

Regynaldo Zavaglia Neto

***“Efeitos da Aplicação do Ultra-Som de Baixa
Intensidade na Retração de Caninos”***

*Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia
de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio
de Mesquita Filho”, para obtenção do título de Mestre
em Odontologia (Área de Concentração: Ortodontia).*

*Orientador: **Prof. Dr. Tatsuko Sakima***

Araraquara 2004

Zavaglia Neto, Regynaldo

Efeitos da aplicação do ultra-som de baixa intensidade na retração de caninos. / Regynaldo Zavaglia Neto. – Araraquara : [s.n.], 2004.

129 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Tatsuko Sakima

1. Movimentação dentária 2. Ultra-som 3. Cúspide I.
Título.

Dados Curriculares

Data de nascimento : 06/08/1973

Filiação: REGYNALDO ZAVAGLIA JUNIOR

CAROLINA JURCA ZAVAGLIA

Curso de Graduação: CURSO DE ODONTOLOGIA 1992/96

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRAO PRETO –USP

Especialização: ORTODONTIA 1999/2001

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA – UNESP

Mestrado: ORTODONTIA 2002/2004

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA – UNESP

Dedicatória

- À **Deus**, por me dar forças para conseguir vencer esta etapa e me iluminar nas horas mais difíceis. Obrigado pelas pessoas maravilhosas que colocastes em meu caminho.

- À minha mãe **Carolina**, que me deu a vida, os princípios éticos, a profissão, os pacientes e a formação que me conduz neste barco da vida em conjunto com meu pai **Regynaldo**, construtor não só de prédios, igrejas e casas mas também de ideais, sonhos e caráter dos seus filhos.

- À minha amada esposa **Carol**, sinônimo de amor, equilíbrio e beleza na minha vida. Obrigado por você sempre me apoiar incondicionalmente e neste período compreender minha ausência. Que Deus a abençoe juntamente com o nosso (a) novo (a) filho (a) que chegará em alguns meses.

- A meu filho **Pedro**, que me impulsiona viver com alegria, curioso como um cientista me faz redescobrir o amor a cada dia. Eu te amo, meu querido!

- À minha irmã **Aline**, jovem batalhadora, que sempre foi dedicada e carinhosa comigo.

Agradecimentos Especiais

- Ao **Prof. Dr. Tatsuko Sakima**, palavras são uma forma física de explicar o que sentimos. A palavra que mais traduz sua existência na minha vida, é gratidão. Abrir as portas da Ortodontia para mim, me acolher e me ensinar foram inesquecíveis acontecimentos da minha vida. A sua força é realmente á de um samurai, que consegue equilibrar a razão e a emoção. Na área acadêmica, poderia dizer que suas atitudes foram equivalentes á de um pai para mim. Obrigado por mais este voto de confiança, que tem como recordação esta tese. Espero ter correspondido, pois não deixei de tentar nem um segundo.

- Ao **Prof. Dr. José Marcos Alves**, da EESC-USP, pela ajuda imprescindível relacionada ao ultra-som e a parte técnica desta pesquisa. Todos os artigos, as conversas e as unidades de ultra-som que foram emprestados fizeram esta pesquisa acontecer. Obrigado!

- A todos os **pacientes** da amostra deste trabalho, sem os quais nada seria possível. Muito obrigado!

Agradecimentos

- À Faculdade de Odontologia do Campus de Araraquara, nas pessoas do Diretor **Prof. Dr. Ricardo S. G. Abi Rached** e do Vice-Diretor **Prof. Dr. Roberto Esberard**, pelo apoio na realização deste trabalho.

- Ao **Prof. Dr. Dirceu Barnabé Raveli**, coordenador da Pós-Graduação, que deu a primeira aula da fisiologia do movimento dentário e despertou a minha curiosidade neste assunto. Sua postura na coordenação do nosso curso foi uma crescente de ótima convivência, construída de maneira recíproca, gerando uma nova amizade.

- Ao **Prof. Dr. Ary dos Santos Pinto**, exemplo de docente universitário e um apaixonado pela pesquisa, ponto de referência para os alunos. Muito obrigado pela inestimável ajuda na metodologia deste trabalho. Seus ensinamentos extrapolam a área ortodôntica e chegam em aulas de caráter e solidariedade.

- Ao **Prof. Dr. Mauricio Sakima**, professor idealista, competente, didático e muito querido por mim e por todos os alunos. Obrigado por me ensinar “Biomecânica Ortodôntica”, esses ensinamentos utilizo todos os dias.

- À **Prof^a. Lúdia Parsekian Martins** pelo alegre convívio e pela maneira materna que trata os alunos. Na clínica da graduação seus ensinamentos foram fundamentais.

- Ao **Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Junior**, chefe do Departamento de Clínica Infantil, pela postura muito segura nos ensinamentos de ortodontia.

- Ao **Prof. Dr. João Roberto Gonçalves**, cirurgião competente e pessoa amável, pelos ensinamentos transmitidos.

- Ao **Prof. Dr. Joel Cláudio R. Martins**, in memoriam, por me fazer compreender que tudo tem a hora certa de acontecer, a minha oportunidade de fazer o mestrado veio na hora certa, conforme me disseste.

- Aos colegas do mestrado, **Cecília, Danielle, Renato, Ricardo e Valcácia** pela amizade e por compartilharmos todos os momentos, bons e ruins, sempre nos apoiando. Que cada um de vocês encontre o caminho mais suave possível para a felicidade.

- Ao **Prof. Dr. Romeu Magnani** pela análise estatística desta pesquisa.

- Ao **Prof. Dr. Oscar Hipólito**, Pró-Reitor da Uniban, pela confiança em mim depositada.

- A todos os **professores** e **funcionários** da Faculdade de Odontologia de Araraquara, em especial do Departamento de Clínica Infantil.

- À **Prof^a. Danielle Morello Park**, pela sua amizade, apoio e solidariedade em todos os momentos.

- Ao **Pedro**, funcionário da Clínica de Pós-Graduação, pela prontidão e ajuda em todos os momentos. A **Marina**, aluna da especialização em ortodontia, pela ajuda na aplicação do ultra-som.

- Aos meus avós, **Antonio** e **Isaura**, **Reginaldo** e **Ana** por me ensinarem o valor da vida.

- Aos colegas, **Dr. Carlos A. Silva** e **Dr^a Regina Jurca da Silva**, por todos os anos de convivência familiar sadia.

- Ao **Dr. Emerson Vicente Alves**, amigo, por me ajudar muito em um momento que eu precisava acreditar em mim.

- Ao **Li, Dinzinho, Pedro, Isaías, M^a Eduarda** e todos os meus amigos e familiares.

- À **Silmara** e **Juliana** pela competência em exercer o ofício de auxiliar odontológica.

- À **Capes**, pelo auxílio financeiro.

- A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos.

SUMÁRIO

Lista de Figuras

Lista de Tabelas

1.	Introdução	18
2.	Revisão da Literatura	23
2.1	Fisiologia da Movimentação Ortodôntica.....	23
2.2	Ultra-som de Baixa Intensidade	34
2.2.1	Ultra-som de Baixa Intensidade e Metabolismo Ósseo.....	36
2.2.2	Ultra-som de Baixa Intensidade e Movimentação Ortodôntica..	44
2.3	Retração Parcial de Caninos.....	47
2.4	Telerradiografias 45°	52
3.	Proposição	59
4.	Material e Método	61

4.1	Amostra.....	61
4.2	Aparelhos Ortodônticos.....	62
4.3	Unidades de Ultra-Som.....	63
4.4	Seqüência Experimental.....	65
4.5	Metodologia Estatística.....	79
4.6	Comitê de Ética.....	80
5.	Resultados.....	82
6.	Discussão	94
7.	Conclusão	106
8.	Referências Bibliográficas	108
9.	Apêndice.....	120
10.	Resumo	126
11.	<i>Abstract</i>	129

Lista de Figuras

Figura 1 - Mola de NiTi	63
Figura 2 - Sinal elétrico que excita o transdutor ultra-sônico.....	64
Figura 3 - Aparelho fixo de ultra-som: unidade eletrônica.....	65
Figura 4 - Paciente fazendo a aplicação com o transdutor.....	65
Figura 5 - Aparelho ortodôntico, primeiro dia de aplicação do Ultra-som	66
Figura 6 - Aparelho ortodôntico, último dia da aplicação do Ultra-som...	66
Figura 7 - Cruzeta de metal.....	67
Figura 8 - Telerradiografia 45° Direita com a cruzeta em destaque.....	68
Figura 9 - Telerradiografia 45° Esquerda com a cruzeta em destaque....	68
Figura 10 - Representação esquemática do cefalograma da maxila e da face média, pontos cefalométricos da telerradiografia cefalométrica em norma de 45°.....	69
Figura 11 - Cefalograma com as estruturas necessárias para realizar a metodologia.....	71
Figura 12 - Cruzeta de Metal com os Pontos.....	73
Figura 13 - Cefalograma T ₁ com as referências necessárias para sobrepor com o cefalograma T ₂ e pronto para ser capturado pelo Radiocef Studio.....	74
Figura 14 - Cefalograma T ₂ com os pontos PZP, Oclp' e Ocla' transferidos T ₁ e pronto para ser capturado pelo Radiocef.....	75
Figura 15 - Representação gráfica da variável A6H T ₁ e T ₂ do LUS e LC	83
Figura 16 - Representação gráfica da variável C6H T ₁ e T ₂ do LUS e LC	83

Figura 17- Representação gráfica da variável A5H T ₁ e T ₂ do LUS e LC	83
Figura 18- Representação gráfica da variável C5H T ₁ e T ₂ do LUS e LC	83
Figura 19- Representação gráfica da variável A3H T ₁ e T ₂ do LUS e LC	84
Figura 20- Representação gráfica da variável C3H T ₁ e T ₂ do LUS e LC	84
Figura 21- Representação gráfica da variável SH T ₁ e T ₂ do LUS e LC..	84
Figura 22 - Representação gráfica de deslocamentos cefalométricos, em graus, do lado controle (LC) e do lado com Ultra-som (LUS) (as médias estão unidas por segmentos de reta).....	88
Figura 23 - Representação gráfica de deslocamentos cefalométricos na direção horizontal, em mm, do lado controle (LC) e do lado com Ultra-som (LUS) (as médias estão unidas por segmentos de reta).....	89
Figura 24 - Representação gráfica de deslocamentos cefalométricos na direção vertical, em mm, do lado controle (LC) e do lado com Ultra-som (LUS) (as médias estão unidas por segmentos de reta).....	90

Lista de Tabelas

Tabela I – Pontos cefalométricos utilizados no cefalograma da telerradiografia 45°	70
Tabela II - Pontos Dentários dos Cefalogramas.....	72
Tabela III - Pontos de Referência da Cruzeta.....	73
Tabela IV - Variáveis Angulares dos Cefalogramas T_1 e T_2 , inclinação em graus.....	77
Tabela V - Variáveis Lineares dos Cefalogramas T_1 e T_2 posição ântero-posterior em mm.....	77
Tabela VI - Variáveis Lineares dos Cefalogramas T_1 e T_2 posição vertical em mm.....	78
Tabela VII – Médias e desvios padrão (DP) de deslocamentos das variáveis cefalométricas do lado controle (LC) e do lado com Ultra-som (LUS); teste t de Student e respectivos valores de probabilidade (p) para avaliar se as médias de deslocamentos são significativamente diferentes de zero.....	86
Tabela VIII - Médias e desvios padrão (DP) de diferenças dos deslocamentos do lado controle (LC) em relação ao lado com Ultra-som (LUS); teste t de Student e respectivos valores de probabilidade (p) para a avaliação do efeito do Ultra-som.....	87
Tabela IX - Coeficiente de correlação (r), coeficiente de regressão (a) linear para avaliar a repetibilidade entre as digitações.....	91

Tabela A1 - Medidas de variáveis cefalométricas, em graus, de acordo com o período de obtenção e o lado controle (LC) ou lado com Ultra-som (LUS)..... 120

Tabela A2 - Medidas de variáveis cefalométricas, em mm, na direção horizontal de acordo com o período de obtenção e o lado controle (LC) ou lado com Ultra-som (LUS)..... 121

Tabela A3 - Medidas de variáveis cefalométricas, em mm, na direção vertical de acordo com o período de obtenção e o lado controle (LC) ou lado com Ultra-som (LUS)..... 122

1- Introdução

A movimentação ortodôntica é um evento complexo, fundamentada em pesquisas científicas que foram realizadas conforme foi sendo percebida a necessidade de se movimentar os dentes de forma racional, ou seja, respeitando os limites biológicos. As pesquisas alcançaram um patamar razoável no que se diz respeito à otimização do movimento dentário realizado num tratamento ortodôntico. De acordo com Roberts⁵⁴, existe uma discrepância significativa entre a eficiência clínica de movimentar 1mm por mês e o potencial de resposta, que poderia ser de até 3 mm por mês (equivalente á 100 micras por dia).

Para acontecer o movimento dentário, Proffit⁴⁶ discute com clareza que é necessário a aplicação de forças contínuas, fazendo uma pressão prolongada em um dente, resultando em remodelação óssea ao redor deste dente, o que possibilita o deslocamento do dente para a posição desejada. Funciona praticamente como se a cavidade onde o dente se insere, migrasse aposicionando osso de um lado e absorvendo de outro, sempre mediado pelo ligamento periodontal. A aplicação da força ortodôntica sendo contínua, promove alterações nos fluidos tissulares que desencadeiam uma resposta do tecido periodontal e do osso alveolar, que é explicada pela teoria da

eletricidade biológica, que está relacionada ao efeito piezelétrico e à teoria do fluxo sanguíneo.

O ultra-som é uma energia mecânica que tem a capacidade, sob certa intensidade e frequência, de estimular o efeito piezelétrico do osso e a vascularização tecidual, comprovadamente eficaz em inúmeras circunstâncias de necessidade de formação óssea, conforme relata Pilla⁴³. Mostafa³⁷ reporta que a propriedade piezelétrica do osso determina que as áreas eletronegativas atraiam os osteoblastos e áreas eletropositivas ou neutras os osteoclastos. Completando, Ryaby et al⁵⁷, em estudos in vitro, demonstraram que o ultra-som produz um aumento significativo da absorção de cálcio em células mesenquimatosas, acelera o metabolismo dos osteoblastos e células endoteliais, além de alterar a produção de prostaglandina e a síntese de colágeno, fatores diretamente relacionados à resposta óssea. Este autor sugere que a ação do ultra-som seja na membrana celular e na deformação de receptores, mudando a ação do segundo mensageiro, da síntese da prostaglandina e da atividade celular. Todas as células, ao nível do tecido ósseo, sofreriam a ação do ultra-som.

Em termos de pesquisa ortodôntica, Gandini²⁶ demonstrou que a resposta do ligamento periodontal de sustentação nos ratos que receberam aplicação de ultra-som é diferente daqueles que não receberam, ou seja, uma resposta mais rápida durante a movimentação ortodôntica, permitindo menor injúria do tecido periodontal de sustentação e aumento da

neoformação vascular e celular do ligamento periodontal e principalmente osso alveolar adjacente, bem como uma reorganização mais efetiva das fibras colágenas, característica de uma resposta tecidual mais favorável. Estes achados foram confirmados mais tarde por Prieto⁴⁷ em estudos histológicos com cães, com bastante contundência. El-Bialy²¹ utilizou o ultra-som de baixa intensidade em recente estudo sobre crescimento condilar em coelhos e teve resultados satisfatórios a níveis histológicos, abrindo mais uma frente de pesquisa na ortodontia utilizando este procedimento.

O caminho natural da pesquisa indica a avaliação com humanos, já que os estudos experimentais estão quase esgotados e o ultra-som é usado em diversos tratamentos em humanos, comprovadamente eficaz e inócuo. O uso do ultra-som é uma tecnologia não-invasiva de tratamento de fraturas aprovada pelo FDA dos EUA em 1994. A intensidade do ultra-som utilizado (30 mW/ cm^2) na indução de formação óssea é menor do que a utilizada em ultra-som ginecológico (50 mW/ cm^2), largamente utilizado há anos.

Seguindo exatamente o conceito básico de movimentação dentária que começa a partir da força aplicada nos dentes até o movimento desejado, objetivamos cientificamente a otimização deste mecanismo via ultra-som de baixa intensidade. Imaginamos uma resposta mais rápida, inaugurando um tempo diferente na movimentação de dentes,

proporcionando melhor controle de ancoragem, mais velocidade e talvez com menos força.

Portanto, a aplicação do ultra-som de baixa intensidade em tratamentos ortodônticos está totalmente suportada pela nítida correlação entre os mecanismos de formação óssea em fraturas e a movimentação dentária, justamente porque os processos de remodelação são semelhantes. É essencial para uma fratura formar tecido ósseo para restabelecer as funções assim como é fundamental para o dente se movimentar para a correção da maloclusão.

2- Revisão de Literatura

Para facilitar a compreensão deste trabalho, faremos divisão nos seguintes tópicos:

2.1 - Fisiologia da Movimentação Ortodôntica

2.2 - Ultra-som de Baixa Intensidade

2.3 - Retração Parcial de Caninos

2.4 - Telerradiografias de 45°

2-1 Fisiologia da Movimentação Ortodôntica

Um dos estudos pioneiros sobre movimentação ortodôntica foi de Sandstead⁶⁰, em 1904, que aplicou forças pesadas em cães e mostrou que ocorria aposição óssea nas áreas de tensão e reabsorção óssea à distância nas áreas de pressão. Tanto em forças leves como em forças pesadas, no lado de tração ocorreu deposição óssea sobre a parede alveolar antiga, além de que as espículas ósseas recém-formadas acompanharam a direção das fibras periodontais estiradas. A superfície dentária permaneceu intacta. Nas forças pesadas, o ligamento periodontal foi comprimido em excesso, perdendo a vitalidade, ficando impedido de reabsorver a parede alveolar

adjacente e reabsorvendo espaços medulares vizinhos do osso alveolar. Depois de removidos o osso e o ligamento periodontal, o dente assumiu uma nova posição, isso foi chamado de “reabsorção minante”.

Schwarz⁶¹ (1932) desenvolveu trabalho experimental com cães e comprovou que os tratamentos ortodônticos estariam seguros biologicamente com aplicação de forças inferiores à pressão dos capilares sanguíneos (20 a 26 g/cm²). Após cinco semanas de experimento e três diferentes magnitudes de forças (3,5g; 17g; 67g) o autor concluiu:

1- Efeito Biológico de 1º grau: forças de intensidade leve e de curta duração não provocam nenhuma reação ao periodonto, porém acontece movimentação dentária.

2- Efeito Biológico de 2º grau: forças suaves (20 a 26 g/cm²) provocam reabsorção mais ou menos contínua no lado de pressão. Quando a força é removida, ocorre reparação integral do periodonto e do osso alveolar. Não ocorre reabsorção radicular.

3- Efeito Biológico de 3º grau: a força é intensa e provoca isquemia dos capilares sanguíneos no lado da pressão, causando sufocação do periodonto estrangulado. Ocorre reabsorção de parte do tecido necrótico em volta das áreas de pressão e também da superfície da raiz. Quando a força é removida tem-se reconstituição anatômica do osso alveolar e periodonto.

4- Efeito Biológico de 4º grau: a força é pesada e comprime o periodonto estrangulado sobre o lado de pressão, provocando reabsorção á distância (minante) nos espaços medulares e próximo ao lado de pressão. Existe possibilidade de reabsorção radicular excessiva. Quando a força é removida pode haver necrose pulpar devido ao rompimento do feixe vasculo-nervoso e anquilose.

Macapanpan³³ (1954) em estudo histológico de molares de ratos com suporte periodontal, observaram após 12 horas de colocação do dispositivo de movimentação, alterações celulares nas áreas sobre pressão, enquanto nas áreas tensão isso ocorre após 24 horas. A reorganização da estrutura periodontal foi executada pelos osteoblastos, osteoclastos e fibroblastos. Houve também hialinização das fibras colágenas.

Reitan⁵² (1955), importante pesquisador da movimentação ortodôntica, inicia em trabalhos experimentais e relata o uso de forças leves, tanto em animais (cachorros) como em seres humanos. As forças de 30 e 40 gramas provocavam diferentes movimentos dentários devido às diferenças relacionadas com a idade nos elementos teciduais envolvidos.

Os trabalhos anteriores foram com animais, desta vez Reitan⁵¹ (1957) realiza célebre trabalho sobre movimentação dentária, avaliando histologicamente e clinicamente pré-molares humanos extraídos. Verificou-se que forças leves provocam reabsorção óssea direta no lado de pressão e que as forças pesadas provocavam áreas de hialinização das fibras

periodontais e reabsorção minante. Nas áreas de tensão existiu uma diferença na velocidade da aposição óssea, em relação á reabsorção do lado de pressão.

Na década seguinte, Utley⁶⁸ (1968) com o propósito de investigar a dinâmica estrutural e a formação de osso alveolar no movimento ortodôntico, utilizou 21 gatos domésticos divididos em grupo A, B, C, D, E contendo respectivamente 6, 5, 3, 3 e 4 animais estudados por 30, 3, 9, 21 e 15 dias, respectivamente. Foram colocados elásticos de ¼ de polegadas com forças leves de 40 a 60 gramas, forças medias de 135 a 165 gramas e forças pesadas de 400 a 560 gramas. De acordo com o protocolo de dias de cada grupo os gatos foram anestesiados e sacrificados e foram feitas as lâminas histológicas. Os resultados foram no sentido de que cada animal tem um taxa de movimentação, ou seja, existe uma variação individual de movimento dentário. Além de existirem nos espaços medulares áreas de fluorescência que determinaram resposta óssea a distancia do ligamento periodontal.

Gianelly²⁷ (1969) fez avaliação na vascularização do ligamento periodontal quando aplicadas forças de inclinação de 50 a 150 gramas em dentes de cães. Conforme a força foi aumentando, a irrigação vascular na região da crista alveolar foi diminuindo progressivamente até o total desaparecimento. Desta forma, as forças leves provocam reabsorção da parede alveolar adjacente ao ligamento periodontal, enquanto as forças pesadas promovem aquela reabsorção minante descrita por Schwarz⁶¹

(1932). As conclusões do trabalho levam na direção de que a magnitude das forças faz diferença e que o papel desempenhado pelos vasos no suprimento sanguíneo do ligamento periodontal é mais que fundamental para movimentação dentária sadia. Finalizando, o estrangulamento dos vasos sanguíneos causa não somente o corte da nutrição celular, como também a interrupção da transmissão hidráulica da força ao ligamento periodontal.

Baumerind⁶ (1969), em estudo experimental com 99 ratos da raça Sprague-Dawley, colocou elásticos adaptados entre os primeiros e segundos molares superiores e fez a análise dimensional e histológica destes ratos. A conclusão da parte dimensional é que a média de deslocamento da coroa do primeiro molar foi mais do que 10 vezes a média da redução da largura do ligamento periodontal no lado de pressão. Sendo assim, existe uma deflexão no osso, mesmo com forças menores (60 a 90 gramas). A força para a deflexão é a mesma para todas as estruturas envolvidas, porém o autor afirma que o osso deforma mais prontamente que o ligamento periodontal, causando assim a movimentação. Ao contrário dos outros trabalhos, a atividade metabólica do lado de pressão e do lado de tensão foi à mesma, com resposta celular e síntese de colágeno diminuindo.

Mais tarde, Rygh⁵⁶ (1974) verificou em áreas de tecido hialinizado de ligamento periodontal de ratos que as reações tinham um padrão para se reorganizar. Entre o período de 48 horas e 14 dias ocorre proliferação de células e vasos sanguíneos no osso alveolar e ligamento periodontal. Outro

fato é a presença de macrófagos e células gigantes, cuja função era de remover fibras colágenas e vasos degenerados, respectivamente.

Na década seguinte, Yoshikawa⁷⁰ (1981) reforça os conceitos básicos da biomecânica, como os estímulos mecânicos de pressão e tensão que evocam respostas celulares que remodelam as estruturas periodontais de suporte e promovem o movimento dentário. Este autor menciona dentre as respostas frente aos estímulos mecânicos à resposta inflamatória, a piezeletricidade, a reação a produtos de células danificadas e o estímulo direto na célula.

Yamasaki et al⁶⁹ (1982) fizeram experimento com macacos no intuito de comprovar a ação da prostaglandina na movimentação ortodôntica. Para isso, usaram mola na distal de caninos e administraram PGE₁ e PGE₂ em concentração de 40 mg/local na gengiva próxima aos caninos. A taxa de movimentação dentária foi quase o dobro no lado injetado.

Duncan²⁰ (1984) em estudo in vitro sobre síntese de colágeno e prostaglandina no ligamento periodontal durante o movimento dentário observou um aumento na síntese de colágeno tipo III durante os períodos de 3 a 5 dias seqüenciais à aplicação da força. Em relação a prostaglandina foi encontrada evidência de aumento de produção.

Nemeth et al⁴⁰ em 1989 estudaram em ratos a síntese de matriz extracelular no ligamento periodontal, proliferação de células endoteliais e

fibroblastos e constataram que no lado aposicional houve maior atividade celular.

Ainda em 1989, Roberts et al⁵⁴ explicaram o fenômeno da remodelação óssea na movimentação ortodôntica. A ação dos osteoclastos tem várias explicações e etapas concomitantes. Uma das etapas é quando ocorre alteração na zona de pressão, onde os níveis de oxigênio e gás carbônico estão diferentes do usual (devido à compressão dos vasos sanguíneos), isto faz com que os osteoclastos venham de outras áreas adjacentes ou estimulem os inativos. Outra possibilidade seria formação de novos osteoclastos e também a transformação de monócitos em osteoclastos. Este autor menciona o campo elétrico positivo na área de pressão que também atrairia os osteoclastos. Quanto aos osteoblastos, a tensão negativa das fibras do ligamento periodontal estiradas atrairiam as células precursoras de osteoblastos, assim como a diminuição da Adenosina Monofosfato Cíclica intracelular estimula proliferação destas células de formadoras de osso, promovendo a diferenciação de células mesenquimais e fibroblastos.

Na década seguinte, Ramalho e Bozzo⁴⁸ (1990) trabalharam com resposta biológica ante as forças fisiológicas e aquelas realizadas durante tratamento clínico, com propósitos ortodônticos. Para isso, utilizou ratos machos jovens que foram submetidos a 150 gramas de forças com fio de amarrilho de aço entre os primeiros e segundos molares inferiores do lado

esquerdo, tendo o lado direito como grupo controle. Os animais foram sacrificados após 30 minutos, 1, 2, 6, 12, 24, 48, 72, 96 e 168 horas após a colocação do amarelo. Foram feitas lâminas histológicas e estudadas via microscópio óptico. Conclui-se que em todas as seções houve intensa atividade metabólica, ou seja, uma evolução gradual dos fenômenos de remodelação. Sendo:

- trinta minutos após a aplicação da força ortodôntica, já se observava o rompimento dos feixes de fibras colágenas dento-dentais, pequenos focos hemorrágicos, deslocamento de pequenos fragmentos de cimento e hialinização do colágeno superficial, ocorrendo também estes fenômenos durante até a primeira hora.

- com duas horas se acentuou o processo de hialinização e novas células se acumularam ao redor desta área comprimida. Começa a inflamação, altera-se a vascularização.

- com seis horas já se tem áreas de neoformação óssea no lado de tensão e reabsorção óssea no lado de pressão.

- com doze horas havia acúmulo de neutrófilos, as fibras hialinizadas, leucócitos e áreas de degradação enzimática.

- com 24 horas a área de reabsorção predominava sobre a área formativa, notando focos de necrose, massas de colágeno hialinizado, vasos trombosados e infiltrados de neutrófilos e macrófagos.

- após 48 horas, os processos de formação (proliferação de osteoblastos, fibroblastos e cementoblastos por divisão mitótica, deposição de matriz osteóide e formação de novos capilares) e reabsorção (necrose, edema, fragmentação de fibras colágenas e osteoclastos) eram bem evidentes se intensificando nos grupos de 72, 96 e 172 horas.

- as alterações no lado de pressão foram mais lentas que no lado de tensão.

Jorqueira³¹ (1993) teve como objetivo estudar as mudanças histomorfológicas que ocorrem na movimentação ortodôntica em ratos jovens e ratos adultos da raça Holtzman. Para isso, foram utilizados 40 ratos adultos e 40 ratos jovens, diferenciados pelo peso corporal. Todos os ratos receberam aparelho ortodôntico com força de 30 a 40 gramas durante o período experimental e foram sacrificados com 1, 6, 12 horas e 1, 2, 3, 7 e 14 dias. A análise histológica mostrou que nas etapas iniciais, houve tecidos comprimidos e tencionados e na etapa intermediária houve áreas de hialinização localizada para, no fim do período experimental novas áreas de aposição óssea. Com isso verificou-se etapa por etapa a fisiologia do movimento dentário, além de demonstrar que os ratos adultos tiveram movimentação mais vagarosa.

Wehrebein⁷¹ (1995) em estudo histológico de uma jovem de 19 anos que usava aparelho ortodôntico e morreu em drástico acidente, revela que nas áreas onde havia pressão provocava o que ele chamou de atrofia

óssea. É importante ressaltar que cada dente e cada movimento respondeu diferentemente em termos de remodelação óssea e de reabsorção radicular.

Os fatores bioquímicos e mecânicos da remodelação óssea foram pesquisados por Hill²⁹ (1998) e mostra que são extremamente complexos e que envolvem uma série de etapas direcionadas para remoção de constituintes minerais e orgânicos da matriz óssea pelos osteoclastos. As etapas começam com o recrutamento e disseminação dos geradores de osteoclastos vindo de tecidos hematopoiéticos que se multiplicam e se tornam osteoclastos (acredita-se que os monócitos da medula e da circulação podem ser pré-osteoclastos). Dando seqüência, os osteoblastos de revestimento também participam, secretando enzimas proteolíticas que removem a camada osteóide não mineralizada permitindo o acesso para os osteoclastos à camada óssea mineralizada que começa a ser reabsorvida em lacunas.

Basdra⁵ (1998) resolveu estudar as características biológicas do ligamento periodontal humano frente aos estímulos mecânicos. Foi feita a caracterização dos fibroblastos histoquimicamente e bioquimicamente, in vitro. Foi observada deformação no osso em sua matriz extracelular quando aplicada força ortodôntica e alteração na forma dos fibroblastos. Estes fibroblastos ficaram mais alongados e mais planos. Outro resultado sugerido é que os fibroblastos podem se diferenciar em células osteoprogenitoras e depois se diferenciar em osteoblastos (foi utilizado osteocálcio que é um

marcador de osteoblasto e sob imunofluorescência indireta, constatada esta possibilidade). O fato real fica por conta da ativação de genes quando ocorre a tensão no ligamento periodontal.

Cerri¹⁵ (2002) discutiu sobre formação e destruição óssea e relata a presença de células-tronco osteoblásticas que podem sofrer mitose e se multiplicar, controlando a quantidade de osteoblastos. Também faz o relato sobre os mecanismos de controle dos osteoclastos, já descrito anteriormente. Outro aspecto interessante é a descrição dos fatores sistêmicos e locais que interferem na homeostase óssea, sendo:

- BMP's (proteínas morfogenéticas ósseas): tem como célula alvo o osteoblasto, pois ativa a expressão do gene *cbfa1*, e resulta em formação óssea.

- TGF- β (fator de crescimento e transformação): tem como célula alvo o osteoblasto e como efeito a formação óssea.

- PDGF (prostaglandina): tem como célula alvo o osteoblasto e como efeito a formação óssea.

- PTH (hormônio da paratireóide): tem como célula alvo o osteoblasto que ativa o osteoclasto e tem efeito a reabsorção óssea.

- 1,25- α dihidroxi vitamina D: tem como célula alvo o osteoblasto que ativa o osteoclasto e tem efeito na reabsorção óssea.

- Interleucinas (IL-1, IL-6, IL-11): tem como célula alvo o osteoblasto que ativa o osteoclasto e tem efeito na reabsorção óssea.

-Prostaglandinas: tem como célula alvo o osteoblasto que ativa o osteoclasto e tem efeito na reabsorção óssea.

-Estrógeno: tem como célula alvo o osteoclasto e tem efeito de inibir a reabsorção óssea.

-Calcitonina: tem como célula alvo o osteoclasto e tem efeito de inibir a reabsorção óssea.

2-2 Ultra-som de Baixa Intensidade

Carvalho et al¹³ (2002) descreve o ultra-som como uma forma de energia mecânica que se propaga por ondas de pressão acústica de alta frequência. Ao serem transmitidas para o interior do corpo, as ondas promovem microdeformações na região óssea estimulada e são capazes de gerar estímulos para acelerar ou iniciar o processo osteogênico. A base fisiológica para a utilização do ultra-som como método terapêutico para o estímulo da osteogênese é baseado nas propriedades biomecânicas do osso, pois tanto o impacto físico quanto o ultra-som provocam deformações nos ossos.

Alves¹ (2003) descreve que o som é uma forma de energia caracterizada pela vibração de moléculas de um meio e que se propaga pela transferência de energia vibracional de uma molécula para outra. A propagação requer um meio deformável que pode ser gasoso, líquido ou

sólido. Ainda que a molécula tenha deslocamentos muito pequenos em relação a sua posição de repouso, o som é capaz de percorrer longas distâncias. Desde que o movimento das moléculas seja repetitivo, o termo ciclo é usado para descrever a sequência de mudanças no movimento molecular (deslocamento, densidade e pressão). A frequência (λ) de uma onda sonora é o número de oscilações que cada molécula realiza durante um segundo. A unidade de frequência é o hertz (Hz) que equivale a uma oscilação por segundo. O ouvido humano é capaz de perceber sons com frequência entre 20 Hz a 20 KHz. O ultra-som é a energia sonora com frequência acima do limite de audição humana¹. A técnica mais utilizada de construção de um dispositivo capaz de produzir ultra-som (transdutor) baseia-se em um fenômeno denominado de efeito piezoelétrico. Piezeletricidade, significa *"fenômeno observado em cristais anisotrópicos nos quais deformações mecânicas provocam polarizações elétricas seguindo determinadas direções"*.^{*} No transdutor, as faces do cristal são metalizadas e quando uma tensão é aplicada, as moléculas se movimentam de tal maneira que os seus pólos positivos são atraídos pelo eletrodo negativo e os pólos negativos pelo eletrodo positivo, assim o cristal se expande e se contrai produzindo uma vibração mecânica que é o ultra-som, no caso, de baixa intensidade.

^{*} FERREIRA, A.B.H. **Novo Aurélio: O dicionário da língua portuguesa**. 3. ed. tot.rev. e amp. Rio de Janeiro: Editora Nova Fronteira, 1999.

2.2.1 Ultra-som de Baixa Intensidade e Metabolismo Ósseo

Fukada²⁴ (1957) faz o primeiro relato das características elétricas do tecido ósseo. Foi utilizado um fêmur humano que contem fibras colágenas altamente orientadas e cristais inorgânicos chamados de apatita. Foi demonstrado como as cargas elétricas se comportavam no quartzo, gerando polarizações que geravam um campo elétrico e provocava alterações à nível celular.

Epker e Frost²² (1965) fizeram estudo de correlação entre o comportamento do tecido ósseo submetido à carga com os processos de reabsorção e neoformação óssea. Foram relatadas mudança na curvatura da superfície óssea e geração de corrente elétrica, devido à polaridade diferente entre a parte côncava e a parte convexa. Além disso, a carga alcançada na superfície se manteve mesmo sendo retirada carga inicial. Isso significa que se uma superfície for tensionada de algum modo proporcionará a partida para um sinal biológico que controla os padrões de comportamento celular.

Andrew e Basset³ (1968) definiram piezeletricidade como a eletricidade resultante da pressão nos cristais. Destacam a importância deste fenômeno, devido aos possíveis efeitos nos tecidos mineralizados. Isso ocorre quando existe a deformação deste tecido culminando em cargas de polaridade oposta. Os efeitos que este potencial elétrico pode produzir são muito variados e incluem: controle da nutrição celular, controle do pH local,

ativação ou supressão enzimática, orientação de macro moléculas intra e extracelular, constrição e permeabilidade da membrana celular e atividade de proliferação e migração das células.

Marino et al³⁴ (1971) usando amostras de osso cortical humano (normal e desmineralizado) buscaram determinar a origem do efeito piezelétrico do osso. Foram conectados eletrodos que permitiam a determinação de coeficiente elétrico e depois dividido em dois grupos. Foi constatado que o efeito piezelétrico deveu-se exclusivamente às fibras colágenas, já que o grupo sem fibras colágenas (liberada por refluxo de etilnodiamino) não gerou efeitos piezelétricos.

O célebre trabalho de Duarte¹⁹ (1977) foi o primeiro a demonstrar que a terapia de pulsos por ultra-som de baixa intensidade poderia afetar a consolidação de fraturas provocando um aumento significativo do calo ósseo. Foram relatados dois estudos com coelhos. No primeiro foi produzida uma osteotomia bilateral da tíbia e no segundo um defeito bilateral na forma de furo em uma das corticais do fêmur. Em ambos os estudos foram estabelecidos um grupo de animais como controle e um grupo tratado com a estimulação ultra-sônica de baixa intensidade. Análises qualitativas (histologia e radiografia) e quantitativas (medida da área do calo formado) comprovaram uma significativa aceleração da regeneração nos dois estudos.

Mostafa et al³⁷ (1983) abrem caminho para a compreensão da movimentação ortodôntica propondo um modelo hipotético. Basicamente, a

força ortodôntica provoca espessamento do ligamento periodontal e deformação no osso alveolar gerando polarização elétrica na superfície deste osso. Nas áreas positivas existe o potencial de “atrair” os osteoclastos e nas áreas negativas os osteoblastos. Este modelo hipotético foi detalhado em duas partes:

I – seria a resposta mais fisiológica, onde a resposta está ligada com remodelação e crescimento normal do osso frente às cargas recebidas pelo osso. As forças ortodônticas produzem áreas de tensão e pressão no ligamento periodontal que reflete estas ações nas fibras colágenas do osso alveolar. Estas fibras colágenas são caracterizadas por terem propriedades piezelétricas, gerando polarização bioelétrica quando aplicada à força ortodôntica. Outro aspecto é a liberação de prostaglandina, que parece estar associado com os efeitos piezelétricos. Como consequência da polarização elétrica da membrana celular e da síntese de prostaglandina, ocorrem alterações nos níveis de AMPc (adenosina monofosfato cíclico). Sabe-se que o AMPc está relacionado com a proliferação, diferenciação e ativação celular. Ainda neste tópico, o autor mostra as áreas ósseas côncavas como sendo positivas e áreas convexas negativas.

II – seria a resposta inflamatória clássica que ditaria os rumos da remodelação óssea. Com a injúria dos tecidos pelas forças ortodônticas acontece infiltração celular e vascular. Linfócitos, monócitos e macrófagos invadem o local e certamente contribuem para liberar prostaglandina e

enzimas hidrolíticas. A atividade osteoclástica fica estimulada por esta resposta inflamatória, sendo a liberação de prostaglandina o fator principal, devido sua ação de alteração nos níveis de AMPc. As enzimas hidrolíticas são capazes de ativar a collagenase que fica responsável pela renovação do tecido conjuntivo. Porém, a conclusão destes autores é que a resposta inflamatória é fator coadjuvante no processo de remodelação óssea, sendo realmente primordial o potencial bioquímico resultante da reposta piezelétrica.

Silva e Duarte⁶⁴ (1989), em estudo teórico, relataram que o fluxo iônico intracelular está relacionado a processos tais como a divisão, diferenciação celular e síntese de matriz óssea. O campo piezelétrico causado pelo ultra-som no tecido ósseo causa alterações nos canais ativos da membrana celular com uma conseqüente intensificação do metabolismo ósseo.

Pilla et al⁴³ (1990) em estudo com grupo controle, sobre osteotomia bilateral da fíbula em 139 coelhos, relataram um aumento estatisticamente significativo na resistência de osteotomia tratada com ultra-som de baixa intensidade em comparação com o lado controle do 14º dia até o 23º dia após osteotomia. O lado tratado com ultra-som atingiu níveis de resistência equivalentes à do osso intacto dentro de 17 dias, ou seja, 67% mais resistente do que o grupo controle contra-lateral neste dia. O tempo de cura da osteotomia foi 1,6 vez mais rápido no lado tratado com ultra-som.

Ryaby et al⁵⁷ (1992) fizeram estudos in-vitro demonstrando que o ultra-som pulsado de baixa intensidade afetou a atividade de mensageiros secundários em culturas de células ósseas e produziu um aumento significativo da absorção de cálcio em células mesênquimais isoladas bem como na diferenciação de culturas de células ósseas e de cartilagem. Foi demonstrado também um efeito sobre os níveis de adenilciclase e TGF- β .

Proffit⁴⁶ (1995) descreve o fenômeno da piezeletricidade quando o osso alveolar flexiona e se dobra. Além da teoria pressão/tensão no ligamento periodontal (que afetam o fluxo sangüíneo) existe também a da eletricidade biológica. A teoria de bioeletricidade relaciona o movimento dentário com as mudanças no metabolismo ósseo controlado pelos sinais elétricos produzidos quando o osso alveolar flexiona e se dobra. A teoria da pressão/tensão explica que o movimento dentário ocorre devido às mudanças celulares produzidas pelos mensageiros químicos gerados via alterações no fluxo sangüíneo do ligamento periodontal. O diâmetro dos vasos sangüíneos aumenta no lado da tensão e diminui no lado da pressão. Os sinais elétricos que podem desencadear o movimento dentário são chamados de piezelétricos. A piezeletricidade é um fenômeno observado em muitos materiais cristalinos nos quais uma deformação na estrutura do cristal produz um fluxo de corrente elétrica. Tanto o osso mineralizado como o colágeno possuem propriedades de piezeletricidade. Quando a estrutura cristalina é deformada, elétrons migram de um local para o outro e é

observada uma carga elétrica. Quando a força é liberada, o cristal retorna a sua forma original e um fluxo reverso de elétrons é notado. Os efeitos são sentidos nas membranas celulares, onde ocorrem despolarizações que provocam mudanças nos receptores aumentando assim a permeabilidade desta membrana.

Hadjaigryrou²⁸ (1997) fez trabalho com a identificação de genes. Utilizando-se RNAm foram isolados certos genes que demonstram expressividade diferencial durante os estágios de formação óssea. Alguns dos genes identificados eram conhecidos e outros eram novos. O gene osteopontin e uma proteína da matriz óssea, foi supra-regulado por exposição ao ultra-som de baixa intensidade. O mesmo aconteceu com a enzima fosfoglicomutase glicolítica (PGM), uma DNAc que desempenha papel primordial na síntese e utilização do glicogênio. Entre os seis genes examinados, o tratamento com ultra-som parece elevar os níveis de osteopontin e a expressividade da PGM em relação ao grupo controle.

Rawool et al⁴⁹ (1998) tiveram resultados interessantes sobre o ultra-som de baixa intensidade. Ocorrendo um aumento no fluxo sanguíneo no sítio da fratura o que contribuiu com o fornecimento de substâncias importantes como citocinas e fatores de crescimento ósseo.

Kokubo et al³² (1999) demonstraram que os osteoblastos em linha de camundongos, expostos ao ultra-som de baixa intensidade tiveram um

aumento na produção de prostaglandina E_2 (PGE_2) através da indução de mRNA cicloxigenase-2 (COX-2).

Rubin et al⁵⁵ (2000) revisaram dados substanciais de ciência básica que demonstram uma influência positiva do ultra-som de baixa intensidade nos três estágios do processo de formação óssea (inflamação, reparo e remodelamento) devido ao aumento da atividade angiogênica, condrogênica e osteogênica.

Ito et al³⁰ (2000) mostraram que o ultra-som de baixa intensidade e a 1,25 dihidroxivitamina D3 podem acelerar a secreção de fatores de crescimento (PDGF –AB) em osteoblastos e células endoteliais.

Colucci¹⁶ (2002) no campo de pesquisa odontológica fez avaliação histomorfométrica dos efeitos do ultra-som de baixa intensidade na osseointegração de implantes de titânio em tíbia de 18 coelhos machos. Os implantes foram colocados nas tíbias. Sendo as tíbias direitas o grupo experimental e as tíbias esquerdas o grupo controle. O lado experimental recebeu aplicação diária de ultra-som de baixa intensidade até a data do sacrifício. As especificações do aparelho de ultra-som foram um sinal elétrico que excita o transdutor tem frequência de 1,5 MHz, largura do pulso de 200 μ s e frequência de pulso de 1KHz. Os animais foram sacrificados em 22, 36 e 50 dias. Os resultados do grupo experimental tratado por ultra-som de baixa intensidade com os mesmos parâmetros utilizados no tratamento de

fraturas, apresentaram em regiões que incluem áreas ao redor e dentro das espiras, após 3 e 5 semanas com maior quantidade de osso calcificado que implantes não tratados.

Busse et al¹¹ (2002) fizeram uma análise sistemática e metanálise randomizada sobre tratamentos de fraturas com uso do ultra-som de baixa intensidade. Foram consultados artigos em qualquer idioma que foram publicados desde 1966 até 2000 nas bases eletrônicas de dados. Os estudos em questão tinham necessariamente as seguintes especificações da unidade de ultra-som: largura de pulso de 200 μ s, frequência de 1,5 MHz, e frequência de pulso de 1KHz que gera 30mW/cm² de intensidade. O tempo de aplicação foi, nos trabalhos selecionados, de 20 minutos. A conclusão foi que o tempo de consolidação de fraturas que tiveram tratamento com uso de ultra-som de baixa intensidade foi reduzido. Afirmação feita após comparação estatística dos 138 trabalhos encontrados com a metodologia semelhante, sendo estatisticamente significativa a redução no tempo de cura e a eficácia do ultra-som.

El Bialy et al²¹ (2003) propuseram a identificação dos efeitos do ultra-som de baixa intensidade no crescimento condilar de coelhos. Para tal propósito, foram utilizados oito coelhos machos, em crescimento, da raça New Zealand. As aplicações de ultra-som foram feitas por vinte minutos diários durante quatro semanas no lado esquerdo da mandíbula de cada coelho. Foram feitas análises histopatológica e radiográfica dos coelhos que

foram sacrificados após as quatro semanas. Os resultados mostraram que no lado o qual recebeu a terapêutica do ultra-som, houve um aumento no comprimento do ramo da mandíbula em relação ao outro lado, assim como houve um aumento da largura do côndilo e altura do ramo, comprovando que o ultra-som de baixa intensidade estimula o crescimento condilar.

2.2.2 Ultra-som de Baixa Intensidade e Movimentação Ortodôntica

Shapiro et al⁶² (1979) iniciaram os trabalhos clínicos. Com um único paciente humano, tinham como objetivo movimentar um segundo molar. Foi aplicada uma força ortodôntica de 18 onças. Durante 40 noites, com média de 4 a 5 horas por noite, totalizando 180 horas, usando um aparelho que gerava força pulsátil com frequência de 0,7 Hertz. Os resultados foram satisfatórios, o lado controle movimentou menos. Porém nada confirmado cientificamente, devido ao número reduzido da amostra. Este trabalho permite aos futuros pesquisadores vislumbrar novos trabalhos clínicos.

Stark e Sinclair⁶⁵ (1987) fizeram pesquisa experimental sobre movimentação ortodôntica e campos eletromagnéticos pulsáteis com 40 porcos da raça Hartley Guinea. Todos os animais receberam a mesma quantidade de força nos incisivos superiores, sendo que 20 deles receberam um estímulo eletromagnético pulsátil. Foi feita análise histológica dos tecidos

envolvidos na movimentação e os resultados foram uma resposta diferente nos porcos do grupo experimental, com maior número de osteoclastos no lado de pressão e maior quantidade de matriz e tecido ósseo depositados.

Gandini²⁶ (1993) demonstrou histologicamente em trabalho experimental com 30 ratos machos da raça Holtzman, os efeitos do ultra-som de baixa intensidade na movimentação dentária. Aplicou uma força padronizada de 150 gramas entre os molares inferiores do lado esquerdo de quinze ratos, caracterizando grupo de aplicação de ultra-som. Os outros quinze ratos caracterizaram o grupo controle. A especificação do aparelho utilizado para a aplicação de ultra-som era de 1 kHz e 200 ms de largura de pulso. O tempo de aplicação era de 20 minutos diários. Os animais foram sacrificados em grupos de 5, com 1, 4 e 7 dias de experimento. Foram obtidas lâminas histológicas coradas com Hematoxilina e Eosiana e Tricômio de Mallory para análise de microscopia óptica. Concluiu-se que a resposta do ligamento periodontal de sustentação nos animais que receberam aplicação de ultra-som é diferente daqueles que não receberam, ou seja, uma resposta mais rápida durante a movimentação ortodôntica, permitindo menor injúria do tecido periodontal de sustentação e aumento da neoformação vascular e celular do ligamento periodontal e principalmente osso alveolar adjacente, bem como uma reorganização mais efetiva das fibras colágenas, característica de uma resposta tecidual mais favorável.

Prieto⁴⁷ (2001) fez uso da movimentação dentária induzida com 8 cães da raça Beagle que foram divididos em dois grupos, sendo um experimental (E) e o outro controle(C). No grupo E, foi realizada mecânica ortodôntica de inclinação dentária com molas superelásticas e aplicação diária de ultra-som de baixa intensidade durante 20 minutos diários. No grupo C, somente a metade dos cães teve movimentação ortodôntica. Os animais foram sacrificados um de cada grupo com 7, 14, 21 e 28 dias. Foi feito estudo histológico e as conclusões foram:

- O periodonto de sustentação dos cães que receberam estimulação do ultra-som associada à mecânica ortodôntica, demonstraram diferente resposta tecidual em relação ao grupo controle.
- A exposição ao ultra-som acelera o processo de reparação tecidual, possibilitando uma resposta mais rápida.
- O ultra-som aumenta a vascularização e a neoformação celular, além de contribuir para uma disposição mais organizada das fibras colágenas.
- A estimulação via ultra-som promove, em sua maioria, uma apresentação mais regular da superfície dos tecidos mineralizados.
- Ocorre uma predominância de atividade osteoblástica nos animais submetidos ao uso do ultra-som.

2-3 Retração Parcial de Caninos

Nagamoto³⁸ (1947) pesquisou molas de retração de caninos, em casos de extração de primeiros pré-molares, seu uso e suas formas de confecção. Estas molas eram construídas com fio 0.008” com trinta espirais e realizavam movimentos distais dos caninos.

Bull⁹ (1951) consagrou um método de retração parcial de caninos com o arco seccionado. Este artifício era uma alça vertical fechada feita com fio de aço inoxidável.021 x .025 que trabalhava com ativações de 1mm a cada 3 semanas sendo ativada através de ômega afastados do tubo do molar.

Reitan⁵¹ (1957) sempre trabalhou com movimentação ortodôntica mencionando respeito aos princípios biológicos. No movimento de translação todo o lado da raiz sofre pressão enquanto no movimento de inclinação à pressão fica mais concentrada no ápice da raiz, aumentada pelo efeito de alavanca. Por este motivo as áreas hialinizadas são maiores em movimentos de inclinação. Outro aspecto é quanto ao procedimento inicial da retração de caninos que deve, segundo o autor, ter forças mais leves no estágio inicial e depois ser aumentando para vencer a resistência das fibras obliquas do ligamento periodontal. Também foi sugerida no caso específico da retração parcial de caninos superiores uma força de 100 a 250 gramas.

Em 1959, Pletcher⁴⁴ descreveu uma mola de tensão em espiral que era utilizada tanto para retrair parcialmente os caninos como para retração em massa. Esta mola era confeccionada com fio redondo 0.009" x 0.030". A extremidade mesial era presa no canino e a distal no tubo do molar e gerava força de 250 gramas.

Burstone¹⁰ (1961) recomendou cautela na utilização destas alças de retração, devendo ser levado em conta à relação carga/deflexão, a média de ativação dentro do limite de elasticidade e a carga que produziria a deformação permanente. Determinou que as molas com menor carga/deflexão produzem as forças mais constantes durante a desativação.

Martins³⁵ (1972) trabalhou com movimentação ortodôntica com amostra de 10 pacientes, metade de cada sexo, com idades variando de 12 a 15 anos. Foram colocados implantes de tântalo e aparelho ortodôntico que visava retrair o canino inferior com forças de 100, 300, 500, 750 e 1000 gramas durante 8 semanas. A análise radiográfica foi feita e a conclusão foi que a movimentação se deu na primeira semana e depois disso, pode ou não haver estabilização. Não houve conclusões sobre a magnitude das forças.

Caputo et al¹² (1974) trabalharam no sentido de avaliar os efeitos de várias molas de retração parcial de caninos em casos de extração. Determinaram que 300 gramas de força seria suficiente para haver

movimento de translação (de corpo), desde que houvesse dobras de controle de inclinação (de 45° a 60°).

Farrant e Orth²³ (1977) fizeram avaliação de várias maneiras de retrair parcialmente dos caninos. Sendo: elásticos na forma de fio, elásticos em cadeia, molas, tração extrabucal, cursores de deslizamento e elásticos associados ao gancho. Concluíram que cada um destes artifícios deveria ser empregado para cada tipo de movimento, sendo para movimentos de translação as melhores opções as molas seccionadas com fios retangulares.

Andreasen e Zwanziger² (1980) testaram a força diferencial de Begg que afirmava não haver perda de ancoragem com aplicação de 100 a 150 gramas de força na retração dos caninos. Estes autores chegaram à conclusão de que forças entre 400 e 500 gramas facilitariam a perda de ancoragem e o canino não movimentaria.

De Genova et al¹⁷ (1985) fez avaliação do declínio da força dos elásticos em cadeia na retração parcial de caninos em modelo experimental, usando saliva artificial. Foram testados os elásticos em cadeia longos e curtos. Inicialmente as forças foram de 216 a 459 gramas, depois de 30 minutos foi verificada a perda de aproximadamente um terço dos valores iniciais. Após 21 dias foi verificada uma redução de 70 a 230 gramas.

Em 1989, Ziegler⁷², conseguiu comparar dois métodos de fechamento de espaço por deslizamento, com elásticos em cadeia no fio de aço de diâmetro 0.018" e uma mola de retração parcial proposta por

Gjessing. Para isso, foram usados 21 pacientes que tiveram cada um dos caninos superiores retraídos das formas descritas anteriormente. As forças empregadas foram da ordem de 160 gramas para a mola de retração e 300 gramas iniciais para o elástico em cadeia, que depois de algumas horas decrescia para 200 gramas. O deslocamento médio das cúspides dos caninos foi de 1.4 mm no lado do elástico em cadeia e 1,9 mm no lado da mola de Gjessing. Os resultados mostraram o melhor controle de rotação da mecânica de deslizamento e uma resposta mais rápida da mola de retração, provavelmente devido às forças serem mais constantes na mola de retração.

Melsen³⁶ (1990) discute sobre fechamento de espaço diferencial e relata que a proporção momento/força é determinante no tipo de movimento. Quando apenas a força é aplicada no bráquete o movimento que acontece é o de inclinação descontrolada, pois o centro de rotação fica apical ao centro de resistência. Por outro lado, adicionando um momento, temos uma linha de ação da força resultante que provoca movimento de translação.

Shimizu⁶³ (1995) pesquisou mecanismos de fechamento de espaço após extração de pré-molares. Para isso, avaliou a mecânica de fricção e a sem fricção. Concluiu que a força ótima para movimentar um canino superior era próxima de 150 gramas. Além da superioridade da mecânica sem fricção.

Fuziy²⁵ (1997) comparou 25 pacientes em pesquisa clínica sobre retração parcial de caninos. A amostra foi em 3 grupos, os quais fizeram

retração parcial em três formas: Grupo I, oito indivíduos com a mola “T”; Grupo II, oito indivíduos com alça vertical reversa com helicóide; Grupo III, nove indivíduos com elástico para mecânica de deslizamento. A força média aplicada era de 150 gramas. Todos os pacientes tinham implantes metálicos e foram avaliados com telerradiografias de 45°. Os resultados foram animadores para o grupo I que teve a maior velocidade de retração, maior distalização e o movimento conseguido foi inclinação controlada.

Nattrass et al³⁹ (1997) em estudo “in vitro” mediu a quantidade de forças utilizadas para fechamento de espaço na mecânica de deslizamento com aparelhos pré-ajustados. A simulação foi feita em um typodont e 18 clínicos foram requisitados para executar as forças que utilizam normalmente para fechar espaços e tentar repetir as forças determinadas por um sistema computadorizado. Foram avaliados três tipos de mecânica de fechamento de espaço : molas de NiTi , elástico em cadeia e ligadura de aço. A maioria dos clínicos trabalhou melhor com as molas de NiTi que são feitas para liberar 150 gramas. Nos grupos dos elásticos em cadeia e das ligaduras de aço, a variação foi grande, sendo aplicadas forças de até 300 gramas.

Tanne et al⁶⁶ (1998) fizeram avaliação da resposta biomecânica dos dentes e do periodonto entre os adolescentes e os adultos. Para tal propósito, 50 adolescentes e 15 adultos foram selecionados. Foi avaliada a quantidade de movimentação nos dentes submetidos a 100 gramas de força.

Os resultados mostraram que o grupo de adolescentes teve uma resposta maior e que o ligamento periodontal dos adultos teve maior estresse.

Dixon et al¹⁸ (2002) desenvolveram um “clinical trial” randomizado de três métodos de fechamento de espaço. A amostra consistia de 3 grupos de pacientes, sendo: com ligaduras ativas, elástico em cadeia e molas de NiTi. Estes pacientes foram acompanhados durante quatro meses e moldados antes e depois da colocação dos sistemas. A força aplicada foi em torno de 200 gramas. Os resultados mostraram uma taxa média de fechamento de espaço de 0,35 mm por mês no grupo de pacientes com ligaduras, 0,58 mm por mês no grupo de pacientes com elástico em cadeia e 0,81 mm por mês no grupo das molas de NiTi. Não houve diferenças estatisticamente significantes entre os métodos, exceto no grupo com as molas de NiTi, que mostrou fechamento de espaço mais rápido que os outros grupos ($P > 0,05$). As conclusões foram que a mola de NiTi deu uma resposta mais rápida em taxa média de fechamento de espaço e que devem ser consideradas como primeira escolha em fechamento espaço.

2-4 Telerradiografias 45°

Quem iniciou a técnica da telerradiografia 45° foram Cartwright e Harvold¹⁴ (1954). Estes autores visavam aperfeiçoamento na técnica radiográfica e fizeram um estudo da morfologia craniana em radiografias da

cabeça. Descreveram também sobre o uso de alta kilovoltagem em cefalometria descreveram a projeção oblíqua utilizando um modificado posicionador de cabeça de Thurow. As especificações desta radiografia foram determinadas, sendo: distância foco-filme de 1,52 cm, a miliamperagem de 50 mA, a kilovoltagem de 120 Kv e o tempo 0,4 s de exposição. Com estes valores teria projeção oblíqua aceitável e seria obtido um detalhamento das estruturas do crânio, incluindo tecidos dentais altamente calcificados, ossos da base do crânio, osso nasal e espinha nasal anterior, como também certas áreas de tecido mole. O importante foi que na projeção oblíqua o ângulo entre o plano médio sagital e o filme é de 45°, destacando a importância da visualização dos dentes e da articulação têmporo-mandibular.

Depois disso, Posen⁴⁵ (1955) também pesquisou a telerradiografia 45° e mostrou as vantagens do filme oblíquo que permite visualizar cada lado individualmente, possibilitando assim uma análise qualitativa dos mesmos. Este estudo pode certificar o tamanho real de cada lado da radiografia e a distorção potencial.

Barber et al⁴ (1961) idealizaram uma pesquisa para quantificar a magnitude de distorção e ampliação no filme oblíquo. A metodologia se baseou em 10 crânios secos com idades que variavam de 1 ano até adulto. Com a posição de Frankfort no cefalostato rotacionado 45° com o plano do

filme, os crânios foram orientados foram feitas às tomadas radiográficas. As conclusões do trabalho mostram que a tomada com o filme oblíquo não produz distorção/ ampliação maior que o comumente relatado em cefalometria radiográfica, sendo um método de validade para documentação e principalmente para as pesquisas.

Brown⁸ (1973) relatou que essa técnica permitiu boa definição do terceiro molar até a região do canino do lado em que foi tomada. As especificações foram: 69 kv a 72 kv de voltagem, 300 mA com tempo de exposição 0,5 a 0,6 segundos e com e 91 cm de distância tubo-filme.

Na década seguinte Ono et al⁴¹ (1980) fizeram registros semestrais de telerradiografias em norma de 45° para avaliar alterações de estruturas adjacentes ao primeiro molar inferior em irrupção. A análise foi totalmente viabilizada, sendo avaliada a proximidade, erupção, desenvolvimento da raiz, taxa de erupção, verticalização dos dentes e inclinação dentária.

Paula et al⁴² (1995) puderam constatar alta correlação dos diâmetros méso-distais reais de caninos e pré-molares não irrompidos com aqueles previstos pelas telerradiografias em norma de 45°. O objetivo desta pesquisa foi determinar se essas telerradiografias podem ser usadas para prever precisamente as larguras de caninos e pré-molares, desenvolver tabelas de previsão para compensar a ampliação radiográfica. Outro anseio

desta pesquisa era fazer a comparação dos valores previstos nas telerradiografias 45° com os valores reais destes dentes e correlacionar com outros métodos. Foram estudados modelos inferiores e telerradiografias em norma de 45° do lado direito. Foi relatado que não existem diferenças significativas entre o tamanho de caninos e pré-molares entre os lados direito e esquerdo. O fator de distorção/ampliação das telerradiografias em norma de 45° foi razoavelmente constante.

Várias pesquisas e teses têm sido feitas utilizando a telerradiografia 45° como método de comparação entre os efeitos ortodônticos. Sakima⁵⁹ (1997) utilizou telerradiografias em norma de 45° dos lados direito e esquerdo para verificar comparar efetividade entre duas técnicas de correção de sobremordida acentuada em 27 indivíduos com idades entre 11 e 15 anos. A amostra tinha 3 grupos, sendo um deles o grupo controle. A quantificação do deslocamento dos dentes posteriores foi feita utilizando um eixo de coordenadas X e Y sobrepostos nos implantes de tântalo nas radiografias iniciais e após a intrusão. Para sobreposição utilizou-se os implantes metálicos e foram visualizados os efeitos do arco de intrusão dos dois lados.

Fuziy²⁵ (1997) trabalhou com uma metodologia de avaliação radiográfica semelhante. Foram avaliados 25 pacientes I que necessitavam de extrações de quatro primeiros pré-molares, utilizando telerradiografias 45°

direita e esquerda antes e depois da retração parcial de caninos superiores e inferiores de três formas diferentes. Para a sobreposição das telerradiografias 45° todos os indivíduos da amostra precisaram ter implantes metálicos de referência.

Terada⁶⁷ (2001) em estudo prospectivo com amostra de 19 indivíduos portadores de maloclusões de classe II, divisão 1, com sobremordida acentuada de pelo menos 4 mm usou telerradiografias cefalométricas em norma de 45° que foram tomadas dos lados direito e esquerdo, antes e depois do uso do arco base de Ricketts. Foram avaliadas alterações nos molares e pré-molares inferiores a partir das telerradiografias 45°. O detalhe fica por conta dos pacientes que tinham implantes metálicos.

Bronzi⁷ (2002) buscou produzir um cefalograma para o complexo nasomaxilar em telerradiografias em norma de 45° e estabelecer pontos cefalométricos estáveis no complexo nasomaxilar que serviriam como parâmetro para sobreposições parciais em telerradiografias em norma de 45° eliminando a necessidade de colocação de implantes metálicos como referência. Também avaliou se as imagens obtidas de telerradiografias do lado esquerdo são compatíveis com as do lado direito. Para isso foram avaliados retrospectivamente 25 pacientes com implantes de Bjork, que haviam sido radiografados tanto do lado direito como do lado esquerdo num intervalo de 8 a 16 meses. Foram estudadas 70 telerradiografias em norma de 45° de 25 indivíduos, 50 do lado esquerdo e 20 do lado direito,

consideradas radiografias iniciais e finais. Foi estabelecido um cefalograma para a maxila contendo estruturas anatômicas identificadas através de estudo em crânio seco e inspeção visual interexaminadores nas telerradiografias em norma de 45°. Foram identificados pontos cefalométricos reproduzíveis e estáveis na telerradiografia em norma de 45°. A sobreposição parcial da maxila em telerradiografias em norma de 45° e deve ser realizada baseada nos pontos: Orbital Superior, Processo Zigomático Inferior, Espinha Nasal Posterior e Processo/Osso Zigomático Oposto quando ajustada no sentido vertical. Para ajuste no sentido horizontal, os pontos são: Processo Zigomático Posterior, Processo Zigomático Pósterio-Inferior, Processo Zigomático Inferior, Espinha Nasal Anterior e o ponto localizado na maior concavidade da porção anterior da maxila. Para finalizar as imagens obtidas do lado esquerdo são iguais as obtidas no lado direito, não havendo diferenças entre os pontos cefalométricos estudados.

3- Proposição

Esta pesquisa tem como objetivo geral, avaliar os efeitos do ultrassom de baixa intensidade na quantidade de movimentação dos caninos superiores após oito semanas de retração parcial, quando comparados aos caninos que não receberam este procedimento. Os objetivos específicos são:

- avaliar a posição ântero-posterior, vertical e inclinação dos caninos e do segmento de ancoragem (pré-molares e molares).
- verificar a eficácia da mola de NiTi com 150 gramas de força.

4- Material e Método

4-1 Amostra:

A amostra empregada neste estudo constituiu de dez pacientes que foram tratados de forma padronizada pelo mesmo operador. Os critérios pré-estabelecidos de inclusão e exclusão foram:

- a) Pacientes entre 13 e 18 anos
- b) Dentição permanente com os 2^{os} molares erupcionados
- c) Não ter realizado nenhum tratamento ortodôntico prévio
- d) Padrão facial mesofacial ou tendendo a dolicofacial
- e) Boa saúde geral e bucal
- f) Boa higiene oral
- g) Classe II divisão 1
- h) Indicação precisa de extração de primeiros pré-molares superiores
- i) Não ser diabético
- j) Ter disponibilidade de comparecer às consultas, cinco dias por semana, durante 8 semanas.

4-2 Aparelhos Ortodônticos:

O aparelho ortodôntico destes pacientes foi composto de bandas com tubos linguais e tubos triplos* de ranhura 0.022" x 0.028" nos primeiros molares superiores e bráquetes pré-ajustados em todos os dentes superiores, exceto nos primeiros pré-molares superiores, que foram extraídos posteriormente. A especificação dos bráquetes* é 0.022" x 0.028", prescrição Roth®, que foram colados no centro das coroas dos dentes com resina fotopolimerizável.

Como elemento de ancoragem foi construída uma barra palatina com fio de aço inoxidável com diâmetro de 0.036" que está encaixada passivamente nos tubos linguais.

O primeiro arco de nivelamento e alinhamento foi um arco de Níquel-Titânio de 0.016" de diâmetro. Depois de quatro semanas, esses arcos vestibulares foram substituídos por arcos de NiTi 0.018" de diâmetro. Na consulta seguinte, após a avaliação do operador, foi inserido um fio de nivelamento de aço inoxidável 0.020" de diâmetro, com ômega justos nos primeiros molares.

Com o fio 0.020" já instalado, fizemos a indicação de extração dos primeiros pré-molares superiores. Após a extração, iniciamos a fase de retração parcial dos caninos superiores dos dois lados. Para isso, foram

* ROCK MOUNTAIN®, Sistema Sinergy, Denver, Co, USA.,

instaladas molas espirais fechadas de NiTi* (figura 01), calibradas, com 150 gramas de força^{12,17,18,25,38,44,53,63,66,72} no lado direito e esquerdo.

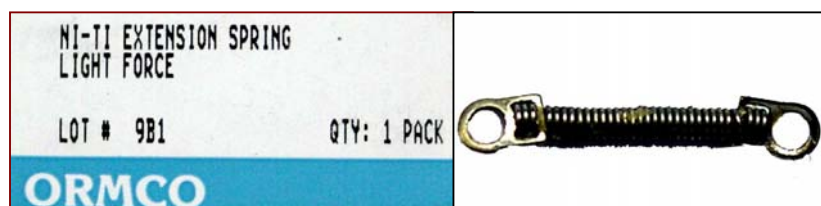


Fig. 01 – Mola de NiTi da marca Ormco®*

4-3 Unidades de Ultra-som

As unidades de ultra-som utilizadas foram fornecidas pelo Departamento de Bioengenharia da USP de São Carlos. O aparelho de ultra-som é composto do transdutor e da unidade eletrônica propriamente dita. O transdutor é um disco cerâmico de PZT (Titanato de Zirconato de Chumbo) que emite ondas longitudinais. O sinal elétrico que excita o transdutor tem frequência de 1,5 MHz, largura do pulso de 200 μ s, frequência de pulso de 1KHz e intensidade de 30mW/cm² (figura 02). Exatamente as mesmas características dos aparelhos usados clinicamente para o tratamento de fraturas e de várias outras pesquisas^{11,13,16,18,19,21,26,28,30,43,47,57,64}. Além disso, um gel de acoplamento é utilizado na superfície do transdutor que estará em contato com a mucosa, visto que o ultra-som não se propaga no ar.

* ORMCO®, Glendora, Ca, USA.

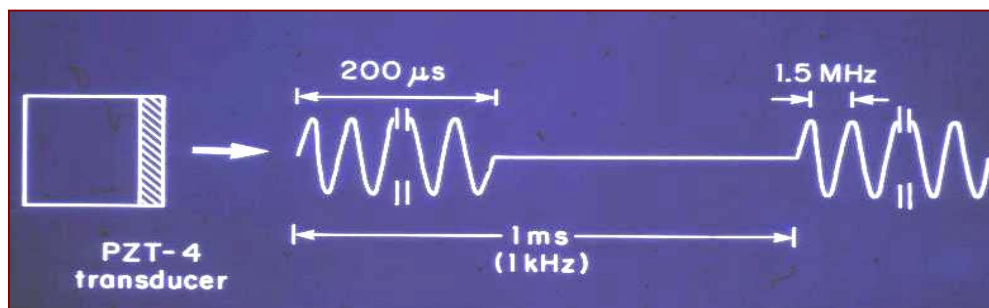


Fig. 02 – Sinal elétrico que excita o transdutor ultra-sônico

Tivemos uma unidade fixa (figura 03) na clínica de Pós-Graduação e duas unidades móveis que funcionavam com uma bateria recarregável (que possibilita cinco aplicações a cada vinte e quatro horas de carga) e que não foram usadas.

A aplicação foi feita entre a bochecha e a região do canino sorteado no arco superior. Na figura 04, podemos observar que o próprio paciente ficou segurando por vinte minutos, no local indicado pelo pesquisador, que logicamente, supervisionou todas as aplicações.

Obviamente o paciente foi selecionado na amostra por ter assumido o compromisso de vir à Clínica de Pós-Graduação durante o período de aplicação do ultra-som.

O tempo de aplicação conforme mostram vários trabalhos^{11,13,18,16,19,21,26,47,64} foi de vinte minutos por dia, cinco dias por semana, durante 8 semanas em todos os caninos sorteados em cada um dos pacientes.



Fig 03 – Aparelho fixo de ultra-som: unidade eletrônica.



Fig 04 – Paciente fazendo a aplicação por vinte minutos com o transdutor (seta).

4-4 Sequência Experimental

Todos os pacientes tiveram os caninos divididos em LUS (Lado com Ultra Som, experimental) e LC (Lado Controle). Para saber qual dos caninos que receberia a aplicação do Ultra-Som de Baixa Intensidade foi realizado um sorteio aleatório com uma moeda. Este dado foi anotado na ficha da pesquisa.

Após o pedido de exodontia dos primeiros pré-molares superiores foram instaladas molas de NiTi com 150 gramas de força, conforme prescrição de vários autores^{12,17,18,25,38,44,51,53,63,66,72} e foi executada a primeira aplicação do ultra-som (figura 05). Neste dia, todos os pacientes foram submetidos a telerradiografias 45° do lado direito e esquerdo, com uma cruzeta de fio ortodôntico, 0.021" x 025", que foi posicionada no canino superior do lado a ser radiografado e retirada em seguida.



Fig 05 – Aparelho ortodôntico no primeiro dia de aplicação do Ultra-som.



Fig 06 – Aparelho ortodôntico no último dia da aplicação do Ultra-som.

Após oito semanas (figura 06) de aplicação do Ultra-Som de Baixa Intensidade, todos os pacientes foram novamente radiografados com a cruzeta para se obter as telerradiografias 45° direita e esquerda.

Após o término da aplicação do Ultra-Som de Baixa Intensidade, todos os pacientes continuaram recebendo o tratamento ortodôntico normalmente, até a finalização.

4.4.1. Tomadas das Telerradiografias de 45°

Essa radiografia é tomada no paciente com a cabeça orientada pelo plano de Frankfort e girada 45° em relação ao aparelho de raios X central e ao filme. Esta posição é padronizada, não havendo possibilidade de variação no grau da tomada, sendo utilizado o mesmo cefalostato da telerradiografia em norma lateral.

A sobreposição das imagens em telerradiografias em norma lateral atrapalha consideravelmente a avaliação da movimentação dos dois lados.

Pensando exatamente nisso que escolhemos a telerradiografia 45° (figura 08 e 09), sendo a maior vantagem desta radiografia o fato de podermos fazer as tomadas tanto do lado direito, como do lado esquerdo. Podendo assim, comparar com mais precisão o lado experimental e o lado controle. Foi colocada uma cruzeta de fio ortodôntico 0.021" x 025" (figura 09) para cada lado radiografado no intuito de facilitar a metodologia, tendo assim mais pontos fixos.



Fig. 07 – Cruzeta de metal

Estas radiografias foram feitas no aparelho Rotograph Plus modelo MR05 (Villa Sistemi Medicali, Milão, Itália). Com distância foco-objeto fixa e constante de 1,5 metro, ficando o filme a 15 cm do indivíduo. Foi usada processadora automática para revelação e fixação. As telerradiografias 45° obtidas antes da retração parcial dos caninos foram denominadas de T₁. Assim como as telerradiografias cefalométricas 45° feitas após as oito semanas de retração foram chamadas de T₂. Portanto teremos T₁ e T₂ dos lados LUS e LC do paciente, antes e após a retração parcial dos caninos superiores nestas oito semanas.



Fig.08 – Telerradiografia 45° Direita com a cruzeta em destaque.



Fig.09 – Telerradiografia 45° Esquerda com a cruzeta em destaque.

4.4.2 Cefalogramas

Para início da avaliação destas radiografias utilizamos um cefalograma adaptado para esta pesquisa baseado em cefalograma proposto por Bronzi⁷, conforme mostra a figura 10. Estes cefalogramas serão obtidos a partir das telerradiografias T₁ e T₂ do LUS e do LC de todos os pacientes.

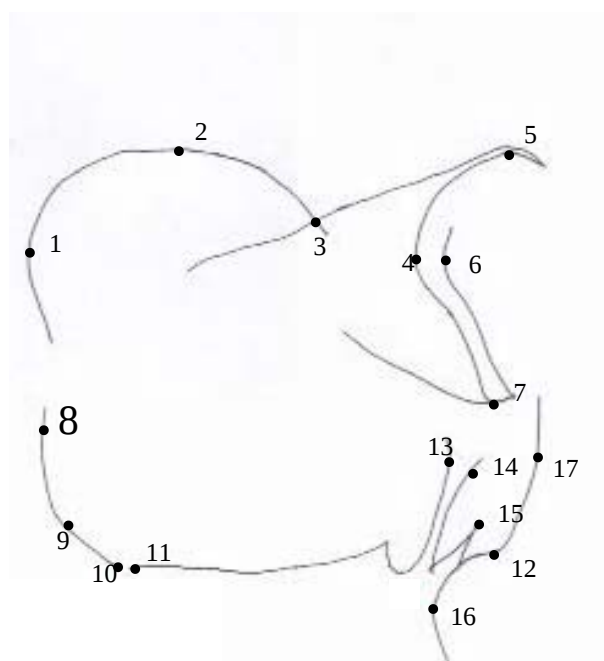


Fig. 10 – Representação esquemática do cefalograma da maxila e da face média, pontos cefalométricos da telerradiografia cefalométrica em norma de 45° (Bronzi, 2002)⁷. A descrição destes pontos está na tabela I.

Tabela I – Pontos Cefalométricos utilizados no Cefalograma da Telerradiografia 45°	
1. Ponto OP – Orbital posterior. É o ponto mais posterior no contorno da órbita.	
2. Ponto OS – Orbital superior. É o ponto mais superior no contorno da órbita.	
3. Ponto OBC - Orbital/Base do crânio. É a intersecção entre uma linha da base anterior do crânio e a região anterior do contorno da órbita.	
4. Ponto OOpP – Orbital posterior oposto. É o ponto mais posterior no contorno do limite lateral posterior da órbita oposta.	
5. Ponto OOpS – Orbital superior oposto. É o ponto mais superior no contorno do limite lateral posterior da órbita oposta.	
6. Ponto OOpA – Orbital anterior oposto. É o ponto mais posterior no contorno do limite lateral anterior da órbita oposta.	
7. Ponto OOpI – Orbital inferior oposto. É o ponto mais inferior no contorno do limite lateral posterior da órbita oposta.	
8. Ponto PZP –Processo zigomático posterior. É o ponto mais posterior no contorno do processo zigomático.	
9. Ponto PZPI – Processo zigomático pósterio-inferior. É o ponto mais pósterio-inferior no contorno do processo zigomático.	
10. Ponto PZI – Processo zigomático inferior. É o ponto mais inferior no contorno do processo zigomático.	
11. Ponto ENP – Espinha nasal posterior. É o ponto de intersecção do palato duro e uma perpendicular através do ponto inferior da fossa pterigóidea.	
12. Ponto PZMO – Processo/Osso zigomático oposto. É o ponto que limita o processo zigomático da maxila e o osso zigomático do lado oposto.	
13. Ponto LPSM – Limite posterior de seio maxilar. É o ponto mais posterior do limite posterior do seio maxilar.	
14. Ponto LASM – Limite anterior de seio maxilar. É o ponto mais anterior do limite anterior do seio maxilar.	
15. Ponto ENA – Espinha nasal anterior. É o ponto situado no ápice da espinha nasal anterior, no plano sagital mediano.	
16. Ponto A – Ponto localizado na maior concavidade da porção anterior da maxila.	
17. Ponto ZO – Osso zigomático. É o ponto mais anterior do osso zigomático do lado oposto.	

Os cefalogramas foram feitos em papel Ultraphan com caneta nanquin 0.3 mm de diâmetro. Foram traçadas as seguintes estruturas anatômicas: contorno da órbita (1), linhas da base do crânio (2), região de processo zigomático (3), porção anterior da maxila (4) e outras estruturas referenciais (5). Conforme a figura 11.



Fig.11 – Cefalograma com as estruturas necessárias para realizarmos a metodologia.

4.4.2.1 Cefalogramas T_1

Após o traçado das estruturas anatômicas no papel Ultraphan, foi identificado um ponto fundamental para a construção do nosso cefalograma, que é o ponto PZP (Processo Zigomático Posterior), que se caracteriza como o ponto mais posterior no contorno do processo zigomático (ponto 8 da tabela I). Em seguida, desenhemos o primeiro molar superior, o segundo pré-molar superior, o canino e a cruzeta de metal (figura 12). Feito isso, identificamos os pontos dentários da tabela II e os pontos da cruzeta na tabela III.

Tabela II – Pontos Dentários dos Cefalogramas :
6 ápice – Ápice do primeiro molar superior.
6 coroa – Ponto médio entre as cúspides do primeiro molar superior.
5 ápice – Ápice do segundo pré-molar superior.
5 cúspide – Cúspide do segundo pré-molar superior.
3 ápice – Ápice do canino superior.
3 cúspide – Cúspide do canino superior.

Tabela III – Pontos de Referência da Cruzeta
D – ponto mais distal da cruzeta.
M – ponto mais mesial da cruzeta.
S – ponto médio entre o M e o D.
I – ponto mais inferior da cruzeta.

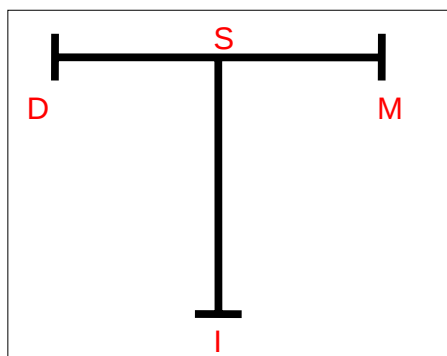


Fig.12 – Cruzeta de Metal com os Pontos

Dando seqüência ao cefalograma, traçamos o plano oclusal funcional que passa pelos pontos (C6, C5 e C3). A partir deste plano oclusal traçamos uma perpendicular que passa pelo ponto PZP. A intersecção destes planos gera o que chamaremos de ponto Oclp. Para finalizar o cefalograma T₁ colocamos um ponto fiducial aleatório em cada traçado que chamaremos de Oclusal Anterior Aleatório (Ocla). O cefalograma completo está na figura 13.

Podemos observar que os pontos PZP, Oclp e Ocla serão a base de referência para determinar o eixo cartesiano que será utilizado posteriormente pelo programa de cefalometria computadorizada e servirá para mensurarmos o deslocamento dos dentes em questão, conforme mostraremos mais para frente.

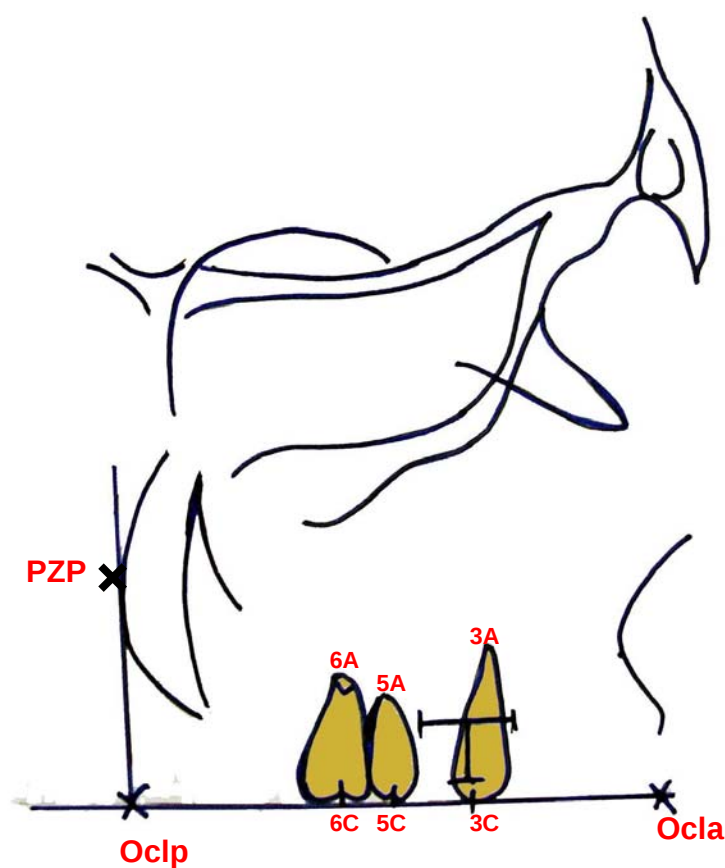


Fig.13 – Cefalograma T_1 com as referências necessárias para sobrepor com o cefalograma T_2 e pronto para ser capturado pelo Radiocef.

4.4.2.2 Cefalogramas T_2

Para obter o cefalograma da T_2 , procedemos da mesma maneira, fazendo os desenhos das estruturas anatômicas. O detalhe diferenciador é que os dentes foram traçados utilizando um template do cefalograma T_1 e os pontos PZP, Oclp e Ocla foram transferidos para T_2 . Desta forma obteremos o cefalograma T_2 que está na figura 14.

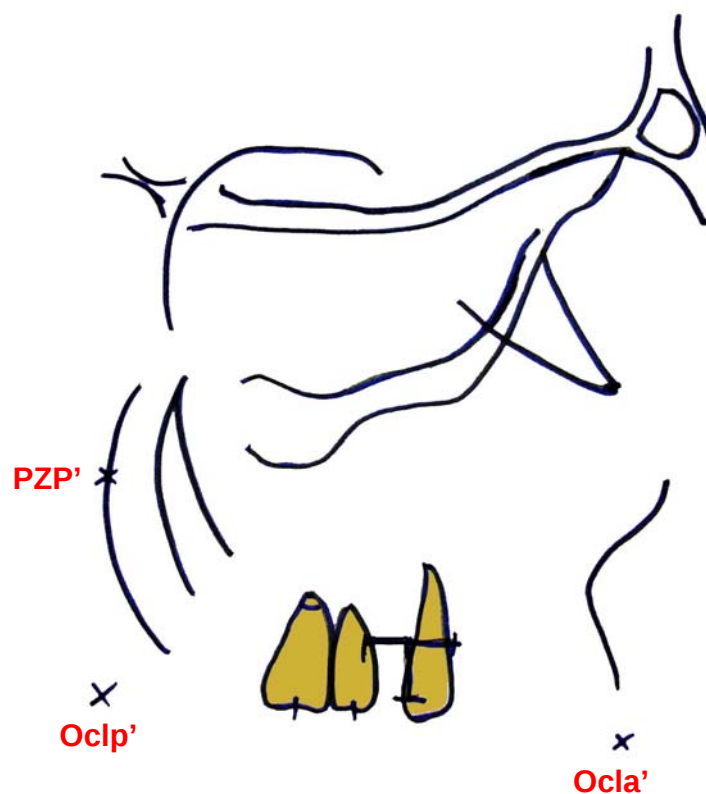


Fig.14 – Cefalograma T_2 com os pontos PZP, Oclp' e Ocla' transferidos T_1 e pronto para ser capturado pelo Radiocef.

4.4.3 Radiocef Studio®*

Após a conclusão dos cefalogramas de T_1 e T_2 começaremos a etapa do programa de cefalometria computadorizada chamado Radiocef Studio®* (versão 3.0), que foi individualizado para esta pesquisa.

O primeiro passo foi a captura dos cefalogramas T_1 e T_2 com um Scanner de mesa acoplado ao computador o qual o Radiocef Studio®* está instalado. Após a captura, abrimos um arquivo com os dados do paciente, data das radiografias e especificamos qual é a T_1 e a T_2 , de todos os pacientes da amostra. Feito isso, selecionamos a análise previamente individualizada que nos mostra os pontos já determinados nas tabelas II e III para fazermos a marcação de cada um deles. Marcamos também os pontos PZP, Oclp e Ocla que são a base do eixo de coordenadas que o programa faz automaticamente. Neste momento, o programa gera todas as medidas e ângulos de T_1 e T_2 que também foram determinadas previamente, conforme mostram as tabelas IV, V e VI.

* RADIOCEF STUDIO®.Belo Horizonte, BRASIL

Tabela IV – Variáveis Angulares dos Cefalogramas T₁ e T₂
Inclinação (em graus)
L6.POcl – Longo eixo do 1º Molar superior com o Plano Oclusal.
L5.POcl – Longo eixo do 2º Pré-Molar superior com o Plano Oclusal.
L3.POcl – Longo eixo do Canino superior com o Plano Oclusal.
MD.POcl – Pontos M e D da cruzeta com o Plano Oclusal.

Tabela V – Variáveis Lineares dos Cefalogramas T₁ e T₂
Posição Ântero/Posterior (em milímetros)
A6_H – Ápice do 1º Molar superior com plano Horizontal.
C6_H – Coroa do 1º Molar superior com plano Horizontal.
A5_H – Ápice do 2º Pré-Molar superior com plano Horizontal.
C5_H – Cúspide do 2º Pré-Molar superior com plano Horizontal.
A3_H – Ápice do Canino Superior com plano Horizontal.
C3_H – Cúspide do Canino Superior com plano Horizontal.
S_H – Ponto mais superior da cruzeta com o plano Horizontal.

Tabela VI – Variáveis Lineares dos Cefalogramas T₁ e T₂
Posição Vertical (em milímetros)
A6_V – Ápice do 1º Molar superior com plano Vertical.
C6_V – Coroa do 1º Molar superior com plano Vertical.
A5_V – Ápice do 2º Pré-Molar superior com plano Vertical.
C5_V – Cúspide do 2º Pré-Molar superior com plano Vertical.
A3_V – Ápice do Canino Superior com plano Vertical.
C3_V – Cúspide do Canino Superior com plano Vertical.
S_V – Ponto mais superior da cruzeta com o plano Vertical.

4.5 Repetibilidade dos Dados

Um aspecto que mereceu atenção especial foi a Repetibilidade dos dados que obtivemos no programa de cefalometria. Então, para que tivéssemos boa repetibilidade, as marcações dos pontos foram repetidas até o operador estar calibrado. Em seguida, foram feitas duas vezes as marcações dos pontos pré-determinados no planejamento e uma média de todas essas marcações foi utilizada como dados finais para análise estatística. Para que tais medidas fossem confiáveis, aplicamos testes estatísticos que para verificar a repetibilidade.

4.6 Metodologia Estatística

Após os resultados dos cefalogramas de T_1 e T_2 do LUS e do LC serem obtidos, foi avaliada a repetibilidade das duas digitações. Para tal, determinou-se o coeficiente de correlação e os coeficientes da reta de regressão linear da segunda digitação em relação à primeira. Aplicou-se o teste t de Student tanto para verificar se o coeficiente de regressão era significativamente diferente de 1, como para verificar se a intersecção era significativamente diferente de zero.

Após os testes de Repetibilidade, esses dados foram tabulados para ser realizada a análise estatística inferencial. O teste t de Student foi empregado para avaliar o efeito do ultra-som na retração parcial de caninos superiores. Foram avaliadas quatro variáveis de deslocamento angular e sete de deslocamento linear, tanto na direção horizontal como na direção vertical, totalizando 18 variáveis.

Primeiro, o teste t foi empregado para identificar as variáveis que apresentaram deslocamento significativo, considerando-se o lado controle (LC) e o lado submetido ao ultra-som (LUS). Depois, o teste t foi utilizado novamente para comparar o deslocamento no LC em relação ao deslocamento no LUS, para cada variável em estudo.

Deve-se destacar que a suposição de normalidade dos deslocamentos parece ter sido atendida para a aplicação do teste t de Student, como pode ser visualizado graficamente.

4.7 Comitê de Ética

Cada paciente recebeu todas as instruções sobre a pesquisa, conforme determina as normas do Comitê de Ética em Pesquisa desta Instituição. Este trabalho está aprovado sob protocolo 08/03. Todos foram atendidos na Clínica de Pós-Graduação desta Faculdade e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

O modelo do termo de consentimento livre e esclarecido está disponível nos apêndices, bem como a cópia da aprovação do comitê de ética.

5- Resultados

Iniciaremos a apresentação dos resultados, informando que da amostra inicial de dez pacientes, três deles foram excluídos. O primeiro paciente a ser excluído teve como motivo o fato de não concordar em extrair os pré-molares, portanto, este paciente não chegou a receber nenhum procedimento. Os outros dois pacientes foram excluídos devido a constantes faltas ao longo das duas primeiras semanas de aplicação, impossibilitando a fidelidade dos resultados. Com isso, nossa amostra caiu para o número de sete pacientes, os quais compareceram religiosamente às visitas. Os resultados serão divididos nos seguintes tópicos:

5.1 – Variáveis dos Cefalogramas T_1 e T_2

5.2 – Análises Estatísticas

5.3 – Repetibilidade

5-1 Variáveis dos Cefalogramas

As variáveis da posição ântero-posterior serão mostrados graficamente da figura 15 a 20 e as variáveis de inclinação e de posição vertical estão nas tabelas do apêndice A1 e A3.

5.1.1 Posição Antero-Posterior de T_1 e T_2

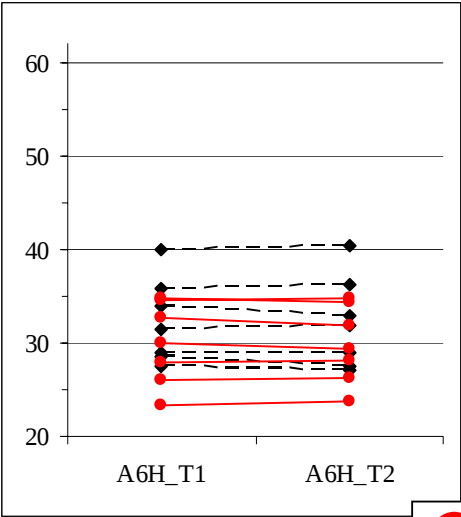


Figura 15

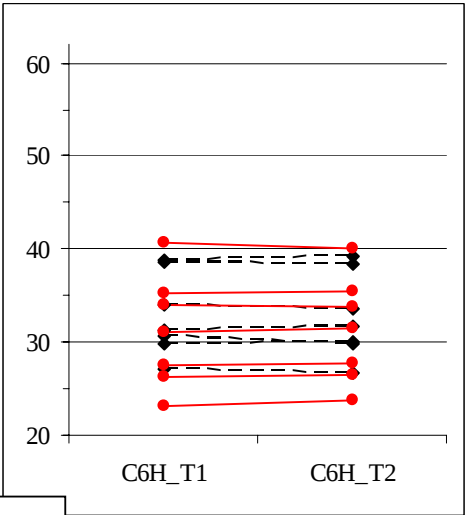


Figura 16

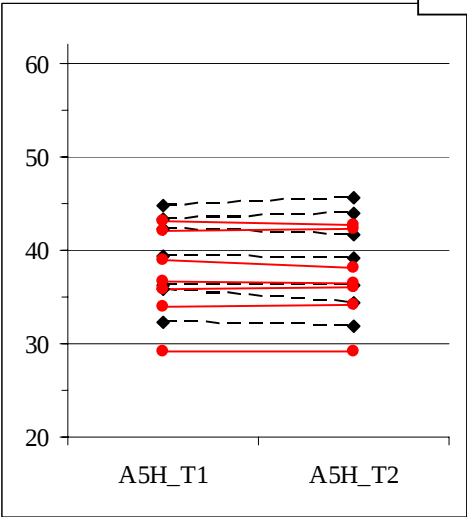
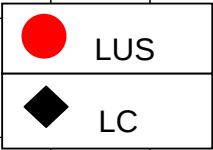


Figura 17

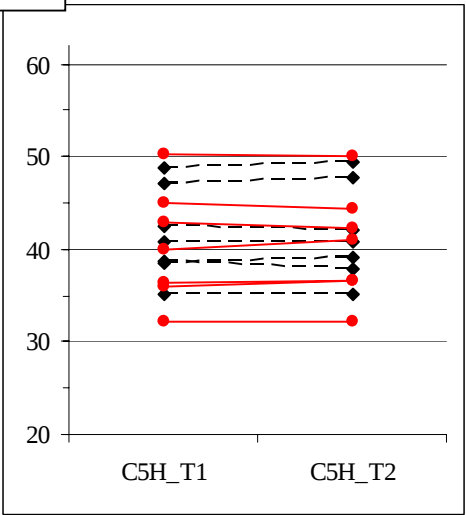


Figura 18

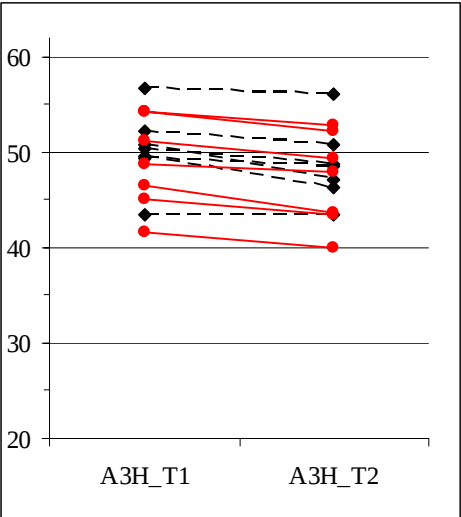


Figura 19

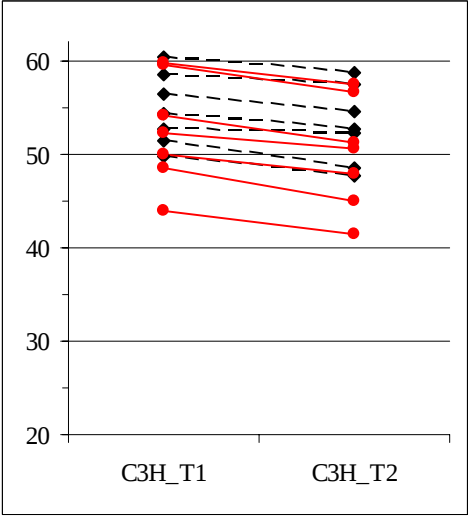


Figura 20

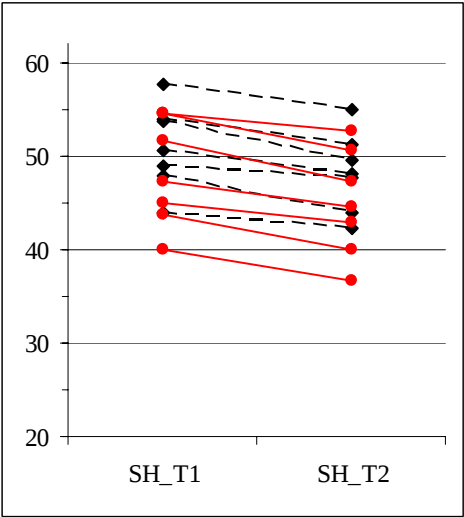
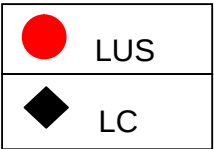


Figura 21



5-2 Análises Estatísticas

Na tabela A1 do apêndice A estão as medidas angulares, em graus, obtidas antes da retração parcial dos caninos (T_1) e após oito semanas de retração (T_2) no lado controle (LC) e no lado submetido ao Ultra-som (LUS). As medidas lineares, em mm, são dadas nas tabelas A2 e A3 do apêndice A, respectivamente, na direção horizontal e na direção vertical.

Os deslocamentos de interesse são definidos pelas diferenças entre os valores das variáveis em T_2 e T_1 . As médias e desvios padrão de deslocamentos das variáveis no lado controle (LC) e no lado com Ultra-som (LUS) estão na tabela VII. Inicialmente, o teste t foi empregado para identificar as variáveis que apresentaram deslocamento significativo no LC ou no LUS. As médias significativamente diferentes de zero, ao nível de 5% ou 1%, estão indicadas, respectivamente, por um ou por dois asteriscos. O resultado deste teste pode ser visto na tabela VII.

Em seguida, foi aplicado o teste t para comparar o deslocamento médio do LC em relação ao deslocamento médio do LUS, de modo a se avaliar o efeito do Ultra-som. Neste caso foi considerada a diferença entre o deslocamento no LC e no LUS. As diferenças médias, a estatística do teste e o valor de probabilidade correspondente estão na tabela VIII. Tanto os deslocamentos individuais como as médias estão representadas graficamente nas figuras 22 a 24.

Tabela VII - Médias e desvios padrão (DP) de deslocamentos das variáveis cefalométricas do lado controle (LC) e do lado com Ultra-som (LUS); teste t de Student e respectivos valores de probabilidade (p) para avaliar se as médias de deslocamentos são significativamente diferentes de zero.

Variável	LC		t	p	LUS		t	p
	Média	DP			Média	DP		
L6PO	-0,03	0,75	0,12	0,907	-0,72	1,56	1,22	0,270
L5PO	-0,53	0,88	1,59	0,163	-0,65	1,34	1,28	0,248
L3PO	1,63	4,78	0,90	0,403	1,89	1,89	2,65	0,038 *
MDPO	-0,50	4,27	0,31	0,767	-1,54	2,21	1,84	0,115
A6H	-0,15	0,64	0,63	0,549	-0,07	0,52	0,37	0,724
C6H	-0,09	0,48	0,51	0,630	0,13	0,42	0,85	0,427
A5H	-0,18	0,76	0,64	0,543	-0,12	0,45	0,69	0,516
C5H	0,08	0,58	0,36	0,734	0,06	0,58	0,26	0,806
A3H	-1,63	1,36	3,18	0,019 *	-1,75	0,62	7,41	0,000 **
C3H	-1,64	0,77	5,61	0,001 **	-2,55	0,63	10,77	0,000 **
SH	-2,72	1,08	6,69	0,001 **	-3,17	0,92	9,09	0,000 **
A6V	-0,45	0,62	1,93	0,102	-0,42	0,63	1,77	0,126
C6V	-0,12	0,70	0,47	0,656	-0,12	0,38	0,86	0,422
A5V	-0,16	0,62	0,67	0,526	-0,42	0,48	2,32	0,060
C5V	-0,07	0,59	0,31	0,769	-0,03	0,49	0,16	0,876
A3V	-0,58	1,05	1,47	0,193	-0,08	0,70	0,29	0,784
C3V	-0,71	0,54	3,45	0,014 *	-0,37	0,93	1,05	0,333
SV	-0,47	1,39	0,89	0,410	-0,44	1,01	1,16	0,290

* significativamente diferente de zero ao nível entre 1% e 5%

** significativamente diferente de zero ao nível menor do que 1%

Tabela VIII – Médias e desvios padrão (DP) de diferenças dos deslocamentos do lado controle (LC) em relação ao lado com Ultra-som (LUS); teste t de Student e respectivos valores de probabilidade (p) para a avaliação do efeito do Ultra-som.

Variável	Média	DP	T	p
L6PO	0,68	1,07	1,69	0,143
L5PO	0,11	0,83	0,37	0,728
L3PO	-0,26	3,25	0,21	0,839
MDPO	1,04	3,75	0,73	0,491
A6H	-0,08	0,82	0,27	0,799
C6H	-0,23	0,78	0,77	0,471
A5H	-0,07	0,84	0,21	0,842
C5H	0,02	0,87	0,07	0,950
A3H	0,11	1,41	0,20	0,849
C3H	0,91	1,13	2,13	0,077
SH	0,44	1,20	0,98	0,367
A6V	-0,03	0,98	0,08	0,937
C6V	0,00	0,85	0,00	0,997
A5V	0,26	0,98	0,71	0,506
C5V	-0,04	0,85	0,12	0,909
A3V	-0,50	1,45	0,92	0,393
C3V	-0,34	1,28	0,70	0,512
SV	-0,02	1,86	0,04	0,973

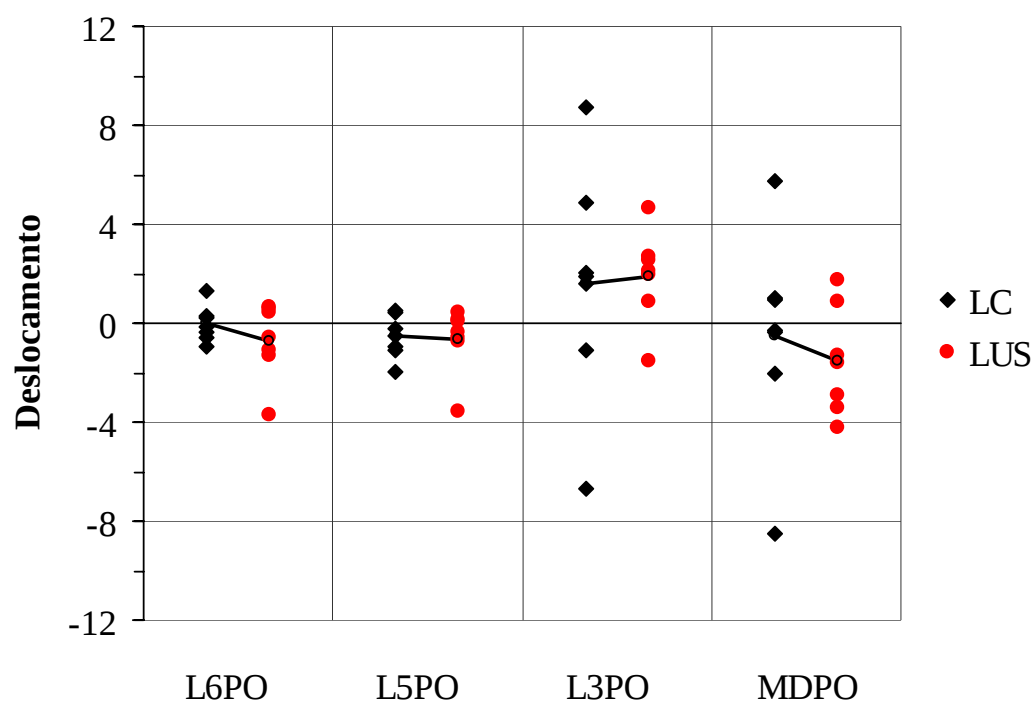


Figura 22 – Representação gráfica de deslocamentos cefalométricos, em graus, do lado controle (LC) e do lado com Ultra-som (LUS) (as médias estão unidas por segmentos de reta)

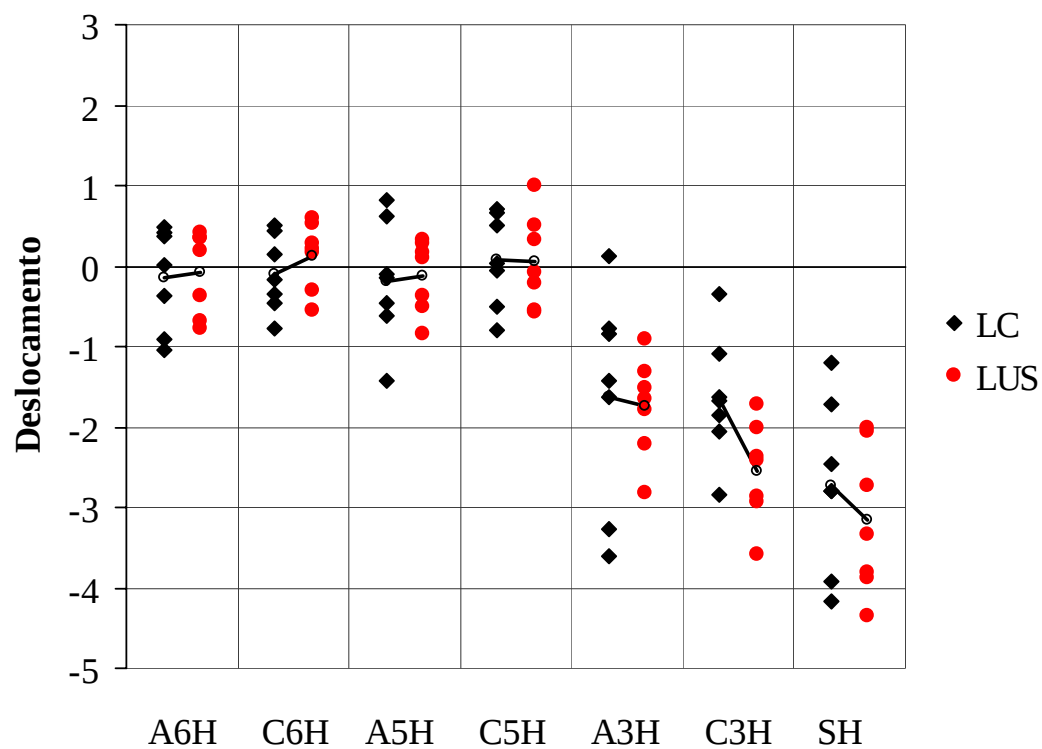


Figura 23 – Representação gráfica de deslocamentos cefalométricos na direção horizontal, em mm, do lado controle (LC) e do lado com Ultra-som (LUS) (as médias estão unidas por segmentos de reta).

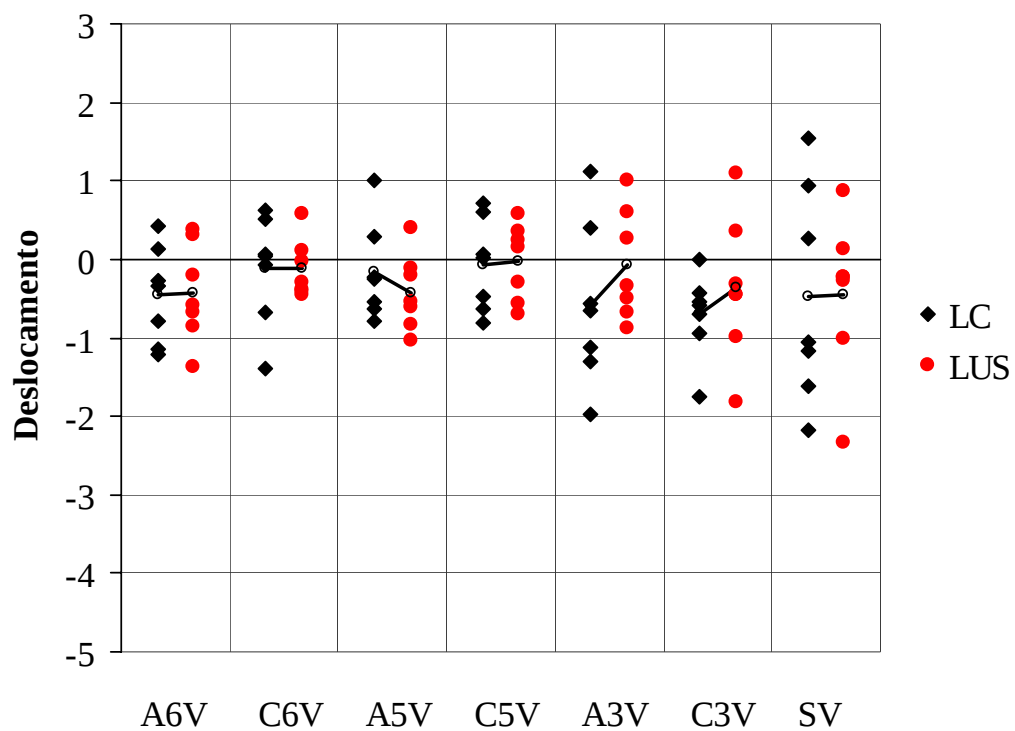


Figura 24 – Representação gráfica de deslocamentos cefalométricos na direção vertical, em mm, do lado controle (LC) e do lado com Ultra-som (LUS) (as médias estão unidas por segmentos de reta).

5-3 Repetibilidade

O coeficiente de correlação entre as duas digitações (o qual fornece o grau da dependência entre elas) e os coeficientes da regressão linear estão mostrados na Tabela IX para cada variável cefalométrica. Os coeficientes de correlação linear são muito próximos de 1 e não houve qualquer evidência de que os coeficientes da regressão diferissem significativamente de 1 ou zero. Resultado análogo se obtém quando se considera a regressão linear da primeira digitação em relação à segunda. Portanto, pode-se considerar uma repetibilidade muito boa das digitações. Sendo assim adequado utilizar a média das duas para o estudo proposto.

Tabela IX – Coeficiente de correlação (r), coeficiente de regressão (a) linear para avaliar a repetibilidade entre as digitações.

Variável	Coeficientes		
	Correlação*	Regressão*	Intersecção**
L6PO	0,998	0,992	0,693
L5PO	0,996	0,988	0,994
L3PO	0,994	0,977	1,848
MDPO	0,999	0,999	-0,049

A6H	0,998	0,999	0,127
C6H	0,999	1,001	0,107
A5H	0,999	0,976	0,967
C5H	0,999	0,981	0,890
A3H	0,999	0,995	0,189
C3H	0,999	0,988	0,653
SH	0,999	0,996	0,182
A6V	0,975	0,982	0,416
C6V	0,918	0,899	0,031
A5V	0,981	0,985	0,303
C5V	0,877	0,926	0,029
A3V	0,986	1,022	-0,700
C3V	0,971	0,895	-0,019
SV	0,978	0,983	0,264

*significativos para $p < 0,0001$

** não são significativamente diferentes de 1 ($p > 0,05$)

*** não são significativamente diferentes de 0 ($p > 0,05$)

6- Discussão

A concretização desta pesquisa clínica, prospectiva e aleatória foi possível graças a um século de pesquisas sobre movimentação ortodôntica. Este alicerce científico foi iniciado por Sandstead⁶⁰ no seu trabalho com cães que demonstrava o funcionamento da movimentação dentária frente à aplicação de forças leves e pesadas. Desde então, vários trabalhos científicos experimentais utilizando animais^{6,27,31,33,40,48,52,56,61,68} buscaram estudar histologicamente os tecidos envolvidos e a quantidade de força necessária para movimentação dentária induzida. Em determinado momento, com a necessidade de extrapolar os limites do conhecimento, Reitan⁵¹ utilizou dentes humanos em sua pesquisa e mostrou semelhanças com trabalhos anteriores, embora o periodonto de sustentação dos animais tenha algumas diferenças em sua composição celular. A partir disso, os trabalhos clínicos^{2,25,35,50,51,63} passaram a ter sua importância, pois a conduta clínica dos profissionais da saúde pode ser guiada por este tipo de pesquisa. Com a inovação dos estudos “in vitro”^{5,20,28,30,32,57} foi possível alcançar mais informações sobre células e tecidos humanos e conseqüentemente sobre a movimentação ortodôntica^{5,20} e ultra-som de baixa intensidade^{28,30,55,57}.

Atualmente, procuramos respostas científicas cada vez mais refinadas e precisas. Para tal propósito, utilizamos seres humanos, visto que,

neste tema, as pesquisas experimentais com animais^{16,19,21,26,28,30,32,43,47,55,65} estão praticamente esgotadas. Trata-se de trabalho inédito, porém alicerçado nos trabalhos experimentais^{26,47,65} e clínicos⁶² encontrados na literatura.

A grande maioria dos artigos sobre movimentação ortodôntica relata o papel fundamental do ligamento periodontal e do osso alveolar^{6,54}, pois os elementos que os compõe são decisivos e susceptíveis á eventuais mudanças. Merece destaque o trabalho de Ramalho e Bozzo⁴⁸ que mostra os processos de formação (proliferação de osteoblastos, fibroblastos e cementoblastos por divisão mitótica, deposição de matriz osteóide e formação de novos capilares) e reabsorção (necrose, edema, fragmentação de fibras colágenas e osteoclastos) após 48 horas de aplicação de força nos molares de rato. Confirmando estas informações estão Jorqueira³¹, Roberts et al⁵⁴ e Rygh⁵⁶. Sendo este último autor, responsável por observar um padrão de reorganização no ligamento periodontal e osso alveolar. Se existe um padrão, podemos verificar qual a função de cada elemento e tentarmos estimular ou bloquear conforme o nosso interesse.

Desde Schwarz⁶¹ conhecemos os níveis de aplicação de forças em relação à pressão dos capilares sanguíneos. Se a força ultrapassar certos limites, pode causar a reabsorção à distância, anquilose e ou reabsorção radicular. Gianelly²⁷ também pesquisou sobre o assunto e relatou que conforme a força foi aumentada, a irrigação vascular na região da crista alveolar foi diminuindo progressivamente até o total desaparecimento. Desta

forma, as forças leves provocam reabsorção da parede alveolar adjacente ao ligamento periodontal, enquanto as forças pesadas promovem aquela reabsorção minante. Neste momento, passamos a ter noção que os vasos sanguíneos são fundamentais e que qualquer evento que o preserve ou aumente a quantidade deles, passa a ser interessante, conforme mostram Gandini²⁶, Prieto⁴⁷ e Rawool et al⁴⁹ no uso do ultra-som de baixa intensidade.

A remodelação óssea foi amplamente estudada por Hill²⁹ e o que se notou foram os papéis primordiais de formar e reabsorver osso dos osteoblastos e osteoclastos, respectivamente. Sabemos atualmente que suas funções, são resultado de ação conjunta de vários fatores que vão além da nossa compreensão, visto que precursores destas células estão em diferentes locais do organismo. Tanto células mesenquimais indiferenciadas presentes no ligamento periodontal quanto células que revestem a superfície do osso podem se tornar células formadoras de osso¹⁵. Em contra-partida, células multinucleadas oriundas dos monócitos da medula óssea são estimuladas por diversos mecanismos e se tornam osteoclastos que reabsorvem osso. Basicamente, o recrutamento e a replicação de células não diferenciadas são controlados por hormônios sistêmicos^{20,30,69} e fatores locais^{15,29}. A força ortodôntica é um fator local, bem como aplicação do ultra-som de baixa intensidade^{16,19,21,26,28,30,32,43,47,55,62,65}.

As funções do ultra-som vão além do uso médico para exames de imagem. Existe uma variação na intensidade deste ultra-som que o torna

completamente diferente tanto em termos de construção do aparelho como nas funções. Para o propósito de estimular formação de tecido ósseo, muitos trabalhos foram feitos, baseados nas características piezelétricas do osso, conforme foram mostrados na revisão de literatura. Fukada²⁴ estudou em um fêmur as características do tecido ósseo frente às cargas elétricas, sugerindo possíveis alterações celulares. Os efeitos que este potencial elétrico pode produzir, de acordo com Andrew e Basset³, são muito variados e incluem: controle da nutrição celular, controle do pH local, ativação ou supressão enzimática, orientação de macro moléculas intra e extracelular, constrição e permeabilidade da membrana celular e atividade de proliferação e migração das células. Esta hipótese das alterações celulares se confirmou posteriormente em outros trabalhos^{19,21,26,28,30,32,37,47,49,55} que demonstraram comportamento celular diferente frente ao estímulo do efeito piezelétrico gerado pelo ultra-som de baixa intensidade.

As especificações de Duarte¹⁹ como: tempo de aplicação de 20 minutos diários, intensidade de 30 mW/ cm² e frequência de 1,5 MHz foram utilizadas nesta pesquisa e nos artigos selecionados por Busse¹¹ em uma meta-análise. Busse¹¹ relata que fraturas que receberam aplicação de ultra-som de baixa intensidade tiveram comprovação estatística de menor tempo de cura. Isso demonstra claramente alteração positiva nos padrões de metabolismo ósseo, podemos assim, traçar um paralelo para a movimentação ortodôntica.

Segundo Mostafa et al³⁷ a força ortodôntica provoca espessamento do ligamento periodontal e deformação no osso gerando polarização elétrica na membrana celular. Nas áreas positivas existe o potencial de “atrair” os osteoclastos e nas áreas negativas os osteoblastos. Então, existe a possibilidade de aumentarmos esta polarização com o uso do ultra-som e assim conseguirmos uma resposta de movimentação ortodôntica diferente⁵⁸. Trabalhos como esses, foram feitos em três ocasiões, sendo a primeira com Stark e Sinclair⁶⁵ que mostraram aumento do número de osteoclastos no lado da pressão e maior quantidade de matriz óssea no lado de tensão. Depois de muitos anos, Gandini²⁶ estudou novamente o assunto, com as prescrições de Duarte¹⁹ e os resultados foram muito satisfatórios, permitindo menor injúria do tecido periodontal de sustentação e aumento da neoformação vascular e celular do ligamento periodontal e principalmente osso alveolar adjacente, bem como uma reorganização mais efetiva das fibras colágenas, característica de uma resposta tecidual mais favorável. Depois, Prieto⁴⁷ confirmou estes achados em um trabalho muito criterioso com movimentação em cães e acrescentou que o lado aonde foi aplicado o ultra-som teve uma resposta mais rápida em termos de aparecimento de determinados componentes celulares, como osteoblastos.

Duncan²⁰ e Yamasaki⁶⁹ confirmaram a influência da prostaglandina na movimentação ortodôntica, que seria responsável por aumentar a quantidade de movimentação dentária. Também existe conexão

entre os níveis de prostaglandina e a aplicação do ultra-som, conforme relatam trabalhos de Mostafa³⁷, Kokubo³² e Ryaby⁵⁷.

Cerri¹⁵ relata a importância da 1,25 dihidroxivitamina D3 no processo de remodelação óssea que pode acelerar a secreção de fatores de crescimento nos osteoblastos e células endoteliais e Ito et al³⁰ mostraram que o ultra-som de baixa intensidade aumenta a 1,25 dihidroxivitamina D3.

Saga⁵⁸ mostra formas de maximizar o movimento ortodôntico, seja com hormônios sistêmicos ou com o ultra-som de baixa intensidade.. A vantagem do ultra-som é que a sua atuação é local e não sistêmica como a prostaglandina^{20,69} ou hormônios de paratireoide²⁷. Tornando-se assim mais viável em termos de ação direta.

A partir disso, vimos como caminho natural fazermos uma avaliação em seres humanos, visto que não há riscos ou efeitos colaterais^{13,19,43}. Iniciamos em pacientes com determinadas características de maloclusão que nos permitiu avaliar os efeitos do ultra-som de maneira padronizada. Todos os pacientes selecionados eram portadores de Classe II Divisão 1 de Angle e necessitavam de extração dos primeiros pré-molares superiores. Para a correção da Classe II optamos por fazer retração parcial de caninos, devido à ancoragem ser crítica e, este mecanismo permitir um melhor controle^{18,35,36,39,53,66}. Com a utilização da mola de NiTi, tivemos uma força constante nos caninos^{12,18}, conferidas com o uso de dinamômetro.

O valor da força aplicada foi de 150 gramas, conforme prescrição de muitos autores^{2,12,17,18,25,38,53,63,72}. Existe divergência na literatura sobre o que vem a ser uma força ótima, tanto que Ren⁵³ procurou mostrar com revisão sistemática a grande diferença entre as forças aplicadas por diferentes pesquisadores para retração parcial de canino e não conseguiu concluir qual era realmente a força ótima. Nos trabalhos selecionados havia muitos testes com forças variando de 450, 380, 300, 225, 140, 60, 55 e 18 gramas, ou seja, das mais pesadas até as mais leves. O que se percebe é que forças mais pesadas, na retração de caninos, não são indicadas para mecânica de ancoragem crítica, pois costuma perder mais ancoragem^{2,46} e ter resposta menos biológica^{27,61}. A respeito das forças muito leves, não sabemos até que ponto são realmente eficazes, pois para ocorrer o movimento na mecânica de deslizamento precisamos vencer a resistência friccional dos bráquetes, além de levarmos em consideração a coroa e a porção radicular. Mas, em geral, os artigos que Ren⁵³ estudou mostram que uma força ideal para movimentar parcialmente um canino seria de 150 a 200 gramas, ou seja, exatamente o valor que aplicamos nos pacientes da amostra e totalmente de acordo com Dixon¹⁸, Nattras³⁹ e outros^{2,25,51,63,66,72}.

Usar a mola de NiTi foi providencial devido à necessidade de padronizarmos a força sem termos alteração com o tempo ou com o meio. Dixon¹⁸ fez meta-análise de três formas de retração parcial e comprovou a eficiência das molas de NiTi em relação a elásticos em cadeia e ligaduras de

ação na quantidade de movimento, ressaltando que a força liberada é constante. De Genova¹⁷ comprovou a perda de ativação no uso de elásticos em cadeia em 30% depois de trinta minutos de ativação, dados convincentes para não os utilizarmos neste experimento.

Em termos metodológicos, verificamos que esta pesquisa teve seu desenho experimental (prospectivo e aleatório) voltado para avaliar o ultrassom de baixa intensidade na movimentação ortodôntica. Nosso objetivo foi investigar algo que pudesse potencializar o movimento ortodôntico e assim termos novas possibilidades de tratamentos, como por exemplo, uma taxa de movimentação diferenciada entre os segmentos e menos perda de ancoragem. Outro exemplo, seria o fechamento dos espaços das extrações mais rapidamente. Para tal, a retração parcial dos caninos superiores com molas de NiTi, em pacientes portadores de Classe II divisão 1 com ancoragem crítica, foi uma forma prática de fazermos esta avaliação, bem como utilizar as telerradiografias 45° para avaliar os resultados.

Fuziy²⁵ utilizou telerradiografias 45° para avaliar formas de retração de caninos e obteve sucesso neste método, bem como Sakima⁵⁹ e Terada⁶⁷. Porém, estes trabalhos fizeram uso de implantes metálicos para sobreposição das radiografias iniciais e finais, diferente deste, que utilizou um método novo de sobreposição das T₁ e T₂. Este método foi desenvolvido como alternativa metodológica para evitar a utilização de implantes metálicos. Para tal propósito, contamos com a pesquisa de Bronzi⁷ que

encontrou pontos estáveis e reprodutíveis no complexo nasomaxilar da telerradiografia em norma de 45 graus e afirmou não haver diferenças entre os lados. O fato da telerradiografia 45° ser feita tanto do lado esquerdo quanto do lado direito, transforma nossa avaliação precisa, visto que aplicamos o ultra-som apenas em lado, sendo o lado oposto, o controle. A técnica radiográfica foi padronizada, as tomadas foram feitas no mesmo aparelho e a revelação e fixação em processadora automática. Utilizamos o Processo Zigomático Posterior (PZP) como referência e todos os outros pontos da tabela I como guia para desenvolver nosso próprio cefalograma e sobrepô-los em seguida. Nas figuras 11, 12 e 13 podemos observar os cefalogramas, assim como a maneira de construí-los. Posteriormente, estes cefalogramas foram identificados, capturados e analisados no programa previamente individualizado para esta pesquisa. Os pontos marcados podem ser vistos nas tabela II e III. As variáveis obtidas após a marcação os pontos, levaram em consideração, basicamente, medidas horizontais, verticais e quatro medidas angulares, conforme mostram as tabelas IV, V e VI. Os resultados destas variáveis em T_1 e T_2 estão mostrados graficamente nas figuras 15 a 21 e nas tabelas A1 a A3.

Após a estatística, as variáveis mais afetadas, em média, pela retração dos caninos, foram A3H, C3H e SH. A variável L3PO também foi afetada, mas somente no LUS. O mesmo ocorreu com a variável C3V que foi afetada somente no LC. Vide tabela VII.

A quantidade de movimentação dos caninos visualizados no gráfico 23, mostra em um período de oito semanas, que os caninos do LUS, em média, movimentaram 2,55 mm na variável C3H, sendo estes valores maiores que os encontrados na literatura. Dixon¹⁸, em meta-análise, encontrou valores médios da ordem de 1,61 mm e Ziegler⁷² da ordem de 1,41 mm, valores estes, de acordo com o que encontramos em LC, que movimentou, em média, 1,64 mm. Desta forma, em média, podemos dizer que o LUS, teve uma resposta mais significativa na variável C3H.

As variáveis relacionadas aos dentes posteriores, mostradas graficamente nas figuras 15, 16, 17 e 18, evidenciam que a perda de ancoragem foi mínima, tanto no LC como no LUS e confirmada pelo teste t de Student (tabela VII). Não houve diferença estatística entre T_1 e T_2 . Comprovando que 150 gramas de força usadas para retração dos caninos são indicadas em casos de ancoragem crítica^{18,35,36,39,53,66}, quando associadas à barra palatina confeccionada com fio 0,0036" de diâmetro.

Todos os valores de probabilidade são maiores do que 0,05, não havendo evidência de que o ultra-som tenha efeito diferenciado sobre os deslocamentos médios das variáveis estudadas. Nota-se que, apesar da variável L3PO ter apresentado um deslocamento médio significativo no LUS e não significativo no LC, não há evidência de que as médias dessa variável possam ser consideradas diferentes, bem como a C3V no LC. As variáveis A3H, C3H e SH, por outro lado, apresentaram deslocamento significativo

tanto no LC como no LUS, mostrando que o movimento foi de translação, mas não há evidência de que esses deslocamentos sejam significativamente diferentes entre si, ainda que para o C3H o valor p é somente um pouco maior do que o nível de significância adotado.

Tanto os deslocamentos individuais como as médias estão representadas graficamente nas figuras 22 a 24. Nessas figuras é possível acompanhar visualmente os resultados acima, além dos valores individuais e as médias de cada variável, destacando-se uma tendência do C3H diminuir mais no LUS. Neste sentido, a possibilidade de se confirmar estatisticamente está ligada à continuidade desta metodologia, visto que, clinicamente, a quantidade de movimentação no LUS foi perceptivelmente maior. O fato dos valores serem naturalmente milimétricos deve ser o motivo pelo qual o teste estatístico não conseguiu comprovar este evento clínico.

Sugerimos mais estudos, se possível, com mais pacientes, durante um maior tempo, pois a ação do ultra-som cada dia é mais utilizada como alternativa, sem efeitos colaterais, para o tratamento de fraturas. De acordo com o que estudamos, está relacionada com os níveis de AMPc⁵⁴, prostaglandinas³², recrutamento de osteoclastos e osteoblastos¹⁵, angiogênese⁵⁵ e aumento dos efeitos piezelétricos^{54,58}, fatores os quais estão totalmente relacionados com a remodelação óssea e conseqüentemente com a movimentação ortodôntica.

7- Conclusão

- O ultra-som de baixa intensidade parece potencializar a retração parcial dos caninos em seres humanos. Clinicamente os efeitos do ultra-som foram nítidos, tendo maior quantidade de movimentação no lado aplicado. No entanto, não houve comprovação estatística, mesmo tendo, em média, maior quantidade de movimentação no lado de aplicação do ultra-som.

- O movimento que os caninos superiores sofreram neste experimento foi de translação, com tendência à inclinação. As molas de NiTi, com força de 150 gramas, garantem perfeito controle da ancoragem dos dentes posteriores, junto com a barra palatina. Sendo assim uma ótima forma de tratamento.

8- Referências Bibliográficas

1. ALVES, J. M. **Como funciona o ultra-som de baixa intensidade?** São Carlos: Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 2003. 22p. (Apostila, Pós-Graduação).
2. ANDREASEN, G. F., ZWANZIGER, D. A clinical evaluation of the differential force concept as applied to the edgewise bracket. **Am J Orthod**, Saint Louis, v. 78, p. 25-40, 1980.
3. ANDREW, C., BASSET, L. Biologic significance piezoelectricity. **Calcif Tissue Res**, New York, v. 1, p. 252-72, 1968.
4. BARBER, T. K., PRUZANSKY, S., KINDELPERGER, R. An evaluation of the oblique cephalometric film. **J Dent Child**, Chicago, v.28, p. 94-105, 1961.
5. BASDRA, K. E. Reacciones biológicas por el movimiento dentário ortodôntico. **Journal of Orthopedics-Orthodontics and Pediatric Dentistry**, v. 3, p. 12-24, 1998.
6. BAUMERIND, S. A reconsideration of propriety of the “pressure-tension” Hypothesis. **Am J Orthod**, Saint Louis, v. 55, p. 12-22, 1969.

7. BRONZI, E. S. **Avaliação das estruturas anatômicas para sobreposição cefalométrica maxilar utilizando telerradiografias em norma de 45 graus.** Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista. 2002. 156p (Dissertação, Mestrado em Ortodontia).
8. BROWN, I. D. An assessment of unerupted maxillary molars from oblique lateral jaw radiographs using “tube side” and “film side” images. **J Dent**, Bristol, v. 1, p. 251-254, 1973
9. BULL, H. L. Obtaining facial balance in the treatment of class II, division 1. **Angle Orthod**, Appletom, v. 21, p. 139-49, 1951.
10. BURSTONE, C. J., BALDWIN, J. J. LAWLESS, D. T. The application of continuous force to orthodontics. **Angle Orthod**, Appletom, v. 31, p. 1-14, 1961.
11. BUSSE, J. W. et al. The effects of low-intensity pulsed ultrasound on time to fracture healing: a meta-analysis. **Can Med Assoc J**, Toronto, v.166, p. 437-444, 2002.
12. CAPUTO, A. A., CHACONAS, S. J., HAYASHI, R. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. **Am J Orthod**, Saint Louis, v. 65, p. 250-59, 1974.
13. CARVALHO, C. L. D. et al. Tratamentos não farmacológicos na estimulação da osteogênese. **Rev. Saúde Pública**, São Paulo v.36, p.647-54, 2002

14. CARTWRIGHT, L. J., HARVOLD, E. Improved radiographic results in cephalometry through the use of high Kilovoltage. **J Can Dent Assoc**, Ottawa, v. 20, p. 261-3, 1954.
15. CERRI, P. C., KATCHBURIAN, E. Formação e Destruição Óssea. In _____. **20º CIOSP**. São Paulo: 2002. Cap. 24, p. 437-444.
16. COLUCCI, R. S. **Efeitos do ultra-som de baixa intensidade na osseointegração de implantes de titânio em tíbia de coelho: análise histomorfométrica e mecânica**. São Carlos: Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo. 2002. (Dissertação, Mestrado)
17. DE GENOVA, D. C. et al. Force degradation of orthodontic lastomeric chains: a product comparison study. **Am J Orthod**, Saint Louis, v. 87, p. 377-84, 1985.
18. DIXON, V., READ M. J., O'BRIEN K. D., WORTHINGTON H. V., MANDALL, N. A. A randomized clinical trial to compare three methods of orthodontic space closure. **J Orthod**, Oxford, v.1, p 31-6, 2002.
19. DUARTE, L. R. **Estimulação ultra-sônica do calo ósseo**. São Carlos: Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo. 1977. Tese (Livre-Docência)
20. DUNCAN, G. W. et al Collagen and prostaglandin synthesis in force-stressed periodontal ligament in vitro **J Dent Res**, Washington, v. 63, p. 665-9, 1984.

21. EL BIALY, T. et al Growth modification of the rabbit mandible using therapeutic ultrasound: is it possible to enhance functional appliance results. **Angle Orthod**, Appleton, v. 73, p. 631-9, 2003.
22. EPKER, B. N., FROST, H. M. Correlations of bone resorptional formation with the physical behavior of loaded bone. **J Dent Res**, Washington, v. 4, n.1, p. 33-42, 1965.
23. FARRANT, S. D., ORTH, D. An evaluation of different methods of canine retraction. . **Br J Orthod**, London, v. 4, p. 5-15, 1977.
24. FUKADA, I., YASUDA, E. On the piezoelectric effect of bone. **J Physical Soc Japan**, Tokio, v. 12, p. 1158-1162, 1957.
25. FUZIY, A. **Estudo cefalométrico de três formas de retração parcial dos caninos**. Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista. 1997. 147p (Dissertação, Mestrado em Ortodontia).
26. GANDINI JR, L. G. **Avaliação histológica do periodonto de sustentação do molar de rato, submetido à movimentação ortodôntica, sob ação do ultra-som**. Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista. 1993. 82p (Dissertação, Mestrado em Ortodontia).
27. GIANELLY, A. A., SCHNUR, R. M. The use of parathyroid hormone to assist orthodontic tooth movement. **Am J Orthod**, Saint Louis, v. 55, p. 305, 1969.

28. HADJIARGYROU, M., MCLEOD, K., HALSY, M., RUBIN, C. T. The temporal expression of osteopontin mRNA in the fracture callus is altered by low-intensity ultrasound. **J Bone Miner Res**, New York, v.12, S-290, 1997.

29. HILL, P. A. Bone remodeling. **Br J Orthod**, London, v. 25, 101-107, 1998.

30. ITO, M., AZUMA, Y., OHTA, T., KEIJI, K. Effects of ultrasound and 1,25-dihydroxyvitamin D3 on growth factor secretion in co-cultures of osteoblasts and endothelial cells. **Ultrasound Med Biol**, New York, v.26, p. 161-166, 2000.

31. JORQUERA, J. I. C. **Avaliação histomorfológica comparativa do movimento dentário experimental em ratos jovens e adultos**. Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista. 1993. 128p (Dissertação, Mestrado em Ortodontia).

32. KOKUBU, T., MATSUI, N., FUJIOKA, H., TSUNODA, M., MIZUNO, K. Low intensity pulsed ultrasound exposure increases prostaglandin E2 production via the induction of cyclooxygenase-2 mRNA in mouse osteoblasts. **Biochem Biophys Res Commun**, New York, v. 256, p.284-287, 1999

33. MACAPANPAN, L. C. et al Early tissue changes following tooth movement in rats. **Angle Orthod**, Appleton, v. 24, p. 79-95, 1954.

34. MARINO, A. A., BECKER, R. O. Origin of the piezoelectric effect in bone. **Calcif Tissue Res**, New York, v. 8, p. 177-80, 1971.

35. MARTINS, D. R. **Contribuição ao estudo da “força ótima”, “força diferencial” e preparo de ancoragem, na movimentação ortodôntica.** Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo. 1972. (Dissertação, Doutorado)
36. MELSEN, B., FOTIS, V., BURSTONE, C. J. Vertical force consideration in differential space closure. **J Clin Orthod**, Boulder, v. 24, p. 678-83, 1990.
37. MOSTAFA, Y. A., WEAKS-DYBVIG, M., OSDOBY, P. Orchestration of tooth movement. **Am J Orthod**, Saint Louis, v. 83, p. 245-50, 1983.
38. NAGAMOTO, G. Contraction coil spring: its uses and how to make it. **Am J Orthod**, Saint Louis, v. 33, p. 392-5, 1947.
39. NATTRAS, C., IRELAND, A.J., SHERRIFF, M. An investigation into the placement of force delivery systems and the initial forces applied by clinicians during space closure. **Br J Orthod**, London, v. 24, 127-131, 1997.
40. NEMETH, E. et al Coordinated regulation of endothelial and fibroblast cell proliferation and matrix synthesis in periodontal ligament adjacent to appositional and resorptive bone surfaces. **Anat Rec**, New York, v. 223, p. 368-75, 1989.
41. ONO, Y. Relationship between the eruption of mandibular first permanent molar and growth changes of adjacent structures. **Bull Tokyo Med Dent Univ**, Tokio, v. 27, p. 55-62, 1980.

42. PAULA, S., ALMEIDA, M. A., LEE, P. C. F. Prediction of mesiodistal diameter of unerupted lower canines and premolars using 45° cephalometric radiography. **Am J Orthod**, Saint Louis, v. 107, p. 309-14, 1995.
43. PILLA, A. A. et al. Non-invasive low intensity pulsed ultrasound accelerates bone healing in the rabbit. **J Orthop Trauma**, New York, v. 4, p. 01-26, 1990.
44. PLETCHER, E. C. Simplified management of space closure. **Am J Orthod**, Saint Louis, v. 45, p. 278-86, 1959.
45. POSEN, A. L. **Vertical height of the body of the mandible and the occlusal level of the teeth in individuals with cleft and non-cleft palates**. Chicago: School of Dentistry, University of Illinois, 1955. (Typed thesis).
46. PROFFIT, W. R. As bases biológicas da terapia ortodôntica, Biomecânica e Mecânica. In_____. **Ortodontia contemporânea**. 2ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995. Cap. 9, p. 244-264, Cap 10, p. 265-288.
47. PRIETO, M. G., **O uso do ultra-som na movimentação dentária induzida**. Marília: Faculdade de Ciências Odontológicas, Universidade de Marília. 2001.121p. (Dissertação, Mestrado Profissionalizante).

48. RAMALHO, L. T. O., BOZZO, L. Biomecânica da movimentação ortodôntica-resposta inicial dos tecidos periodontais. **Rev. Odontol. Unesp**, Araraquara, v. 19, p. 01-11, 1990.
49. RAWOOL, N. W., GOLDBERG B. B., FORSBERG F., WINDER A. A., TALISH R. J., HUME, E. Power Doppler assessment of vascular changes during fracture treatment with low-intensity ultrasound. **Radiological Society of North America**, paper # 1185, November 30 - December 5, 1997.
50. REITAN, K. Clinical and histological observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. **Am J Orthod**, Saint Louis, v. 41, p.01-14, 1971.
51. REITAN, K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. **Am J Orthod**, Saint Louis, v. 43, p. 32-45, 1957.
52. REITAN, K. The inicial tissue reaction incident to orthodontic tooth movement as related to the influence of funtional. **Acta Odontol Scand**, Stockholm, suppl 6, 1955.
53. REN, Y., MALTHA, J.C., KUIJPERS-JAGTMAN, A.M. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. . **Angle Orthod**, Appletom, v. 73, p. 86-92, 2003.
54. ROBERTS, W. E., FERGUNSON, D. J. Cell kinetics of the periodontal ligament. In: NORTON, L. A., BURSTONE, C. J. **The biology of tooth movement**, Boca Raton, cap. 4, p. 55-69, 1989

55. RUBIN, C., BOLANDER, M., RYABY, J. P., HADJIARGYROU, M. The use of low-intensity ultrasound to accelerate the healing of fractures. **J Bone Joint Surg**, Boston, v. 83-A, p. 259-70, 2000.
56. RYGH, P. Elimination of hyalinized periodontal tissue associated with orthodontic tooth movement. **Scand J Dent Res**, Copenhagen, v.82, p. 57-73, 1974.
57. RYABY J. T., MATTHEW, J. ALVES, P.D. Low-intensity pulsed ultrasound affects adenylate cyclase and TGF-* synthesis in osteoblastic cells, **Transactions of the 38th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society**, Washington DC, USA, February, 1992.
58. SAGA, A. Y., MARUO, H., JIMENES, E.O., Fatores do remodelamento ósseo que atuam na maximização do movimento ortodôntico. **Rev Dent Press**, Maringá, v.3, p. 79-85, 1998.
59. SAKIMA, M. T. **Avaliação cefalométrica comparativa de dois métodos de correção da sobremordida. Estudo com implantes metálicos**. Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista. 1997. 244p (Dissertação, Doutorado em Ortodontia).
60. SANDSTEAD, C. Einige Beiträge zur theorie der Zahnregulierung. **Nordisk Tandläkare Tidsskrift**. n. 4, 1904; ns 1e 2, 1905. Apud SCHWARZ; W. G.

61. SCHWARZ, W. G., Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. **Int J Orthod**, Lakewood, v. 18, p. 331-352, 1932.
62. SHAPIRO, E. et al Orthodontic movement using pulsating force induced piezoelectricity. **Am J Orthod**, Saint Louis, v. 76, p.59-66, 1979.
63. SHIMIZU, R. H. **Fechamento de espaços após exodontias de primeiros pré-molares**. Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista. 1995. 99p (Dissertação, Mestrado em Ortodontia).
64. SILVA, O. L., DUARTE, L. R. A proposed mechanism for ultrasonic bone growth stimulation. **Annual Meeting of the "Bioelectrical Repair and Growth Society"**, 9. Cleveland, Ohio, Sep. P. 17-20, 1989.
65. STARK, T. M., SINCLAIR, P. M. Effect of pulsed electromagnetic fields on orthodontic tooth movement. **Am J Orthod**, Saint Louis, v. 91, p. 91-104, 1987.
66. TANNE, K., YOSHIDA, S., KAWATA, T. SASAKA, A. An evaluation of the biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects. **Br J Orthod**, London, v. 25, 109-115, 1998.

67. TERADA, H. H. **Avaliação cefalométrica de correção de mordida profunda tratada pelo método de Ricketts. Estudo com implantes metálicos.** Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista. 2001. 203p (Dissertação, Doutorado em Ortodontia).
68. UTLEY, I. K. The activity alveolar bone incident to orthodontic tooth movement as studied by oxitetracycline induced fluorescence. **Am J Orthod**, Saint Louis, v. 54, p. 167-208, 1968.
69. YAMASAKI, K., SHIBATA, Y., FUKUHARA, T. The effect of prostaglandins on experimental tooth movement in monkeys (macaca fuscata). **J Dent Res**, Washington, v. 61, n.12, p.1444-1446, 1982.
70. YOSHIKAWA, K. Biomechanical principles of tooth movement. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v. 25, p. 19-26, 1981.
71. WEHRBEIN et al Histologic tissue response after tooth movement. **Am J Orthod**, Saint Louis, v.107, n. 4, p.360-371, 1995.
72. ZIEGLER, P., INGERVALL, B. A clinical study of maxillary canine retraction with a retraction spring and with a sliding mechanics. **Am J Orthod**, Saint Louis, v. 95, p.99-106, 1989.

9- Apêndice:

9.1 Dados experimentais

Tabela A1 – Medidas de variáveis cefalométricas, em graus, de acordo com o período de obtenção e o lado controle (LC) ou lado com Ultrasom (LUS)

Período	Lado	L6PO	L5PO	L3PO	MDPO
T ₁	LC	83,21	77,43	82,17	3,65
	LUS	75,88	73,60	78,69	13,10
	LC	89,87	80,69	73,76	12,14
	LUS	89,07	80,34	83,36	12,75
	LC	91,71	87,40	80,26	4,37
	LUS	85,50	80,33	83,20	0,49
	LC	86,00	82,22	84,08	4,97
	LUS	88,58	83,61	81,60	6,26
	LC	84,52	82,68	86,03	1,12
	LUS	87,98	81,82	82,48	8,29
	LC	92,93	83,40	76,06	11,90
	LUS	89,91	87,57	80,85	7,43
	LC	88,94	88,51	79,99	3,25
	LUS	88,61	83,37	78,13	7,76
T ₂	LC	84,55	77,23	84,08	1,61
	LUS	76,28	73,27	79,55	9,71
	LC	89,74	79,76	78,61	13,06
	LUS	88,51	80,52	85,29	11,44
	LC	91,38	86,90	81,87	5,38
	LUS	84,43	79,59	85,76	1,39
	LC	86,18	81,15	77,41	4,59
	LUS	89,16	83,05	80,07	2,04
	LC	83,55	80,70	84,97	0,84
	LUS	84,24	78,29	84,59	5,37
	LC	93,20	83,92	84,78	3,42
	LUS	90,60	87,61	85,48	5,85
	LC	88,33	88,95	82,01	9,00
	LUS	87,28	83,79	80,79	9,51

Tabela A2 – Medidas de variáveis cefalométricas, em mm, na direção horizontal de acordo com o período de obtenção e o lado controle (LC) ou lado com Ultra-som (LUS)

Período	Lado	A6H	C6H	A5H	C5H	A3H	C3H	SH
T ₁	LC	35,76	38,61	43,38	48,77	56,77	60,28	57,70
	LUS	34,71	40,64	43,18	50,27	54,34	59,77	54,57
	LC	27,41	27,07	32,29	35,16	43,40	49,69	43,88
	LUS	23,28	23,21	29,11	32,16	41,51	43,86	40,06
	LC	31,51	31,21	39,36	40,74	49,37	54,26	50,54
	LUS	32,58	34,05	39,01	42,85	51,11	54,13	51,65
	LC	28,95	29,86	36,26	38,53	50,74	52,64	48,91
	LUS	25,98	26,23	33,86	36,00	46,57	49,89	44,97
	LC	28,49	30,68	35,80	38,64	49,50	51,30	47,85
	LUS	30,05	31,07	36,72	40,00	48,82	52,25	47,27
	LC	39,88	38,86	44,73	47,16	50,34	58,45	53,90
	LUS	27,84	27,52	35,80	36,37	45,01	48,50	43,70
	LC	33,90	34,00	42,24	42,53	52,27	56,37	53,66
	LUS	34,59	35,30	42,07	44,91	54,24	59,55	54,51
T ₂	LC	36,18	38,45	43,99	49,47	56,00	58,64	54,90
	LUS	34,35	40,10	42,67	50,05	52,13	57,36	52,56
	LC	27,03	26,73	31,83	35,11	43,51	47,64	42,17
	LUS	23,70	23,81	29,22	32,08	39,99	41,50	36,72
	LC	31,89	31,71	39,22	40,78	48,54	52,59	48,08
	LUS	31,81	33,75	38,17	42,29	49,32	51,27	47,30
	LC	28,96	30,01	36,16	39,03	47,14	52,29	47,71
	LUS	26,33	26,45	34,19	36,52	43,75	47,88	42,92
	LC	27,44	29,91	34,38	37,85	46,22	48,46	43,92
	LUS	29,37	31,59	36,34	41,00	47,92	50,54	44,54
	LC	40,36	39,30	45,56	47,82	48,71	57,35	51,11
	LUS	28,19	27,69	36,08	36,68	43,36	44,92	39,90
	LC	32,98	33,54	41,63	42,02	50,84	54,51	49,49
	LUS	34,77	35,57	42,24	44,34	52,92	56,61	50,63

Tabela A3 – Medidas de variáveis cefalométricas, em mm, na direção vertical de acordo com o período de obtenção e o lado controle (LC) ou lado com Ultra-som (LUS)

Período	Lado	A6V	C6V	A5V	C5V	A3V	C3V	SV
T ₁	LC	25,57	0,00	25,23	0,17	27,43	0,34	16,26
	LUS	23,80	0,78	24,68	1,04	26,64	0,24	13,36
	LC	21,23	0,94	20,58	0,78	23,12	0,03	12,45
	LUS	20,32	0,56	20,86	0,56	24,58	0,08	13,02
	LC	22,09	0,61	23,23	0,96	25,89	-0,16	14,40
	LUS	19,65	0,29	23,07	0,21	25,67	-0,29	14,23
	LC	22,40	0,54	22,62	1,65	25,12	-0,14	13,83
	LUS	19,71	0,72	21,83	0,50	24,87	0,51	15,34
	LC	21,44	0,36	21,69	0,87	22,60	-0,58	14,70
	LUS	20,74	0,09	20,83	0,05	23,22	-0,30	13,84
	LC	21,15	0,38	21,24	0,59	23,75	-0,09	13,30
	LUS	21,46	0,19	23,25	1,16	24,14	-0,03	13,21
	LC	20,79	0,41	22,67	0,25	25,21	-0,38	12,95
	LUS	22,76	0,20	23,11	0,21	24,21	-0,18	13,44
T ₂	LC	25,24	0,07	24,45	-0,30	25,46	-1,40	14,08
	LUS	23,60	1,37	25,07	1,61	27,64	1,33	14,22
	LC	20,09	0,99	20,34	-0,03	21,82	-0,93	13,38
	LUS	19,75	0,16	19,83	0,28	24,24	-0,24	12,74
	LC	21,82	-0,07	23,01	0,99	24,78	-0,71	12,77
	LUS	19,96	0,01	22,86	0,37	25,93	-0,74	14,37
	LC	21,20	-0,86	21,99	1,03	24,47	-0,73	12,67
	LUS	20,09	0,82	21,23	0,75	24,21	-0,47	13,00
	LC	20,66	0,29	21,16	0,94	22,05	-1,28	13,66
	LUS	19,37	-0,30	20,71	-0,52	22,34	-2,12	13,61
	LC	21,58	1,02	21,53	1,19	24,87	-0,08	13,56
	LUS	20,62	0,17	22,72	0,46	23,64	-0,49	12,19
	LC	20,92	0,93	23,68	0,96	25,62	-0,80	14,50
	LUS	22,09	-0,26	22,28	0,56	24,80	0,18	13,21

9.2 Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Por este instrumento particular declaro, que para os devidos fins éticos e legais, que eu,

(nacionalidade) _____, portador do RG nº _____, residente à Rua/Av. _____, na cidade de _____, Estado de _____, concordo

voluntariamente em participar da pesquisa "**Efeitos do Ultra-Som de Baixa Intensidade na Retração de Caninos**" e declaro que tomei ciência e que fui esclarecido de maneira a não restarem quaisquer dúvidas sobre a minha participação no estudo, de acordo com os termos relacionados:

1- Fui esclarecido que a referida pesquisa tem por objetivo analisar os efeitos do Ultra-Som de baixa intensidade na retração dos caninos superiores, que poderão se movimentar mais rápido ou normalmente, não prejudicando o tratamento ortodôntico em absolutamente nada.

Para tanto, serei submetido à um tratamento ortodôntico, que será diferente apenas por ter a aplicação do Ultra-Som durante o período de retração do canino, que leva em média um ou dois meses. Estou ciente que, durante este período de aplicação, será necessário vir à Faculdade, na clínica de Pós-Graduação, cinco vezes por semana.

2- Fui esclarecido que a realização da pesquisa não implica em riscos aos participantes, uma vez que os procedimentos a serem realizados já fazem parte da rotina do tratamento ortodôntico.

3- Fui esclarecido que o Ultra-som é largamente utilizado, para exames em geral, como para saber o sexo do feto, etc.. Agora está sendo usado para consolidar fraturas. O movimento do dente é um evento semelhante à consolidação de fraturas, por isso estaremos testando sua eficácia.

4- Estou ciente que serei esclarecido durante todo o decorrer da pesquisa sobre quaisquer dúvidas relacionadas à metodologia e que possuo liberdade para desistir da referida pesquisa, retirando o meu consentimento a qualquer momento, sem sofrer nenhuma penalização.

5- Estou ciente que os dados e resultados obtidos na pesquisa serão utilizados para fins didáticos e de divulgação em revistas científicas brasileiras ou estrangeiras; porém, será garantido o sigilo de minha identidade, assegurando a minha privacidade.

6- Fui informado também que tenho total liberdade para deixar de participar da presente e que meu tratamento ortodôntico continuará normalmente até a finalização.

7- Fui informado que qualquer dano decorrente dos riscos previstos, os pesquisadores prestarão assistência integral à minha pessoa.

8- O telefone do Pesquisador é 016 2016470 e do Comitê de Ética 16 2321233.

Araraquara, ____ de _____ de 2003

Assinatura do paciente

Assinatura do Pai ou Responsável

Assinatura do Pesquisador

ZAVAGLIA NETO, R. *Efeitos do Ultra-Som de Baixa Intensidade na Retração de Caninos*. Araraquara, 2004. 129p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.

10- Resumo

Este trabalho busca avaliar na movimentação ortodôntica os efeitos de uma tecnologia chamada Ultra-Som de Baixa Intensidade, que produz alterações á nível celular nos tecidos aplicados, permitindo maximizar as respostas da remodelação óssea. As comprovações em animais já indicam a possibilidade de potencializar a movimentação ortodôntica, fazendo a aplicação durante 20 minutos diários. Para a avaliação com seres humanos, dez pacientes Classe II divisão 1 que necessitavam de extração dos primeiros pré-molares superiores foram selecionados. Após a extração e seqüência dos arcos de alinhamento e nivelamento, foi realizada a retração parcial dos caninos superiores com molas de NiTi com força de 150 gramas. Neste dia os pacientes foram radiografados para a obtenção das telerradiografias 45º iniciais do lado direito e esquerdo. Após oito semanas de aplicação diária do Ultra-Som no lado sorteado, os pacientes foram novamente radiografados e obtivemos as telerradiografias 45º finais do lado direito e esquerdo. A partir disso, cefalogramas das telerradiografias iniciais e finais foram gerados e avaliados em um programa de cefalometria

computadorizado. Tivemos variáveis que avaliaram angulação, deslocamento horizontal e vertical do lado que recebeu ultra-som (LUS) e do lado controle (LC).

Após análise estatística, onde testes t de Student foram aplicados, percebemos a tendência dos caninos que receberam a aplicação do ultra-som de baixa intensidade, movimentar mais que os do lado controle. Outro aspecto foi o ótimo controle de ancoragem que conseguimos com a força de 150 gramas de força e do uso da barra palatina.

Palavras-chave: Movimentação dentária, ultra-som, caninos.

ZAVAGLIA NETO, R. *Effects of Low Intensity Ultrasound on Cuspids Retraction*. Araraquara, 2004. 129 p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.

11- Abstract

The aim of this research is to evaluate the effects in orthodontic movement of the Low Intensity Ultrasound technology, which produces alterations on cellular level in the applied tissues, allowing the maximization of the bone remodeling response. Experimental studies in animals have already indicated the possibility to potencialize the orthodontic movement with twenty minutes daily ultrasound application. In order to evaluate its effect on human beings, ten Class II division 1 patients with the need of upper first premolars extraction were selected. After the upper premolars extraction and leveling and alignment of the archs, an upper canine partial retraction was obtained with NiTi coil spring delivering a force of 150g. Immediately after the installation of the springs, right and left 45° cephalometric radiographs were taken. After 8 weeks of daily application of ultrasound on the selected side, the final right and left 45° cephalometric radiographs were obtained. Then, initial and final cephalograms were traced and evaluated by a cephalometric software. We evaluated angulation and horizontal and vertical dislocation variables of either the ultrasound side (USS) or the control side (CS). After statistic analysis in a wich a t Student test was performed, we observed the tendency of increased movement of the experimental canines when compared to the control ones. Another important aspect was the good anchorage control obtained by the transpalatal arch use when a 150g force was applied.

Key words: Tooth movement, ultrasound, cuspids.