÇÃO DAS FORÇAS ORTODÔNTICAS NA RETRAÇÃO DE  
DENTES INFERIORES COM A UTILIZAÇÃO DE MINI-IMPLANTES**

Monografia apresentada ao Curso de Especialização em Ortodontia da Universidade Federal Fluminense, como parte dos requisitos para a obtenção do Título de Especialista em Ortodontia.

**ORIENTADOR: Professor Dr. José Nelson Mucha**

**CO-ORIENTADOR: Dr. Norman Duque Penedo**

Aprovada em dezembro de 2007, pela Comissão Examinadora:

---

Profa. Dra. Adriana Cury-Saramago - CD  
Universidade Federal Fluminense - UFF

---

Profa. Dra. Regina Maria Lopes Neves - CD  
Universidade Federal Fluminense - UFF

---

Prof. Dr. Roberto Carlos Bodart Brandão - CD  
Universidade Federal Fluminense - UFF

Niterói

2007

*À minha mãe Lucinete, grande heroína, que sempre  
teve a educação das filhas como prioridade.*

### *DEDICO*

*Ao Roberto por todo amor e exemplo de constante  
busca pela excelência na Ortodontia.*

Agradeço,

**À Deus por me proporcionar a vida e todas as oportunidades.**

Ao Professor Dr. José Nelson Mucha, a quem tenho grande admiração, pelo amor e dedicação incomparável ao ensino da Ortodontia, e imensa gratidão por toda a minha formação.

Ao Dr. Norman Duque Penedo, co-orientador deste trabalho, por sua grande contribuição, disponibilidade e atenção.

A todos os meus Professores do Curso de Especialização em Ortodontia da Universidade Federal Fluminense, Dra. Adriana de Alcântara Cury-Saramago, Dra. Andréa Fonseca Jardim da Motta, Dra. Márcia Teresa de Oliveira Caetano, Dr. Márcio Barroso Salomão, Dr. Paulo Sérgio de Assunção, Dr. Oswaldo de Vasconcelos Vilella, Dra. Regina Maria Lopes Neves, pelo carinho e ensinamentos transmitidos.

A minha mãe Lucinete, por ter abdicado de sua vida pela de suas duas filhas.

A minha irmã Paola, amor da minha vida.

Ao meu marido Roberto, por todo amor, incentivo e compreensão nos momentos de ausência.

Aos meus sogros Aloadyr da Silva Brandão e Wilda Bodart Brandão pelo carinho e dedicação, mesmo de longe, durante estes anos que não pude estar tão presente.

A minha tia Penha, grande amiga e incentivadora da minha escolha profissional.

Aos meus colegas de turma, Carolina Perez Couceiro, Luciana Helena Miranda, Luíza Paiva Bittencourt, Marcella Bruno Baitelli e Marlon Sampaio Borges pela amizade e por terem tornado esses anos de convívio tão divertidos.

A minha “irmãzinha” baiana, linda, Joelma, pela grande amizade construída em tão poucos meses e pelo companheirismo nos momentos de saudades da família.

Aos colegas da nova turma, Ana Luíza, Daniela, Diego, Luis e Rodrigo pelas novas amizades e pela responsabilidade com que continuarão os tratamentos dos pacientes nos próximos anos.

Aos meus pacientes, pela compreensão e grande contribuição para o meu aprendizado.

Às funcionárias Márcia Cardoso, Elizete e aos técnicos pela assistência prestada.

A todos, que de alguma forma, contribuíram para a minha conclusão no Curso de Especialização em Ortodontia da Universidade Federal Fluminense e para a realização deste trabalho.

## *Epigrafe*

*“Há homens que lutam um dia e são bons.  
Há outros que lutam um ano e são melhores.  
Há os que lutam muitos anos e são muito bons.  
Porém, há os que lutam toda a vida.  
Estes são imprescindíveis.”*

Bertolt Brecht

## **SUMÁRIO**

|          |                                   |           |
|----------|-----------------------------------|-----------|
|          | <b>RESUMO</b>                     | <b>8</b>  |
|          | <b>ABSTRACT</b>                   | <b>9</b>  |
| <b>1</b> | <b>INTRODUÇÃO</b>                 | <b>10</b> |
| <b>2</b> | <b>MATERIAL E MÉTODO</b>          | <b>18</b> |
| 2.1      | <b>Material</b>                   | <b>18</b> |
| 2.2      | <b>Método</b>                     | <b>19</b> |
| <b>3</b> | <b>RESULTADOS</b>                 | <b>26</b> |
| <b>4</b> | <b>DISCUSSÃO</b>                  | <b>30</b> |
| <b>5</b> | <b>CONCLUSÕES</b>                 | <b>39</b> |
| <b>6</b> | <b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> | <b>41</b> |

## RESUMO

**Objetivos:** Analisar a decomposição de diferentes linhas de ação de forças nos movimentos de retração dos dentes anteriores inferiores, com a utilização de mini-implantes na região posterior e ganchos anteriores. **Metodologia:** A partir de seis ilustrações gráficas tridimensionais, em tamanho real de dentes e mandíbulas, obtidas de imagens Tomográficas Computadorizadas (TC), de paciente adulto portador de Classe I biprotrusão com indicação de extrações de pré-molares, foram simuladas 6 linhas de ação de forças, com a aplicação de 3N, para a retração dos dentes anteriores inferiores. Foram realizadas variações verticais na posição dos mini-implantes entre primeiro e segundo molar inferior e nos ganchos entre incisivo lateral e canino. **Resultados: 1-** Com mini-implante a 3mm da crista óssea e a aplicação da força na região anterior: a) ao nível do arco ortodôntico, a força de retração foi de 2,70N, expansão de 1,26N e intrusão de 0,28N; b) a 3mm do nível do arco, retração de 2,71N, expansão de 1,26N e intrusão de 0,01N; c) a 5mm do nível do arco, retração de 2,71N, expansão de 1,26N e extrusão de 0,15N. **2-)** Mini-implante a 5mm da crista e força anterior: d) ao nível do arco, retração de 2,68N, expansão de 1,25N e intrusão de 0,45N; e) a 3mm do arco, retração de 2,61N, expansão de 1,26N e intrusão de 0,19N; f) a 5mm do arco ortodôntico, retração de 2,71N, expansão de 1,26N e intrusão de 0,01N. **Conclusões:** O entendimento das linhas de ação de forças e suas decomposições são fundamentais para se alcançar os resultados desejados nas diferentes maloclusões, visando o controle tridimensional do movimento dentário.

**Palavras-chaves:** Decomposição de forças; Biomecânica ortodôntica; Mini-implantes na Mandíbula; Retrações dentárias.

## ABSTRACT

**Objective:** Analyze the decomposition of action's force lines in 6 different situations to retract the lower anterior teeth with mini-implants in the posterior area and hooks in the anterior region. **Methodology:** In three-dimensional graphic Illustrations in real size of teeth and jaws, obtained from images generated by tomography computerized (TC) of an adult patient, with Class I biprotrusion malocclusion and premolar extractions indication, were simulated 6 action's lines force, with the application of 3N, to retract the anterior teeth. Vertical variations were accomplished in the position of the mini-implants between first and second molars and hooks between lateral and canine. **Results: 1-** With mini-implant to 3mm of the bony crest and the anterior force application: a) at the level of the orthodontic archwire, the retraction was of 2,70N, expansion of 1,26N and intrusion of 0,28N; b) 3mm lower to the archwire, retraction of 2,71N, expansion of 1,26N and intrusion of 0,01N; c) 5mm inferior to the archwire, retraction of 2,71N, expansion of 1,26N and extrusion of 0,15N. **2-** Mini-implant to 5mm of the crest and anterior force: d) at the level of the archwire, retraction of 2,68N, expansion of 1,25N and intrusion of 0,45N; e) 3mm inferior of the archwire, retraction of 2,61N, expansion of 1,26N and intrusion of 0,19N; f) 5mm of the archwire, retraction of 2,71N, expansion of 1,26N and intrusion of 0,01N. **Conclusions:** The understanding of the action's force lines and its decompositions are essential to reach the results intended in the different malocclusions, aiming the three-dimensional control of the dental movement.

**Words-keys:** forces decomposition; orthodontic biomechanics; mini-implants in mandible; dental retractions.

## 1 INTRODUÇÃO

O movimento dentário ortodôntico é um fenômeno do ligamento periodontal, no qual, quando uma força prolongada é aplicada sobre uma coroa dentária, ocorrerá reabsorção no lado de pressão e formação óssea no lado de tensão. Porém, existe um limite mínimo de força suportado pelo ligamento periodontal, sem que haja movimento dentário, pois, entre outras funções, está a manutenção dos dentes em suas posições (PROFFIT, 2002).

A força ótima é aquela que dá início à máxima resposta do tecido, sem dor ou reabsorção radicular, e mantém a saúde dos ligamentos periodontais (MOYERS, 1991). O movimento dentário ortodôntico se fará presente, quando a força for aplicada por um espaço de tempo prolongado, sem que haja variações súbitas de magnitude, sendo assim caracterizada como uma força contínua (DA MATTA, 1996).

A aplicação correta da direção da força ortodôntica é fator de extrema importância quando objetiva-se maximizar os efeitos desejados e minimizar os efeitos colaterais. Isto não reduzirá apenas o tempo de tratamento, mas também possibilitará que o ortodontista o conduza com um mínimo de esforço ou intervenções (BURSTONE e KOENIG, 1974; NANDA e DIAZ, 1981).

A partir da década de 40, do século passado, ortodontistas como Tweed e Strang, discordando da teoria “não extracionista” adotada por Angle, passaram a

preconizar tratamentos incluindo extrações dentárias. Com isso, houve a necessidade de se desenvolver métodos eficazes e controlados para o fechamento dos espaços residuais provenientes dessas extrações (NANDA e DIAZ, 1981; PROFFIT, 2002; SHIMIZU, 1995; THIESEN et al, 2001).

Entre os objetivos do tratamento ortodôntico incluem-se a obtenção da melhor harmonia facial, oclusão funcional satisfatória, função mastigatória eficiente, estabilidade em longo prazo e saúde dos dentes e das estruturas adjacentes (TWEED, 1962). Em relação ao posicionamento dentário, deve-se priorizar a obtenção de dentes verticalizados sobre os ossos basais, raízes paralelas e, mínimos danos às estruturas de suporte e dentárias (NANDA, 1997).

Para alcançar estas metas é necessário um controle adequado dos movimentos dentários, um claro entendimento dos sistemas de forças aplicados aos dentes, e que se compreenda a forma como esses se deslocam para as posições desejadas. O sistema de fechamento de espaço ideal deve ter propriedades mecânicas que libere forças leves e contínuas, preserve a integridade periodontal, e feche o espaço dentro de um tempo mínimo (CONSOLARO, 2002).

Nos casos de maloclusão de Classe I biprotrusão, a retração e verticalização dos dentes anteriores com redução da convexidade do perfil facial é comumente alcançado, com a extração dos quatro primeiros pré-molares, seguida pela retração dos dentes anteriores, usando uma mecânica com máxima ancoragem (DIELS et al, 1995; BILLS et al, 2005).

Porém, os resultados mostram variados graus de eficácia deste tipo de tratamento em relação à extensão de retração, perda de ancoragem, fechamento

de espaço total, tempo de tratamento e conseqüências iatrogênicas (JACOBS e BELL, 1983).

Esforços têm sido feitos para desenvolver métodos de ancoragem adequados, tanto intra-oral quanto extra-oral. Apesar do aparelho extra-bucal ser historicamente o padrão de máxima ancoragem (GURAY e ORHAN, 1997), a aplicação da força intermitente e a dependência da colaboração dos pacientes levou muitos ortodontistas a pesquisarem técnicas alternativas, tais como a retração separada dos caninos com posterior retração dos incisivos e com a utilização de retração momento-diferencial (GURAY e ORHAN, 1997; MULLIGAN, 1980).

A estratégia do momento-diferencial produz translação de corpo da unidade de ancoragem e uma inclinação controlada da unidade ativa, através de uma cuidadosa aplicação de forças e momentos, diminuindo o uso de aparelhos auxiliares (MULLIGAN, 1980). Já que o movimento de inclinação é mais rápido, a unidade ativa acaba se movendo primeiro, resultando em menor perda de ancoragem (KUHMBERG e PRIEBE, 2003). Cada unidade de ancoragem pode compreender vários dentes, criando o efeito de um dente largo, multirradicular, que resiste ao deslocamento (NANDA, 1997). URIBE e NANDA (2007) relataram que a união do segmento posterior com Compósito de Fibra Reforçada reforça a ancoragem do segmento posterior.

No entanto, os diversos procedimentos para evitar a perda de ancoragem têm suas limitações. Conseqüentemente, os ortodontistas passaram a utilizar para o controle de ancoragem: implantes dentais convencionais (CREEKMORE et al, 1983); implantes palatais (WILLEMS et al, 1999); mini-placas (SHERWOOD e

BURCH, 2005) e mini-implantes (KYUNG et al, 2003, POGGIO, INCORVATI, VELO, CARANO, 2006; PARK, JEONG, KWON, 2006).

Dentre os dispositivos de ancoragem esqueléticos, os dispositivos temporários ou os mini-implantes têm se sobressaído na preferência dos profissionais, pela facilidade de inserção e remoção, possibilidade de carga imediata, tamanho pequeno e baixo custo (POGGIO, INCORVATI, VELO, CARANO, 2006; PARK, JEONG, KWON, 2006).

A retração de dentes anteriores sem perda de ancoragem é, talvez, a indicação mais citada na literatura para o uso dos mini-implantes ortodônticos (CARANO et al, 2005), e a utilização em posições estratégicas simplifica o tratamento nos casos de biprotrusões severas com indicação de extração de pré-molares e máxima retração dos dentes anteriores.

Mini-implantes resistem bem à retração dos seis dentes anteriores, tendo como grande vantagem a diminuição do tempo de tratamento (ARAÚJO, 2006).

A escolha do local de inserção do mini-implante deve ser feita baseada, em regiões de tecidos moles com gengiva inserida, quantidade de osso, inclinação da implantação, tamanho do mini-implante (RESTLE, 2006; MONNERAT-AYLMER, 2006) e, principalmente, no tipo de movimento dentário que se está pretendendo: intrusão, extrusão, ou fechamento de espaços, tanto para mesial quanto para distal. O local mais indicado para inserção dos mini-implantes na região posterior da mandíbula é entre primeiros e segundos molares (RESTLE, 2006, ARAÚJO et al, 2006). A média da espessura da cortical óssea vestibular entre primeiros e segundos molares inferiores varia de 2,33 a 2,60mm, desde 3mm à 11mm de altura da crista interproximal. Aumentando-se a altura não há um aumento

significativo da espessura da cortical óssea vestibular, pois o aumento total encontrado foi de apenas 0,23mm. Portanto, não há necessidade de inserção do implante afastado do plano oclusal e das linhas de ação de forças dos arcos ortodônticos (RESTLE, 2006).

O espaço disponível entre as raízes para a colocação dos mini-implantes deverá ser, no mínimo, o correspondente ao diâmetro do implante somado a 1,5mm. Isso se deve ao fato de o espaço periodontal radicular possuir, em média, 0,25mm, para cada raiz e ser necessário mais 1mm de margem de segurança (POSTERMAN et al, 1995). Portanto, para um mini-implante ortodôntico de 1,4mm de diâmetro, a distância entre as raízes deverá ser de, no mínimo, 2,9mm. Caso esta distância não esteja disponível, há necessidade de se avaliar locais alternativos, modificar a angulação de instalação do mini-implante ou ainda, promover o afastamento das raízes, para aumentar o espaço.

Para auxiliar na estabilidade e facilitar a higienização deve-se ainda inserir o mini-parafuso em área de gengiva inserida, evitando as regiões de mucosa não-queratinizada, mais próximas ao fundo de vestibulo (MAH e BERGSTRAND, 2005).

A inclinação proporciona maior área de contato do implante com o osso, além de reduzir o risco de atingir raízes dentárias. Na mandíbula, devido à maior espessura da cortical óssea, pode-se utilizar angulação desde perpendicular até 10° a 20° em relação ao longo eixo dos dentes. A densidade do osso cortical varia de paciente para paciente, podendo, ainda, num mesmo indivíduo, apresentar diferenças entre os lados direito e esquerdo (KYUNG et al, 2003).

Os dentes são frequentemente influenciados por mais de uma força, e o movimento de um dente é determinado pelo efeito conseqüente de um conjunto delas. As forças ortodônticas podem ser analisadas matematicamente como vetores. Quando mais de uma é aplicada ao dente, estas são combinadas para determinar a única resultante. As forças podem ser divididas em componentes para determinar efeitos paralelo e perpendicular ao plano oclusal, plano horizontal de Frankfurt, ou longo eixo do dente. Elas produzem tanto translação, rotação, ou uma combinação de ambos dependendo do relacionamento da linha de ação com o centro de resistência dos dentes. A tendência à rotação deve-se ao momento, que é igual à magnitude multiplicada pela distância perpendicular da linha de ação ao centro de resistência (SMITH e BURSTONE, 1984).

Os dispositivos usados em ortodontia para aplicar forças para movimentar dentes incluem arcos com alças, molas espirais, elásticos de látex e elastômeros sintéticos, elásticos em cadeia e molas espirais de níquel-titânio (NiTi) (PROFFIT, 2002, MORESCA e VIGORITO, 2005).

Na escolha das molas, devem ser analisados: o formato; a quantidade de ativação; a espessura do fio; a liga metálica; o tipo de movimento desejado e; a quantidade de força necessária. É importante que, ao empregar molas para fechamento de espaços, haja conhecimento da magnitude das forças e momentos liberados quando da ativação desses dispositivos (THIESEN, 2006).

Ao serem utilizadas de maneira imprópria, as molas produzirão perda de ancoragem, verticalização excessiva dos dentes anteriores e reabsorções radiculares. Esses efeitos, além de um aumento no tempo de tratamento, poderão ocasionar danos irreversíveis (STAGGERS e GERMANE, 1991).

Três propriedades básicas para as molas de fechamento de espaço são: 1) a proporção momento/força (M/F), que determina o centro de rotação dentária e assim possibilita o controle radicular durante a movimentação dos dentes; 2) a força horizontal produzida durante a ativação da mola e 3) a relação carga/deflexão (C/D), que define a quantidade de decréscimo da força a cada milímetro de desativação (BURSTONE, 2002). A posição e as dobras em “V” são fundamentais no controle de fechamento de espaço com alças. Entretanto, é o desenho da alça que deve apresentar como critérios: uma grande ativação; distribuição de força relativamente baixas e quase constantes; baixa carga/deflexão; fácil confecção e; confortável ao paciente (MANHARTSBERGER, 1989).

As molas espirais de NiTi apresentam duas grandes vantagens: mínima deformação permanente e a possibilidade de uma força mais constante durante a desativação (TRIPOLT et al, 1999). HAN e QUICK (1993) verificaram que as molas espirais comprimidas de NiTi não sofreram degradação de suas propriedades, em contraste as molas de aço inoxidável perderam uma grande parte da sua capacidade de geração de força.

As molas espirais comprimidas de NiTi são preferíveis aos elásticos em cadeia, porque liberaram forças leves e contínuas por um longo período durante a desativação, fechando os espaços de maneira mais rápido e com movimentos mais constantes do que os elásticos em cadeia (HAN e QUICK, 1993; MANHARTSBERGER et al, 1996, NATTRASS et al, 1998; TRIPOLT et al 1999). Além disso, são pouco influenciadas pela temperatura, e não são alteradas por alimentos condimentados (NATTRASS et al, 1998).

O controle do sistema de forças envolvido durante qualquer mecânica ditará o sucesso do movimento desejado. Portanto, torna-se de suma importância a compreensão do tipo de movimento pretendido, bem como de possíveis efeitos indesejados, para que se possa lançar mão de dispositivos que compensem as limitações para o controle tridimensional do movimento dentário.

Diante da carência de estudos que se propõem a analisar as forças aplicadas em dentes anteriores, bem como a decomposição das forças nos três planos do espaço, principalmente nos casos de biprotrusão dentária com necessidade de máxima ancoragem para retração dos dentes anteriores, objetiva-se com este trabalho, avaliar as decomposições de diferentes linhas de ação de forças nos movimentos de retração dos dentes anteriores inferiores nos movimentos de fechamentos de espaços na mandíbula, com a utilização de mini-implantes na região posterior.

## **2 MATERIAL E MÉTODO**

### **2.1 Material**

Ilustrações gráficas de seis situações para ancoragem máxima posterior inferior (desenhos de mandíbulas) foram realizadas a partir de imagens geradas por tomografia computadorizada (TC), de paciente adulto, portador de Classe I biprotrusão, com indicação de extrações de pré-molares.

Foram localizados mini-implantes na região entre primeiro e segundo molar inferior e ganchos na região entre incisivo lateral e canino para retração anterior.

Seis diferentes linhas de ação de forças foram simuladas para a retração dos dentes anteriores inferiores, com variações nas alturas dos mini-implantes e dos ganchos anteriores, visando calcular a decomposição das forças nos três planos do espaço, e definir mais precisamente a localização para otimizar os procedimentos de retração do segmento anterior inferior em casos de biprotrusão.

Para a determinação das coordenadas, dos pontos de aplicação da força e das linhas de ação de forças, foram esquematizadas as inserções de mini-implantes, braquetes, ganchos e a extração de primeiros pré-molares inferiores.

### **2.2 Método**

Foram calculadas através de análise matemática, as linhas de ação de forças e a decomposição destas nos três planos do espaço, comparando os efeitos da mecânica de fechamento de espaços na diferentes situações, com o objetivo de determinar a melhor linha de ação entre mini-implantes e ganchos, nas diversas situações clínicas.

Os modelos e cálculos matemáticos, as linhas de ação de forças, nas seis situações de retração dos dentes anteriores, foram respectivamente:

a- Com mini-Implante entre segundo e primeiro molar inferior localizado a 3mm da crista óssea e ponto de aplicação da força na região anterior entre lateral e canino inferior ao nível do arco ortodôntico (3 - 0) (Figura 1-A);

b- Com Mini-Implante entre segundo e primeiro molar inferior localizado a 3mm da crista óssea e ponto de aplicação da força na região anterior entre lateral e canino inferior, localizado a 3mm do arco ortodôntico (3 - 3) (Figura 1-B);

c- Com mini-Implante entre segundo e primeiro molar inferior a 3mm da crista óssea e ponto de aplicação da força na região anterior entre lateral e canino inferior, localizado a 5mm do arco ortodôntico (3 - 5) (Figura 1-C);

d- Com mini-Implante entre segundo e primeiro molar inferior a 5mm da crista óssea e ponto de aplicação da força na região anterior entre lateral e canino inferior ao nível do arco ortodôntico (5 - 0) (Figura 1-D);

e- Com mini-Implante entre segundo e primeiro molar inferior a 5mm da crista óssea e ponto de aplicação da força na região anterior entre lateral e canino inferior, localizado a 3mm do arco ortodôntico (5 - 3) (Figura 1-E);

f- Com mini-Implante entre segundo e primeiro molar inferior a 5mm da crista óssea e ponto de aplicação da força na região anterior entre lateral e canino inferior, localizado a 5mm do arco ortodôntico (5 - 5) (Figura 1-F).

Para calcular a decomposição das forças em cada um dos esquemas simulados, todos os pontos foram localizados tridimensionalmente nas coordenadas x, y e z. As coordenadas foram determinadas negativas ou positivas conforme as Figuras 2 e 3.

Inicialmente determinou-se o ponto  $P_0$  (0,0,0), localizado a uma tangente a distal dos segundos molares inferiores (Y), ao nível do ápice radicular (X), e transversalmente, no plano sagital mediano(Z), interceptando as duas primeiras linhas (Y) e (X).

O ponto  $P^3_1$  representa a posição do mini-implante na região entre primeiros e segundos molares inferiores a 3mm da crista óssea.

O ponto  $P^5_1$  representa a posição do mini-implante entre primeiros e segundos molares inferiores a 5mm da crista óssea. O ponto  $P^0_2$ ,  $P^3_2$  e  $P^5_2$  representam a posição dos dispositivos ao nível do arco ortodôntico, a 3mm e a 5mm deste respectivamente. A localização precisa de cada um dos pontos no espaço está descrita em milímetros como:  $P^3_1$  (12,4; 27,7; 15,3);  $P^5_1$  (12,4; 27,7; 13,3);  $P^0_2$  (43,1; 13,4; 18,5);  $P^3_2$  (43,1; 13,4; 15,5);  $P^5_2$  (43,1; 13,4; 13,5). A força aplicada em todas as simulações foi  $F= 3N$  ou 300gf.

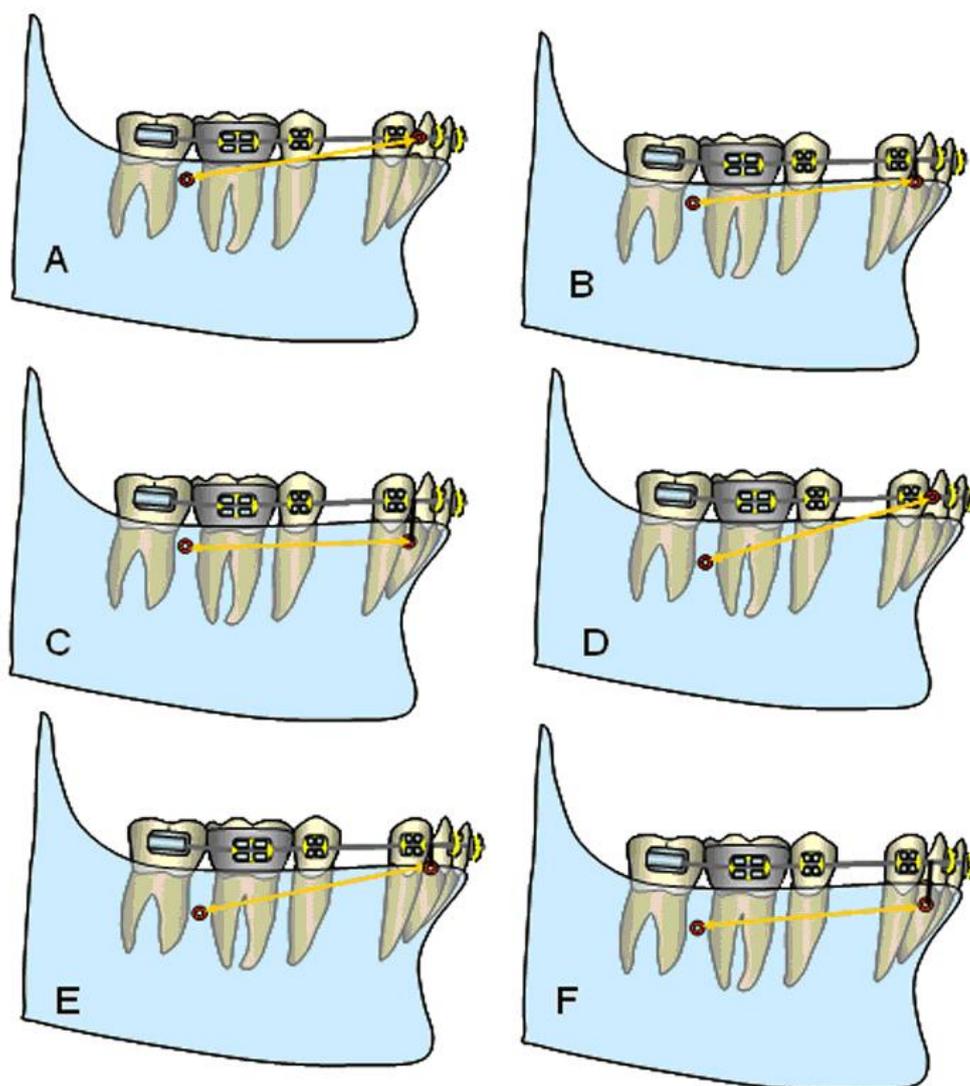


Figura 1. Desenho esquemático da localização dos mini-implantes e ganchos para a retração dos dentes anteriores: A- Mini-implante a 3mm da crista óssea e o ponto de aplicação da força ao nível do arco ortodôntico (3 - 0); B- Com mini-implante a 3mm da crista óssea e gancho a 3mm inferior ao arco (3 - 3), C- Com mini-implante a 3mm da crista óssea e ganchos a 5mm inferior ao arco (3 - 5); D- Mini-implante a 5mm da crista e força anterior ao nível do arco (5 - 0); E- Mini-implante a 5mm da crista e força anterior a 3mm do arco (5 - 3) ; F- Mini-implante a 5mm da crista e força anterior a 5mm do arco ortodôntico (5 - 5).

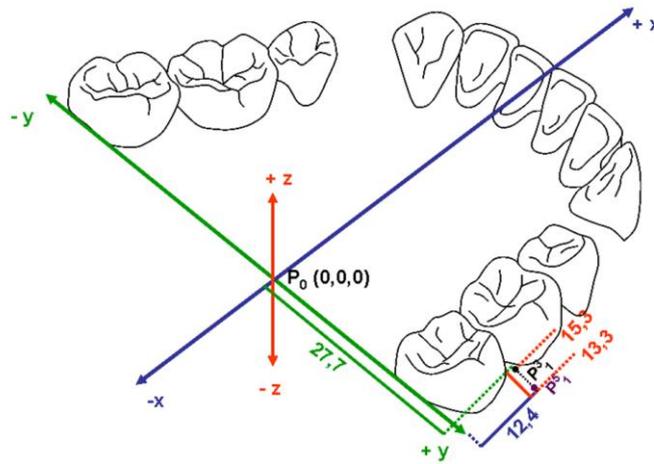


Figura 2- Modelo tridimensional com as coordenadas x, y, z. A coordenada x representa o sentido ântero-posterior, a coordenada y o sentido transverso e a coordenada z o sentido vertical. O ponto  $P_1^3$  representa a posição do mini-implante a 3mm da crista óssea entre o 1º e 2º MI. O ponto  $P_1^5$  representa a posição do mini-implante a 5mm da crista óssea entre o 1º e 2º MI.

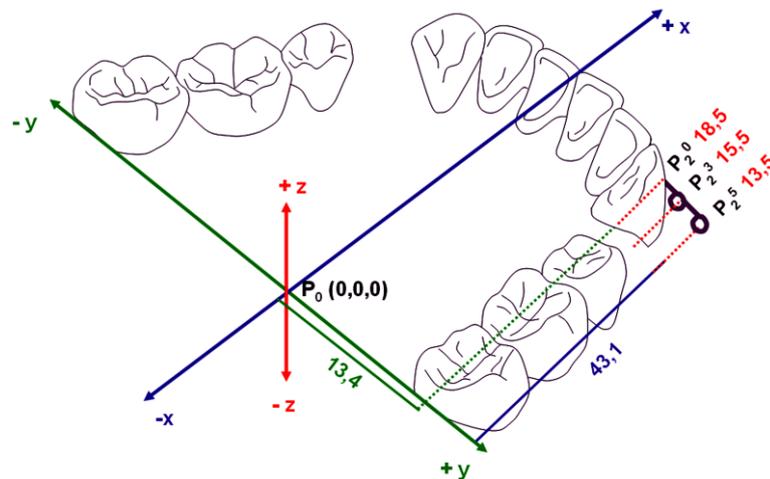


Figura 3- Modelo tridimensional com as coordenadas x, y, z. A coordenada x representa o sentido ântero-posterior, a coordenada y o sentido transverso e a coordenada z o sentido vertical. O ponto  $P_2^0$  representa a aplicação da força ao nível do arco ortodôntico entre incisivo lateral e canino inferior. O ponto  $P_2^3$  representa a aplicação da força ou posição do gancho a 3mm do arco ortodôntico entre incisivo lateral e canino inferior. O ponto  $P_2^5$  representa a aplicação da força ou posição do gancho a 5mm do arco ortodôntico entre incisivo lateral e canino inferior.

Descrição da Decomposição das Forças (Figura 4):

- A força  $F_x$  representa a componente da força resultante (total) ( $F$ ) na direção do eixo de referência  $x$ ;

- A força  $F_y$  representa a componente da força resultante (total) ( $F$ ) na direção do eixo de referência  $y$ ;

- A força  $F_z$  representa a componente da força resultante (total) ( $F$ ) na direção do eixo de referência  $z$ .

Estas componentes das forças ( $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$ ) foram obtidas utilizando-se o princípio dos cossenos diretores, onde:

-  $\alpha$  é o ângulo formado pelo vetor que representa a força  $F$  com o vetor que representa a componente  $F_x$  da força com base no eixo de referência  $x$ ;

-  $\beta$  é o ângulo formado pelo vetor que representa a força  $F$  com o vetor que representa a componente  $F_y$  da força com base no eixo de referência  $y$ ;

-  $\gamma$  é o ângulo formado pelo vetor que representa a força  $F$  com o vetor que representa a componente  $F_z$  da força com base no eixo de referência  $z$ .

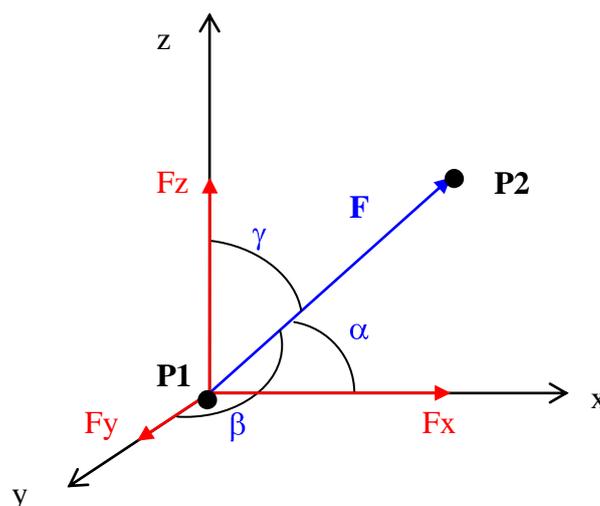


Figura 4 - Ilustração da decomposição das forças em três planos,  $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$ .

Os cossenos diretores dos ângulos  $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\gamma$  são obtidos da relação entre o módulo da distancia total ( $d$ ), obtida entre os pontos P2 e P1, e suas projeções ortogonais ( $dx$ ,  $dy$  e  $dz$ ) sobre os eixos de referência  $x$ ,  $y$  e  $z$  (Figura 5). Assim

- tem-se:
- Para o eixo  $x \rightarrow \cos \alpha = dx / |d|$
  - Para o eixo  $y \rightarrow \cos \beta = dy / |d|$
  - Para o eixo  $z \rightarrow \cos \gamma = dz / |d|$

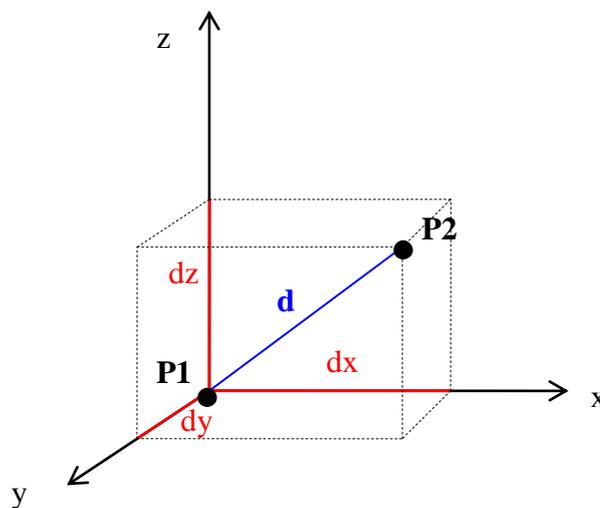


Figura 5 - Ilustração da decomposição das forças em três planos,  $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$ .

A distância total ( $d$ ), em módulo, é dada em relação ao posicionamento entre o ponto que representa a posição do mini-implante (P1) e o ponto que representa a posição do gancho (P2). Assim:

$|d| = |(dx; dy; dz)|$ , onde :

$$dx = P2x - P1x;$$

$$dy = P2y - P1y;$$

$$dz = P2z - P1z, \text{ sendo que:}$$

-  $P_{2x}$ ,  $P_{2y}$ ,  $P_{2z}$ ,  $P_{1x}$ ,  $P_{1y}$  e  $P_{1z}$  são as coordenadas em relação aos eixos de referência  $x$ ,  $y$  e  $z$  dos pontos simulados nos esquemas experimentais.

Já a intensidade das componentes  $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$  são obtidas pelo produto da força resultante  $F$  pelos cossenos dos ângulos  $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\gamma$ , respectivamente, assim:

$$\rightarrow F_x = F \cdot \cos \alpha ;$$

$$\rightarrow F_y = F \cdot \cos \beta ;$$

$$\rightarrow F_z = F \cdot \cos \gamma ;$$

De posse dos cálculos de decomposição das forças provenientes dos modelos experimentais, procedeu-se a elaboração de tabelas para a determinação das melhores possibilidades de aplicação das forças para a retração e controle vertical, nos casos de retração dos dentes anteriores inferiores.

### 3 RESULTADOS

Na Tabela 1, página 22, estão descritos os pontos de aplicação das forças nas seis diferentes simulações A-F, com suas respectivas distâncias em mm dos pontos iniciais e finais e resultantes nas coordenadas x, y e z.

Para a situação A os pontos de aplicação da força foram  $P^3_1$  (inicial) e  $P^0_2$  (final). Após decomposição da força os resultados obtidos sobre os eixos cartesianos (x, y, z) foram:  $F_x = - 2,70N$ ;  $F_y = + 1,26N$ ;  $F_z = - 0,28N$  (Tabela 2). Neste caso a resultante  $F_x$  mostrou tendência a retração;  $F_y$  expansão e  $F_z$  intrusão na região entre incisivo lateral e canino inferior (Tabela 2).

Para a situação B os pontos de aplicação da força foram  $P^3_1$  (inicial) e  $P^3_2$  (final). Após decomposição da força os resultados obtidos sobre os eixos cartesianos (x, y, z) foram:  $F_x = - 2,71N$ ;  $F_y = + 1,26N$ ;  $F_z = - 0,01N$ . Neste caso a resultante  $F_x$  mostrou tendência a retração;  $F_y$  expansão e  $F_z$  intrusão na região entre incisivo lateral e canino inferior. Nesta simulação a força resultante com tendência à intrusão foi praticamente nula (Tabela 2).

Para a situação C os pontos de aplicação da força foram  $P^3_1$  (inicial) e  $P^5_2$  (final). Após decomposição da força os resultados obtidos sobre os eixos cartesianos (x, y, z) foram:  $F_x = - 2,71N$ ;  $F_y = + 1,26N$ ;  $F_z = + 0,15N$ . Neste caso a resultante  $F_x$  mostrou tendência a retração;  $F_y$  expansão e  $F_z$  extrusão na região entre incisivo lateral e canino inferior (Tabela 2).

Para a situação D os pontos de aplicação da força foram  $P^5_1$  (inicial) e  $P^0_2$  (final). Após decomposição da força os resultados obtidos sobre os eixos cartesianos (x, y, z) foram:  $F_x = - 2,68\text{N}$ ;  $F_y = + 1,25\text{N}$ ;  $F_z = -0,45\text{N}$ . Neste caso a resultante  $F_x$  mostrou tendência a retração;  $F_y$  expansão e  $F_z$  intrusão na região entre incisivo lateral e canino inferior (Tabela 2).

Para a situação E os pontos de aplicação da força foram  $P^5_1$  (inicial) e  $P^3_2$  (final). Após decomposição da força os resultados obtidos sobre os eixos cartesianos (x, y, z) foram:  $F_x = - 2,71\text{N}$ ;  $F_y = + 1,26\text{N}$ ;  $F_z = -0,19\text{N}$ . Neste caso a resultante  $F_x$  mostrou tendência a retração;  $F_y$  expansão e  $F_z$  intrusão na região entre incisivo lateral e canino inferior (Tabela 2).

Para a situação F os pontos de aplicação da força foram  $P^5_1$  (inicial) e  $P^5_2$  (final). Após decomposição da força os resultados obtidos sobre os eixos cartesianos (x, y, z) foram:  $F_x = - 2,71\text{N}$ ;  $F_y = + 1,26\text{N}$ ;  $F_z = -0,01\text{N}$ . Neste caso a resultante  $F_x$  mostrou tendência a retração;  $F_y$  expansão e  $F_z$  intrusão na região entre incisivo lateral e canino inferior. Nesta simulação a força resultante com tendência à intrusão foi praticamente nula (Tabela 2).

Tabela 1. Cálculo das distâncias dos pontos  $P_1$  e  $P_2$  em relação aos eixos X, Y e Z, para proceder-se aos cálculos matemáticos das forças resultantes.

| Situação            | Lado Direito                   |          |          |                             |          |          |
|---------------------|--------------------------------|----------|----------|-----------------------------|----------|----------|
|                     | Ponto Inicial - Posterior (mm) |          |          | Ponto Final - Anterior (mm) |          |          |
|                     | $P_{1x}$                       | $P_{1y}$ | $P_{1z}$ | $P_{2x}$                    | $P_{2y}$ | $P_{2z}$ |
| $A = P_1^3 - P_2^0$ | 12,4                           | 27,7     | 15,3     | 43,1                        | 13,4     | 18,5     |
| $B = P_1^3 - P_2^3$ | 12,4                           | 27,7     | 15,3     | 43,1                        | 13,4     | 15,5     |
| $C = P_1^3 - P_2^5$ | 12,4                           | 27,7     | 15,3     | 43,1                        | 13,4     | 13,5     |
| $D = P_1^5 - P_2^0$ | 12,4                           | 27,7     | 13,3     | 43,1                        | 13,4     | 18,5     |
| $E = P_1^5 - P_2^3$ | 12,4                           | 27,7     | 13,3     | 43,1                        | 13,4     | 15,5     |
| $F = P_1^5 - P_2^5$ | 12,4                           | 27,7     | 13,3     | 43,1                        | 13,4     | 13,5     |

Tabela 2. Resultados da decomposição de 3N (300gf) em seis simulações. A- Mini-Implante à 3mm da crista óssea e aplicação da força na região anterior, ao nível do arco ortodôntico (3-0); B- Mini-implante à 3mm da crista óssea e aplicação da força na região anterior à 3mm do nível do arco ortodôntico (3-3); C- Mini-implante à 3mm da crista óssea e aplicação da força na região anterior à 5mm do nível do arco ortodôntico (3-5); D- Mini-implante à 5mm da crista óssea e aplicação da força na região anterior ao nível do arco ortodôntico (5-0); E- Mini-implante à 5mm da crista óssea e aplicação da força na região anterior à 3mm do arco ortodôntico (5-3); F- Mini-Implante à 5mm da crista óssea e aplicação da força na região anterior localizado à 5mm do arco ortodôntico (5-5). Os valores correspondentes aos eixos x, y e z.

**Variações na altura dos mini-implantes e ganchos anteriores.**

| <b>Efeito</b>                    | <b>A: 3-0</b> | <b>B: 3-3</b> | <b>C: 3-5</b> | <b>D: 5-0</b> | <b>E: 5-3</b> | <b>F: 5-5</b> |
|----------------------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| <b>Retração*</b>                 | -2,71N        | -2,71N        | -2,71N        | -2,68N        | -2,61N        | -2,71N        |
| <b>Expansão**</b>                | +1,26N        | +1,26N        | +1,26N        | +1,25N        | +1,26N        | +1,26N        |
| <b>Intrusão/<br/>Extrusão***</b> | -0,28N        | -0,01N        | +0,15N        | -0,45N        | -0,19N        | -0,01N        |

\* = O sinal negativo representa força para distal equivalente a Newtons.

\*\* = O sinal positivo representa a força de expansão em Newtons.

\*\*\* = O sinal negativo representa intrusão e o positivo extrusão em Newtons.

## 4 DISCUSSÃO

A escolha do local de inserção do mini-implante deve ser feita baseada, em regiões adequadas de tecidos moles, quantidade de osso cortical adequada, inclinação da implantação, tamanho do mini-implante (RESTLE, 2006; MONNERAT-AYLMER, 2006) e principalmente, no tipo de movimento dentário que se está pretendendo, intrusão, extrusão, ou fechamento de espaços, tanto para mesial quanto para distal.

De acordo com PARK (2002), na mandíbula, o local de eleição para a inserção dos mini-implantes, destinados à retração das unidades anteriores, é entre o primeiro e segundo molar por vestibular. Esta localização, além de apresentar normalmente uma boa distância entre as raízes, permite que a retração seja realizada sem o risco de contato das unidades que estão sendo movimentadas com o mini-implante, e de fácil acesso para fixação de acessórios.

Quanto à altura, ficou evidente neste estudo, após interpretação da descrição matemática das forças resultantes das diversas alternativas de posicionamento dos mini-implantes e dos dispositivos, que pode-se instalar os mini-implantes numa posição mais alta ou mais baixa, favorecendo um controle da sobremordida ou mordida aberta através da variação da direção da linha de aplicação da força. Os dispositivos de ancoragem temporária devem ser colocados mais apicalmente em pacientes com sobremordida exagerada, nos

quais se deseja movimento de intrusão dos incisivos durante a retração, ou mais próximo das coroas dentárias, em pacientes com um bom nível de sobremordida (CARANO et al, 2005).

Dispositivos de Ancoragem Temporários colocados no osso basal abaixo das raízes dentárias para prevenir dano às mesmas, devido ao posicionamento distante do mini-implante em relação à linha de ação de retração, acentuam os vetores verticais (KANOMI et al, 1997). Por outro lado, mini-implantes colocados no osso alveolar inter-radicular dos dentes posteriores aumenta o componente horizontal da força aplicada (PARK et al, 2001).

Diversos são os tipos de metodologias que podem ser empregadas em estudos para avaliação da movimentação dentária, como por exemplo, estudos em animais e/ou humanos (FORTIN, 1971; ZIEGLER, 1989), métodos mecânicos analíticos – MEF (MIDDLETON, 1990), análises experimentais *in vitro* (KUHMBERG, 2003), modelos fotoelásticos (CAPUTO, 1974), laser holográficos (BURSTONE, 1980), e modelos matemáticos (STEYN, 1978). Cada um desses métodos possui vantagens e desvantagens.

Neste trabalho, foram utilizados modelos matemáticos para se obter melhor entendimento dos sistemas de forças aplicados aos dentes e conseqüente compreensão da forma como estes se deslocam para as posições desejadas.

Os resultados obtidos baseiam-se em análise das componentes das forças resultantes. Estas forças foram obtidas alterando-se o posicionamento dos mini-implantes e a altura dos ganchos.

As resultantes das forças obtidas para o posicionamento do mini-implante a 3mm da crista óssea na região entre primeiros e segundos molares e gancho

localizado a 3mm inferior ao arco ortodôntico entre incisivo lateral e canino e a localização do mini-implante a 5mm da crista óssea na região entre primeiros e segundos molares e gancho a 5mm inferior ao arco na região anterior podem servir como referências (esquema padrão) para os demais cálculos, pois as componentes verticais foram praticamente nulas (Figuras 6 e 7).

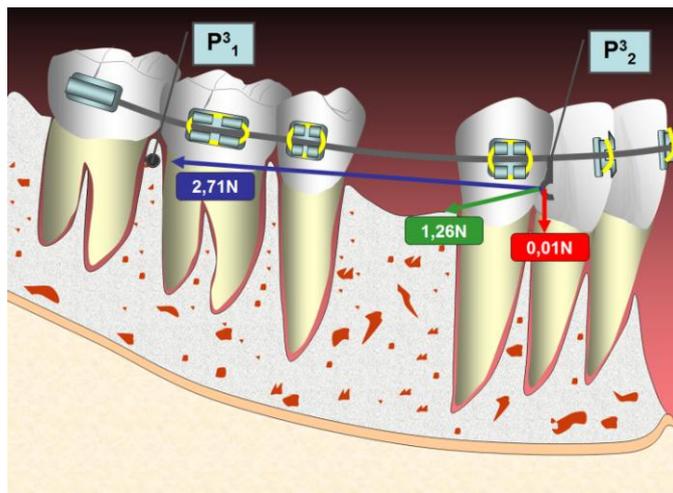


Figura 6.  $P^3_1$  e  $P^3_2$

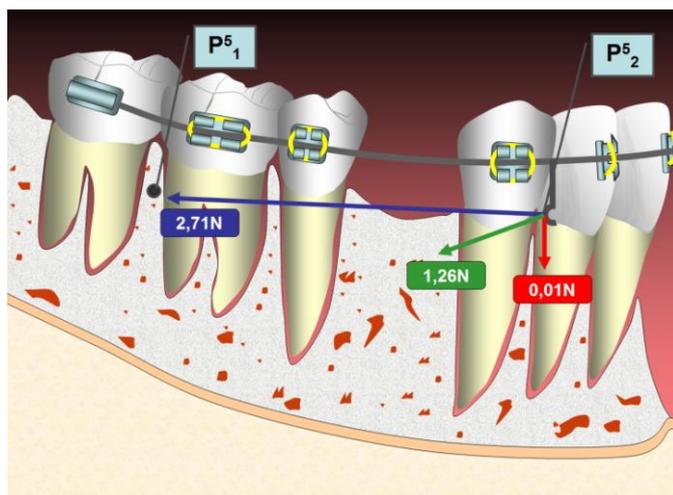


Figura 7.  $P^5_1$  e  $P^5_2$

Os resultados obtidos quando a aplicação da força acontece do ponto inicial  $P^3_1$ , mini-implante à 3mm da crista óssea entre primeiros e segundos molares inferiores ao ponto final  $P^0_2$ , ao nível do arco ortodôntico, mostram na coordenada x, uma tendência a retração dos dentes anteriores 0,44% menor do que os esquemas padrão, na coordenada y uma tendência a expansão do arco na região de canino inferior 0,44% menor do que o esquema padrão e na coordenada z uma tendência à intrusão 1492,92% maior do que os esquemas padrão durante o movimento de retração dos dentes anteriores (Figura 8). Esta altura do gancho na região anterior seria clinicamente interessante nos casos de sobremordida acentuada.

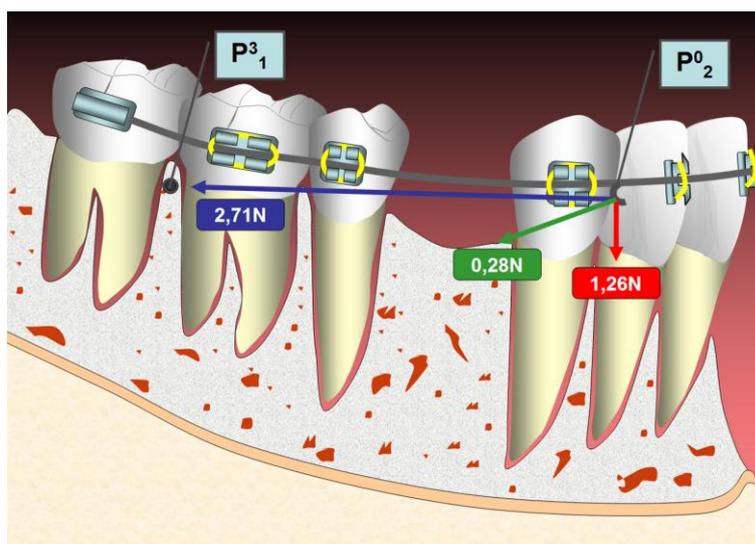


Figura 8.  $P^3_1$  e  $P^0_2$

Os resultados obtidos quando a aplicação da força acontece do ponto inicial  $P^3_1$ , mini-implante à 3mm da crista óssea entre primeiros e segundos molares inferiores ao ponto final  $P^5_2$ , gancho a 5mm do arco ortodôntico, mostram na coordenada x, uma tendência a retração dos dentes anteriores 0,14% menor do que os esquemas padrão, na coordenada y uma tendência a

expansão do arco na região entre incisivo lateral e canino 0,14% menor do que o esquema padrão e na coordenada z uma tendência à extrusão 798,75% maior do que os esquemas padrão durante o movimento de retração dos dentes anteriores (Figura 9). Esta altura do gancho na região anterior seria clinicamente interessante nos casos de mordida aberta.

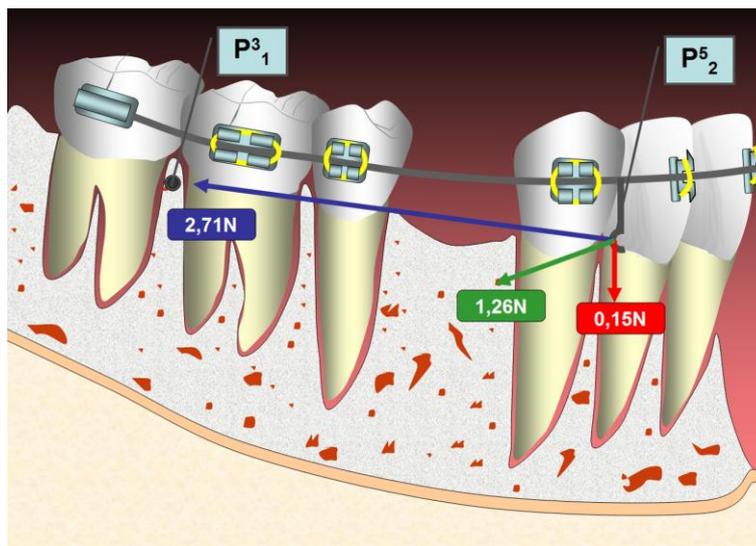


Figura 9.  $P^3_1$  e  $P^5_2$

Os resultados obtidos quando a aplicação da força acontece do ponto inicial  $P^5_1$ , mini-implante à 5mm da crista óssea entre primeiros e segundos molares inferiores ao ponto final  $P^0_2$ , gancho ao nível do arco ortodôntico, mostram na coordenada x, uma tendência a retração dos dentes anteriores 1,16% menor do que os esquemas padrão, na coordenada y uma tendência a expansão do arco na região entre incisivo lateral e canino inferior 1,16% menor do que o esquema padrão e na coordenada z uma tendência à intrusão 2469,93% maior do que os esquemas padrão durante o movimento de retração dos dentes anteriores (Figura 10). Esta altura do gancho na região anterior seria

ainda mais interessante do que a situação descrita na Figura 8, nos casos de sobremordida acentuada.

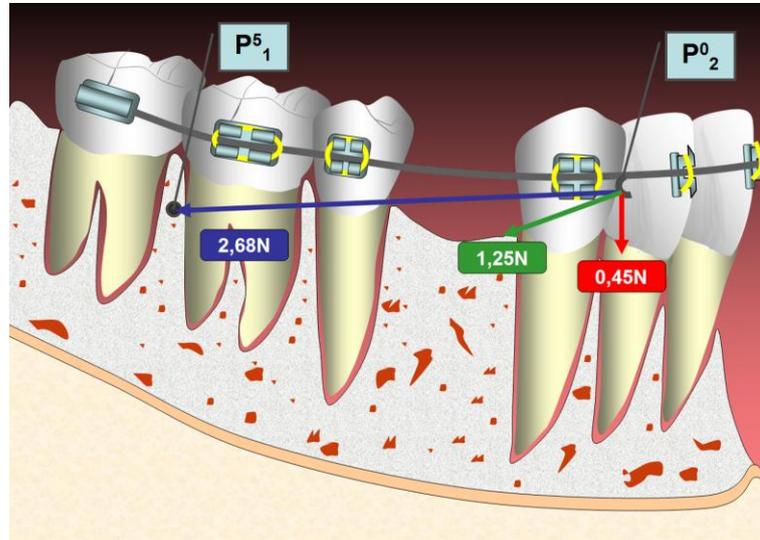


Figura 10.  $P_1^5$  e  $P_2^0$

Os resultados obtidos em que a aplicação da força acontece do ponto inicial  $P_1^5$ , mini-implante à 5mm da crista óssea entre primeiros e segundos molares inferiores ao ponto final  $P_2^0$ , gancho à 3mm do arco ortodôntico, mostram na coordenada x, uma tendência a retração dos dentes anteriores 0,21% menor do que os esquemas padrão, na coordenada y uma tendência a expansão do arco na região entre incisivo lateral e canino inferior 0,21% menor do que o esquema padrão e na coordenada z uma tendência à intrusão 997,71% maior do que os esquemas padrão durante o movimento de retração dos dentes anteriores, figura 11. Esta altura do gancho na região anterior seria interessante para os casos de sobremordida acentuada menos severa.

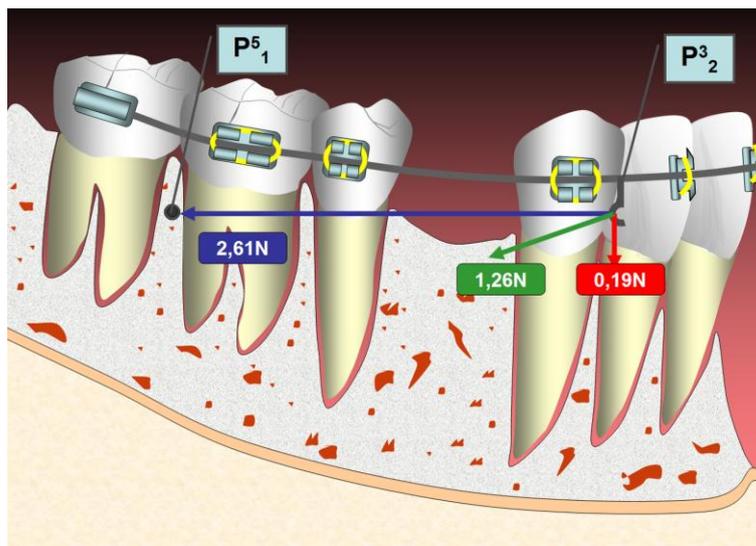


Figura 11.  $P^5_1$  e  $P^3_2$

Os resultados dos cálculos matemáticos sugerem uma expansão do arco inferior na região anterior na região do canino inferior durante retração dos dentes anteriores. Esta expansão poderá ocorrer com maior ou menor intensidade levando-se em consideração a rigidez da liga metálica utilizada no arco ortodôntico e a densidade da cortical óssea mandibular. Estas duas hipóteses poderiam respectivamente acentuar ou camuflar a expansão deste arco no sentido transversal, como descrevem as resultantes de forças. Devido ao posicionamento dos mini-implantes vestibular em relação aos dentes e ao arco dentário a resultante de forças dar-se-ia na direção da expansão, durante a retração dos dentes anteriores.

Após análise dos cálculos matemáticos ficou evidente que a aplicação da força deve ser planejada de maneira criteriosa, principalmente em relação às componentes verticais. Com o estudo das linhas de ação das forças, verificou-se que a mecânica com utilização dos mini-implantes também apresenta efeitos colaterais, que poderão ser minimizados através do planejamento das

necessidades específicas de cada caso e, de acordo com os resultados desejados. Portanto, torna-se de suma importância à compreensão do tipo de movimento dentário a ser realizado, e seus efeitos indesejados, para que se possa lançar mão de dispositivos que compensem as limitações existentes em relação ao controle tridimensional do movimento dentário, no caso presente, a variação vertical da posição tanto dos mini-implantes como os ganchos ou apoios anteriores.

Sugere-se ainda a realização de estudos mais específicos para avaliar os efeitos das forças nos dentes, ligamento periodontal e osso alveolar durante retração dos dentes anteriores inferiores, e estes poderiam utilizar método dos elementos finitos.

A utilização de equações e modelos matemáticos, bem como o uso do método dos elementos finitos tem tido um aumento considerável na predição dos efeitos do stress nos tecidos e na ação das forças. Método dos elementos finitos (MEF) é um método matemático em que a forma do complexo geométrico e suas propriedades físicas são construídas no computador. Interações físicas dos vários componentes dos modelos são então calculadas para o stress, força e deformação. A utilização desta metodologia tem provado ser uma ferramenta útil em grande número de aplicações na Ortodontia, e se mostrou promissora para análise do movimento dentário devido à grande aplicabilidade e eficiência ao se analisar cargas, tensões ou deslocamentos.

Obter o máximo de movimento desejável e o mínimo de movimento indesejável, reduzir o tempo de tratamento, aumentar a eficácia da terapêutica

instituída e diminuir o risco de reabsorções radiculares, constituem-se portanto, as bases para a prática de uma excelente ortodontia.

Apesar dos mini-implantes proporcionarem uma ancoragem praticamente absoluta, a afirmação de Newton, na sua terceira lei: “Toda força exercida em um corpo gera uma reação de sentido contrário e de mesma intensidade”, continua extremamente válida, pois a utilização de mini-implantes, sem um planejamento adequado das linhas de ação das forças, pode ocasionar em determinadas situações, movimentos contrários do que se deseja, tais como: extrusões, intrusões e expansões, comprometendo o resultado esperado para cada paciente.

## 5 CONCLUSÕES

De acordo com os cálculos matemáticos realizados, variando as linhas de ação das forças, no modelo esquemático utilizado, com a aplicação de 3N de força, pode-se concluir que:

1) Com mini-implante a 3mm da crista óssea e a aplicação da força na região anterior:

a- ao nível do arco ortodôntico (3-0); verificou-se uma força de retração de 2,71N, expansão de 1,26N e intrusão de 0,28N.

b- a 3mm do arco ortodôntico (3-3); verificou-se uma força de retração de 2,71N, expansão de 1,26N e intrusão de 0,01N.

c- a 5mm do arco ortodôntico (3-5); verificou-se uma força de retração de 2,71N, expansão de 1,26N e extrusão de 0,15N.

2) Com mini-implante à 5mm da crista óssea e força anterior:

d- ao nível do arco ortodôntico (5-0); verificou-se uma força de retração de 2,68N, expansão de 1,25N e intrusão de 0,45N.

e- a 3 m do arco ortodôntico (5-3); verificou-se uma força de retração de 2,61N, expansão de 1,26N e intrusão de 0,19N.

f- a 5mm do arco ortodôntico (5-5), verificou-se uma força de retração de 2,71N, expansão de 1,26N e intrusão de 0,01N.

3) O entendimento das linhas de ação de forças e suas decomposições são fundamentais para se alcançar os resultados desejados nas diferentes maloclusões, visando o controle tridimensional do movimento dentário.

## 6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ARAÚJO, T. M.; NASCIMENTO, M. H. A.; BEZERRA, F.; SOBRAL, M. C. Ancoragem esquelética em Ortodontia com miniimplantes. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*, Maringá, v. 11, n. 4, p. 126-156, jul./ago. 2006.

BILLS, D. A.; HANDELMAN, C. S.; BEGOLE, E. A. Bimaxillary dentoalveolar protrusion: traits and orthodontic correction. *Angle Orthod*, Appleton, v. 75, n. 3, p. 333-9, May 2005.

BURSTONE, C. J.; KOENIG, H. A. Force systems from an ideal arch. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, St. Louis, v. 65, n. 3, p. 270-289, March 1974.

BURSTONE, C. J.; PRYPUTNIEWICZ, R. J. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, St. Louis, v. 77, n. 4, p. 398-409, Apr. 1980.

BURSTONE, C. J. Aplicação da Bioengenharia na Ortodontia Clínica. In: GRABER, T. M.; VANARSDALL, R. L. *Ortodontia: Princípios e Técnicas Atuais*. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. p. 228-257.

CAPUTO, A. A.; CHACONAS, S. J.; HAYASHI, R. K. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, St. Louis, v. 65, n. 3, p. 250-259, Nov. 1974.

CARANO, A. et al. Clinical applications of the miniscrews anchorage system. *J Clin Orthod*, Boulder, v. 39, n. 1, p. 9-42, Jan. 2005.

CONSOLARO, A. Movimentação dentária induzida: biologia aplicada à clínica. In: CONSOLARO, A. *Reabsorções Dentárias nas Especialidades Clínicas*. R Dental Press Ortodon Ortop Facial, Maringá, p. 221-258, 2002.

CREEKMORE, T. D.; EKLUND, M. K. The possibility of skeletal anchorage. *J. Clin Orthod*, Boulder, v. 17, p. 266-269, 1983.

DA MATTA, E. N. R. Avaliação laboratorial da deformação plástica e da capacidade de liberação de força por elásticos plásticos. 1996. 86 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia)–Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 1996.

DIELS, R. M.; KALRA, V.; DELOACH, N., JR.; POWERS, M.; NELSON, S. S. Changes in soft tissue profile of African-Americans following extraction treatment. *Angle Orthod*, Appleton, v. 65, n. 4, p. 285-92, 1995.

FORTIN, J. M. Translation of premolars in the dog by controlling the moment-to-force ratio on the crown. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, St. Louis, v. 59, n. 6, p. 541-551, June 1971.

GURAY, E.; ORHAN, M. "En masse" retraction of maxillary anterior teeth with anterior headgear. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, St. Louis, v. 112, n. 5, p. 473-9, Nov. 1997.

HAN, S.; QUICK, D. C. Nickel-titanium spring properties in a simulated oral environment. *Angle Orthod*, Appleton, v. 63, n. 1, p. 67-72, 1993.

JACOBS, J. D.; BELL, W. H. Combined surgical and orthodontic treatment of bimaxillary protrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, St. Louis, v. 83, n. 4, p. 321-33, Apr. 1983.

KANOMI R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod*, Boulder, v. 31, p. 763-767, 1997.

KUHLBERG, A. J.; PRIEBE, D. Testing force systems and biomechanics-measured tooth movements from differential moment closing loops. *Angle Orthod*, Appleton, v. 73, n. 3, p. 270-80, Jun. 2003.

KYUNG, H.M.; PARK, H.S.; BAE, S.M.; SUNG, J.H.; KIM, I.B.: Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage, *J. Clin. Orthod.*, Boulder, v. 37, n. 6, p. 321-328, June 2003.

MAH, J.; BERGSTRAND, F. Temporary anchorage devices: a status report. *J Clin Orthod*, Boulder, v. 39, n. 3, p. 132-136, Mar. 2005.

MANHARTSBERGER, C.; MORTON, J. Y.; BURSTONE, C. J. Space closure in adults using the segmented arch technique. *Angle Orthod*, Appleton, v. 59, n. 3, p. 205-210, Fall 1989.

MANHARTSBERGER, C.; SEIDENBUSCH, W. Force delivery of NiTi coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 109, n. 1, p. 8-21, 1996.

MIDDLETON, J.; JONES, M. L.; WILSON, N. A. Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. *J Biomed Eng*, Guildford, v. 12, n. 4, p. 319-327, July 1990.

MONNERAT-AYMER, C. Mapeamento tomográfico inter-radicular da região anterior da mandíbula para inserção de micro-implantes com finalidade ortodôntica. 2006. Dissertação (mestrado) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal Fluminense, Niterói, 2006.

MORESCA, R.; VIGORITO, J. W. Avaliação *in vitro* da degradação da força produzida por módulos elásticos utilizados no fechamento de espaços com a mecânica por deslizamento. *Ortodontia*, v. 38, n. 2, p. 151-161, 2005.

- MOYERS, R.E.; Ortodontia. 4ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991.
- MULLIGAN, T. F. Common sense mechanics. J Clin Orthod, Boulder, v. 14, n. 7, p. 481-8, Jul. 1980.
- NANDA, R. Biomechanics in clinical orthodontics. 1st ed. Philadelphia: W. B. Saunders Company, 1997.
- NANDA, R.; DIAZ, M. A. T. Orthodontic space closure. Dent Clin North Am, Philadelphia, v. 25, n. 1, p. 95-107, Jan. 1981.
- NATTRASS, C.; IRELAND, A. J.; SHERIFF, M. The effect of environmental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil springs. Eur J Orthod, v. 20, n. 2, p. 169-176, 1998.
- PARK S.; BAE M.; KYUNG M.; SUNG H. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I Bialveolar protrusion. J Clin Orthod, Boulder, v. 35, p. 417-422, 2001.
- PARK, H. S. An anatomical study using CT images for the implantation of micro-implants. Korea J Orthod, v. 32, n.6, p. 435-441, 2002.
- PARK, H. S.; JEONG, S. H.; KWON, O. W. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop, St. Louis, v. 130, n. 1, p. 18-25, Jul. 2006.
- POGGIO, P. M. et al. "Safe Zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. Angle Orthod, Appleton, v. 76, n. 2, p. 191-197, 2006.
- POSTERMAN, B. et al. Am J Orthod Dentofacial Orthop, St. Louis, v. 107, n. 3, p. 245-250, Mar. 1995.
- PROFFIT, W. R. Ortodontia contemporânea. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.
- RESTLE, L. Mapeamento tomográfico da região posterior da mandíbula para inserção de mini-implantes com finalidade ortodôntica. 2006. Dissertação (mestrado) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal Fluminense, Niterói, 2006.
- SHERWOOD, K. H.; BURCH, J. G.: Skeletally based miniplate supported orthodontic anchorage, J. Oral Maxillofac. Surg., 63, p. 279-284, 2005.
- SHIMIZU, R. H. Fechamento de espaços após exodontias de primeiros pré-molares. 1995. Dissertação (Mestrado)–Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara,1995.

SMITH, R.; BURSTONE, C. Mechanics of tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop, St. Louis, v. 85, n. 4, p. 294-307, Apr. 1984.

STAGGERS, J. A.; GERMANE, N. Clinical considerations in the use of retraction mechanics. J Clin Orthod, Boulder, v. 15, n. 8, p. 565-569, June 1991.

STEYN C. L. et al. Calculation of the position of the axis of rotation when single-rooted teeth are orthodontically tipped. Br J Orthod, Oxford, v. 5, n. 3, p. 153-156, July 1978.

THIESEN, G. et al. Avaliação das forças liberadas por diferentes tipos de molas de fechamento de espaço utilizadas em Ortodontia. Ortodontia Gaúcha, Porto Alegre, v. 5, n. 2, p. 86-91, jul./dez. 2001.

THIESEN, G.; REGO, M.V.N.N; MENEZES, L.M.; SHIMIZU, R.H. A utilização de diferentes configurações de molas "T" para a obtenção de sistemas de forças otimizados. R Dental Press Ortodon Ortop Facial, Maringá, v. 11, n. 5, p. 57-77, set./out. 2006.

TRIPOLT, H.; BURSTONE, C. J.; BANTLEON, P.; MANSCHIEBEL, W. Force characteristics of nickel-titanium tension coil springs. Am J Orthod Dentofacial Orthop, Vienna, v. 115, n. 5, p. 498-507, May 1999.

TWEED, C. H. Was the development of the diagnostic facial triangle as an accurate analysis based on fact or fancy? Am J Orthod Dentofacial Orthop, v. 48, p. 823-40, Nov. 1962.

URIBE, F.; NANDA, R. Treatment of bimaxillary protrusion using fiber-reinforced composite. J Clin Orthod, Boulder, v. 41, n. 1, p. 27-32, Jan. 2007.

WILLEMS, G.; CARELS, C. E.; NAERT, I. E.; VAN STEENBERGHE, D. Interdisciplinary treatment planning for orthodontic-prosthetic implant anchorage in a partially edentulous patient. Clin Oral Implants Res., 10, p. 331-337, 1999.

ZIEGLER, P.; INGERVALL, B. A clinical study of maxillary canine retraction with a retraction spring and with sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop, St. Louis, v. 95, n. 2, p. 99-106, Feb. 1989.