JULIANA FERNANDES DE MORAIS

**Avaliação dos efeitos do Sistema Damon
nas inclinações dentárias, dimensões dos arcos
e suporte ósseo alveolar por meio da tomografia
computadorizada de feixe cônico**

BAURU
2012

JULIANA FERNANDES DE MORAIS

**Avaliação dos efeitos do Sistema Damon nas inclinações
dentárias, dimensões dos arcos e suporte ósseo alveolar por
meio da tomografia computadorizada de feixe cônico**

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Bauru da Universidade de
São Paulo para obtenção do título de
Doutora em Ciências Odontológicas
Aplicadas, área de concentração
Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Marcos Roberto de
Freitas

Versão Corrigida

BAURU
2012

Morais, Juliana Fernandes de

M792a Avaliação dos efeitos do Sistema Damon nas inclinações dentárias, dimensões dos arcos e suporte ósseo alveolar por meio da tomografia computadorizada de feixe cônico / Juliana Fernandes de Moraes. -- Bauru, 2012.

213p. : il. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Marcos Roberto de Freitas

Nota: a versão original desta tese encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

Projeto de pesquisa aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, em 23 de fevereiro de 2011.

Comitê de Ética da FOB-USP
Protocolo nº: 136/2010
Data: 23/02/2011

FOLHA DE APROVAÇÃO

DADOS CURRICULARES

Juliana Fernandes de Moraes

Nascimento	03 de Fevereiro de 1983 Natal - RN
Filiação	Maurício Melo de Moraes Rejane Maria Fernandes de Moraes
2001 - 2005	Curso de Odontologia pela Universidade Federal do Rio Grande do Norte
2006 - 2009	Curso de Especialização em Ortodontia pela Uningá – Campus ACOPEN
2007 – 2008	Curso de pós-graduação em Ortodontia, em nível de Mestrado, pela Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo
2009 – 2012	Curso de Pós-graduação em Ciências Odontológicas Aplicadas, área de concentração Ortodontia, em nível de Doutorado, na Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo

Dedico este trabalho...

Aos meus queridos pais, *Maurício e Rejane.*

Agradeço a Deus...

Por dar-me saúde, paciência e perseverança para atingir meus objetivos;

Por confortar-me nos tão difíceis momentos de saudade da família e dos amigos;

Por tornar possível o sonho de ser Doutora em Ortodontia por esta Faculdade,
associado ao almejado estágio de sete meses na Universidade de Aarhus, Dinamarca.

Agradeço especialmente...

Aos meus pais, *Maurício e Rejane*, por sempre acreditar em mim e nunca medir esforços para me ajudar até o dia de hoje.

Obrigada por me preparar para a vida, com lições de caráter, esforço e trabalho, além de muito amor. A vocês agradeço tudo o que sou hoje.

Vocês me ensinaram que obstáculos sempre existem, Mas com determinação e fé, não há limites no nosso caminho.

Aos meus irmãos *Julita, Júlio César e Joaquim* e cunhados
Marckson e Talita:

Pela nossa união, por todo incentivo e pelos bons momentos vividos juntos. Obrigada por estarem sempre ao meu lado e por tornarem a minha vida mais feliz e completa.

Aos meus amados sobrinhos *Marquinhos, Helena e Alice:*

vocês são a luz e alegria da nossa família.

Aos meus avós paternos *Francisco e Edith:*

Muito obrigada por todo o apoio durante minha formação escolar. Agradeço também pelos últimos meses juntos, quando me proporcionaram um ambiente repleto de silêncio e paz, que contribuiu substancialmente para a conclusão do presente trabalho.

À minha querida avó materna *Adamir* (in memoriam):

A senhora foi e sempre será para nossa família um exemplo de mulher intelectual, à frente do seu tempo, que valorizava a educação além de qualquer coisa e que vibrava com todas as nossas conquistas.

Muito obrigada por todo incentivo na minha vida profissional.

Aos demais familiares, especialmente *Janilda e tia Naná:*

Obrigada pela amizade, apoio e confiança. Sei que muitos de vocês dividiram comigo os momentos difíceis e celebraram cada vitória conquistada.

Agradeço especialmente...

Ào meu orientador,

Prof. Dr. Marcos Roberto de Freitas:

Obrigada pela orientação desta pesquisa e pelo apoio sempre dispensados a este projeto. Agradeço também pela confiança em mim depositada desde quando iniciei a ACOPEN, em 2006.

Essa confiança me deu a liberdade de mostrar todo meu potencial e de dar muitos passos à frente no processo do aprendizado em Ortodontia. Foi um imenso prazer e honra a convivência com o senhor durante todos esses anos.

Agradeço especialmente...

À minha co-orientadora,

Profa. Dra. Birte Melsen

Agradeço a aceitação do meu estágio para execução da parte experimental deste projeto no Departamento de Ortodontia da Universidade de Aarhus.

Obrigada pela ilustre orientação deste trabalho e a oportunidade de conhecer sua filosofia ortodôntica, que torna magnificamente possível o tratamento de pacientes considerados pela maioria dos ortodontistas sem solução.

Agradeço também as lições de vida aprendidas durante o convívio com a senhora em Aarhus.

Ao Prof. Dr. Paolo Cattaneo

Obrigada pela grande apoio a mim e a este trabalho durante todo o período de estágio de doutoranda na Universidade de Aarhus. Agradeço também pelas sugestões e críticas à metodologia de medição utilizada neste trabalho. Sua didática, seu profundo conhecimento e longa experiência com a tomografia computadorizada de feixe cônico foram muito importantes para o desenvolvimento dessa metodologia.

Agradeço...

A todos os professores da disciplina de Ortodontia da FOB/USP. Agradeço-lhes infinitamente por todas as oportunidades a mim concedidas, por toda a confiança depositada em minha pessoa e, principalmente, por todos os ensinamentos transmitidos.

A Prof. Dra. Daniela Gamba Garib:

Pelo incentivo a este projeto e ao meu estágio no exterior. Os seus conselhos me inspiraram e tiveram relevante contribuição para a execução deste trabalho. Agradeço também a paciência e a solicitude a mim dispensadas no período em que eu ainda estava me adaptando na Dinamarca.

Ao Prof. Dr. Guilherme Janson

Pela capacidade e disposição em transmitir seu senso crítico e sábios conhecimentos, contribuindo para o aprimoramento profissional dos seus alunos e a busca pela excelência.

Ao Prof. Dr. José Fernando Castanha Henriques:

Por ser um professor admirável, pelos relevantes ensinamentos clínicos transmitidos e pela atenção e gentileza a mim dispensados.

Ao Prof. Dr. Arnaldo Pinzan:

Pelas orientações e ensinamentos transmitidos. Obrigada por contribuir de forma relevante na minha formação profissional.

Ao Prof. Dr. Renato Rodrigues de Almeida:

Por não poupar esforços para transmitir seus conhecimentos e experiências, sempre demonstrando uma admirável paixão pela Ortodontia.

Agradeço ...

Aos funcionários, ex-funcionários e amigos da disciplina de Ortodontia:

Verinha, obrigada pela competência no seu trabalho e pelo carinho, solicitude e consideração a mim dispensados em todos os momentos que precisei.

Neide, obrigada pela ajuda com os pacientes, pelo seu bom humor e disposição.

Sérgio, obrigada pela amizade e carinho. Agradeço também pela ajuda com os pacientes na clínica a qualquer momento que precisassem e pela confecção dos aparelhos perfeitos durante os cursos de especialização, mestrado e doutorado.

Wagner, obrigada por todo o seu auxílio na clínica e pelos momentos divertidos.

Cléo, obrigada pela simpatia a mim dispensada, Não tenho dúvida que sua nova colaboração ao departamento será muito útil.

Cris, obrigada pela disposição e paciência com que sempre me ajudou durante o mestrado.

Ao técnico de informática e amigo:

Daniel Bonné, obrigada pelo seu temperamento bem-humorado, sua constante disposição em ajudar e pelas diversas vezes em que “salvou” meu computador. Você é tão *superman* que conseguiu salvar-lo à distância, quando eu estava do outro lado do mundo.

Aos funcionários da Disciplina de Radiologia:

Pela atenção e serviços prestados, indispensáveis para realização deste trabalho.

Agradeço especialmente aos funcionários *Fernanda e Roberto*.

Às funcionárias da Secretaria de Pós-Graduação:

Pela atenção e gentileza a mim dispensados. Em especial, a agradeço à funcionária

Margareth, por toda ajuda com documentação para o estágio no exterior.

Aos funcionários da biblioteca,

Pela atenção e carinho com que sempre me atenderam.

Agradeço especialmente...

Aos queridos amigos que deram continuidade ao tratamento dos pacientes deste estudo,

*Cíntia, Karina, Lucas Mendes, Nuria, Roberta e
Valéria*

Não tenho palavras para agradecer todo o apoio e esforço de vocês, indispensáveis para a conclusão deste projeto. Meu sincero agradecimento.

À minha querida turma de Doutorado:

*Eduardo, Eliziane, Luis Eduardo, Marinês, Michelle,
Nuria, Thaís e Renata*

Obrigada pelos agradáveis momentos vividos juntos, pelas experiências compartilhadas e pelas amizades que adquirimos. Embora não tão próximos nos últimos meses, a lembrança sobre vocês é constante. Torço pelo sucesso de todos.

À querida turma de Mestrado:

*Cíntia, Caroline, Daniela, Larissa, Lucas, Luquinhas,
Fernanda, Fernando, Marília, Roberta, Thaís e Valéria*

Obrigada pelo privilégio de conviver com vocês. Vocês constituem uma turma com sede de aprendizado. Vocês trarão uma boa contribuição para a Disciplina de Ortodontia da FOB/USP.

A nova turma de Doutorado: pela agradável convivência e troca de experiências.

À Professora *Karina Freitas*, pela competência científica e pelo carinho a
mim dispensado.

À nova doutora *Rachelle Reis*, pelos conselhos profissionais, dúvidas sanadas
e amizade.

À *Família Munhoz* pela grande amizade, me acolhendo como uma filha, de
modo que eu me sentisse em casa, mesmo estando a milhares de quilômetros da
minha família.

Aos amigos com quem convivi na Universidade de Aarhus:
Obrigada pelo carinho e amizade de todos vocês. Em especial agradeço ao Professor
Michel Dalstra, por sanar dúvidas sobre a estatística desta investigação; e à
secretária *Enette*, pelo auxílio com assuntos gerais durante o período vivido em
Aarhus.

Agradeço também...

Aos *Pacientes da amostra*, pelo consentimento em participar deste projeto, contribuindo para a evolução da ciência ortodôntica.

Aos meus *Pacientes da FOB*, pela confiança em mim depositada e por contribuírem para o meu desenvolvimento profissional

À *Faculdade de Odontologia de Bauru - Universidade de São Paulo*, na pessoa do diretor **Prof. Dr. José Carlos Pereira** e da vice-diretora **Profa. Dra. Maria Aparecida de Andrade Moreira Machado**.

À *Capes*, pela concessão de bolsa de estudos para realização do curso de doutorado no Brasil com estágio de doutorando no exterior.

A *todos* aqueles que, de alguma maneira, contribuíram para a realização deste trabalho.

RESUMO

Avaliação dos efeitos do Sistema Damon nas inclinações dentárias, dimensões dos arcos e suporte ósseo por meio da tomografia computadorizada de feixe cônico

Este estudo objetivou analisar as alterações nas inclinações vestibulolinguais dos dentes, nas dimensões dos arcos e nas espessuras das tábuas ósseas vestibulares durante o alinhamento com Sistema Damon, como também identificar fatores pré-tratamento (espessura óssea inicial, larguras dos arcos, apinhamento) e alterações do tratamento (expansão dos arcos, vestibularização dos dentes) possivelmente associados. Vinte e dois adolescentes com dentadura permanente completa até primeiros molares, tratados sem extrações e apinhamento inicial mínimo de 4mm – superior: -6,71mm (DP 2,99), inferior: -5,12mm (DP 2,03) – foram escaneados por tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) antes (T0) e após (T1) o alinhamento com o Sistema Damon. As dimensões dos arcos e as inclinações vestibulolinguais dos dentes foram avaliadas a partir das TCFC (T0 e T1) em modelos 3D e cortes multiplanares, enquanto o apinhamento foi mensurado nos modelos de estudo (T0). A espessura das tábuas ósseas vestibulares nos $\frac{3}{4}$ coronais e $\frac{1}{4}$ apical da raiz dentária foram mensuradas por meio de imagens de tomográficas parassagittais (0,3mm de espessura) das duas fases T0 e T1, nas áreas de incisivos centrais superiores e de segundos pré-molares e primeiros molares superiores e inferiores. As variáveis foram submetidas ao teste de Shapiro-Wilk para testar sua distribuição. As alterações de todas as variáveis de T0 para T1 foram comparadas por meio dos testes t pareado ou de Wilcoxon. A correlação entre as alterações das espessuras ósseas com os possíveis fatores associados foi verificada pelo coeficiente de correlação de Pearson ou teste de correlação de Spearman. O alinhamento com o Sistema Damon produziu expansões dos arcos associados à proclinação dos dentes e à redução na espessura óssea vestibular. As tábuas ósseas vestibulares tornaram-se não mensuráveis com o alinhamento em 25% das raízes mesiovestibulares dos primeiros molares superiores. A redução nas espessuras ósseas vestibulares mensuráveis, recobrimdo os $\frac{3}{4}$ coronais da raiz, foi significativa nas áreas de incisivo central superior (-13,22%), raiz mesiovestibular do primeiro molar superior (-20,54%) e raízes mesial e distal do primeiro molar inferior (-15,58% e -11,38%, respectivamente). Houve tendência ao aumento da

espessura óssea vestibular da raiz distovestibular do primeiro molar superior ($p= 0,051$), provavelmente devido à rotação do molar com o alinhamento. A redução na espessura óssea vestibular durante o alinhamento dentário mostrou correlação positiva com a espessura óssea e apinhamento iniciais no arco superior, bem como com a distância inter-segundos-pré-molares pré-tratamento no arco inferior. Os arcos mais expandidos durante a fase de alinhamento tenderam a sofrer maior redução nas espessuras ósseas vestibulares. Conclui-se que o Sistema Damon produz expansões dos arcos associados à redução óssea vestibular durante a fase de alinhamento. Dentes com ossos mais finos e apinhamentos mais severos antes do tratamento apresentam maior risco para redução na tábua óssea vestibular e a quantidade de expansão durante o tratamento pode potencializar esse efeito.

Palavras-chave: Bráquetes ortodônticos. Tomografia computadorizada de feixe cônico. Periodonto. Ortodontia.

ABSTRACT

Changes in arch dimensions, buccolingual inclinations and alveolar bony support during alignment using Damon MX: A CBCT study

This study aimed first to assess the changes in teeth buccolingual inclinations, arch dimensions, and buccal bony plate thicknesses occurred during the alignment phase using a self-ligating brackets system (Damon MX). Secondly, to identify pre-treatment (initial bone thickness, initial arch widths, initial crowding) or treatment parameters (amount of expansion, amount of buccal tipping) that could act as risk predictors for buccal bone reduction during orthodontic treatment. Twenty-two adolescents with complete permanent dentition until first molars, minimum initial crowding of 4mm - maxillary: -6.71 mm (SD 2.99), mandibular: -5.12 mm (SD 2.03) - treated without extractions were scanned by cone beam computed tomography (CBCT) before (T0) and after (T1) alignment using Damon System. Arch dimensions and teeth buccolingual inclinations were evaluated by means of digital models and multiplanar reconstructed images both obtained from CBCT (T0 and T1), crowding was measured on study casts (T0). Alveolar buccal bone thickness overlying the $\frac{3}{4}$ coronal and the $\frac{1}{4}$ apical of the root were measured in the areas of maxillary central incisors, as well as maxillary and mandibular premolars and first molars by means of cross-sectional images reconstructed with 0.3 mm thickness at T0 and T1, Distribution of the variables was verified by Shapiro-Wilk's test. Changes in all variables from T0 to T1 were compared using paired t test or Wilcoxon test. The correlation between changes in bone thickness with its possible associated factors was assessed by Pearson correlation coefficient or Spearman correlation test. Alignment using Damon System produced substantial arch expansion associated with proclination of teeth and reduction in buccal bone thickness. The buccal bone plates overlying 25% of the mesiobuccal roots of the maxillary first molars became unmeasurable during the alignment phase. The reduction in the measurable buccal bone thickness, overlying the $\frac{3}{4}$ coronal root length, was significant in the areas of maxillary central incisor (-13.2%), mesiobuccal root of maxillary first molar (-20.5%), mesial and distal roots of mandibular first molar (-15.6% and -11.4%, respectively). There was a tendency for increasing buccal bone thickness root overlying the distobuccal root of maxillary first molar ($p = 0.051$), probably

due to molar rotation during the alignment phase. The reduction in buccal bone thickness during alignment with Damon System showed a positive correlation with initial bone thickness and initial crowding in the maxillary arch, and the pre-treatment inter-second-premolar width in the mandibular arch. The more expanded the arch during the alignment phase, the greater reduction in buccal thickness bone. It is concluded that the Damon system produces arch expansion associated with decrease in buccal bone thickness during the alignment phase. Thinner buccal bony plates and more severe crowding before treatment increase the risk for buccal bone reduction and the amount of expansion during treatment may further enhance this effect.

Key-words: Orthodontic Brackets. Cone-Beam Computed Tomography. Periodontium. Orthodontics

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1	Primeiro bráquete autoligável, o Russel Lock, criado por Stolzemberg em 1935.....	37
Figura 2.2	Primeiros bráquetes autoligáveis comercializados: A) Edgelock (1972 - Ormco), B) Speed (1980 - Strite Industries), C) Mobil Lock (1986 – Forestadent), D) Activa (1986 – A Company).....	38
Figura 2.3	Evolução dos bráquetes Damon®: A) Damon SL, B) Damon 2, C) Damon 3, D) Damon 3MX, E) Damon Q, F) Comparação entre o Damon 3MX e o Damon Q, G) Damon Clear.	40
Figura 2.4	Descrição das etapas ocorridas durante um movimento de deslizamento.	43
Figura 2.5	Comparação gráfica do tomógrafo tradicional (A) e do tomógrafo de feixe cônico (B) com a fonte e o detector de raios-x.	80
Figura 4.1	Fotos extra e intrabuciais de um paciente típico pertencente à amostra deste estudo no estágio pré-tratamento.	88
Figura 4.2	Fotos intrabuciais do mesmo paciente ilustrado na figura anterior, logo após a colagem dos bráquetes Damon®3MX e inserção do fio 0.014” CuNiTi Damon®. Observe que nos dentes excessivamente deslocados, o fio foi amarrado à distância com ligaduras metálicas. Os fios foram inseridos no bráquete quando a deflexão no mesmo era de no máximo 45°, de acordo com recomendações dos instrutores do sistema Damon.	89
Figura 4.3	Fotos extra e intrabuciais do mesmo paciente logo após a inserção do arco 0.019 x 0.025” de aço inoxidável.....	89
Figura 4.4	Exemplos dos modelos 3D individuais para maxila e mandíbula, sobre os quais foram demarcados os pontos de referência para medição das inclinações dos dentes e dimensões dos arcos dentários.	90

Figura 4.5	Exemplo do sistema dentário de planos usado neste estudo, composto pelos planos vestibulolingual (amarelo) e mesiodistal (azul) de cada dente.	92
Figura 4.6	Exemplos da medição da inclinação vestibulolingual dos molares superiores, representado pelo ângulo entre seu plano mesiodistal (azul) e o plano oclusal superior (vermelho).....	93
Figura 4.7	Desenho esquemático mostrando o método de medição das larguras (A) e comprimento dos arcos (B) usados na análise de modelo 3D. Redesenhado de (FRANCHI et al., 2006)	93
Figura 4.8.	A-C) Método de reconstrução da imagem parassagital perpendicular ao contorno alveolar, passando no centro do dente no sentido MD aos níveis coronal e apical do dente, onde A é uma vista coronal do paciente, B uma vista sagital e C uma vista axial. D) Imagem parassagital (0,3mm de espessura) do incisivo central superior em T1 reconstruída, com todas as linhas e a mensuração da área óssea recobrindo os $\frac{3}{4}$ coronais da raiz.	95
Figura 4.9	Imagem da medição da área óssea recobrindo os $\frac{3}{4}$ coronais da raiz contornada (em amarelo) do incisivo central superior, com todas as linhas de referência representadas.....	97
Figura 5.1	Gráficos representando as alterações das larguras superiores intercaninos, inter 1º pré-molar, inter 2º pré-molar e intermolar de T0 a T1.....	114
Figura 5.2	Gráfico representando as alterações das larguras inferiores intercaninos, inter 1º pré-molares, inter 2º pré-molares e intermolares de T0 a T1.....	115
Figura 5.3	Descrição individual das alterações (T1-T0) na área óssea alveolar recobrindo os $\frac{3}{4}$ coronais das raízes dos dentes.	118
Figura 6.1	Artefatos pelos bráquetes metálicos. Perceba que os artefatos são suaves e se formam apenas ao nível coronal.	131
Figura 6.2	Ilustração da maior espessura do rebordo alveolar próximo ao nível do ápice radicular (2º pré-molar superior). Por esse motivo, a área óssea mensurada incluiu apenas os $\frac{3}{4}$ coronais da raiz.	137

Figura 6.3	Dados radiográficos de TCFC e imagens clínicas do incisivo central inferior esquerdo de um cadáver. A, vista panorâmica reconstruída; B1-B3, 3 cortes em vista sagital, C: imagens clínicas após remoção da gengiva; e D, após a remoção do osso alveolar recobrimdo os dentes. As setas azuis em A, C e D sinalizam o dente descrito em B1-B3. Perceba que nenhum osso alveolar é observado cobrindo o dente nas imagens sagitais (B1-B3). Fonte (PATCAS et al., 2012) 138
Figura 6.4	Incisivo inferior com deiscência óssea radiográfica pré-tratamento. 138
Figura 6.5	Imagens parassagittais usadas para medição das tábuas ósseas vestibulares em antes (à esquerda) e após o alinhamento (à direita). Em (A), observa-se redução da espessura da tábua óssea, tornando-se não mensurável. Neste caso, o dente foi excluído do teste estatístico; em (B), redução da espessura óssea, com provável formação de deiscência; e em C redução da espessura sem formação de defeito ósseo..... 146
Figura 6.6	Imagens de TCFC mostrando cortes as raízes distovestibular e palatina do 1º molar superior direito no corte frontal (à esquerda). Observe no corte axial (à direita) que um corte frontal do paciente ou um corte parassagittal do molar perpendicular ao contorno alveolar dificilmente exibem as raízes mesiovestibular e palatina..... 148

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1	Evolução dos bráquetes autoligáveis, a partir dos dados de Gottlieb et al., 1972; Harradine; Birnie, 1996; Harradine, 2001; Harradine, 2008; Lenza, 2012.....	39
Tabela 2.2	Descrição dos unitermos, critérios de seleção e número de trabalhos encontrados e selecionados para a revisão da literatura sobre os aparelhos autoligáveis.....	42
Tabela 2.3	Estudos in vitro avaliando a resistência ao deslizamento dos bráquetes autoligáveis.	46
Tabela 2.4	Estudos in vitro comparando a expressão do torque e/ou folga na canaleta entre os bráquetes autoligáveis ativos e passivos, ou entre bráquetes autoligáveis e bráquetes convencionais.....	51
Tabela 2.5	Estudos clínicos a respeito das alterações nas inclinações vestibulolinguais dos dentes durante o tratamento com aparelhos autoligáveis.	54
Tabela 2.6	Estudos clínicos a respeito das alterações nas dimensões dos arcos dentários durante o tratamento com aparelhos autoligáveis.....	58
Tabela 2.7	Estudos clínicos a respeito da eficiência dos aparelhos autoligáveis durante a fase de alinhamento.	61
Tabela 2.8	Estudos clínicos a respeito da eficiência dos bráquetes autoligáveis durante a fase de fechamento de espaço.	64
Tabela 2.9	Estudos clínicos a respeito da eficiência dos bráquetes autoligáveis, avaliando-se o tempo total de tratamento.	66
Tabela 2.10	Estudos clínicos a respeito do tempo de cadeira durante o tratamento com aparelhos autoligáveis.	67
Tabela 2.11	Estudos clínicos a respeito do acúmulo de placa e saúde periodontal durante o tratamento com aparelhos autoligáveis.....	68
Tabela 2.12	Estudos clínicos a respeito da reabsorção radicular durante o tratamento com aparelhos autoligáveis.	69
Tabela 2.13	Estudos clínicos sobre os níveis de dor associada ao tratamento com aparelhos autoligáveis.	71

Tabela 2.14	Estudo clínico sobre a estabilidade oclusal após o tratamento com aparelhos autoligáveis.....	73
Tabela 2.15	Descrição dos unitermos, critérios de seleção e número de trabalhos encontrados e selecionados para a revisão da literatura sobre as alterações do osso alveolar relacionadas à expansão dentária.	74
Tabela 2.16	Descrição dos estudos clínicos que avaliaram as alterações do osso alveolar relacionadas à expansão dentária.	75
Tabela 2.17	Quadro comparativo entre a TC tradicional e a TC de feixe cônico. Fonte: (GARIB et al., 2007), com algumas informações atualizadas (sinalizadas).	79
Tabela 4.1	Pontos de referência utilizados na análise dentária, para a construção dos planos e medição das medidas lineares e angulares.....	91
Tabela 4.2	Planos utilizados na análise dentária, para medição das inclinações vestibulolinguais dos dentes.	92
Tabela 4.3	Medições angulares (inclinações vestibulolinguais) e lineares (dimensões dos arcos dentários) avaliadas nesta investigação, com suas respectivas variáveis.....	94
Tabela 4.4	Linhas e áreas utilizadas na medição do osso alveolar vestibular. Estas linhas estão representadas na Figura 4.9.	96
Tabela 5.1	Poder do teste das variáveis analisadas.	104
Tabela 5.2	Análise estatística descritiva das características iniciais da amostra: idade inicial, Índice de Little nos arcos superior e inferior, discrepância de modelo nos arcos superior e inferior, relação molar e gênero.....	104
Tabela 5.3	Resultados do teste t pareado e da fórmula de Dahlberg aplicados às medições das inclinações vestibulolinguais.	105
Tabela 5.4	Resultados do teste t pareado e da fórmula de Dahlberg aplicados às medições das dimensões dos arcos: larguras dos arcos ao nível da cúspide, larguras dos arcos ao nível da JCE lingual e o comprimento dos arcos.....	106
Tabela 5.5	Resultados do teste t pareado e da fórmula de Dahlberg aplicados às medições das áreas das espessuras ósseas vestibulares (mm ²).....	107

Tabela 5.6	Resultados do teste Shapiro-Wilk, aplicados às inclinações e dimensões dos arcos nos períodos pré (T0) e pós-alinhamento (T1).....	108
Tabela 5.7	Resultados do teste Shapiro-Wilk, aplicados às áreas do osso vestibular alveolar nos períodos pré (T0) e pós-alinhamento (T1) e alterações do alinhamento (T1-T0), assim como o número de áreas com osso mensurável nos períodos pré (T0) e pós-alinhamento (T1).....	110
Tabela 5.8	Resultados do teste t dependente e do teste não paramétrico Wilcoxon para as diferenças entre as inclinações dentárias vestibulolinguais nos períodos pré (T0) pós-alinhamento (T1).....	111
Tabela 5.9	Resultados do teste t dependente e do teste não paramétrico Wilcoxon da comparação dos períodos pré (T0) e pós-alinhamento (T1).....	112
Tabela 5.10	Resultados do teste de correlação entre a largura inicial do arco e suas respectivas alterações (T1-T0) durante a fase de alinhamento.....	113
Table 5.11	Resultados do teste de correlação de Spearman entre o grau de apinhamento inicial (Índice de Little e discrepância de modelo) e as alterações (T1-T0) nas dimensões transversais e sagitais dos arcos superior e inferior, ocorridas durante o período de alinhamento.	116
Tabela 5.12	Resultados do teste não paramétrico Wilcoxon para as espessuras do osso alveolar vestibular nos estágios pré (T0) e pós-alinhamento (T1) a alterações do alinhamento (T1-T0).	117
Tabela 5.13	Resultados dos testes de correlação entre as alterações (T1-T0) – valores absolutos (mm ²) – na espessura do osso alveolar vestibular nos $\frac{3}{4}$ coronais da raiz e seus respectivos valores pré-alinhamento.	119
Tabela 5.14	Testes de correlação entre as alterações (T1-T0) – em porcentagem – na espessura do osso alveolar vestibular nos $\frac{3}{4}$ coronais da raiz e a largura inicial do arco (medida ao nível da JCE lingual).....	119

Tabela 5.15	Resultados dos testes de correlação para as alterações (T1-T0) – em porcentagem – na espessura do osso vestibular do comprimento radicular nos $\frac{3}{4}$ coronais da raiz e o apinhamento inicial (Índice de Little e discrepância de modelo).....	120
Tabela 5.16	Resultados dos testes de correlação para as alterações (T1-T0) – em porcentagem – na espessura do osso vestibular do comprimento radicular nos $\frac{3}{4}$ coronais da raiz e as alterações (T1-T0) nas inclinações vestibulolinguais dos dentes analisados.....	120
Tabela 5.17	Resultados dos testes de correlação entre as alterações (T1-T0) – em porcentagem – na espessura do osso vestibular nos $\frac{3}{4}$ coronais (variável dependente) e as alterações (T1-T0) nas larguras dos arcos (mensuração ao nível da JCE lingual)	121

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	29
2	REVISÃO DA LITERATURA	35
2.1	Evolução dos aparelhos autoligáveis.....	37
2.2	Classificação dos aparelhos autoligáveis.....	41
2.3	Vantagens atribuídas aos aparelhos autoligáveis	42
2.3.1	Resistência ao Deslizamento	43
2.3.2	Controle de torque.....	49
2.3.3	Expansão dos arcos dentários	56
2.3.4	Eficiência de tratamento	60
2.3.5	Tempo de cadeira	67
2.3.6	Acúmulo de placa bacteriana.....	68
2.3.7	Reabsorção radicular	69
2.3.8	Dor relacionada ao tratamento	70
2.3.9	Estabilidade.....	72
2.4	Alterações do osso alveolar relacionadas à expansão dentária.....	73
2.5	Considerações sobre as reações teciduais na movimentação dentária.	76
2.6	A utilização da tomografia computadorizada do feixe cônico	77
3	PROPOSIÇÃO	81
4	MATERIAL E MÉTODOS	85
4.1	Amostra	87
4.2	Metodologia de avaliação das imagens	90
4.2.1	Análise dentária – inclinações vestibulolinguais dos dentes e dimensões dos arcos dentários.....	90
4.2.2	Análise das tábuas ósseas vestibulares.....	95
4.3	Análise estatística.....	97
5	RESULTADOS.....	99
5.1	Poder do Teste.....	104
5.2	Características iniciais da amostra	104
5.3	Erro Intra-examinador	105
5.4	Teste de Normalidade.....	108
5.5	Análise estatística para as alterações das inclinações dentárias vestibulolinguais e das dimensões do arco ocorridas durante a fase de alinhamento.	111

5.6	Análise estatística das alterações da espessura do osso alveolar vestibular durante a fase de alinhamento.....	117
5.7	Fatores contribuintes no pré-alinhamento para as alterações na espessura do osso alveolar vestibular.	119
5.8	Fatores contribuintes do alinhamento para as alterações na espessura do osso alveolar vestibular.	120
6	DISCUSSÃO.....	123
6.1	AMOSTRA UTILIZADA	125
6.2	METODOLOGIA DE MEDIÇÃO	129
6.2.1	Justificativa para o uso da tomografia computadorizada do feixe cônico e dose de radiação	129
6.2.2	Artefatos na tomografia computadorizada do feixe cônico	131
6.2.3	Avaliação das variáveis dentárias (inclinações vestibulolinguais dos dentes e dimensões dos arcos) com tomografia computadorizada de feixe cônico.....	132
6.2.4	Avaliação da espessura da tábua óssea vestibular com tomografia computadorizada de feixe cônico.....	134
6.3	RESULTADOS.....	139
6.3.1	Precisão da Metodologia	139
6.3.2	Alterações nas inclinações dentárias e dimensões dos arcos dentários.....	140
6.3.3	Alterações nas espessuras das tábuas ósseas vestibulares durante o alinhamento com o Sistema Damon.....	144
6.3.4	Fatores contribuintes para a redução da espessura da tábua óssea vestibular.....	149
6.3.5	Condição das tábuas ósseas em longo prazo	151
6.4	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	152
6.5	SUGESTÕES PARA ESTUDOS FUTUROS	153
7	CONCLUSÕES	155
	REFERÊNCIAS	159
	APÊNDICES	179
	ANEXOS.....	211

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Os bráquetes autoligáveis, embora originalmente descritos nos anos 30 (STOLZEMBERG, 1935 *apud* HARRADINE, 2008), têm-se tornado cada vez mais comuns nos consultórios ortodônticos desde a década de 1990. Isso se deve à intensa campanha publicitária promovida pelos fabricantes defendendo inúmeras vantagens desse tipo de aparelho em relação ao aparelho convencional, em que é necessário o uso de ligaduras, como: o encaixe completo do arco na canaleta do bráquete, melhorando o controle rotacional (HARRADINE, 2003), o baixo atrito entre o bráquete e o arco (SIMS et al., 1993; SHIVAPUJA; BERGER, 1994; VOUDOURIS, 1997; DAMON, 1998; PIZZONI; RAVNHOLT; MELSEN, 1998; THORSTENSON; KUSY, 2001; HARRADINE, 2003; KIM; KIM; BAEK, 2008), acarretando um menor tempo de tratamento (VOUDOURIS, 1997; HARRADINE, 2003), um menor tempo de cadeira (BERGER, 1994; SHIVAPUJA; BERGER, 1994; DAMON, 1998; HARRADINE, 2001); maiores intervalos de tempo entre as consultas (DAMON, 1998; HARRADINE, 2003); o aumento do conforto ao paciente (HARRADINE, 2003) e um menor acúmulo de placa (VOUDOURIS, 1997; PELLEGRINI et al., 2009).

Além das vantagens citadas, o fabricante do Sistema Damon, um dos mais importantes sistemas de aparelhos autoligáveis, tem defendido que, pelo fato do sistema utilizar forças muito suaves e mais biocompatíveis, ele promove grandes expansões dos arcos dentários, mantendo os dentes centralizados no osso, pois haveria neoformação óssea na parede alveolar externa no lado para o qual o dente está sendo movimentado. Essa característica do aparelho minimizaria a necessidade de extrações dentárias e eliminaria o uso de expansão rápida da maxila em grande parte dos casos (DAMON, 2005)[homepage da Damon® System: Full arch development with fewer extractions and no RPES (2012)]. Tal promessa audaciosa do Sistema Damon foi ilustrada apenas pelos seus propositores com poucos casos clínicos, não havendo nenhuma padronização no método de mensuração do osso. Além disso, todos os pacientes tratados por esta técnica utilizam fios superelásticos com o mesmo diagrama consideravelmente largo nos primeiros meses, e é afirmado que a forma final do arco dentário é determinada pelo equilíbrio funcional do paciente (DAMON, 2005). Até o momento, não há evidência de que o Sistema Damon é capaz de expandir os arcos sem nenhum ônus ao suporte

periodontal. Cattaneo et al. (2011) avaliaram as alterações nas tábuas ósseas vestibulares dos segundos pré-molares superiores durante o uso dos sistemas autoligáveis Damon e InOvation, observando que ambos os sistemas produziram expansão transversal significativa, acompanhada de inclinação vestibular dos dentes e redução da espessura da tábua óssea vestibular. No entanto, os efeitos do tratamento com bráquetes autoligáveis no osso alveolar em outras áreas, como a região anterossuperior e em todo o arco inferior, ainda não foram investigados.

Tradicionalmente se sabe que a expansão além do contorno alveolar eleva o risco de aparecimento ou piora de defeitos alveolares (FUHRMANN, 1996; WEHRBEIN; BAUER; DIEDRICH, 1996) e recessões gengivais (DORFMAN, 1978; ARTUN; KROGSTAD, 1987; YARED; ZENOBIO; PACHECO, 2006), embora Allais e Melsen (2003) tenham questionado o papel da expansão sagital no arco inferior no desenvolvimento de recessões gengivais. Também já foi demonstrado, por meio de telerradiografia de perfil de pacientes tratados, que a inclinação dos incisivos para vestibular reduz a espessura do osso alveolar anterior (EDWARDS, 1976; WEHRBEIN; BAUER; DIEDRICH, 1996). Entretanto, a telerradiografia, por ser uma imagem bidimensional, apresenta sobreposição de estruturas anatômicas, dificultando a identificação individual dos dentes e seu suporte ósseo, além de apresentar fator de magnificação. (BAUMRIND; FRANTZ, 1971; BAUMRIND; FRANTZ, 1971; AHLQVIST; ELIASSON; WELANDER, 1986). Ademais, usando-se imagens em duas dimensões, não é possível avaliar o suporte ósseo vestibular dos dentes posteriores. Para isso, é necessária a utilização imagens tridimensionais.

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) é um método radiográfico tridimensional, com custo financeiro reduzido, taxa de exposição à radiação entre 7 e 12 vezes menor comparada à tomografia computadorizada multislice (SWENNEN; SCHUTYSER, 2006; LUDLOW; IVANOVIC, 2008; SILVA et al., 2008) e possibilita a análise das tábuas ósseas alveolares com boa acurácia e precisão (FUHRMANN; BUCKER; DIEDRICH, 1995; MISCH; YI; SARMENT, 2006; YAMADA et al., 2007). Desse modo, a introdução da TCFC tornou possível a reavaliação dos questionamentos sobre os efeitos das expansões dos arcos dentários.

Sendo assim, este estudo teve como objetivo avaliar, por meio de TCFC, as alterações nas inclinações dentárias, nas dimensões dos arcos e nas tábuas ósseas vestibulares em

diversas regiões dos arcos superior e inferior durante a fase de alinhamento com o sistema Damon. Além disso, identificar fatores pré-tratamento (espessura óssea inicial, larguras dos arcos iniciais, apinhamento inicial) e alterações ocorridas durante o alinhamento (quantidade de proclinação dentária e de expansão dos arcos) que possam estar associados às modificações nas espessuras das tábuas ósseas vestibulares durante a fase de alinhamento com esse sistema.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Evolução dos aparelhos autoligáveis

Os bráquetes autoligáveis, embora tenham ganhado grande popularidade apenas na década de 1990, não são novidade na Ortodontia. Já se contabilizam quase 80 anos desde que Stolzenberg em 1935 descreveu o primeiro bráquete autoligável (AL), o “Russel Lock” (STOLZENBERG, 1935) *apud* (HARRADINE, 2008). Este aparelho usava um sistema de porca e parafuso, criando uma quarta parede na canaleta do bráquete (Figura 2.1). Até os dias atuais, diversos aparelhos autoligáveis foram introduzidos, porém apenas alguns chegaram a ser comercializados, e muitos destes, somente por pouco tempo. A Tabela 2.1 os descreve de maneira objetiva e pouco exaustiva.

Fonte: Berger JL. The influence of the SPEED bracket's self-ligating design on force levels in tooth movement: a comparative in vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1990;97(3):219-228.

Figura 2.1 – Primeiro bráquete autoligável, o Russel Lock, criado por Stolzenberg em 1935.

O primeiro bráquete AL a ser comercializado foi o Edgelock (Ormco Corporation), em 1972 (Figura 2.2). Entretanto, não teve grande aceitação por parte dos ortodontistas devido a dificuldades em abrir e fechar a tampa, no controle rotacional, e por ser muito volumoso (HARRADINE, 2008). Nesse mesmo ano, também foi desenvolvido o primeiro aparelho AL com mecanismo de fechamento por uma mola ativa, o aparelho Speed (Strite Industries). Este aparelho foi comercializado apenas em 1980, mas foi pioneiro na grande aceitação e continua sendo comercializado até os dias atuais. A maior parte das modificações realizadas neste aparelho está relacionada com a substituição da mola original de aço inoxidável pela mola de NiTi utilizada atualmente (BERGER, 1994).

Posteriormente, em 1986, foi criado o Mobil Lock (Forestadent), que utilizava um sistema de parafuso com chave de fenda, porém havia dificuldade no controle rotacional e no manuseio da chave para desrosquear o parafuso na região de pré-molares. O bráquete Activa (1986) foi mais um bráquete AL, desenvolvido por Irwin Pletcher e comercializado pela “A” Company. Ele tinha forma cilíndrica, com uma tampa curva rígida que, por meio do giro ocluso-gengival, abria e fechava a canaleta, e tinha largura no sentido mesiodistal maior do que os bráquetes convencionais. A comercialização desses bráquetes foi suspensa, em virtude da facilidade com que os pacientes abriam sua tampa. Em 1995, foi lançado o bráquete Time (Adenta), que se assemelhava ao Speed na aparência e na maneira de atuação ativa. Seu tamanho era semelhante ao dos bráquetes convencionais, e a tampa girava no sentido ocluso-gengival para abrir a canaleta. No primeiro modelo, essa tampa sofria fácil deslocamento. No Time 2, esse problema foi resolvido. Esse aparelho é classificado como ativo, porém, em virtude da rigidez de sua mola, apresenta um mecanismo de ação semelhante aos passivos (THORSTENSON; KUSY, 2002).

Fonte: Harradine NW. The history and development of self-ligating brackets. Semin Orthod. 2008;14(1):5-18.

Figura 2.2 – Primeiros bráquetes autoligáveis comercializados: A) Edgelock (1972 - Ormco), B) Speed (1980 - Strite Industries), C) Mobil Lock (1986 – Forestadent), D) Activa (1986 – A Company).

O aparelho Damon SL, fabricado pela “A” Company, introduzido em 1996, teve papel muito relevante na atual popularidade dos aparelhos autoligáveis perante ortodontistas e pacientes. A campanha publicitária de seus fabricantes defende um tratamento mais rápido, com menos extrações dentárias, menor tempo de cadeira e maior conforto ao paciente. O Damon SL usava uma tampa tipo *slide*, que abria e fechava no sentido oclusogengival. Porém, ocasionalmente, havia falhas no sistema, e ocorriam aberturas do bráquete e quebra dessas tampas (Figura 2.3). Um modelo mais evoluído do aparelho Damon SL, o Damon 2, foi comercializado em 2000 pela Ormco. Neste bráquete, a modificação realizada foi o deslizamento da tampa por dentro das aletas, ao invés de deslizar sobre as aletas, como no modelo precursor (Figura 2.3). O aparelho Damon 2 sofreu poucos problemas de quebras,

aberturas inadvertidas e dificuldade de manuseio. Por isso, apresentou forte influência na crescente popularidade dos aparelhos autoligáveis. Mesmo sendo de fácil manipulação, o bráquete Damon 2 necessitava de um alicate específico para sua abertura. Seus

Tabela 2.1 – Evolução dos bráquetes autoligáveis, a partir dos dados de Gottlieb et al., 1972; Harradine; Birnie, 1996; Harradine, 2001; Harradine, 2008; Lenza, 2012.

Metálicos	
1935	Russel Lock attachment. Patenteado em 1952. Passivo
1972	Edglock (Ormco). Passivo
1972	SPEED System (Strite Industries). Comercialmente disponível em 1980. Ativo
1979	Mobil Lock (Forestadent). Comercialmente disponível em 1980. Passivo
1986	Activa (“A” Company). Passivo
1994	Time (Adenta). Comercializado em 1996. Ativo (teoricamente)
1996	Damon SL (“A” Company). Passivo
1998	Twin Lock (Ormco). Ativo.
2000	Damon 2 (Ormco). Passivo
2000	In-Ovation (GAC). Seu protótipo foi chamado Sigma na literatura. Ativo
2002	In-Ovation-R (GAC). Tamanho reduzido. Ativo
2004	SmartClip (3M Unitek). Passivo
2005	Damon 3MX (Ormco). Passivo
2006	Opal metal (Ultradent). Passivo
2006	Quick (Forestadent). Ativo
2006	Carrière LX. (Ortho Organizers). Passivo
2006	Praxis Glide (Lancer). Passivo
2008	Time 2 (American Orthodontics). Ativo
2008	Quick 2 (Forestadent) Ativo
2008	Discovery SL (Dentaurum). Passivo
2008	Vision LP (American Orthodontics). Passivo
2008	Lotus (Ortho Technology). Passivo
2009	Smartclip SL3 (3M Unitek). Passivo
2009	Damon Q (Ormco). Passivo
2009	TenBrook II (OrthoClassic). Passivo
2010	Nexus Metal (Ormco). Ativo
2010	BioQuick 2 (Forestadent). Ativo
2010	BioPassive (Forestadent). Passivo
2010	Agility (ODP). Passivo
2011	PORTIA (3M/Abzil). Passivo
2012	Morelli SLI (Morelli), Ativo
Estéticos	
2001	Oyster (Gestenco). Totalmente estético, polimérico reforçado. Passivo
2004	Damon 3 (Ormco). Semi-estético polimérico, com cobertura metálica na canaleta e nas aletas inferiores e tampa metálica. Passivo
2004	Opal (Ultradent). Polimérico reforçado. Passivo
2006	In-Ovation C (GAC) - Semi-estético polimérico, com clipe metálico. Interativo
2007	Clarity SL (3M). Cerâmico, com clipe laterais metálicos (similar ao SmartClip). Passivo
2008	Cabriolet (Gestenco). Base cerâmica com canaleta metálica e tampa polimérica. Passivo.
2009	Damon Clear (Ormco). Cerâmico. Passivo
2010	Nexus Clear (Ormco). Ativo

sucedores já foram fabricados de modo que pudessem ser abertos apenas com o auxílio de uma sonda. O Damon 3 (2004) é um aparelho semi-estético, com base e aletas de policarbonato e canaleta e tampa metálicos. Já foi produzido com tal modificação no sistema de abertura. Entretanto, sofreu problemas com fraturas das aletas, fácil descolagem e separação dos componentes metálico e polimérico. O Damon 3 MX (2005) é semelhante ao Damon 3, porém totalmente metálico, solucionando os problemas inerentes aos bráquetes de compósito (Figura 2.3).

Fontes: A-D: Harradine NW. The history and development of self-ligating brackets. Semin Orthod. 2008;14(1):5-18.
E: Disponível em: <http://www.simonorthodontics.com/Treatment/DamonSystem/tabid/86/Default.aspx>. Acesso em: 16/10/2012.
F: Disponível em: <http://www.thantakit.com/damon-q-bangkok-thailand.html>. Acesso em: 16/10/2012.
G: Disponível em: <http://damonbraces.com/products/damon-clear/about.php>. Acesso em: 16/10/2012.

Figura 2.3 – Evolução dos bráquetes Damon®: A) Damon SL, B) Damon 2, C) Damon 3, D) Damon 3MX, E) Damon Q, F) Comparação entre o Damon 3MX e o Damon Q, G) Damon Clear.

O aparelho In-Ovation (GAC), contemporâneo do Damon 2 em 2000, é semelhante ao bráquete Speed no sistema de ligação ativo, porém tem aletas duplas (*twin*). Seu sucessor, o In-Ovation R, sofreu modificações quanto ao tamanho, que foi reduzido. Também foram fabricados outros modelos similares: o In-Ovation C, uma opção mais estética, feito de cerâmica com mola metálica coberta por ródio, e o In-Ovation L, um aparelho autoligável lingual.

O SmartClip (3M – Unitek), fabricado em 2004, consiste em um sistema de ligação passivo, com cliques flexíveis que seguram o fio no bráquete por mesial e distal. Nos primeiros modelos, a força necessária para remover os fios mais pesados era alta, produzindo desconforto no paciente. Nos modelos atuais, essa força foi reduzida, porém a desvantagem é que o paciente sozinho consegue remover o fio ortodôntico (HARRADINE, 2008).

Em 2009, o Sistema Damon criou o Damon Q (Ormco Corporation), um bráquete pequeno em perfil e tamanho com bordas arredondadas que ajudam a evitar a interferência oclusal, além de oferecer maior conforto e estética ao paciente (Figura 2.3). O *design* do bráquete tinha a intenção de facilitar a troca de fios. Este tipo de bráquete é produzido por injeção metálica em um molde para aumentar a força e durabilidade ao longo do tratamento. A Ormco também lançou no mesmo ano uma versão *metal free* do Sistema Damon, o Damon Clear, composto por porcelana policristalina. Atualmente, esta versão já está disponível para os arcos superior e inferior.

Os *designs* dos aparelhos autoligáveis sofreram importantes modificações de acordo com as deficiências particulares de cada um deles. Essas inconveniências existentes nos primeiros modelos foram responsáveis por uma falta de entusiasmo e descrença pelos ortodontistas da época, mesmo quando as deficiências já haviam sido corrigidas pelos fabricantes. Isso refletiu em menos investimento por parte das grandes indústrias. Por isso, a evolução dos modelos sofreu uma fase de desenvolvimento mais lento.

Os bráquetes autoligáveis mais recentes foram beneficiados pela experiência clínica com os primeiros modelos e pela evolução tecnológica de fabricação com o aparecimento do método de moldagem por injeção metálica.

Atualmente, toda grande marca disponibiliza um ou mais modelos de bráquetes autoligáveis em sua linha de produtos, confirmando a grande demanda por esse tipo de aparelho (PANDIS et al., 2011).

2.2 Classificação dos aparelhos autoligáveis

A mais clássica das classificações dos bráquetes autoligáveis divide estes acessórios em três tipos, de acordo com o grau de pressão do sistema aplicado ao fio. Eles podem ser: 1) ativos, quando o sistema pressiona o fio dentro da canaleta; 2) passivos, quando o sistema permite liberdade do fio na canaleta; 3) ou interativos, quando os bráquetes autoligáveis exercem pressão em fios mais espessos, mas permitem liberdade de fios menos calibrosos. Alguns exemplos de bráquetes do sistema ativo/interativo são: In-Ovation R, Speed e Time. Dentre os exemplos de bráquetes do grupo passivo podemos citar: Damon e SmartClip (RINCHUSE; MILES, 2007). A Tabela 2.1 mostra exemplos dos aparelhos AL existentes.

Outra classificação, mais atual, divide os bráquetes AL em apenas dois grupos, de acordo com o tipo de sistema de fechamento da canaleta: bráquetes AL com parede ativa (*spring clip*) e bráquetes AL com parede passiva (*passive slide*) (RINCHUSE; MILES, 2007).

Nesta revisão, foi utilizada a última classificação. Com o intuito de utilizar um menor número de palavras, os bráquetes autoligáveis com parede ativa foram chamados de ativos e os autoligáveis com parede passiva de passivos.

2.3 Vantagens atribuídas aos aparelhos autoligáveis

Diversas vantagens são atribuídas aos aparelhos AL como superiores aos convencionais. Além disso, os defensores dos bráquetes AL passivos advogam que os mesmos têm melhor desempenho do que os modelos com parede ativa, enquanto os criadores dos modelos ativos alegam que estes são os de melhor escolha clínica. Atualmente, existem vários modelos de bráquetes disponíveis no mercado, sendo o preço dos aparelhos AL quase sempre superior aos convencionais. Deste modo, torna-se necessário conhecer com veemência a veracidade científica dessas informações para que se conheçam as propriedades desses aparelhos.

Com o propósito de discutir, baseando-se em evidências científicas, as verdadeiras características dos aparelhos autoligáveis, citadas como vantagens dos mesmos, foi realizada uma vasta revisão da literatura na mais conceituada base de dados internacional (Pubmed), com última atualização em 11/10/2012. Também foi feita uma busca manual nas referências bibliográficas de outros artigos conhecida como *hand search*. Os unitermos ou palavras-chave utilizados foram escolhidos com auxílio de uma bibliotecária experiente. A estratégia de busca para seleção dos artigos usados nesta revisão está descrita na Tabela 2.2. As Tabelas 2.3 a 2.14 expõem os resultados dessa busca bibliográfica, de acordo com o tema discutido.

Tabela 2.2 – Descrição dos unitermos, critérios de seleção e número de trabalhos encontrados e selecionados para a revisão da literatura sobre os aparelhos autoligáveis.

Unitermos (Pubmed):	(orthodontics AND self ligated) OR (orthodontics AND self-ligated) OR (orthodontics AND self-ligation) OR (orthodontics AND self ligation) OR (orthodontics AND self ligating) OR (orthodontics AND self-ligating)
Crítérios de Inclusão	<ul style="list-style-type: none"> • Línguas: inglês, português e espanhol • Estudos clínicos a respeito dos bráquetes autoligáveis • Estudos laboratoriais que avaliaram os bráquetes autoligáveis em relação a: resistência ao deslizamento e expressão de torque. • Revisões sistemáticas
Crítérios de exclusão	<ul style="list-style-type: none"> • Estudos laboratoriais avaliando outros tópicos diferentes de resistência ao deslizamento e expressão de torque; • Casos clínicos • Opiniões de autores
Encontrados	208 artigos
Selecionados	75 artigos, 2 teses

2.3.1 Resistência ao Deslizamento

Dentre diversas vantagens em relação aos aparelhos convencionais, a liberação de forças promovidas pelos bráquetes autoligáveis constitui provavelmente sua principal característica que os tornariam superiores aos primeiros. Alega-se que os bráquetes autoligáveis, além de requererem forças mais suaves para a movimentação dentária devido à menor resistência ao deslizamento, também são capazes de manter essa força atuando por mais tempo pelo fato do bráquete se ligar ao fio de um modo mais seguro (DAMON, 2005).

Para que a movimentação dentária ocorra, uma quantidade de força é despendida para superar a resistência ao deslizamento. Deste modo, um sistema com menor resistência ao deslizamento parece beneficiar o uso de forças ótimas sobre os tecidos de suporte (SHIVAPUJA; BERGER, 1994).

O termo “resistência ao deslizamento”, que significa a resistência encontrada pelo bráquete ao deslizar-se ao longo do fio, seria um termo mais apropriado para descrever essa propriedade do que os termos “atrito” ou “fricção”, comumente utilizados. A resistência ao deslizamento (RD) deriva da soma de três fatores: fricção clássica (FR) + *binding* (BI) + *notching* (NO) (KUSY; WHITLEY, 1997; THORSTENSON; KUSY, 2001). Um movimento de deslizamento pode ocorrer em três estágios (Figura 2.4):

- 1) Inicialmente, existe uma folga entre fio/bráquete, havendo deslizamento entre eles sem que o fio toque as paredes da canaleta. Isso ocorre quando o ângulo de contato fio/bráquete (Θ) é menor do que o ângulo de contato crítico (Θ_c), que é o menor ângulo onde ocorre contato entre o fio e a borda da parede do bráquete. Neste caso, a resistência ao deslizamento é representada apenas pela fricção clássica (FR), pois o *binding* (BI) e o *notching* (NO) são iguais a zero.
- 2) Posteriormente, o dente sofre angulação ou o fio é flexionado (dentro do limite elástico), havendo contato entre o fio e a borda do bráquete. Esse contato é chamado *binding* e ocorre a partir do momento que o ângulo de contato (Θ) é maior ou igual ao ângulo de contato crítico (Θ_c).
- 3) Num terceiro estágio, o ângulo de contato fio/bráquete (Θ) se torna tão alto, que produz deformações permanentes no fio, constituindo o *Notching*.

À medida que BI e NO aumentam, reduz-se a importância de FR no valor final de RD.

Figura 2.4 – Descrição das etapas ocorridas durante um movimento de deslizamento.

A fricção clássica é a resistência ao movimento quando um objeto se move tangencialmente contra outro (LOFTUS et al., 1999). Sua magnitude é influenciada pelo material e calibre do fio, pelo material do bráquete e da ligadura, bem como pela força dispensada pelo fio e pela ligadura. A fricção pode ser estática ou dinâmica. A primeira corresponde à força mínima necessária para iniciar o movimento do objeto, ou seja, aquela que supera a resistência friccional. A segunda é a força que resiste ao deslizamento de um objeto tangenciando o outro em uma velocidade constante (RABINOWICZ, 1965) *apud* (MATARESE et al., 2008). Em Ortodontia, a distinção entre fricção estática e dinâmica é puramente arbitrária, pois o deslizamento entre o bráquete e o fio dentro da boca ocorre em baixa velocidade em uma sequência de pequenos movimentos e paradas, ao invés de um movimento contínuo (ROSSOUW; KAMELCHUC; KUSY, 2003).

O *binding* e o *notching* são influenciados pelo grau de mau posicionamento dentário (ARTICOLO; KUSY, 1999). Alguns detalhes devem ser considerados durante a análise da literatura a respeito da resistência ao deslizamento no sistema bráquete-ligadura-fio. Primeiramente, quando nenhum desalinhamento é aplicado ao bráquete ou ao fio, não se consideram os componentes *binding e notching*. Assim, apenas a fricção clássica é testada. Este tipo de desenho de estudo pode representar os segmentos posteriores em duas situações clínicas: (1) um arco dentário bem alinhado com apenas um dente deslocado, como, por exemplo, em um caso com mal posicionamento do canino, e (2) na retração do segmento anterior em casos de extrações, usando-se um fio pesado.

Considerando-se apenas os estudos em que nenhuma angulação foi aplicada e apenas a fricção clássica foi avaliada, como regra geral, os bráquetes autoligáveis passivos mostraram menor atrito, comparados aos bráquetes autoligáveis ativos e aos bráquetes convencionais (THORSTENSON; KUSY, 2001; THORSTENSON; KUSY, 2002; TECCO et al., 2007; YEH et al., 2007; STEFANOS et al., 2010; BRAUCHLI; SENN; WICHELHAUS, 2011; OLIVER; DASKALOGIANNAKIS; TOMPSON, 2011). Quando testados usando fios redondos de baixo calibre, os bráquetes autoligáveis e convencionais demonstraram níveis similares de resistência ao deslizamento (YEH et al., 2007; MATARESE et al., 2008; EHSANI et al., 2009). Mas os bráquetes autoligáveis ativos apresentaram uma quantidade de atrito proporcional à espessura do fio utilizado, especialmente na profundidade dos fios retangulares. (BRAUCHLI; SENN; WICHELHAUS, 2011; OLIVER; DASKALOGIANNAKIS; TOMPSON, 2011) Dentre os bráquetes AL ativos, o bráquete Speed mostrou o nível de fricção mais elevado, talvez devido ao clipe de níquel-titânio

(STEFANOS et al., 2010; BRAUCHLI; SENN; WICHELHAUS, 2011; OLIVER; DASKALOGIANNAKIS; TOMPSON, 2011). Além disso, o bráquete Speed apresentou menos atrito quando ligado ao fio por ligadura elástica, substituindo seu clipe de níquel-titânio, do que no modo autoligável (BRAUCHLI; SENN; WICHELHAUS, 2011).

Por outro lado, quando foi aplicado um desalinhamento entre o bráquete e o fio (horizontal ou vertical), percebe-se que todos os sistemas de bráquetes se comportaram de maneira semelhante quanto à resistência ao deslizamento, a partir do momento em que o fio alcança as paredes do bráquete (THORSTENSON; KUSY, 2002; HENAO; KUSY, 2004; HENAO; KUSY, 2005; YEH et al., 2007; CHUNG et al., 2009), pois a fricção clássica se torna irrelevante à medida que se aumenta o desalinhamento, elevando o valor dos fatores *binding* e *notching* (KUSY; WHITLEY, 1999). Entretanto, os bráquetes autoligáveis, principalmente os passivos, mostraram uma suave tendência de produzir *binding* com menor frequência, devido a uma maior folga na canaleta (THORSTENSON; KUSY, 2001; HENAO; KUSY, 2005; BUDD; DASKALOGIANNAKIS; TOMPSON, 2008; MATARESE et al., 2008; KAHN et al., 2010). Angulações maiores que zero no sistema bráquete-fio, que geram o *binding* e o *notching*, são frequentemente encontradas nos estágios iniciais do alinhamento, quando diversos dentes estão desalinhados. Nessa situação, o *binding* e o *notching* são tão altos, que a fricção clássica é pouco relevante para a resistência ao deslizamento, e o tipo de ligação do bráquete não alteraria esta propriedade. Suportando essa afirmação, Articulo e Kusy (ARTICOLO; KUSY, 1999) demonstraram em bráquetes convencionais que, para 3° de angulação, o *binding* representou 75% da resistência ao deslizamento. Em casos de desalinhamento no sentido horizontal, ou seja, para vestibular ou lingual, os bráquetes passivos e os convencionalmente ligados com ligaduras de aço mostraram maior resistência ao deslizamento e níveis de força dispensados, comparados aos bráquetes autoligável ativo In-Ovation e o convencionalmente ligado com a ligadura Slide© (PANDIS et al., 2008; REZNIKOV et al., 2010). Além disso, também foi demonstrado que o bráquete autoligável passivo, devido ao clipe rígido, aumenta consideravelmente a resistência ao deslizamento nos casos de mal posicionamento dentário, causando inclusive deflexão permanente do fio (*notching*) (REZNIKOV et al., 2010).

Em suma, conclui-se que os bráquetes autoligáveis passivos exibiram uma fricção clássica menor do que os ativos e os convencionalmente ligados, resultando em uma resistência ao deslizamento menor quando não havia presença de *binding* e *notching*. Contrariamente, quando houve angulação ou deslocamento horizontal dos bráquetes, os

bráquetes autoligáveis passivos se comportaram de modo semelhante aos convencionais, enquanto os autoligáveis ativos, devido ao clipe mais flexível, algumas vezes, produziram menor resistência ao deslizamento em casos de dentes mal posicionados lingualmente.

Tabela 2.3 – Estudos *in vitro* avaliando a resistência ao deslizamento dos bráquetes autoligáveis.

Autor/ Ano	Desenho do estudo	Bráquetes	Resultados
Sims et al., 1993	1 bráquete	BALs: Speed, Activa BCL (ligadura E) Fio: Aço, retangular	BAL menos fricção
Voudouris, 1997	1 bráquete	BALs: Sigma, Interactwin, Damon SL 3 BCLs (ligaduras aço, E-figura 0, E-figura 8) Fios: Aço Redondo e retangular	BAL menor fricção do que BCL BAL passivo ou Interativo com interação passiva apresentam menor fricção do que BAL ativos (fios redondo e retangular)
Pizzoni; Ravnholt; Melsen, 1998	1 bráquete	BALs: Damon SL, Speed 2 BCLs (ligadura não mencionada) Fios: TMA e aço Redondo e retangular	Damon: Menor nível de fricção, especialmente com os fios redondos.
Thomas; Sherriff; Birnie, 1998	1 bráquete	BALs: Damon SL, Time BCL: Tip edge, Standard twin (A Company) (ligaduras E) Fios: NiTi e aço Redondo e retangular	Damon: Menor nível de fricção para todos os fios.
Thorstenson; Kusy, 2001	1 bráquete	Damon (BAL) BCL (ligadura SS) Fio: aço, retangular	Damon: Menor nível de fricção
Thorstenson; Kusy, 2002	1 bráquete com angulações de 2ª ordem em meios seco e molhado com saliva.	BALs Passivos: Activa, Damon, Twinlock BALs Ativos: In-Ovation, Speed, Time Fio: aço retangular	Sem angulação (binding): BALs passivos mostraram RD próximo a zero, enquanto os BALs ativos mostraram RD mais altas. Com angulação (binding): BALs Ativos = BALs Passivos
Henao; Kusy, 2004	Bráquetes múltiplos colados em um typodont com dentes desalinhados	BALs: Damon 2, In-Ovation, Speed, Time BCLs (ligadura E) Fios: NiTi Redondo e retangular	Fios Redondos: BALs menor RD Fios Retangulares: BALs = BCLs
Henao; Kusy, 2005	Bráquetes múltiplos colados em um typodont com dentes desalinhados	BALs Damon 2, In-Ovation, Speed e Time Fio: NiTi redondo e retangular, aço retangular	1. Com grande folga na canaleta (arcos pequenos): BAL passivo tem melhor desempenho do que BALs com clip ativo. 2. BALs passivo mantiveram baixa RD com fios até 0.020 x 0.020" 3. À medida que as más oclusões ficaram mais severas e os arcos mais espessos, BALs passivos e ativos ficaram semelhantes
Hain; Dhopatkar; Rock, 2006	5 bráquetes alinhados.	BALs: Damon2, Speed BCL: Victory twin (6 tipos de ligaduras) Fio: aço 0.019 x 0.025	Damon2: Menor nível de fricção.

>>>> Continua

(Tabela 2.3 – Continuação)

Autor/ Ano	Desenho do estudo	Bráquetes	Resultados
Yeh et al., 2007	3 bráquetes alinhados ou um deles com desalinhamento nos sentidos vertical, rotacional e de torque	BALs: Damon 2, Smartclip BCL: Sinergy (ligadura E passiva) Fios: 0.014 CuNiTi, 0.016 x 0.022 NiTi, 0.019 x 0.025 NiTi	<ol style="list-style-type: none"> 1. Sem diferença significativa quando ocorreu desalinhamento vertical. 2. RD com um dente rotacionado foi menor nos BCL (ligadura E passiva), mas isso reduz controle rotacional. 3. RD com um dente com torque desalinhado: Damon2, o qual mostrou o menor ângulo crítico para o torque, mostrou a maior RD. Mas isso promove melhor controle de torque.
Tecco et al., 2007	10 bráquetes alinhados	BALs: Damon 2, Time Plus BCL: Victory (ligaduras E e Slide™) Fios: NiTi, aço eTMA Redondos e retangulares	<ol style="list-style-type: none"> 1. Fios redondos (RD): Damon 2 < Time < BCL Slide™ < BCL (E) 2. Fio NiTi .016 x .022 (RD): Time < Damon2 < BCL Slide™ < BCL (E) 3. Fio aço .019 x .025 (RD): BCL Slide™ < BCL (E) < Time < Damon2
Matarese et al., 2008	3 bráquetes verticalmente desnivelados	Damon 2 (BAL) BCL (E e SS ligaduras). Fios: redondo NiTi, redondo TMA, retangular aço: multi-strend coaxial aço, single streAÇO.	<ol style="list-style-type: none"> 1. BALs acoplados a fios menos rígidos e de menor calibre produzem os menores níveis de resistência à fricção. 2. Tipo de ligação: BAL < [BCL (E)= BCL (SS)]; 3. Dimensão do fio: .014 < .016 < .016 x .022 (para todos os bráquetes); 4. Composição do fio (.016 com BAL): NiTi < aço < TMA 5. NiTi teve menor RD devido à menor rigidez. TMA, embora menos rígido que o aço, mostrou maior RD provavelmente devido à alta rugosidade na superfície.
Reicheneder et al., 2008	1 bráquete com angulação aplicada (binding)	BALs: Speed, Damon 2, In-Ovation R, e Time SL BCLs: Time, Victory Twin, e Discovery (ligaduras E) Fios: fios retangulares de aço em 3 calibres.	<ol style="list-style-type: none"> 1. Fios 0.017 x 0.025 ou 0.018 x 0.025: BALs mostraram menores RD do que BCLs. Dentre os BALs, Time SL teve o menor nível de RD com estes fios. 2. Fios 0.019 x 0.025: BCLs tiveram RD menores que BALs. Dentre os BALs, Time SL apresentou a maior RD com este fio.
Budd; Daskalogiannakis; Thompson, 2008	- 1 bráquete	BALs: Damon2, In-Ovation, Time, Speed Fios: Aço e fio Speed D-Redondo e retangular	BALs passivos mostraram menores RD do que BALs ativos com fios redondos e retangulares.
Ehsani et al., 2009	Revisão Sistemática	19 artigos foram incluídos. Encontrou-se grande diversificação nos métodos de medição da RD.	<p>BALs produzem menores RD quando associados a fios redondos finos, em arcos idealmente alinhados, sem diferença na angulação ou torque entre os bráquetes.</p> <p>Não foi encontrada evidência suficiente para afirmar que os BALs apresentam menor RD do que os BCLs, usando-se fios retangulares mais calibrosos em arcos com desalinhamento e considerável má oclusão.</p>
Chung et al., 2009	2 bráquetes (dentes 13, 15) e 2 tubos (dentes 16, 17) dente 15 com diferença no torque (-15° a +15°)	BALs: Damon 3MX, SmartClip, In-Ovation, Time 2. BCL: Victory (ligaduras E) Tubos (os mesmos): 16-autoligável (Ormco), 17-tubo simples (GAC) Fio: aço 0.019 x 0.025	<ol style="list-style-type: none"> 1. Com 0° ±5° de torque (RD): BALs passivos < BALs Ativos < BCL 2. Com ± 10° (excedeu a folga das canaletas): RD foi similar para todos os bráquetes. 3. Com ± 15°: SmartClip e In-Ovation mostraram as maiores RD.

>>>> Continua

(Tabela 2.3 – Continuação)

Autor/ Ano	Desenho do estudo	Bráquetes	Resultados
Krishnan; Kalathil; Abraham, 2009	Bráquetes múltiplos alinhados (meio arco)	BALs: Damon2, InOvation R, SmartClip, Time BCL: Gemini (E ligaduras) Fios: aço, NiTi, TMA 0.019 x 0.025	1. < BCLs nos níveis de fricção com todas as ligas metálicas testadas. 2. Com fio de Aço (RD): BALs Passivos = BALs Ativos 3. Nível de fricção dos fios: Aço < NiTi < TMA, acoplados a todos os tipos de bráquetes.
Kahlon et al., 2010	5 bráquetes alinhados	BALs: DamonMx, InOvation R BCL: Victory (ligaduras E, SS e Slide™) Fios: aço 0.016 x 0.022", 0.018" x 0.022"	1. DamonMX e BCL(SS) não produziram fricções mensuráveis com ambos os fios 0.016 x 0.022" e 0.018 x 0.022". 2. Com o fio 0.016 x 0.022, InOvation mostrou menos fricção do que BCL(Slide e E). 3. Com o fio 0.018 x 0.022: BCL (Slide) < InOvation < BCL (E).
Reznikov et al., 2010	3 bráquetes alinhados, ou com desalinhamento horizontal (1ª ordem) – para testar a influência da tampa ou clipe.	BAL Passivos: Damon2, Smartclip; BAL Ativo: InOvation. BCL (ligaduras Slide™ e E) Fio: Aço 0.019 x 0.025"	1. Com deflexões no arco no plano horizontal: BALs Passivos mostraram maior RD (Damon < Smartclip) do que BAL ativo e BCL 2. Sem deflexão horizontal: Damon= InOvation 3. O grau de RD é maior nos bráquetes com tampas rígidas. Para os bráquetes InOvation, BCL (Slide™), BCL (E), RD foi contínua, mesmo com os diferentes graus de desalinhamento horizontal. 4. A ligadura Slide™ mostrou melhor desempenho com o fio de aço do que outros tipos de ligaduras convencionais usadas neste estudo.
Stefanos et al., 2010	1 bráquete. Sem binding.	BALs Passivos: Damon 3MX, Synergy R BALs Ativos: In-Ovation R, In-Ovation-C, Speed Fio: aço 0.019x 0.025"	1. Resistência fricção (ordem crescente): DamonMX < Synergy R < SmartClip < In-Ovation C < In-Ovation R < Speed (10 vezes maior RD do que Damon). 2. Considerações dos autores: Damon melhor para mecânicas de deslizamento e Speed melhor para controle de torque.
Baccetti et al., 2011	5 bráquetes: 2 alinhados; 1 desalinhado para apical ou vestibular; 2 alinhados	BAL: Carrière BCL (ligaduras Slide™ e E) Fio: NiTi 0.012-in	As forças liberadas pelos bráquetes foram: 1. 1.5mm de desalinhamento: sem diferença entre bráquetes. 2. 3 mm de desalinhamento: BAL e BCL(Slide) similares, mas maiores do que BCL (E). 3. 6 mm: Nenhuma força foi liberada pelo BCL (E) e BAL e BCL(Slide) liberaram forças menores do que aos 3mm de desalinhamento horizontal ou vertical.
Tecco et al., 2011	10 bráquetes alinhados	BALs Passivos: Damon MX, Vision LP BAL Ativo: Time3, BCLs: Victory (E e Slide™) Fios: NiTi (redondo e retangular), TMA 0.017 x 0.025", aço 0.019 x 0.025"	1. Com fios NiTi redondos: BCLs geraram as maiores RD, enquanto os BALs passivos as menores RD. Não houve diferença entre BAL ativo e BCL(Slide). 2. Com todos os fios retangulares, BCL (E), BCL (Slide) e o Vision LP tiveram menores RD do que os BALs Time3 e Damon MX.
Oliver; Daskalogiannakis; Tompson, 2011	1 bráquete. Binding criado pelo movimento de um dente com raiz dentro de um fluido	BALs: Speed, In-Ovation C, Carrière, Clarity SL, SmartClip, Vision LP. Fios: aço 0.017x 0.022", 0.017 x 0.025", 0.019 x 0.025"	1. 0.017 x 0.022": Speed (BAL ativo) mostrou RD cerca de 12 vezes maior que BALs passivos e Interativo (InOvationC) 2. 0.017 x 0.025": BALs Passivos tiveram RD menor que Interativo (11x >) e ativo (25x >). 3. 0.019 x 0.025": Os níveis de força foram similares ao fio 0.017 x 0.025". Isso mostra que a profundidade bráquete/fio tem grande influência na RD.

>>>> Continua

(Tabela 2.3 – Conclusão)

Autor/ Ano	Desenho do estudo	Bráquetes	Resultados
Brauchli; Senn; Wichelhaus, 2011	- 1 bráquete <u>3 desenhos de estudo:</u>	BALs Passivos: Damon 3, Smartclip, Oyster	1. Sem angulações: BALs Passivos ou BALs Ativos com arcos pequenos mostraram baixa fricção.
	1) Sem angulação e CR dentro do bráquete;	BALs Ativos: In-OvationR, Quick, Speed eTime	2. Os BCLs apresentaram RD relevante desde os fios redondos finos (devido às ligaduras elastoméricas)
	2) Momento de 10Nmm e CR dentro do bráquete;	BCL: Mystique (cerâmico) Minimono (metálico)- (ambos com ligadura E)	3. A angulação de 10Nmm resultou em maior RD em todas as combinações bráquete/fio/ligadura, Não havendo diferença entre eles.
	3) Momento de 10Nmm e CR 10mm distante do bráquete	Fios: aço 0.016-in, 0.016 x 0.022, 0.019 x 0.025", 0.020 x 0.025" (somente para Speed)	4. Damon: RD sem angulação foi zero com todos os fios. Com angulação, Damon mostrou RD mensurável, mas não aumentou com fios mais espessos.

BALs: bráquetes autoligáveis; BCLs: bráquetes convencionalmente ligados; E: ligadura elastomérica; SS: ligadura metálica; RD: resistência ao deslizamento; CR: centro de resistência.

2.3.2 Controle de torque

Os fabricantes dos bráquetes AL ativos relatam que os mesmos promovem um melhor controle da posição dentária (SHIVAPUJA; BERGER, 1994; ALPERN, 2008), enquanto os defensores do modelo passivo, em especial o Sistema Damon, prometem menor protrusão dos incisivos, devido ao controle da posição do incisivo inferior ser mediado pelos músculos labiais quando este tipo de bráquete é utilizado (DAMON, 1998; DAMON, 2005).

Entretanto, existe um paradoxo dentre as vantagens atribuídas aos bráquetes AL pelos fabricantes em relação ao melhor controle de torque e à baixa fricção. Isso ocorre, pois, embora uma menor resistência friccional seja desejada na fase de alinhamento/nivelamento ou fechamento de espaço por deslizamento, é necessária maior resistência à fricção para melhor expressão de torque (PANDIS; STRIGOU; ELIADES, 2006; STEFANOS et al., 2010).

A expressão do torque pode ser influenciada por diversos fatores dependentes do sistema fio-bráquete, como o material e o desenho do bráquete, a folga do fio na canaleta, o tipo de ligação fio-bráquete, a rigidez do fio, a magnitude da torção do mesmo e a presença de chanfradura no fio. Os fatores clínicos também determinantes da expressão do torque incluem o posicionamento dos bráquetes, a morfologia dentária e a inclinação inicial do dente (ARCHAMBAULT et al., 2010).

Dentre tantos fatores, é inevitável não se perguntar quanto o tipo de ligação influencia na expressão do torque. A literatura denota que os bráquetes autoligáveis ativos, considerados melhores em expressão de torque, não se mostraram superiores aos passivos ou convencionais

com ligaduras elásticas ou metálicas (BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2011). Um achado interessante é que os bráquetes autoligáveis passivos, dos quais poderia ser esperado um menor controle de torque devido à menor resistência friccional, apresentaram resultados similares aos bráquetes convencionais ligados com ligaduras metálicas ou elásticas. Quando comparados aos bráquetes autoligáveis ativos, estes apresentaram uma suave tendência a uma melhor expressão de torque, mas a diferença não foi estatisticamente significativa (BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2011).

Estudos *in vitro* encontraram diferenças entre as dimensões reais e teóricas das canaletas dos bráquetes e dos fios ortodônticos. Geralmente, encontrou-se que as dimensões reais da luz das canaletas dos bráquetes são maiores, e o calibre dos fios, menores do que descrito. (MELING; ODEGAARD, 1998; CASH et al., 2004; MAJOR et al., 2010; BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2011) Teoricamente, um fio 0.019" x 0.025" encaixado em uma canaleta de 0.022" apresenta uma perda de torque (*torque play*) de 9,6° (PROFFIT, 2008). Porém, quando foi mensurada, essa folga variou entre 20 e 36 graus (Damon 3Mx = 27°), que representa até 3 vezes mais que o valor esperado (ERIKSEN, 2011). Numa situação clínica, as evidências na literatura indicam que o material do bráquete (KAPUR-WADHWA, 2004) e o material e dimensões do fio são provavelmente os fatores mais relevantes para a expressão do torque, enquanto o tipo de ligação apresenta um papel irrelevante (BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2011; MAJOR et al., 2011). Recentemente, também foi demonstrado que a expressão do torque é muito mais influenciada por parâmetros, como largura do bráquete, distância interbráquetes, folga do fio na canaleta e grau de desalinhamento, do que pelo tipo de ligação fio/bráquete (HUANG et al., 2012).

Os fabricantes afirmam que, nos bráquetes autoligáveis ativos, o clipe flexível ativado sobre o fio melhora o controle dos movimentos de rotação e de torque. Entretanto, em um estudo recente, não houve nenhuma superioridade dos bráquetes AL ativos em relação aos passivos e aos convencionais, ligados com elásticos ou ligaduras metálicas (BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2011).

Tabela 2.4 – Estudos *in vitro* comparando a expressão do torque e/ou folga na canaleta entre os bráquetes autoligáveis ativos e passivos, ou entre bráquetes autoligáveis e bráquetes convencionais.

Autor/ Ano	Desenho do estudo	Bráquetes	Resultados
Badawi et al., 2008	<u>Canaleta:</u> 0.022” <u>Fio:</u> 0.019 x 0.025” <u>Material do fio:</u> aço	In-Ovation (BAL Ativo) Speed (BAL Ativo) Damon2 (BAL Passivo) SmartClip (BAL Passivo)	BALs Ativos são mais efetivos na expressão do torque do que BALs Passivos
Morina et al., 2008	<u>Canaleta:</u> 0.022” <u>Fio:</u> 0.019 x 0.025” <u>Material do fio:</u> aço	Speed (BAL Ativo) Damon2 (BAL Passivo) Ultratrimm (BCL metálico) Discovery (BCL metálico) Fascination 2 (BCL cerâmico) Brilliant (BCL de policarbonato)	Expressão do Torque: 1. BCL cerâmico e 1 metálico (Ultratrimm) foram melhores do que BALs, BCL de policarbonato e Discovery (BCL metálico). 2. Os dois primeiros tiveram melhores momentos de torque e menores perdas por folga. 3. BALs mostraram canaletas maiores do que teoricamente, aumentando a perda de expressão do torque (Damon2 = Speed).
Huang et al., 2009	Método dos elementos finitos <u>Canaleta:</u> 0.022” <u>Fio:</u> 0.018 x 0.025” 0.019 x 0.025” <u>Material do fio:</u> Aço, TMA, NiTi	Speed (BAL Ativo) Damon MX (BAL Passivo) Discovery (BCL, ligaduras SS e E)	1. Speed mostrou a menor folga, porém os menores momentos de torque com todos os fios. 2. A dimensão e o material do fio alteram significativamente o momento de torque e são mais importantes do que o tipo de ligação bráquete/fio.
Archambault et al., 2010	<u>Revisão sistemática:</u> Estudos <i>in vitro</i> medindo a expressão do torque em BCLs e BALs metálicos	Vários BCLs e BALs	BALs Ativos precisam de menos torção no fio (15-31°) do que os BALs Passivos (23°-35°) para alcançar o mesmo nível de torque clinicamente efetivo com um fio 0.019 x 0.025”.
Major et al., 2011	<u>Canaleta:</u> 0.022” <u>Fio:</u> 0.019 x 0.025” <u>Material do fio:</u> aço	Damon Q (BAL Passivo) In-Ovation R (BAL interativo) Speed (BAL Ativo)	1. Com uma torção de aproximadamente 24° (34Nmm): Não houve diferença entre os BALs. 2. Expressão de torque além de 34Nmm: In-Ovation > Damon Q > Speed. 3. Torque play (torção do fio com folga na canaleta): Sem diferença clinicamente significante entre os bráquetes.
Brauchli; Steineck; Wichelhaus, 2011	<u>Canaleta:</u> 0.022” <u>Fio:</u> 0.019 x 0.025” <u>Material do fio:</u> aço	Passivo BALs: Damon 3, SmartClip, Oyster (estético) Ativo BALs: In-Ovation R, Quick, Speed, Time BCLs: Mystique (cerâmico) MiniMono (BCL metálico) BCLs ligados por ligaduras E e de aço	Expressão do torque (em geral): BAL Ativos = BALs Passivos = BCLs (ligaduras SS ou E) Os fios 0.019 x 0.025” necessitam uma torção de 20°–25° para a maioria dos bráquetes expressarem um momento de torque de 10 Nmm. Apenas os bráquetes e Oyster e Quick precisaram de torções maiores no fio.
Eriksen, 2011	<u>Canaleta:</u> 0.022” <u>Fio:</u> 0.019 x 0.025” <u>Material do fio:</u> aço	BALs Passivos: Damon 3MX, DamonQ, Discovery SL, Empower, SmartClip BALs Ativos: Empower, In-Ovation, Speed, BioQuick BCLs: Mini-Diamond, Vision LP, Victory MBT	O torque play de BALs = BCLs. O play real variou entre 19,8° e 36,1°, quando um fio 0.019 x 0.025” foi inserido numa canaleta 0.022”. Play de Damon 3MX= 27°

>>>> continua

(Tabela 2.4 – Continuação)

Autor/ Ano	Desenho do estudo	Bráquetes	Resultados
Huang et al., 2012	Método dos elementos finitos <u>Canaleta:</u> 0.022” <u>Fio:</u> 0.018 x 0.025” 0.019 x 0.025” <u>Material do fio:</u> Aço, TMA, NiTi	Damon 3Mx (Passivo BAL) Speed (Ativo BAL) Discovery (BCL)	1. Bráquetes mais largos mostraram maior capacidade de controle de torque do que os mais estreitos: Discovery: 10.6Nmm, > Damon: 9.2Nmm > Speed: 4.0Nmm (para fio NiTi). 2. O tipo de ligação bráquete/fio tem menos influência na expressão do torque do que outros parâmetros, como a largura do bráquete, distância interbráquetes, folga do fio na canaleta e grau de desalinhamento.

Estudos Clínicos

Oito estudos clínicos e uma meta-análise avaliaram a expressão de torque dos aparelhos autoligáveis (Tabela 2.5). O primeiro, um ensaio clínico prospectivo, ao avaliar a expressão de torque nos incisivos superiores de pacientes tratados com os aparelhos convencional (prescrição Roth) e autoligável passivo (Damon 2), não encontrou diferença entre ambos, quando finalizados no fio retangular de aço 0.019” x 0.025” (PANDIS; STRIGOU; ELIADES, 2006). Estudos clínicos recentes também não encontraram diferença entre pacientes tratados com aparelho Damon ou convencional quanto à alteração na inclinação vestibulolingual do incisivo superior (VAJARIA et al., 2011; LOMBARDO et al., 2012).

Com relação às alterações na inclinação vestibulolingual do incisivo inferior, cinco estudos clínicos (SCOTT et al., 2008; FLEMING et al., 2009; PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2010; VAJARIA et al., 2011; LOMBARDO et al., 2012) e uma meta-análise (CHEN et al., 2010) compararam os efeitos dos aparelhos autoligáveis passivos e os convencionais durante a fase de alinhamento. Todos os estudos demonstraram proclinação do incisivo inferior durante esta fase. Mas, embora a diferença entre os dois tipos de aparelho não tenha sido estatisticamente significativa, todos os estudos mostraram uma suave tendência de menor vestibularização do incisivo inferior no grupo tratado com aparelhos autoligáveis. Corroborando com esses resultados, uma meta-análise (CHEN et al., 2010), que considerou dois dos estudos acima (SCOTT et al., 2008; PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2010), bem como outra investigação publicada em chinês (JIANG; FU, 2008), concluíram que os pacientes tratados com bráquetes Damon apresentaram uma proclinação do incisivo inferior 1.5° menor do que aqueles que usaram bráquetes convencionais. Fleming et al. (FLEMING et al., 2009), ao comparar os efeitos de

outro tipo de aparelho autoligável passivo (SmartClip) e um aparelho convencional, observaram que o tipo de bráquete tem um efeito irrisório sobre a protrusão e a inclinação para vestibular dos incisivos inferiores durante a fase de alinhamento. Na verdade, a inclinação vestibulolingual inicial do incisivo inferior influenciou significativamente sua quantidade de proclinação durante esta fase, havendo uma menor tendência à proclinação quando o incisivo já iniciava o tratamento acentuadamente inclinado para vestibular. A quantidade de apinhamento alinhado (redução do índice de irregularidade) também demonstrou estar positivamente correlacionada ao grau de proclinação e à protrusão do incisivo inferior durante esta fase. Seguindo a mesma tendência, Vajaria et al. (2011) não encontraram diferença entre os grupos tratados com o aparelho Damon 3MX e aparelhos convencionais quanto ao grau de proclinação dos incisivos superiores e inferiores. Todavia, os resultados deste estudo devem ser analisados com cautela, visto que a severidade inicial do apinhamento, o erro do método e a compatibilidade entre os grupos não estão descritos. Por outro lado, Lombardo et al. (2012) encontraram menor proclinação do incisivo inferior no grupo Damon do que nos grupos tratados com aparelhos convencionalmente ligados *edgewise* convencional e pré-ajustado.

Uma série de estudos foi desenvolvida no Departamento de Ortodontia da Universidade de Aarhus (Dinamarca) avaliando-se os efeitos dos aparelhos autoligáveis Damon 2 e In-Ovation, a partir de modelos digitais e imagens 3D geradas de tomografias computadorizadas do feixe cônico. No segmento posterior (3-6), todos os dentes inclinaram para vestibular com ambos os aparelhos, especialmente os pré-molares superiores, bem como os caninos e ambos os pré-molares inferiores (CATTANEO et al., 2011; GALAKTOPOULOS, 2011). Porém, o grupo tratado com o aparelho In-Ovation exibiu alterações estatisticamente mais suaves no arco inferior durante o tratamento. Essas alterações das inclinações dentárias permaneceram estáveis em ambos os grupos, quando avaliados em um período de 2 anos pós-tratamento, ainda em fase de contenção (GALAKTOPOULOS, 2011).

Concluindo, os estudos *in vitro* mostraram que os aparelhos autoligáveis passivos apresentaram efetividade de expressão de torque semelhante aos ativos e aos convencionais. Porém foi evidenciado que tanto os bráquetes autoligáveis quanto os convencionais exibiram canaletas mais largas do que o valor teórico. Sendo assim, deve-se esperar uma necessidade de torque adicional no fio em diversos casos clínicos. As evidências clínicas mostraram que todos os dentes tendem a inclinar para vestibular durante a resolução do apinhamento

utilizando-se qualquer sistema de bráquetes. No arco superior, não houve diferença entre o grau de proclinação dos incisivos entre pacientes tratados com o aparelho Damon ou convencional (PANDIS; STRIGOU; ELIADES, 2006; VAJARIA et al., 2011; LOMBARDO et al., 2012). Por outro lado, houve uma suave tendência de ocorrer menor proclinação do incisivo inferior nos casos tratados com o Sistema Damon, em comparação com o aparelho convencional (CHEN et al., 2010; LOMBARDO et al., 2012). Ao se compararem bráquetes autoligáveis ativos e passivos, observou-se uma suave tendência à menor inclinação para vestibular no arco inferior nos casos tratados com bráquetes ativos (GALAKTOPOULOS, 2011). A quantidade de proclinação dos dentes anteriores mostrou correlação positiva com o grau de apinhamento inicial e negativa com o grau de proclinação inicial (FLEMING et al., 2009).

Tabela 2.5 – Estudos clínicos a respeito das alterações nas inclinações vestibulolinguais dos dentes durante o tratamento com aparelhos autoligáveis.

Autor / Ano	Desenho do estudo	N	Bráquetes utilizados	Resultados
Pandis; Polychronopoulou; Eliades, 2006	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico retrospectivo Alterações na inclinação dos incisivos superiores Mesmos arcos em ambos os grupos Casos com e sem extrações Índice de Little máx.: 4mm no arco superior Inclinações mensuradas por meio de telerradiografia de perfil 	N= 105 Damon2= 52 BCL= 53	Damon 2 (BAL) Roth presc. (BCL) - Último arco 0.019 x 0.025" aço.	BALs parecem ser igualmente eficientes em expressar o torque nos incisivos superiores em relação aos BCLs, em casos com e sem extrações. O torque do incisivo superior aumentou 4.3° com Damon 2, nos casos sem extrações.
Scott et al., 2008	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo randomizado Alterações na inclinação dos incisivos inferiores Fase de alinhamento Casos com extrações Mesmos arcos em ambos os grupos Inclinações mensuradas por meio de telerradiografia de perfil 	N=60 Damon 3= 32 Synthesis= 28	Damon 3 Roth presc. (BCL) Último arco 0.019 x 0.025" aço.	Quantidade de proclinação dos incisivos inferiores similares entre os grupos (Damon3= 2°, BCL= 3°).
Fleming et al., 2009	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo randomizado Alterações na inclinação dos incisivos inferiores Fase de alinhamento (tempo mínimo de 30 meses) Casos sem extrações Inclinações mensuradas por meio de telerradiografia de perfil 	N=65 32 Smartclip 33 BCL	Smartclip Victory series (BCL) Último arco de alinhamento: 0.019 x 0.025" aço.	1. O tipo de bráquete não teve influência significativa na protrusão e inclinação dos incisivos inferiores. 2. Quanto mais inclinado para vestibular estava o incisivo antes do tratamento, menor foi a proclinação durante o tratamento. 3. Quanto maior o apinhamento inicial, maior proclinação do incisivo durante o tratamento. >>>> Continua

(Tabela 2.5 – Continuação)

Autor / Ano	Desenho do estudo	N	Bráquetes utilizados	Resultados
Pandis et al., 2010	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo Alterações na inclinação dos incisivos inferiores Tratamento completo Casos sem extrações Grupos diferentes usaram fios diferentes. Inclinações mensuradas por meio de telerradiografia de perfil Índice de Little inicial maior que 2mm 	N=54 Damon2= 27 Microarch= 27	Damon 2: 0.014" CuNiTi Damon, 0.014 × 0.025" CuNiTi Damon, e aço 0.016 × 0.025" Microarch: 0.016" CuNiTi, 0.020" Sentalloy médio (GAC), 0.020" e aço 0.018 × 0.025"	Damon2 mostrou suavemente menos proclinação do incisivo inferior do que o BCL, mas essa diferença não foi estatisticamente significativa.
Chen et al., 2010	Meta-análise	3 estudos clínicos selecionados para este tópico	Damon x bráquetes convencionais	A meta-análise indicou que o tratamento com Damon resultou em uma proclinação suavemente menor (1.5° a menos) do que com BCLs.
Vajaria et al., 2011	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico retrospectivo Alterações nas inclinações dos incisivos superiores e inferiores Tratamento completo Casos sem extrações Inclinações mensuradas por meio de telerradiografia de perfil Obs.: Nenhuma explicação sobre as características iniciais das más oclusões (apinhamento e dimensões dos arcos) e compatibilidade entre os grupos.	N= 43 Damon=27 BCL=16	BCL (canaleta .018") Damon 3MX (canaleta .022")	Não houve diferença significativa entre os grupos quanto ao grau de proclinação dos incisivos superiores e inferiores.
Cattaneo et al., 2011	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo randomizado Alterações nas inclinações dos 1^{os} e 2^{os} PM superiores Tratamento completo Casos sem extrações Inclinações mensuradas por meio de imagens de TCFC 	N=41 Damon= 21 In-Ovation= 20	Damon 3 MX (com fios Damon) InOvation R (com fios GAC)	Ambos os grupos apresentaram expansão na área de pré-molares acompanhada de inclinação vestibular dos 1 ^{os} e 2 ^{os} PMs (Damon=12°; 14° e InOvation=12°; 13°, respectivamente).
Tese Galaktopoulos, 2011	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo randomizado Alterações durante o tratamento e estabilidade pós-tratamento das inclinações dos dentes superiores e inferiores Casos sem extrações Inclinações mensuradas por meio de modelos digitais 	N= 32 Damon2= 17 In-Ovation= 15	Damon 2 (com fios Damon) InOvation R (com fios GAC)	1. Todos os dentes posteriores (3-6) inclinaram para vestibular durante o tratamento, especialmente 1 ^o PMsup e caninos, 1 ^{os} e 2 ^{os} PMs inferiores, 2. O grupo In-Ovation mostrou alterações mais suaves durante o tratamento do que o grupo Damon. 3. As inclinações permaneceram estáveis em 2 anos pós-tratamento, sob contenção.

>>>> Continua

Tabela 2.5 – Conclusão

Autor / Ano	Desenho do estudo	N	Bráquetes utilizados	Resultados
Lombardo et al., 2012	<ul style="list-style-type: none"> • Estudo clínico retrospectivo • Alterações nas inclinações dos incisivos superiores e inferiores • Tratamento completo • Casos sem extrações • Inclinações mensuradas por meio de telerradiografia de perfil 	N=54 Damon= 24 BCL-PA= 15 BCL-EC= 15	Damon BCL pré-ajustado (BCL-PA) BCL edgewise convencional (BCL-EC)	1. Os casos Damon mostraram menor proclinação dos incisivos inferiores do que os casos BCL-PA e BCL-EC 2. Não houve diferença significativa entre os grupos quanto à inclinação dos incisivos superiores.

BAL= bráquetes autoligáveis, BCL= bráquetes convencionalmente ligados.

2.3.3 Expansão dos arcos dentários

É alegado que o uso de bráquetes de baixa fricção associados a fios de forças suaves produz uma maior expansão na região posterior do arco, com menos alterações nas distâncias intercaninos e na posição do incisivo inferior do que o aparelho convencional (DAMON, 2005).

Não é novidade que o alinhamento dentário em casos tratados sem extrações seja atingido à custa de expansão transversal dos arcos e vestibularização dos incisivos (WEINBERG; SADOWSKY, 1996). De um modo geral, os bráquetes autoligáveis apresentaram uma quantidade de expansão semelhante aos aparelhos convencionais, tanto se comparando casos tratados com extrações (SCOTT et al., 2008; ONG et al., 2010), quanto se observando casos tratados sem extrações (PANDIS et al., 2011). Também não foi encontrada diferença entre as alterações das dimensões dos arcos, entre os aparelhos autoligáveis ativos e passivos (CATTANEO et al., 2011).

ALTERAÇÕES NO ARCO SUPERIOR

Na busca bibliográfica (Tabela 2.6), foram encontrados três estudos (ONG; HO; MILES, 2010; CATTANEO et al., 2011; VAJARIA et al., 2011) que avaliaram as alterações nas dimensões transversais do arco superior durante o tratamento com aparelhos autoligáveis.

A literatura mostra que o tipo de bráquete não influencia as alterações das larguras dos arcos dentários, uma vez que não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os bráquetes AL passivos e os convencionais (ONG; HO; MILES, 2010) ou entre bráquetes AL passivos e ativos (CATTANEO et al., 2011). Todavia, Vajaria et al. (2011) observaram

um maior aumento da largura intermolar no grupo tratado com Damon 3MX em comparação com os casos tratados com aparelho convencional. Porém, neste estudo, não houve padronização na dimensão da canaleta dos bráquetes, sendo a canaleta do aparelho convencional tamanho 0.018” e do Damon 0.022”, e os fios utilizados também foram diferentes entre os dois grupos.

Em todos os tipos de tratamento com aparelhos autoligáveis, as larguras dos arcos aumentaram durante o alinhamento, com ou sem extrações. As maiores alterações ocorreram na área de pré-molares, seguida pela área de caninos e, por último, na região de molares. Cattaneo et al. (2011), ao analisar as alterações das inclinações vestibulolinguais dos segundos pré-molares superiores em pacientes tratados com Damon 3MX ou In-Ovation R, observaram que o aumento da largura interpré-molares foi, em grande parte, atingido pelo aumento da inclinação vestibular desses dentes. Corroborando com este achado, Franchi et al. (2006) encontraram um aumento significativo da inclinação para vestibular dos molares superiores após o alinhamento com aparelho convencional associado a ligaduras Slide[®], um sistema de ligaduras com efeitos semelhantes ao dos aparelhos autoligáveis passivos (BACCETTI et al., 2011).

ALTERAÇÕES NO ARCO INFERIOR

Sete estudos clínicos (PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2007; SCOTT et al., 2008; FLEMING et al., 2009; ONG; HO; MILES, 2010; PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2010; PANDIS et al., 2011; VAJARIA et al., 2011) compararam as alterações das larguras dos arcos inferiores em pacientes tratados com aparelhos autoligáveis passivos (Damon (6 estudos) ou SmartClip (1 estudo)) e aparelhos convencionais. Também foi encontrada uma meta-análise avaliando os resultados desses artigos (CHEN et al., 2010).

A literatura mostrou que ocorreu aumento nas dimensões transversais em todas as regiões, especialmente nas distâncias intercaninos e interpré-molares. De um modo geral, os resultados obtidos pelos aparelhos autoligáveis e convencionais foram semelhantes. Entretanto, houve divergência entre os estudos em relação aos efeitos dos dois tipos de aparelhos na distância intermolar. Alguns estudos (PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2007; FLEMING et al., 2009; PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2010), ao avaliar grupos tratados sem extrações, notaram um maior aumento da distância

intermolar nos casos em que usaram aparelhos autoligáveis. Mas é importante destacar que, nos dois estudos realizados por Pandis e colaboradores em 2007 e 2010, o grupo tratado com o sistema Damon usou os fios deste sistema, enquanto o grupo tratado com aparelhos convencionais fez uso de fios convencionais, com diagramas menores do que aqueles usados no sistema Damon. Com o intuito de investigar se o tipo de bráquete seria realmente capaz de alterar de modo peculiar a forma do arco dentário atingida com o alinhamento, Pandis et al. (2011) desenvolveram mais um estudo, desta vez utilizando o mesmo protocolo de fios em ambos os grupos autoligável e convencional. Não foi encontrada diferença entre os grupos quanto às distâncias intercaninos e intermolares. Todavia, Fleming et al. (2009) usaram os mesmos tipos de arcos em ambos os grupos e verificaram uma expansão maior no grupo tratado com SmartClip comparado aos aparelhos convencionais. De acordo com essas evidências, parece que os bráquetes de “baixo atrito” não produzem uma forma de arco diferente dos bráquetes convencionais, e sugere-se que o contorno do fio ortodôntico desenvolve um importante papel na determinação da forma do arco dentário (PANDIS et al., 2011).

Por outro lado, nos estudos em pacientes tratados com extrações de pré-molares, houve uma tendência de manter (SCOTT et al., 2008) ou reduzir a distância intermolar (ONG; HO; MILES, 2010), enquanto a distância intercaninos apresentou uma expansão ligeiramente maior do que nos estudos em pacientes tratados sem extrações.

Tabela 2.6 – Estudos clínicos a respeito das alterações nas dimensões dos arcos dentários durante o tratamento com aparelhos autoligáveis.

Autor / Ano	Desenho do estudo	N	Bráquetes utilizados	Resultados
Pandis; Polychronopoulou; Eliades, 2007	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo randomizado Casos sem extrações Grupos diferentes usaram fios diferentes Fase de alinhamento Arco inferior Medições realizadas em modelos de gesso 	N=54	Damon2 (fios Damon CuNiTi 0.014", CuNiTi .014" x .025") BCL (E) (fios não Damon-.016"CuNiTi 35°C, 0.020" médio Sentalloy)	IC: sem diferença entre os grupos. IM: Damon apresentou maior expansão (1.5mm a mais). As alterações de ambas as distâncias IC e IM1 estavam positivamente correlacionadas com a correção do apinhamento.
Scott et al., 2008	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo randomizado Casos com extrações Fase de alinhamento Arco inferior Medições realizadas em modelos de gesso 	N=60 Damon 3= 32 Synthesis= 28	Damon 3, BCL (Roth) Mesmos arcos em ambos os grupos: .014Cuniti, .014x.025cuniti, .018x.025cuniti, .019x.025aço	IC: Damon3 (+2.55mm) = BCL (2.66mm) IM1: Damon3 (-0.09mm) = BCL (+0.63) Comprimento do arco: Damon3 (-2.27mm) = BCL (-1.33 mm)

>>>> Continua

(Tabela 2.6 – Continuação)

Autor / Ano	Desenho do estudo	N	Bráquetes utilizados	Resultados
Fleming et al., 2009	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo randomizado Casos sem extrações Fase de alinhamento (mínimo de 30 semanas) Arco inferior Medições realizadas em modelos de gesso 	N=65 SmartClip=32 BCL=33	Smartclip Victory series (BCL) Último arco de alinhamento: 0.019 x 0.025" aço	As alterações em IC, IPM1, IPM2 não foram influenciadas pelo tipo de bráquete. IM1 inferior foi expandido mais no grupo SmartClip (0.91mm) e foi influenciada pelo tipo de bráquete.
Chen et al., 2010	Meta-análise	3 estudos clínicos selecionados para este tópico	Damon x bráquetes convencionais	As alterações em IC e IM1 foram semelhantes entre os tratamentos com os dois tipos de bráquetes.
Ong; Ho; Miles, 2010	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico retrospectivo Casos com extrações Fase de alinhamento (primeiras 20 semanas) Arcos superior e inferior Medições realizadas em modelos de gesso Obs.: Não descreveu compatibilidade entre os grupos.	N= 50 44 arcos dentários com BAL 40 arcos dentários com BCL	Damon 3Mx(D3Mx), BCL: Victory Series our Mini-Diamond Mesmos arcos em ambos os grupos: 0.014CuNiTi, 0.014 x 0.025 CuNiTi	Não houve diferença entre os grupos em ambos os arcos. <u>Arco superior (mm):</u> IC: aumentou (D3mx: 2.83, BCL 3.4), IM1: suave aumento (D3mx .0.25, BCL 0.14), comprimento do arco: reduziu (D3mx: -2.42, BCL -1.37) <u>Arco inferior (mm):</u> IC: aumentou (D3mx 1.96; CL 2.86), IM1: reduziu (D3mx : -1.44; BCL -1.34), Comprimento do arco: reduziu (D3mx: -1.69, BCL -1.08)
Pandis et al., 2010	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo randomizado Casos sem extrações Grupos diferentes usaram fios diferentes Tratamento completo Arco inferior Medições realizadas em modelos de gesso Índice de Little inicial maior que 2mm 	N=54 Damon2= 27 Microarch= 27	Damon 2: 0.014" CuNiTi Damon, 0.014 x 0.025" CuNiTi Damon, e aço 0.016 x 0.025" Microarch: 0.016" CuNiTi, 0.020 " Sentalloy médio (GAC), 0.020" e aço 0.018 x 0.025"	<u>Grupo Damon: Maior aumento em IM1</u> (1.3mm maior que BCL). A quantidade de apinhamento inicial e a classificação de Angle não constituíram fatores preditivos significantes para os valores pós-tratamento de IM1.
Cattaneo et al., 2011	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo randomizado Tratamento completo Casos sem extrações Medições realizadas em modelos digitais 	N=41 Damon= 21 In-Ovation= 20	Damon 3 MX (fios Damon) InOvation R (fios GAC)	Todas as larguras aumentaram, mas não houve diferença entre os grupos. IC (mm): Damon=1.4; InOv= 0.7) IPM1, IPM2 (mm): Damon=4.3, 4.0; InOv=4.5; 4.3 IM1: Damon= 1.9, InOv= 1.3 >>>> Continua

Tabela 2.6 – Conclusão

Autor / Ano	Desenho do estudo	N	Bráquetes utilizados	Resultados
Pandis et al., 2011	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo randomizado Casos sem extrações Mesmos fios em ambos os grupos Fase de alinhamento Arco inferior Medições realizadas em modelos de gesso Índice de Little inicial maior que 2mm 	N=50 Damon= 25 BCL= 25	Damon2 BCL Mesma sequência de fios em ambos os grupos, finalizando com aço 0.016 x 0.025"	Não houve diferença entre os grupos para as alterações em IC e IM1: IC (mm): Damon2: +1.4, BCL:+2.1 IM1(mm): Damon2: +1.9, BCL +1.5
Vajaria et al., 2011	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico retrospectivo Tratamento completo Casos sem extrações Arcos superior e inferior Medições realizadas em modelos digitais Sem explicação sobre características das más oclusões T0 (apinhamento e dimensões dos arcos) e compatibilidade intergrupos 	N= 43 Damon=27 BCL=16	BCL (canaleta .018") Damon 3MX (canaleta .022")	1. Grupo Damon: Expansão transversal: IC, IPM1, IPM2, IM1 aumentaram nos arcos superior e inferior. Expansão ântero-posterior: (comprimento do arco e proclinação dos incisivos) aumentou apenas no arco inferior. 2. Damon x BCL (comparação limitada): IM1 superior expandiu 2.19mm mais no grupo Damon

BAL= bráquetes autoligáveis, BCL= bráquetes convencionalmente ligados, IC= distância intercaninos, IPM1= distância inter-1os pré-molares, IPM2= distância inter-2os pré-molares, IM1= distância inter-1os molares.

Resumindo os achados deste tópico, pode-se dizer que: 1) em ambos os arcos, as larguras intercaninos, interpré-molares e intermolares tenderam a expandir durante os tratamentos sem extrações, independentemente do tipo de aparelho utilizado; 2) o fio utilizado parece ser um forte fator na determinação da forma final do arco dentário. Isso significa que fios com diagramas mais largos provavelmente provocarão maior expansão do arco, não importando qual bráquete está sendo utilizado; 3) a expansão na região posterior é alcançada principalmente devido ao aumento da inclinação dos dentes posteriores para vestibular, e não ao movimento de corpo.

2.3.4 Eficiência de tratamento

FASE DE ALINHAMENTO

Nove estudos avaliaram a eficiência de alinhamento dentário alcançada pelos aparelhos autoligáveis passivos comparados aos convencionais (MILES, 2005; MILES;

WEYANT; RUSTVELD, 2006; PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2007; SCOTT et al., 2008; FLEMING et al., 2009; ONG, HO, MILES., 2010; PANDIS et al., 2011; WAHAB et al., 2012) e outro comparando aparelhos autoligáveis passivos aos ativos (PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2010).

Tabela 2.7 – Estudos clínicos a respeito da eficiência dos aparelhos autoligáveis durante a fase de alinhamento.

Autor / Ano	Desenho do estudo	N	Bráquetes utilizados	Resultados
Miles, 2005	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo-<i>Split-mouth</i> 20 semanas de avaliação 	N=58	SmartClip e BCL (ligaduras E e SS) Mesmo paciente em ambos os grupos.	Em 10 semanas: O alinhamento anterior estava 0.7mm melhor no grupo BCL. Mas em 20 semanas, não houve diferença entre os grupos.
Miles; Weyant; Rustveld, 2006	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo-<i>Split-mouth</i> 20 semanas de avaliação Avaliaram eficiência e nível de dor. 	N=45	Damon BCL (ligaduras E e SS) Mesmo paciente em ambos os grupos: 0.014 CuNiTi (10 semanas) 0.016 x 0.025” CuNiTi (10 semanas)	<ol style="list-style-type: none"> Em 10 e 20 semanas de alinhamento, BCL tinha reduzido 0.2mm a mais do índice de Little do que o grupo Damon2 ($p<0.05$). Mas não é uma diferença clinicamente significante. Casos com Damon2 descolaram mais bráquetes do que com BCL (26 comparado com 5 descolagens de BCLs).
Pandis; Polychronopoulou; Eliades, 2007	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo randomizado Casos sem extrações Grupos diferentes usaram fios diferentes Fase de alinhamento Arco inferior Medições realizadas em modelos de gesso 	N=54	Damon2 (fios Damon CuNiTi 0.014", CuNiTi .014" x .025") BCL (E) (fios não Damon- .016"CuNiTi 35°C, 0.020" médio Sentalloy)	<ol style="list-style-type: none"> Em geral, Damon2=BCL quanto ao tempo de alinhamento do arco inferior. Considerando somente casos com apinhamento moderado (Índice de Little<5mm): Damon2 foi 2.7 vezes mais rápido do que BCL ($p<0.05$) Considerando os casos mais severos (Índice de Little > 5mm): Damon2 foi 1.37 vezes mais rápido do que BCL ($p=n.s.$) O tempo de tratamento foi 20% mais longo para cada unidade do índice de irregularidade de Little inicial.
Scott et al., 2008	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo randomizado Casos com extrações Fase de alinhamento Arco inferior Medições realizadas em modelos de gesso 	N=60	Damon 3, BCL (Roth) Mesmos arcos em ambos os grupos: .014Cuniti, .014x.025cuniti, .018x.025cuniti, .019x.025aço	Os casos tratados com Damon3 foram mais eficientes do que com BCLs durante a fase de alinhamento.
Fleming et al., 2009	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo randomizado Casos sem extrações Fase de alinhamento (mínimo de 30 semanas) Arco inferior Medições realizadas em modelos de gesso 	N=65	Smartclip Victory series (BCL) (ligaduras E ou SS) Último arco de alinhamento: 0.019 x 0.025” aço	Em geral, BCL alinhou um pouco mais os dentes do que SmartClip (ajustado para o tempo de tratamento). A eficiência do alinhamento mostrou ser fortemente influenciada pelo grau de apinhamento inicial.

>>>> Continua

Tabela 2.7 – Continuação

Autor / Ano	Desenho do estudo	N	Bráquetes utilizados	Resultados
Ong; Ho; Miles, 2010	<ul style="list-style-type: none"> Estudo retrospectivo Casos com extrações Fase de alinhamento (primeiras 20 semanas) Arcos superior e inferior Medições realizadas em modelos de gesso Obs.: Não descreveu compatibilidade entre os grupos.	N= 50	Damon 3Mx, BCL: Victory Series ou Mini-Diamond Mesmos arcos em ambos os grupos: 0.014cuniti, 0.014 x 0.025 CuNiTi	Não houve diferença entre os grupos quanto à velocidade de alinhamento e fechamento passivo do espaço durante as 20 primeiras semanas de tratamento.
Pandis; Polychronopoulou; Eliades, 2010	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo randomizado Sem extrações Fase de alinhamento Arco superior Medições realizadas em modelos de gesso Índice de Little inicial superior maior que 4mm 	N= 70	BAL passivo: High torque Damon3mx BAL ativo: InOvationR	BAL passivo = BAL ativo quanto à quantidade de alinhamento alcançada. Índices de irregularidade mais altos mostraram associação com o aumento no tempo requerido para o total alinhamento dos dentes anterossuperiores.
Pandis et al., 2011	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo randomizado Casos sem extrações Mesmos fios em ambos os grupos Fase de alinhamento Arco inferior Medições realizadas em modelos de gesso Índice de Little inicial maior que 2mm 	N=50 Damon = 25 BCL= 25	Damon2 BCL Mesma sequência de fios em ambos os grupos, finalizando com aço 0.016 x 0.025”	O tempo requerido para o alinhamento não diferiu entre os sistemas. A quantidade de apinhamento inicial constituiu um importante fator preditivo para o tempo de alinhamento do arco inferior.
Wahab et al., 2012	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo Casos com extrações Fase de alinhamento (primeiros 4 meses) Arco superior Medições realizadas em modelos de gesso 	N-29	Damon 3 (BAL) Mini Diamond (BCL) Somente fios 0.014" NiTi	O alinhamento foi mais rápido com BCL do que com BAL.

BAL= bráquetes autoligáveis, BCL= bráquetes convencionalmente ligados, n.s.= não significante estatisticamente.

Pandis et al. (PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2007) encontraram que, em casos com apinhamento moderado no arco inferior (índice de irregularidade < 5mm), o grupo tratado com Damon 2 foi 2,7 vezes mais rápido do que o grupo dos aparelhos convencionais ($p < 0.05$). Embora sem diferença estatisticamente significante, o grupo Damon 2 pareceu ser 1,68 vez mais eficiente do que o grupo de aparelhos convencionais no alinhamento dos incisivos inferiores, ao analisar a amostra inteira, e 1,37 vez mais eficiente, considerando apenas os casos severamente apinhados (índice de irregularidade > 5mm). Além disso, para cada unidade de índice de irregularidade inicial é provável um prologamento em 20% do tempo requerido para o total alinhamento dos incisivos inferiores.

Em um estudo mais recente, Pandis et al. (2011) compararam o tempo de alinhamento do arco inferior em pacientes tratados sem extrações com os aparelhos Damon 3MX e convencional, utilizando a mesma sequência de arcos em ambos os grupos. Contrariando o que tinha sido encontrado previamente, observou-se que o tipo de aparelho não teve influência alguma sobre o tempo de tratamento. Porém, a quantidade de apinhamento inicial confirmou ser um importante fator preditivo para um maior tempo de tratamento.

Outro estudo recente (DIBIASE et al., 2011) concluiu que o tipo de bráquete não reduz o tempo total de tratamento ou o número total de visitas e não ajuda a atingir melhores resultados oclusais, ao avaliar pacientes com apinhamento tratados com extrações de pré-molares e os aparelhos Damon 3 ou convencional, com o mesmo protocolo de fios em ambos os grupos. Uma curiosidade é que, neste estudo, citou-se que os ortodontistas tiveram a impressão que os bráquetes Damon 3 eram mais passíveis de quebras do que os convencionais, principalmente devido a uma falha entre a canaleta metálica e a base de policarbonato. Porém, não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois tipos de aparelho em relação ao número de quebras.

FECHAMENTO DE ESPAÇO

Como já discutido anteriormente, é defendido por alguns que os bráquetes autoligáveis passivos promovem um tratamento mais rápido, principalmente devido à resistência ao deslizamento. Isso auxiliaria para que houvesse um alinhamento e fechamento de espaços mais rápidos do que com os aparelhos convencionais. Já foi demonstrado que o tempo gasto durante o fechamento de espaço, ao lado do índice PAR inicial, colaborou significativamente para prolongar o tempo de tratamento tanto com aparelhos convencionais quanto autoligáveis passivos (DIBIASE et al., 2011).

O fechamento de espaço em massa (MILES, 2007), bem como a retração individual dos caninos (BURROW, 2010; DIBIASE et al., 2011; MEZOMO et al., 2011), não foi mais eficiente com aparelhos autoligáveis em relação aos convencionais. Porém, os bráquetes autoligáveis podem realizar um controle rotacional dos caninos mais eficaz (MEZOMO et al., 2011). Um dos trabalhos (BURROW, 2010) até mesmo observou uma distalização de caninos mais rápida no lado dos aparelhos convencionais. Os autores atribuem o achado à largura cerca de 1mm mais estreita dos bráquetes autoligáveis (SmartClip e Damon) do que os

bráquetes convencionais utilizados (Victory Series), pois quanto menor a largura do bráquete, maior o momento gerado, aumentando assim a resistência ao deslizamento.

Tabela 2.8 – Estudos clínicos a respeito da eficiência dos bráquetes autoligáveis durante a fase de fechamento de espaço.

Autor / Ano	Desenho do estudo	N	Bráquetes utilizados	Resultados
Miles, 2007	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo <i>Split-mouth</i> Fechamento de espaço em massa Medições realizadas em modelos de gesso 	N= 14	C a C: Clarity (BCL cerâmico) 2PM e 1M: SmartClip (BAL) ou BCLs (canaleta 0.018, ligaduras SS) Fechamento de espaço usando fio de aço 0.016 x 0.022 e mola retração de NiTi	Não houve diferença entre a velocidade de fechamento de espaço em massa com o Smartclip ou com BCL (canaleta 0.018, ligaduras SS).
Burrow, 2010	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo <i>Split-mouth</i> Retração de canino Arco superior Medições realizadas em modelos de gesso 	N= 43	BALs: SmartClip ou Damon 3 BCL (ligadura E) Fechamento de espaço usando fio de aço 0.018” e mola retração de NiTi	A velocidade de retração foi maior com BCL do que com BALs.
Dibiase et al., 2011	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo randomizado Tratamento completo Arco inferior Medições realizadas em modelos de gesso 	N= 48	BAL: Damon3 BCL (ligadura E)	O tempo dispendido na fase de fechamento de espaço influenciou o tempo total de tratamento. Damon3= BCL(E) quanto ao tempo total de tratamento, número total de visitas e resultado oclusal final.
Mezomo et al., 2011	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo <i>Split-mouth</i> Retração de caninos Arco superior Medições realizadas em modelos de gesso 	n= 15	SmartClip (só nos caninos) BCLs (ligadura E) Força aplicada com módulo elastomérico em cadeia usando um fio de aço 0.018”.	O movimento distal dos caninos superiores e a perda de ancoragem nos molares foram semelhantes nos dois grupos. Caninos distalizados com SmartClip sofreram menos rotação para distal do que com BCL(E).

BALs: bráquetes autoligáveis; BCLs: bráquetes convencionalmente ligados; E: ligadura elastomérica

TRATAMENTO COMPLETO

Vários trabalhos foram desenvolvidos com o intuito de comparar a eficiência do tratamento com aparelhos autoligáveis e aparelhos convencionais.

Todos os estudos retrospectivos encontrados (EBERTING; STRAJA; TUNCAY, 2001; HARRADINE, 2001; VAJARIA et al., 2011) observaram um menor tempo de tratamento com aparelhos autoligáveis em relação aos aparelhos convencionais. Dois desses

estudos (EBERTING; STRAJA; TUNCAY, 2001; HARRADINE, 2001), ressaltando-se que apenas um deles (HARRADINE, 2001) apresentou grupos compatíveis, demonstraram tratamentos entre quatro (HARRADINE, 2001) e seis (EBERTING; STRAJA; TUNCAY, 2001) meses mais rápidos e com aproximadamente quatro (HARRADINE, 2001) ou sete (EBERTING; STRAJA; TUNCAY, 2001) menos visitas ao ortodontista nos casos tratados com o aparelho Damon. Quanto à qualidade do tratamento, não houve diferença entre o resultado obtido pelos dois tipos de aparelho em um dos estudos (HARRADINE, 2001). Já no outro (EBERTING; STRAJA; TUNCAY, 2001), observou-se que os pacientes tratados com o Sistema Damon maiores de 21 anos atingiram uma finalização estatisticamente melhor do que aqueles tratados com aparelhos convencionais. Por outro lado, os mais jovens tratados com aparelho convencional mostraram resultados superiores àqueles tratados com o aparelho autoligável.

Um terceiro estudo (VAJARIA et al., 2011) reportou, no resumo, que o grupo Damon havia finalizado o tratamento dois meses antes que o grupo tratado com aparelho convencional. Entretanto, esses dados não foram descritos nos resultados em si, além de não haver informação com relação à compatibilidade dos grupos.

Diferentemente, os estudos clínicos randomizados que avaliaram a eficiência dos aparelhos autoligáveis passivos SmartClip (FLEMING; DIBIASE; LEE, 2010) e Damon (DIBIASE et al., 2011) comparados aos aparelhos convencionais no tratamento sem (FLEMING; DIBIASE; LEE, 2010) ou com (DIBIASE et al., 2011) extrações de pré-molares foram unânimes ao concluir que o tempo de tratamento, o número de visitas, ou a redução do índice PAR (Peer Assessment Rating score) não foram influenciados pelo tipo de aparelho. Na verdade, o índice PAR inicial e o tempo de fechamento de espaço demonstraram colaborar significativamente para um tratamento mais longo (DIBIASE et al., 2011). Concordando com esses resultados, um estudo clínico randomizado, comparando a eficiência do tratamento com o aparelho autoligável ativo Time 2 e um aparelho convencional, concluiu que o tratamento com bráquetes Time 2 não reduz o tempo de tratamento ou número de visitas, nem afeta a proporção de sucesso ou o resultado oclusal final (ICON scores), quando comparado o Time 2 ao aparelho convencional (JOHANSSON; LUNDSTROM, 2012).

Tabela 2.9 – Estudos clínicos a respeito da eficiência dos bráquetes autoligáveis, avaliando-se o tempo total de tratamento.

Autor / Ano	Desenho do estudo	N	Bráquetes utilizados	Resultados
Harradine, 2001	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico retrospectivo Casos com e sem extrações Arcos superiores e inferiores Medições realizadas em modelos de gesso 	N: 60	Damon SL e BCL	O grupo Damon terminou o tratamento em média 4 meses antes e requereu menos 4 visitas do que o grupo BCL, considerando-se que ambos os grupos apresentaram índices PAR iniciais equiparáveis.
Eberting; Straja; Tuncay, 2001	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico retrospectivo (multicêntrico) Casos com e sem extrações Medições realizadas em modelos de gesso e Rx panorâmicas 	N: 100	Damon SL e BCL	Os pacientes tratados com Damon SL apresentaram redução significativa no tempo de tratamento e número de visitas. Além disso, atingiram resultados oclusais (ABO score) melhores do que os casos tratados com BCL.
Fleming; Dibiasi; Lee, 2010	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo randomizado Casos sem extrações Arco inferior Medições realizadas em modelos de gesso 	N: 54	SmartClip e BCL	A duração do tratamento, o número de visitas e a proporção de sucesso (percentual de redução do índice PAR) não foram influenciados pelo tipo de bráquete utilizado.
Vajaria et al., 2011	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico retrospectivo Tratamento completo Casos sem extrações Arcos superior e inferior Medições realizadas em modelos digitais 	N= 43	Damon 3MX (canaleta .022") BCL (canaleta .018")	Os autores não compararam estatisticamente a diferença de tempo de tratamento entre os grupos. Mas relataram que os casos tratados com Damon3MX terminaram o tratamento 2 meses antes do que os casos tratados com BCL. Obs.: Nenhuma explicação sobre as características iniciais das más oclusões (apinhamento e dimensões dos arcos) e compatibilidade entre os grupos foi descrita.
Dibiasi et al., 2011	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo randomizado Arco inferior Medições realizadas em modelos de gesso 	N= 48	BAL: Damon3 BCL (ligadura E)	O tipo de bráquete não teve influência sobre a duração do tratamento, número de visitas e redução do índice PAR, contabilizando as co-variáveis pré-tratamento e do tratamento. O tempo dispendido com a fase de fechamento de espaço influenciou o tempo total de tratamento. O índice PAR inicial influenciou apenas a quantidade de redução do mesmo durante o tratamento.
Johansson; Lundstrom, 2012	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo randomizado Casos com e sem extrações Medições realizadas em modelos de gesso 	N=100	BAL: Time2 BCL.	O tratamento com BAL não reduz o tempo de tratamento ou número de visitas, nem afeta a proporção de sucesso ou o resultado oclusal final (ICON scores) quando comparado ao BCL.

2.3.5 Tempo de cadeira

Um menor tempo de cadeira constitui uma vantagem indiscutivelmente relevante para o clínico, visto que possibilita uma maior produtividade no mesmo tempo de trabalho.

Todos os cinco estudos clínicos e uma meta-análise confirmaram esse benefício dos aparelhos autoligáveis em relação aos convencionais (VOUDOURIS, 1997; BERGER; BYLOFF, 2001; HARRADINE, 2001; TURNBULL; BIRNIE, 2007; PADUANO et al., 2008; CHEN et al., 2010).

Tabela 2.10 – Estudos clínicos a respeito do tempo de cadeira durante o tratamento com aparelhos autoligáveis.

Autor / Ano	Desenho do estudo	Tamanho da Amostra	Bráquetes utilizados	Resultados
Voudouris, 1997	Estudo clínico prospectivo (3 operadores)	N=150 arcos	Interactwin (BAL) BCL (½ E, ½ SS)	Interactwin: 4.5 vezes mais rápidos do que os BCLs (193 segundos comparado a 43 segundos) para desligar/ligar um arco
Berger; Byloff, 2001	Estudo clínico (2 clínicas diferentes)	N=80 (BAL) N=40 (BCL)	BALs: Speed, Damon SL, Time, TwinLock, BCL (½ E, ½ SS)	BALs foram mais rápidos, sendo Speed o mais rápido dos BALs. - Damon SL: 2 vezes mais rápido que o BCL com ligaduras elásticas. - Damon SL: 9 vezes mais rápido que o BCL com ligaduras metálicas.
Harradine, 2001	Estudo clínico retrospectivo	N= 60	Damon SL e BCL(E)	Tempo por arco: Damon SL 24s mais rápido que convencionais para abertura/fechamento do bráquete.
Turnbull; Birnie, 2007	Estudo clínico prospectivo	N=131	Damon 2 (D2) e BCL (E)	Tempo por bráquete: D2 foi duas vezes mais rápido do que os convencionais para abertura/fechamento do bráquete
Paduano et al., 2008	Estudo prospectivo Alto risco de viés	N=50 divididos em 5 grupos	10 pacientes= <u>Time2</u> 10 pacientes = <u>SmartClip</u> 10 pacientes = <u>In-Ovation</u> 10 pacientes = BCL (ligaduras SS) 10 pacientes = BCL (ligaduras E)	Os BALs mostraram ser mais rápidos para remoção e recolocação do arco nas fases tardias do tratamento;

BALs: bráquetes autoligáveis; BCLs: bráquetes convencionalmente ligados; E= ligaduras elásticas, SS= ligaduras metálicas.

Foi demonstrado, por meio de meta-análise (CHEN et al., 2010) de dois desses estudos (HARRADINE, 2001; TURNBULL; BIRNIE, 2007), que os bráquetes Damon foram mais rápidos em média 20 segundos, durante sua abertura ($P < 0,01$), e de 10 a 50 segundos, durante o fechamento ($P > 0,05$), do que o tempo gasto para remover as ligaduras elásticas e colocá-las nos aparelhos convencionais, considerando-se um arco completo. Embora uma redução de 30 a 70 segundos por arco pareça pequena, numa clínica com 50 pacientes por dia, considerando os dois arcos por paciente, isso pode significar uma redução de pelo menos 50 minutos de tempo de trabalho por dia.

É de se ressaltar ainda que todos esses estudos utilizaram modelos de bráquetes autoligáveis que requerem um alicate específico para sua abertura e fechamento. Entretanto, os modelos mais recentes são abertos mais facilmente e fechados apenas pela pressão do dedo. Assim, especula-se que essa diferença seja ainda mais favorável aos bráquetes autoligáveis.

2.3.6 Acúmulo de placa bacteriana

Já foi demonstrado que o uso de ligaduras elastoméricas facilita o acúmulo de placa comparado às ligaduras metálicas (ALVES DE SOUZA et al., 2008). Foi especulado que o uso de bráquetes autoligáveis reduziria o acúmulo de placa bacteriana próximo aos bráquetes em relação aos convencionais, por não utilizarem nenhum tipo de ligadura (PANDIS et al., 2010). Em um estudo *in vitro* (VOUDOURIS, 1997), demonstrou-se que os bráquetes autoligáveis retêm menos placa bacteriana do que os convencionais ligados com módulos elastoméricos. Corroborando esse achado, recentemente, em um estudo *in vivo* (PELLEGRINI et al., 2009), observou-se uma menor quantidade de bactérias ao redor dos bráquetes autoligáveis em comparação com os arredores dos convencionais, quando os pacientes foram avaliados uma e cinco semanas após a colagem do aparelho.

Tabela 2.11 – Estudos clínicos a respeito do acúmulo de placa e saúde periodontal durante o tratamento com aparelhos autoligáveis.

Autor/Ano	Desenho do estudo	Tamanho da amostra	Bráquetes utilizados	Resultados
Pandis et al., 2008	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico Prospectivo Exame da situação periodontal dos incisivos inferiores durante 18 meses quanto a: <ul style="list-style-type: none"> - índice de placa - índice gengival - índice de cálculos - profundidade de sondagem. 	N=100	InOvation R Convencional (E)	Sem diferença entre os grupos
Pellegrini et al., 2009	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo <i>Split-mouth design</i> Coleta de placa bacteriana ao redor do bráquete em 1 (T1) e 5 (T2) semanas após colagem do aparelho. 	N= 14	InOvation R Convencional (E)	InOvation < Convencional (E): quanto ao número total de bactérias e de <i>Streptococci</i> em ambos os estágios.
Pandis et al., 2010	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico Prospectivo Cultura e contagem de bactérias a partir de saliva coletada antes (T1) e 2-3 meses após a colagem do aparelho (T2). 	N= 32	InOvation R Convencional (E)	Sem diferença entre os grupos

Por outro lado, ao se comparar a condição periodontal dos pacientes com aparelhos autoligáveis com aqueles que utilizavam aparelhos convencionais, Pandis *et al.* (PANDIS et al., 2008) não encontraram diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Posteriormente, o mesmo grupo de pesquisadores não encontrou diferença significativa na contagem de *Streptococcus mutans* na saliva de pacientes com aparelhos autoligáveis ou convencionais ligados com elastômeros (PANDIS et al., 2010). Mas os autores ressaltam que, nas áreas próximas aos bráquetes, a situação pode ser completamente diferente e que, independentemente do tipo de bráquete utilizado, um programa de higiene bucal deve ser administrado durante o tratamento ortodôntico.

2.3.7 Reabsorção radicular

A comparação da quantidade de reabsorção radicular externa baseia-se nas possíveis vantagens atribuídas aos bráquetes autoligáveis. Já que foi sugerido que esses bráquetes promovem um alinhamento mais rápido, especulou-se que isso poderia provocar maior grau de reabsorção radicular. A Tabela 2.12 descreve os estudos clínicos encontrados sobre este assunto.

Tabela 2.12 – Estudos clínicos a respeito da reabsorção radicular durante o tratamento com aparelhos autoligáveis.

Autor / Ano	Desenho do estudo	Tamanho da Amostra	Bráquetes utilizados	Resultados
Blake; Woodside; Pharoah, 1995	Estudo clínico retrospectivo Avaliação dos incisivos superiores e inferiores por meio de radiografias periapicais	N= 63	Speed Convencional	Sem diferença estatisticamente significativa entre os grupos
Pandis et al., 2008	Estudo clínico retrospectivo Avaliação dos incisivos superiores por meio de radiografias panorâmicas	N=96	Damon 2 Convencional	Sem diferença estatisticamente significativa entre os grupos
Scott et al., 2008	Estudo clínico prospectivo randomizado Fase de alinhamento Avaliação dos incisivos inferiores por meio de radiografias periapicais	N=60	Damon 3 Convencional	Sem diferença estatisticamente significativa entre os grupos
Leite et al., 2012	Estudo clínico prospectivo Fase de alinhamento (primeiros 6 meses) Avaliação dos incisivos superiores e inferiores por meio de TCFC (voxel de 0,4mm)	N=19	EasyClip Convencional	Sem diferença estatisticamente significativa entre os grupos

Todos os estudos clínicos (BLAKE; WOODSIDE; PHAROAH, 1995; PANDIS et al., 2008; SCOTT et al., 2008; LEITE et al., 2012) concordaram que existe um encurtamento de

raízes durante o tratamento ortodôntico, porém o grau de reabsorção radicular é similar entre os aparelhos autoligáveis e convencionais.

Uma revisão sistemática sobre reabsorção radicular ocorrida durante o tratamento ortodôntico citou que a sequência de arcos, a prescrição do bráquete e seu modo de ligação não afetam o grau de reabsorção radicular externa e que a aplicação de forças pesadas constitui um dos fatores mais relevantes para uma reabsorção inflamatória mais severa (WELTMAN et al., 2010).

2.3.8 Dor relacionada ao tratamento

Outra importante vantagem atribuída aos bráquetes autoligáveis, especialmente pelos fabricantes do sistema Damon, é um maior conforto ao paciente por provocar menos dor relacionada ao tratamento devido ao nível de força liberado pelo sistema ser mais fisiológico [*Homepage da Damon® System – Why choose Damon?* (2012)].

Em um estudo do tipo *split-mouth* (MILES; WEYANT; RUSTVELD, 2006), o nível de desconforto foi registrado pelos pacientes alguns dias após a colagem do aparelho bem como durante a substituição do primeiro fio ortodôntico (CuNiTi .014”) pelo segundo (CuNiTi .016” x .025”), que ocorreu 10 semanas após o início do tratamento. Inicialmente, os pacientes relataram que os bráquetes convencionais provocaram mais desconforto do os bráquetes Damon 2. Entretanto, após a inserção do segundo arco de alinhamento, os pacientes demonstraram desconforto expressamente maior no lado dos bráquetes Damon 2. Contrariamente, Tecco *et al.* (TECCO et al., 2009), ao avaliar o nível de dor de pacientes usando o mesmo fio CuNiTi .014”, concluíram que os pacientes tratados com aparelhos convencionais parecem apresentar uma experiência de dor mais intensa e constante do que aqueles que usaram o aparelho Damon 2. Porém, esses dados devem ser considerados com cautela, visto que a amostra é pequena e não houve compatibilização dos grupos quanto às características iniciais da amostra (WRIGHT et al., 2011).

Três estudos clínicos prospectivos randomizados compararam o nível de desconforto associado ao tratamento com aparelhos autoligáveis e convencionais. No primeiro estudo (SCOTT et al., 2008), todos os pacientes apresentaram redução no nível de dor no decorrer dos dias da primeira semana de tratamento, sem haver, no entanto, diferença entre os grupos. No segundo (PRINGLE et al., 2009), os pacientes Damon relataram um nível médio de dor menor do que o grupo convencional. Quanto ao nível máximo de dor, essa comparação

atingiu um valor limiar de significância ($P < 0,053$), favorecendo o aparelho Damon como menos doloroso.

Tabela 2.13 – Estudos clínicos sobre os níveis de dor associada ao tratamento com aparelhos autoligáveis.

Autor / Ano	Desenho do estudo	N	Bráquetes utilizados	Resultados
Miles; Weyant; Rustveld, 2006	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo-<i>Split-mouth</i> Níveis de dor registrados após a inserção dos fios CuNiTi .014" e CuNiTi .016" x .025" 	N= 60	Damon 2 e convencional	Mais pacientes relataram desconforto com bráquetes convencionais na primeira semana de tratamento (fio .014). Mas, na inserção do segundo fio (.016 x .025"), mais pacientes com Damon2 relataram desconforto.
Scott et al., 2008	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo randomizado Níveis de dor foram registrados após a inserção do 1o arco (CuNiTi .014"): 4 horas, 24 horas, 3 dias e 1 semana Visual Analogue System (VAS). 	N= 62	Damon 3 e convencional (Synthesis)	Não houve diferença entre os grupos durante a primeira semana de tratamento.
Pringle et al., 2009	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo randomizado Níveis de dor foram registrados após a inserção do 1o arco (CuNiTi .014") durante 7 dias (2x/dia) VAS 	N= 66	Damon 3 e convencional (Tru Straight)	Os pacientes Damon3 relataram a média da dor máxima menor ($P=0.053$) e um nível médio de dor ($P < 0.012$) menor do que aqueles com bráquetes convencionais, durante a primeira semana de tratamento.
Tecco et al., 2009	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo randomizado Níveis de dor foram registrados após a inserção do 1o arco (CuNiTi .014") 3 meses de avaliação usando o mesmo arco VAS 	N= 30	Damon 2 e Convencional (Victory series)	Pacientes tratados com bráquetes convencionais parecem sentir dores mais intensas e por mais tempo do que aqueles tratados com Damon2, com o uso do fio CuNiTi 0.014".
Fleming et al., 2009	<p>Estudo clínico prospectivo randomizado</p> <p>Os níveis de dor foram registrados em:</p> <ul style="list-style-type: none"> T1: após 4, 24, e 72 horas e após 7 dias da inserção do 1º fio (NiTi .016") T2: após a remoção de NiTi 0.019 x 0.025" e inserção do fio de aço 0.019 x 0.025" VAS 	N= 66	SmartClip e Convencional (Victory series)	<p>T1: Não houve diferença entre os grupos quanto ao nível de dor durante a primeira semana de tratamento.</p> <p>T2: O grupo SmartClip registrou um desconforto significativamente maior, durante a substituição do fio retangular, do que o grupo com bráquetes convencionais.</p>
Bertl; Onodera; Čelar, 2012	<ul style="list-style-type: none"> Estudo clínico prospectivo-<i>Split-mouth</i> Analizou os níveis de dor na inserção e remoção de fios redondos e retangulares. 	N=18	SmartClip e Convencional	O aparelho SmartClip desencadeou maior nível dor do que o convencional para inserção e remoção de todos os arcos.

Porém, após ajustar os resultados para o índice de irregularidade inicial e a analgesia consumida, a diferença entre os grupos passou a não ser clinicamente relevante, de acordo com o poder do teste (WRIGHT et al., 2011). No terceiro ensaio clínico randomizado (FLEMING et al., 2009), que comparou a experiência de dor relacionada aos tratamentos com o aparelho autoligável SmartClip ou convencional, não foi encontrada diferença entre os grupos durante o uso do primeiro arco de alinhamento. Entretanto, durante a substituição do arco de níquel-titânio de calibre .019" x .025" por outro de mesmo calibre, feito de aço inoxidável, os pacientes que estavam usando o aparelho SmartClip relataram um nível significativamente mais elevado de dor. Em um estudo recente do tipo *split mouth*, o aparelho SmartClip também provocou maior nível de dor durante a inserção e remoção de arcos redondos e retangulares do que o aparelho convencional (BERTL; ONODERA; ČELAR, 2012).

Observa-se assim que o aparelho Damon parece produzir menos dor do que o convencional durante o primeiro arco de alinhamento (CuNiTi 0.014"), em relação aos aparelhos convencionais. Isso pode ser devido à grande folga do fio no bráquete. No entanto, ao ser inserido o fio superelástico retangular, existem maiores níveis de dor nos pacientes com bráquetes Damon do que com convencionais, devido à ligação do fio de alto calibre com a tampa rígida daquele bráquete AL. O bráquete SmartClip parece induzir mais dor na inserção/remoção de fios do que o convencional.

2.3.9 Estabilidade

Defensores dos aparelhos autoligáveis alegam que as forças mais suaves produzidas por esses sistemas podem resultar em uma movimentação dentária mais fisiológica, além de resultados de tratamentos mais estáveis (DAMON, 2005). Por outro lado, a ortodontia tradicional defende que a forma de arco inicial deve ser mantida sempre que possível para maior estabilidade do tratamento. Por isso, muitos criticam as grandes expansões promovidas pelos arcos superelásticos pré-contornados utilizados na maioria dos sistemas de aparelhos autoligáveis.

Até o momento, existe escassez de estudos sobre a estabilidade pós-tratamento com aparelhos autoligáveis. O único estudo encontrado a respeito deste assunto foi uma tese recentemente finalizada na Universidade de Aarhus (GALAKTOPOULOS, 2011). Observou-se que ambos os sistemas de aparelhos autoligáveis passivo e ativo (Damon e In-Ovation)

produziram grandes expansões nos arcos superiores e inferiores durante o tratamento ativo, com resultados estáveis em um período de dois anos pós-tratamento sob o uso de contenções removíveis. Não houve diferença significativa entre os grupos. Foi encontrada também uma correlação entre a quantidade de expansão durante o tratamento e sua recidiva no período pós-tratamento.

Tabela 2.14 – Estudo clínico sobre a estabilidade oclusal após o tratamento com aparelhos autoligáveis.

Autor / Ano	Desenho do estudo	N	Bráquetes utilizados	Resultados
Tese Galaktopoulos, 2011	Estudo prospectivo randomizado	N= 32	Damon MX (17 pacientes) InOvation (15 pacientes)	<ul style="list-style-type: none"> • Larguras dos arcos relativamente estáveis no período de 2 anos em contenção. • Sem diferença entre os grupos. • Correlação entre a quantidade de expansão e de estreitamento do arco após o final do tratamento.

2.4 Alterações do osso alveolar relacionadas à expansão dentária

Existe uma intensa campanha publicitária por parte dos fabricantes dos aparelhos autoligáveis, em especial pelo Sistema Damon®, afirmando que a associação dos bráquetes autoligáveis passivos com fios superelásticos propiciaria grandes expansões, sem danos ao suporte periodontal dos dentes movimentados, dispensando o uso de expansores ortopédicos da maxila e reduzindo o número de casos com indicação de extrações:

“CT scans of Damon patients prove conclusively that the Damon System can provide lateral arch adaptation while keeping teeth perfectly centred in bone.”

[Homepage da Damon® System. Full arch development with fewer extractions and no RPES. Disponível em: <http://www.ormco.com/products/damon/advantages/freedom.php>. Acesso em: 16/10/2012]

Muitos autores afirmam que movimentos para vestibular além do contorno alveolar original devem ser evitados, pois existe risco de desenvolver defeitos ósseos, como deiscências e fenestrações, bem como recessões gengivais (STEINER; PEARSON; AINAMO, 1981; ENGELKING; ZACHRISSON, 1982).

Visto que apenas um estudo avaliou alterações na tábua óssea alveolar relacionadas ao tratamento com aparelhos autoligáveis, foi realizada uma pesquisa bibliográfica nas bases de dados Embase e Pubmed, com última atualização em 16/10/2012, em busca de estudos em humanos investigando os efeitos da expansão dentária (rápida ou lenta) no suporte periodontal, avaliados por meio de tomografia computadorizada helicoidal ou de feixe cônico.

A Tabela 2.15 descreve a estratégia de busca utilizada para seleção dos trabalhos relacionados ao assunto. Os artigos encontrados que se enquadraram nos critérios de seleção estão descritos na Tabela 2.16.

Tabela 2.15 – Descrição dos unitermos, critérios de seleção e número de trabalhos encontrados e selecionados para a revisão da literatura sobre as alterações do osso alveolar relacionadas à expansão dentária.

Unitermos (Pubmed e Embase)	((orthodontic* AND (computed tomograph*)) OR (orthodontic* AND (computerized tomograph*)) OR (orthodontic* AND (cone beam <u>computerized</u> tomograph*)) OR (orthodontic* AND (cone beam computed tomograph*))) AND ((orthodontic* AND expand*) OR (orthodontic* AND expansion))
Crítérios de Inclusão	<ul style="list-style-type: none"> • Línguas: inglês, português e espanhol • Estudos clínicos em humanos investigando os efeitos da expansão dentária (rápida ou lenta) no suporte periodontal, avaliados por meio de tomografia computadorizada helicoidal ou do feixe cônico.
Crítérios de exclusão	<ul style="list-style-type: none"> • Estudos laboratoriais • Casos clínicos • Opiniões de autores • Método de avaliação diferente de tomografia computadorizada convencional ou tomografia computadorizada do feixe cônico • Estudos que não avaliaram as alterações nas tábuas ósseas alveolares
Resultado total (Embase + Pubmed):	172 artigos, sendo 61 duplicatas. Total (sem duplicatas): 111 artigos
Pré-selecionados para análise detalhada dos dados	23 artigos
Selecionados	5 artigos

Dwight Damon (Damon 2005) afirma ter realizado um estudo em cortes tomográficos frontais de 13 pacientes tratados com o sistema Damon e encontrou que o osso alveolar segue a expansão e os dentes transladam no sentido lateral. Infelizmente o material completo nunca foi publicado.

Os dados de Cattaneo et al. (2011), avaliando as alterações na tábua óssea vestibular após o tratamento com aparelhos autoligáveis, confirmaram a expansão do arco dentário, porém acompanhada de inclinação vestibular dos dentes e redução da espessura da tábua óssea vestibular.

É consenso que ocorre uma tendência expansão dos dentes posteriores através do osso, ou seja, com redução da espessura da tábua óssea vestibular e aumento da tábua óssea lingual, tanto nos casos de expansão rápida (GARIB et al., 2006; RUNGCHARASSAENG et al., 2007; BALLANTI et al., 2009) quanto nos casos de expansão lenta (CORBRIDGE et al., 2011), inclusive com o uso de aparelhos autoligáveis (CATTANEO et al., 2011).

Tabela 2.16 – Descrição dos estudos clínicos que avaliaram as alterações do osso alveolar relacionadas à expansão dentária.

Autor / Ano	Desenho do estudo	N / Idade inicial (anos)	Tipo de Expansão (Rápida ou lenta)	Medição da tábua óssea	Resultados
Garib et al., 2006	ECPR TC Contenção de 3 meses com o próprio aparelho.	8/ G1: 12,4 G2: 12,6	Rápida Haas (G1) Hyrax (G2) Expansão: 7mm	Corte axial ao nível da bifurc. raízes MV e DV do M1 Sup. dir., paralelo a PP	$\Delta TV = -0,6$ a $-0,9$ mm (PM1 e M1 > PM2); $\Delta TL = +0,8$ a $+1,3$ mm. $\Delta DePM1 = +7,1$ mm (DP 4.6) $\Delta DeM1 = +3,8$ mm (SD4.4) TV mais fina (T0): > aumento das deiscências
Rungcharassaeng et al., 2007	ECR TCFC Faltam dados do método de aquisição das imagens Tempo de cont.: 3,6 sem (0 a 12m)	30 / 13,8	Rápida Hyrax suportado por 2 ou 4 bandas Expansão média de 4,96 mm	Cortes parassagittais (0,5mm) passando pelo centro de cada P1, P2 e M1	$\Delta TVPM1 = -1,14$ mm $\Delta TVPM2 = -0,84$ mm $\Delta TVM1 = -1,24$ mm $\Delta DePM1 = +4,42$ mm $\Delta DePM2 = +1,37$ mm $\Delta DeM1 = +2,92$ mm TV mais espessa (T0): menos casos de deiscências
Ballanti et al., 2009	ECPnR TC: Pré-trat. (T0) Pós-ativ.(T1) pós-cont. (T2) Contenção por 6 meses com o expansor	17/ 11,2	Rápida Expansor borboleta Expansão: 7mm em 14 dias	Corte axial ao nível da bifurcação entre as raízes MV e DV do M1 superior direito	<ul style="list-style-type: none"> T0-T1: ΔTV de M1= $-0,4$mm mesial e $-0,2$mm distal; T0-T2: ΔTL: $+0,6$mm T1-T2: tendência de retorno à espessura óssea original nos lados L e V
Cattaneo et al., 2011	ECPR TCFC	41 / Damon: 16,0 InOvation: 15,0	Lenta: Aparelhos autoligáveis: • Damon • In-Ovation	Cortes parassagittais (0,36mm) no centro do canal radicular dos PM2.	<ul style="list-style-type: none"> Damon: $\Delta TV = -23\%$ e -18% (lados D e E) InOvation: $\Delta TV = -17\%$ e -12% (lados D e E) Maioria dos pac.: redução da espessura da TV. Expansão de IPM1 e IPM2 positivamente associada ao aumento da inclinação p/ V. Tendência para mais redução óssea em > expansões (ns).
Corbridge et al., 2011	ECR TCFC Faltam dados do método de aquisição das imagens Contenção por 1,9 anos: QH - 49% Hawley-35% Sem cont.- 16%	73/ 9,2 (T1) 11,9 (T2)	Lenta Quad-hélix Expansão média (JCE)= 6,5mm	Corte axial ao nível da bifurcação entre as raízes MV e DV do M1 sup. Dir. paralelo a PP	ΔTV : $-1,6$ mm (-72%) – raiz MV de M1; ΔTL : $+1,5$ mm ($>100\%$); Correlação. negativa: $\Delta IM1$ e ΔTV Correlação. positiva: $\Delta IM1$ e ΔTL

ECPR: Estudo clínico prospectivo randomizado; ECPnR: Estudo clínico prospectivo não randomizado; ECR: Estudo clínico retrospectivo; TC: Tomografia computadorizada convencional; TCFC: Tomografia computadorizada de feixe cônico; ΔTV : Alteração da espessura da tábua óssea vestibular; ΔTL : Alteração da espessura da tábua óssea lingual; ΔDe : Alteração da altura da crista óssea; IM1: distância inter-primeiros molares; IPM1: distância inter-primeiros pré-molares; IPM2: distância inter-segundos pré-molares, ns: não é estatisticamente significativa, JCE: mensurada ao nível da junção cimento-esmalte.

2.5 Considerações sobre as reações teciduais na movimentação dentária.

A movimentação dentária é um processo que pode acontecer com ou através do osso (BARON, 1975 *apud* MELSEN, 1999; MELSEN; KLEMT, 1997). Quando o dente é movido com o osso, ocorre reabsorção óssea direta, isto é, reabsorção do osso da parede óssea alveolar interna no lado de pressão, ao mesmo tempo em que as fibras do ligamento periodontal são tensionadas no lado interno oposto, induzindo aposição óssea. Simultaneamente, no lado externo do alvéolo na direção da força, há um mecanismo subperiósteo compensatório para manter a espessura da parede alveolar. Os determinantes desse processo não são bem definidos, mas ele requer as forças suaves, uniformemente distribuídas e de natureza cíclica, de modo que haja tempo suficiente para iniciar a ativação celular em todas as áreas, inclusive na parede externa alveolar. Com todos esses cuidados, parece possível o movimento de dentes para além do contorno alveolar (MELSEN, 1999).

Os estudos de Reitan confirmam que o dente sujeito a forças apropriadas mantém o suporte ósseo por meio de algum tipo de mecanismo compensatório/adaptativo (REITAN, 1967). Baron (1975) foi um dos primeiros a mostrar que o osso alveolar pode ser alterado na forma em todas as direções por modelação. Isso foi suportado mais tarde por outros pesquisadores (WEHRBEIN et al., 1990 *apud* MELSEN, 1999; MELSEN, 2001). Wehrbein et al. (1990) mostraram que os molares transladados para áreas com largura alveolar atrofica mantinham o suporte alveolar pré-tratamento.

Por outro lado, o movimento dentário através do osso é caracterizado pela reabsorção óssea à distância, conhecida como reabsorção minante (*undermining resorption*) (REITAN, 1967; STOREY, 1973; RYGH, 1974). Durante este período, o ligamento periodontal no lado de pressão é excessivamente comprimido, desenvolvendo áreas isquêmicas, que geram zonas de hialinização acelular. A reabsorção óssea à distância progride em direção ao ligamento periodontal até alcançá-lo. Neste momento, o dente se movimenta bruscamente para a área de osso reabsorvido, causando mobilidade dentária, pois não houve aposição óssea concomitante no lado de tensão. Só após o brusco movimento dentário ocorrerá a neoformação óssea neste lado (REITAN, 1967). Assim, existe um desequilíbrio na reabsorção/formação óssea. Esse desequilíbrio pode resultar em movimentação dentária através da lâmina óssea alveolar, aumentando o risco de criar deiscências ósseas.

A determinação do nível e direção ideais de força, entretanto, é um processo complexo e requer um planejamento individualizado. Dalstra et al. (2006) analisaram com

microtomografia computadorizada a microanatomia da lâmina dura e concluíram que esta apresenta uma superfície altamente irregular (DALSTRA; CATTANEO; BECKMANN, 2006). Assim, mesmo forças muito suaves podem resultar em compressão excessiva de superfícies pequenas da parede alveolar. Seguindo essa tendência, foi demonstrado que raramente se pode evitar a formação de áreas hialinizadas (VON BOHL et al., 2004).

Embora a força ótima seja complexa para ser determinada, já se sabe que o movimento de inclinação descontrolado para vestibular deve ser evitado, pois produz força excessiva sobre crista óssea alveolar deste lado. Ao movimentar um dente para vestibular, deve-se dar preferência a mover primeiramente a área apical, que se encontra em osso esponjoso, para depois movimentar a região cervical. Assim, estimula-se inicialmente a neoformação óssea na área cervical antes de mover o dente nessa direção, reduzindo as chances de desenvolver deiscências ósseas (VERNA; MELSEN, 2012). Concordando com esta afirmação, Diedrich et al. (1995) recomendaram que a rápida inclinação dos dentes fosse evitada para prevenir deiscências nos incisivos inferiores durante o movimento para vestibular (DIEDRICH, 1995).

2.6 A utilização da tomografia computadorizada do feixe cônico

Os métodos radiográficos em Odontologia tem se desenvolvido de modo considerável. Originalmente, o periodonto era avaliado por meio de radiografias periapicais, interproximais e panorâmicas, pelas quais a crista óssea interproximal podia ser analisada. Porém, esses métodos bidimensionais não forneciam informações confiáveis sobre as tábuas ósseas alveolares vestibular e lingual (JANSON et al., 2003; GRIMARD et al., 2009). O aparecimento da tomografia computadorizada (TC) permitiu a visualização completa dos componentes ósseos do alvéolo (NAITO; HOSOKAWA; YOKOTA, 1998), possibilitando o diagnóstico de defeitos ósseos nas paredes alveolares vestibular e lingual (VANDENBERGHE; JACOBS; YANG, 2008).

A tomografia computadorizada (TC) trata-se de um método de diagnóstico por imagem que utiliza a radiação X e permite obter a reprodução de uma secção do corpo humano em quaisquer uns dos três planos do espaço” (GARIB et al., 2007). A relação estrutural em profundidade pode ser observada pela TC, mostrando imagens em "fatias" do corpo humano, ao contrário das radiografias convencionais, que projetam em um só plano todas as estruturas atravessadas pelos raios-X. Como a TC possibilita enxergar todas as

estruturas em camadas, ela permite a delimitação de irregularidades tridimensionalmente, principalmente dos tecidos mineralizados, com uma definição admirável (PARKS, 2000).

O primeiro scanner de tomografia computadorizada foi desenvolvido por Hounsfield em 1967 (SUKOVIC, 2003). Desde então, várias gerações de dispositivos foram desenvolvidas até os tomógrafos atuais. Embora o primeiro tomógrafo de feixe cônico tenha sido construído no início dos anos 1980 para uso em angiografia (SUKOVIC, 2003), somente ao longo dos últimos 10 anos, os dispositivos de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) se popularizaram em Odontologia. As razões para isso foram avanços tecnológicos que forneceram painéis detectores com maior qualidade e menor custo, a redução no tamanho dos tomógrafos, além da melhor capacidade dos computadores atuais, necessária para a reconstrução das imagens.

Garib et al., em 2007, compararam os dois tipos de TC e resumiu, conforme podemos observar na Tabela 2.17, as principais diferenças entre a TC convencional e TC de feixe cônico no que se refere à dimensão e campo de visão do aparelho, modo de aquisição da imagem, tempo de escaneamento, dose de radiação ministrada, custo financeiro do exame, recursos do exame, qualidade da imagem obtida e produção de artefatos.

A TC de feixe cônico tem se desenvolvido no cenário da Odontologia, principalmente nas áreas de Implantodontia, Diagnóstico Bucal, Cirurgia e Ortodontia. O aparelho de TC de feixe cônico parece com o aparelho de radiografia panorâmica, e, na maioria das vezes, o paciente é posicionado sentado. Esse aparelho possui dois componentes principais, posicionados em extremos opostos da cabeça do paciente: a fonte ou tubo de raios-X, responsável por emitir um feixe em forma de cone, e um detector de raios-X. Esse sistema realiza somente um giro, na maioria dos dispositivos de 360°, em torno da cabeça do paciente (Figura 2.5), a qual está apoiada em um suporte para não ocorrer movimentação. A cada grau (geralmente a cada 1°), o aparelho adquire uma imagem base da cabeça do paciente, muito semelhante a uma telerradiografia, cada uma ligeiramente deslocada da outra, sob diferentes ângulos ou perspectivas (GARIB, D.G. et al., 2007; SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

Após tomar as várias imagens bidimensionais em uma órbita ao redor do objeto, os aparelhos de TCFC reconstroem um volume a partir delas. Essa reconstrução é geralmente realizada por um software usando o algoritmo de Feldkamp (SCHULZE et al., 2011).

Tabela 2.17 – Quadro comparativo entre a TC tradicional e a TC de feixe cônico. Fonte: (GARIB et al., 2007), com algumas informações atualizadas (sinalizadas).

	TC tradicional	TC de feixe cônico
Dimensões do aparelho	<ul style="list-style-type: none"> • Grande • Permite exame do corpo todo 	<ul style="list-style-type: none"> • Mais compacto • Permite apenas exame da região de cabeça e pescoço
Aquisição da imagem	<ul style="list-style-type: none"> • Diversas voltas do feixe de raios-x em torno do paciente • Corte axiais 	<ul style="list-style-type: none"> • Uma volta do feixe de raios-x em torno do paciente • Imagens base semelhantes à telerradiografia
Tempo de escaneamento	<ul style="list-style-type: none"> • 1 segundo multiplicado pela quantidade de cortes axiais necessários • Exposição à radiação ininterrupta 	<ul style="list-style-type: none"> • 10-70 segundos - segundos de exame • Radiação pulsada (iCat = 1,8 a 7,2 segundos de exposição) • (BALLRICK et al., 2008)
Dose de radiação	<ul style="list-style-type: none"> • Alta 	<ul style="list-style-type: none"> • Menor do que TC tradicional. • Variável entre scanners. • Dose do scanner iCat é aproximadamente 7 a 12 vezes menor que TC helicoidal • (LUDLOW; IVANOVIC, 2008; SILVA et al., 2008)
Custo financeiro do exame	<ul style="list-style-type: none"> • Alto 	<ul style="list-style-type: none"> • Reduzido
Recursos do exame	<ul style="list-style-type: none"> • Reconstruções multiplanares em 3D 	<ul style="list-style-type: none"> • Reconstruções multiplanares em 3D, além de reconstruções de radiografias bidimensionais convencionais
Qualidade da imagem	<ul style="list-style-type: none"> • Boa nitidez • Ótimo contraste • Validação de avaliações quantitativas e qualitativas 	<ul style="list-style-type: none"> • Boa nitidez • Baixo contraste entre tecido duro e mole • Boa acurácia
Produção de artefatos	<ul style="list-style-type: none"> • Muito artefato na presença de materiais metálicos 	<ul style="list-style-type: none"> • Pouco artefato na presença de material metálico

Fonte:(GARIB et al., 2007). Redesenhado de Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. Orthod Craniofac Res. 2003;6 Suppl 1:31-36.

Figura 2.5 – Comparação gráfica do tomógrafo tradicional (A) e do tomógrafo de feixe cônico (B) com a fonte e o detector de raios-x.

O painel detector é formado por diversas células que registram a quantidade de energia dos fótons após atravessar o corpo. Cada uma dessas células representa um pixel com um valor de cinza determinado pela quantidade de energia registrada. As imagens axiais registradas são arranjadas regularmente em um volume, de modo que cada volume 3D de um pixel formará um voxel. Na TCFC, os voxel são sempre isotrópicos, ou seja, todos os lados do cubo são iguais. A reconstrução em 3D tem a função de preencher cada voxel com o respectivo valor de cinza.

Os dados coletados pelas células detectoras são do tipo discretos (finitos), pois são várias imagens bidimensionais com espessura limitada, obtidas a partir de um objeto com dimensões contínuas. Isso é um dos motivos para erros no momento da reconstrução da imagem 3D, que aparecem como artefatos.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste estudo foram:

- 1) Avaliar as alterações nas dimensões dos arcos dentários, nas inclinações vestibulolinguais dos dentes e nas espessuras ósseas alveolares vestibulares ocorridas durante o alinhamento com o Sistema Damon.
- 2) Secundariamente, analisar se existe associação entre as alterações nas espessuras das tábuas ósseas vestibulares com fatores pré-tratamento (espessura óssea inicial, larguras dos arcos iniciais, apinhamento inicial) e alterações ocorridas durante o alinhamento (quantidade de proclinação dentária e de expansão dos arcos).

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

Primeiramente, este projeto foi submetido à avaliação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, Bauru, Brasil (nº: 136/2010). Após a aprovação pelo CEP da FOB-USP, foi obtido de todos os pacientes, bem como dos seus pais ou responsáveis, o consentimento por escrito para serem submetidos ao tratamento ortodôntico com o aparelho Damon3MX e aos exames de tomografia computadorizada de feixe cônico, como também para a utilização do material para a presente investigação. Os exames tomográficos foram tomados seguindo o protocolo utilizado pela Disciplina de Radiologia da FOB-USP.

4.1 Amostra

Foram selecionados 30 pacientes consecutivos que compareceram à Disciplina de Ortodontia da Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, e que satisfizeram os seguintes critérios de inclusão: 1) relação molar de Classe I ou Classe II; 2) apinhamento de pelo menos 4 mm em, pelo menos, um dos arcos; 3) ausência de mordida cruzada posterior; 4) idade entre 11 e 17 anos; 5) dentadura permanente completa até os primeiros molares permanentes; 6) planejamento do tratamento sem extrações 7) estruturas periodontais saudáveis; 8) ausência de tratamento ortodôntico prévio. Foram excluídos os pacientes com agenesias ou perdas dentárias, dentes inclusos, dentes supranumerários, diastemas, doença periodontal, com perda óssea vertical ou horizontal, lesão de furca e cálculo dentário, ou ainda que tenham sido submetidos a algum tratamento ortodôntico prévio. Vinte e dois pacientes concluíram a fase de alinhamento em tempo de ser incluídos neste estudo. A Figura 4.1 exemplifica um dos pacientes selecionados.

Todos os pacientes foram tratados com o aparelho Damon® MX (Ormco, Glendora – EUA) torque padrão (6-a-6 ou 7-a-7) com a seguinte sequência de fios em ambos os arcos dentários: 1) 0.014" CuNiTi Damon®, mantidos durante pelo menos 10 semanas (média de 25,99 semanas - DP 9,60) até que o fio estivesse totalmente passivo na ranhura do bráquete; 2) 0.014 "x 0.025" CuNiTi Damon®, utilizados por pelo menos 8 semanas e mantidos até que o alinhamento permitisse a inserção completa do arco seguinte na ranhura do bráquete e o fechamento de sua tampa (média de 16,56 semanas - DP 8,01); 3) 0.019" x 0.025" retangular de aço inoxidável (Morelli, Sorocaba – Brasil), contornado mantendo a forma do arco desenvolvida até o final da fase 2. As consultas de controle ocorreram a cada 4 ou 5 semanas.

Não houve intervenções adicionais, tais como desgastes interproximais, elásticos intermaxilares ou qualquer tipo de intervenção ortopédica que pudesse influenciar o posicionamento mesiodistal, vertical e de inclinação vestibulo-lingual dos dentes que foram utilizados. Desta forma, toda e qualquer alteração de posicionamento dentário estava diretamente relacionada ao aumento progressivo de calibre dos fios de nivelamento.

Os exames de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) foram tomados antes do tratamento (T0) e no mínimo 4 semanas (média 7,64 - DP 4,05) após a inserção do último arco de alinhamento em ambos os arcos dentários (T1), utilizando-se um scanner de i-Cat Classic (Imaging Sciences International, Hatfield, PA), com os parâmetros de aquisição de imagem seguintes: de 5 mA, 120 kV, campo de visão (FOV) de 13cm (altura) x 16cm (diâmetro), e tempos de exposição de 20 segundos ou 40 segundos, gerando um *voxel* isotrópico de 0,3mm (9 pacientes) ou 0,25mm (13 pacientes), respectivamente.

Figura 4.1 – Fotos extra e intrabuciais de um paciente típico pertencente à amostra deste estudo no estágio pré-tratamento.

Figura 4.2 – Fotos intrabucais do mesmo paciente ilustrado na figura anterior, logo após a colagem dos bráquetes Damon®3MX e inserção do fio 0.014” CuNiTi Damon®. Observe que nos dentes excessivamente deslocados, o fio foi amarrado à distância com ligaduras metálicas. Os fios foram inseridos no bráquete quando a deflexão no mesmo era de no máximo 45°, de acordo com recomendações dos instrutores do sistema Damon.

Figura 4.3 – Fotos extra e intrabucais do mesmo paciente logo após a inserção do arco 0.019 x 0.025” de aço inoxidável.

4.2 Metodologia de avaliação das imagens

Todo processo de avaliação das imagens foi realizado no Departamento de Ortodontia na Universidade de Aarhus, Dinamarca.

4.2.1 Análise dentária – inclinações vestibulolinguais dos dentes e dimensões dos arcos dentários

CRIAÇÃO DOS MODELOS 3D

Os exames de TCFC foram exportados em formato DICOM e importados para o *software* Mimics 14.01 (Materialise Interactive Image Control System, Leuven, Belgium).

Primeiramente, foi criada uma máscara colorida, através da seleção de uma faixa de escala de cinza (utilizando Unidades Hounsfield – HU), baseando-se na radiopacidade dos dentes. Esta etapa é chamada de *Threshold*, e constitui uma ferramenta útil para excluir do modelo 3D os tecidos que não interessam ou artefatos. Posteriormente, a máscara foi tratada para se tornar mais regular. Para isto, utilizou-se a ferramenta *Morphology Operations* (opção: Open, 8-connectivity). Duas cópias desta máscara foram criadas e recortadas com o intuito de gerar uma máscara para a arcada superior e outra para a arcada inferior. A partir destas últimas mascaras, foram gerados os respectivos modelos 3D (Figura 4.4).

Figura 4.4 – Exemplos dos modelos 3D individuais para maxila e mandíbula, sobre os quais foram demarcados os pontos de referência para medição das inclinações dos dentes e dimensões dos arcos dentários.

LOCALIZAÇÃO DOS PONTOS, LINHAS E PLANOS

Os pontos de referência foram localizados nos modelos 3D, e posteriormente a posição de cada um deles foi verificada e ajustada precisamente nos cortes multiplanares nas 3 direções. Os pontos utilizados neste estudo estão descritos na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Pontos de referência utilizados na análise dentária, para a construção dos planos e medição das medidas lineares e angulares.

Pontos de referência	Número de pontos	Definições
Dente JCE-V	12 pontos para a maxila 12 pontos para a mandíbula	<ul style="list-style-type: none"> Ponto médio (na distância mesiodistal) na superfície vestibular do dente, ao nível da junção cimentoesmalte (JCE). Ex: S1-JCE-V - ponto da junção cimentoesmalte vestibular do incisivo central superior.
Dente JCE-L	12 pontos para a maxila 12 pontos para a mandíbula	<ul style="list-style-type: none"> Ponto médio (na distância mesiodistal) na superfície lingual do dente, ao nível da junção cimentoesmalte (JCE). Ex: S1-JCE-L - ponto da junção cimentoesmalte lingual do incisivo central superior.
Dente Cúspide	12 pontos para a maxila 12 pontos para a mandíbula	<ul style="list-style-type: none"> Ponto médio (nas direções mesiodistal e vestibulolingual) na borda incisal dos incisivos, ponta de cúspide dos caninos, ponta cúspide vestibular de pré-molares, e ponta de cúspide mesiovestibular de molares.
Dente Ap – Ápice pulpar	12 pontos para a maxila 12 pontos para a mandíbula	<ul style="list-style-type: none"> Representa o ápice pulpar, situado no ponto mais apical do canal radicular radiográfico de dentes unirradiculares. Em caso de raiz com dois canais ou pré-molares com raiz dupla, o ponto foi localizado no canal vestibular. Nos 1^{os} molares, um ponto de referência foi colocado no ápice pulpar mesiovestibular. Nos 1^{os} molares superiores, outro ponto foi também localizado no ápice pulpar lingual. Em caso de dilaceração radicular no sentido vestibulo-lingual, apenas a parte reta da raiz foi considerada para localizar o ponto Ap, em um corte sagital do dente.
LMS – Linha média superior	1 ponto	<ul style="list-style-type: none"> Ponto médio entre as pontas mesiais das bordas incisais dos incisivos centrais superiores direito e esquerdo.
LMI – Linha média inferior	1 ponto	<ul style="list-style-type: none"> Ponto médio entre as pontas mesiais das bordas incisais dos incisivos centrais superiores direito e esquerdo.
Molar-M	2 pontos para a maxila 2 pontos para a mandíbula	<ul style="list-style-type: none"> Ponto de contato mesial dos primeiros molares permanentes.

A análise dentária 3D consistiu em medidas lineares dos arcos dentários e medição das inclinações vestibulolinguais dos dentes. Essa análise foi baseada em vários sistemas de coordenadas que representavam cada dente, construídos por meio de pontos de referência, que

deram origem a 12 sistemas dentários, formados pelos planos vestibulolingual e mesiodistal, e 2 planos oclusais. Todos planos utilizados nesta análise estão descritos na Tabela 4.2, e a Figura 4.5 ilustra o sistema dentário de coordenadas.

Tabela 4.2 – Planos utilizados na análise dentária, para medição das inclinações vestibulolinguais dos dentes.

Planos	Definições
Plano Oclusal Superior	Construído passando pelas pontas das cúspides mesiovestibulares dos 1 ^{os} molares superiores permanentes direito e esquerdo (pontos S6-Cúspide) e pelo ponto da linha média superior (LMS)
Plano Oclusal Inferior	Construído passando pelas pontas das cúspides mesiovestibulares dos 1 ^{os} molares inferiores permanentes direito e esquerdo (pontos I6-Cúspide) e pelo ponto da linha média inferior (LMI)
Plano Vestibulolingual (Plano VL)	Construído passando por 3 pontos: <ul style="list-style-type: none">• Incisivos, caninos e pré-molares: 1) Dente JCE-V, 2) Dente JCE-L, 3) dente-cúspide;• 1^{os} Molares superiores: 1) Dente JCE-V, 2) Dente JCE-L, 3) Ápice pulpar lingual;• 1^{os} Molares inferiores: 1) Dente JCE-V, 2) Dente JCE-L, 3) Sulco lingual do 1^o molar inferior.
Plano Mesiodistal (Plano MD)	Construído perpendicular ao plano VL do dente respectivo, passando por mais 2 pontos, de acordo com o dente: <ul style="list-style-type: none">• Incisivos, caninos e pré-molares: 1) dente-cúspide, 2) dente Ap.• 1^{os} Molares superiores: 1) ponta da cúspide mesiovestibular (S6-cúspide), 2) ápice pulpar mesiovestibular;• 1^{os} Molares inferiores: 1) ponta da cúspide mesiovestibular (I6-cúspide), 2) ápice pulpar mesiovestibular.

Figura 4.5 – Exemplo do sistema dentário de planos usado neste estudo, composto pelos planos vestibulolingual (amarelo) e mesiodistal (azul) de cada dente.

ANÁLISE DAS INCLINAÇÕES DENTÁRIAS

As inclinações vestibulolinguais dos dentes foram avaliadas medindo-se o ângulo formado entre o plano mesiodistal de cada dente superior e inferior e seu respectivo plano oclusal (Figura 4). As variáveis das inclinações dentárias estão descritas na Tabela 4.3.

Figure 4.6 – Exemplos da medição da inclinação vestibulolingual dos molares superiores, representado pelo ângulo entre seu plano mesiodistal (azul) e o plano oclusal superior (vermelho).

ANÁLISE DAS DIMENSÕES DOS ARCOS

As dimensões dos arcos avaliadas neste estudo estão ilustradas na Figura 4.7 e descritas na Tabela 4.3.

Figura 4.7 – Desenho esquemático mostrando o método de medição das larguras (A) e comprimento dos arcos (B) usados na análise de modelo 3D. Redesenhado de (FRANCHI *et al.*, 2006)

Tabela 4.3 – Medições angulares (inclinações vestibulolinguais) e lineares (dimensões dos arcos dentários) avaliadas nesta investigação, com suas respectivas variáveis.

Distâncias	Variáveis	Definições
Inclinações VL	<ul style="list-style-type: none"> Superior: S1, S2, S3, S4, S5, S6; Inferior: I1, I2, I3, I4, I5, I6 	As inclinações vestibulolinguais dos dentes foram avaliadas por meio da medição dos ângulos entre o plano mesiodistal de cada dente superior ou inferior e o seu respectivo plano oclusal.
Larguras dos arcos dentários (cúspides)	<ul style="list-style-type: none"> Intercaninos: S3-3cúspide, I3-3 cúspide Inter-1^{os} pré-molares: S4-4 cúspide, I4-4cúspide Inter-2^{os} pré-molares: S5-5cúspide, I5-5 cúspide Inter-1^o-molares: S6-6 cúspide, I6-6 cúspide 	As larguras intercaninos, inter-primeiros pré-molares, inter-segundos pré-molares e inter-primeiros molares foram avaliadas pela medição das distâncias transversais entre os dentes contralaterais, considerando as pontas de cúspides únicas, vestibulares ou mesiovestibulares, para caninos, pré-molares e molares, respectivamente.
Larguras dos arcos dentários (lingual)	<ul style="list-style-type: none"> Intercaninos: S3-3lingual, I3-3 lingual Inter-1^{os} pré-molares: S4-4 lingual, I4-4lingual Inter-2^{os} pré-molares: S5-5lingual, I5-5 lingual Inter-1^o-molares: S6-6 lingual, I6-6 lingual 	Na face lingual dos dentes, as larguras intercaninos, inter-primeiros pré-molares, inter-segundos pré-molares e inter-primeiros molares foram mensuradas ao nível da junção amelocementária dos dentes em questão.
Comprimento dos arcos dentários (lateral)	Superior: <ul style="list-style-type: none"> S-Es comprimento S-Di comprimento Inferior: <ul style="list-style-type: none"> I-Es comprimento I-Di comprimento 	Nos comprimentos dos arcos superiores e inferiores, foi considerada a distância entre o ponto de contato mesial do primeiro molar e o ponto na linha média de cada arco, medidos em ambos os lados (Figura 4.7)
Comprimento dos arcos dentários (calculado)	<ul style="list-style-type: none"> S comprimento calculado I comprimento calculado 	Distância estimada, calculada a partir do Teorema de Pitágoras: <p>Em que A é o comprimento do arco calculado, B é a distância média entre os pontos de contato mesial dos molares bilaterais (Molar-M), e C é o valor médio dos comprimentos de arco direito e esquerdo. "A" foi calculado para ambos os arcos superiores e inferiores.</p>

4.2.2 Análise das tábuas ósseas vestibulares

As espessuras das tábuas ósseas vestibulares foram avaliadas no arco superior, nos incisivos centrais, primeiros e segundos pré-molares, e primeiros molares, bem como no arco inferior, nos segundos pré-molares e primeiros molares. Nos molares, o osso alveolar vestibular de ambas as raízes, mesiovestibular (ou mesial) e distovestibular (ou distal), foi analisado. O processo de avaliação das tábuas ósseas consistiu em duas etapas: 1) confecção das imagens no *software* Mimics; e 2) medição propriamente dita no *software* ImageJ.

No *software* Mimics, uma imagem de corte parassagital vestibulo-lingual de 0,3mm de espessura, para cada área, foi gerada passando através do ponto do ápice pulpar (Ap) e atravessando o centro da raiz ao nível do terço cervical, perpendicular ao contorno alveolar no sentido VL (Figura 4.8). Em caso de raízes com canais múltiplos ou dentes multirradiculares, o canal vestibular foi escolhido. Após a criação do corte de cada área, ainda no *software* Mimics, foram geradas linhas de referência que foram posteriormente utilizadas para a medição das áreas ósseas. A Tabela 4.4 descreve todas as linhas e as superfícies utilizadas na medição do osso alveolar. Após a imagem receber todas as linhas, foi criada uma cópia da imagem na tela (função *print screen*) e salva no formato PNG. Esse processo foi inicialmente realizado nas tomografias pós-alinhamento (T1), para que o mesmo comprimento de raiz fosse repetido no dente respectivo do mesmo paciente quando se avaliasse a tomografia pré-tratamento (T0).

Figura 4.8. – A-C) Método de reconstrução da imagem parassagital perpendicular ao contorno alveolar, passando no centro do dente no sentido MD aos níveis coronal e apical do dente, onde A é uma vista frontal do paciente, B uma vista sagital e C uma vista axial. D) Imagem parassagital (0,3mm de espessura) do segundo pré-molar inferior em T1 reconstruída, com todas as linhas e a mensuração da área óssea recobrindo os $\frac{3}{4}$ coronais da raiz.

A imagem do dente salva previamente foi avaliada no *software* ImageJ (NIH, USA) para medição da área das tábuas ósseas vestibulares, como descrito na Tabela 4.4 e Figura 4.9.

Tabela 4.4 – Linhas e áreas utilizadas na medição do osso alveolar vestibular. Estas linhas estão representadas na Figura 4.9.

Linhas	Definições
Longo eixo do dente	Linha que passa através da ponta de cúspide (ponto cúspide) e do ponto apical (Ap) do dente.
Linha cervical (linha JCE)	Linha que passa ao nível da junção cimentoesmalte nas faces vestibular e lingual do dente.
Comprimento da raiz pós-tratamento	Distância entre as linhas cervical e apical passando pelo longo eixo do dente. Essa distância foi determinada pela tomografia pós-alinhamento (T1). O comprimento da raiz pós-alinhamento de cada dente foi repetido na medição das áreas ósseas respectivas na fase pré-tratamento (T0).
Linha apical (linha AP)	Linha perpendicular ao longo eixo do dente, passando ao nível do ápice radicular na imagem pós-alinhamento. Nas imagens pré-tratamento, esta linha foi desenhada considerando o comprimento da raiz pós-alinhamento.
Linha apical 3/4 (linha AP 3/4)	Linha perpendicular ao longo eixo do dente, com uma distância da linha cervical de 3/4 do comprimento da raiz.
Áreas ósseas	Definições
Área óssea nos 3/4 coronais da raiz (Dente- 3/4 coronais)	Área óssea alveolar delimitada apicalmente pela linha AP 3/4 , lingualmente pela raiz do dente, e vestibularmente pelo contorno externo da tábua óssea vestibular.
Área óssea nos 1/4 apical da raiz (Dente- 1/4 apical)	Área óssea alveolar situada dentro dos limites apical, lingual, vestibular e oclusal, respectivamente: Linha de AP, raiz do dente, contorno externo da tábua óssea vestibular e linha AP 3/4.

Figura 4.9 – Imagem da medição da área óssea recobrindo os $\frac{3}{4}$ coronais da raiz contornada (em amarelo) do incisivo central superior, com todas as linhas de referência representadas.

4.3 Análise estatística

Toda a análise estatística foi realizada no programa *Statistica 7.0 for Windows*. Para avaliação do erro do método, após 1 semana da primeira medição, foram reavaliadas as tomografias pós-alinhamento de 10 pacientes. O erro sistemático foi calculado pela comparação dos valores da primeira com os da segunda medição pelo teste *t* pareado, ao nível de significância de 5% (HOUSTON, 1983). Para a análise do erro casual, utilizou-se a fórmula de Dahlberg (DAHLBERG, 1940): $SE^2 = (\sum D^2 / 2N)^2$, onde $\sum D^2$ corresponde ao somatório dos quadrados das diferenças entre a primeira e a segunda medição e N significa o número total de casos utilizados na avaliação.

Uma análise descritiva foi realizada para todas as variáveis antes (T0), após a fase de alinhamento (T1) e as alterações decorrentes neste período (T1-T0).

O teste de Shapiro-Wilk foi utilizado para testar a normalidade da distribuição das variáveis.

Para avaliar se as alterações das variáveis durante o alinhamento dentário com o Sistema Damon foram significantes, os valores em T0 foram comparados com seus respectivos valores em T1. As variáveis com distribuição normal foram comparadas pelo teste *t* pareado. Já as variáveis que não apresentaram distribuição normal em uma das fases, T0 ou T1, foram comparadas por meio do teste de Wilcoxon.

O coeficiente de correlação de Pearson foi utilizado para avaliar se houve correlação entre as alterações nas dimensões dos arcos e suas larguras iniciais e entre as alterações das espessuras ósseas e possíveis fatores associados pré-tratamento ou alterações ocorridas durante o alinhamento. O teste de correlação de Spearman foi realizado para testar a correlação entre as variáveis sem distribuição normal.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

Vinte e dois sujeitos concluíram a fase de alinhamento em tempo de ser incluídos nesta investigação, o que proporcionou uma mínima diferença detectável entre as fases pré (T0) e pós-alinhamento (T1) de $-3,76^\circ$ ou $3,76^\circ$ para as inclinações vestibulolinguais (DP $6,00^\circ$), $-0,94$ ou $0,94\text{mm}$ para as dimensões dos arcos (DP $1,5\text{mm}$) e $-11,28\%$ ou $11,28\%$ para a área da espessura óssea (DP 18%), usando-se uma probabilidade de 0,8 e um erro α de 0,05 (Tabela 5.1).

A Tabela 5.2 mostra a estatística descritiva inicial da amostra ($n=22$), incluindo idade, grau de apinhamento, relação molar e gênero.

Nas Tabelas 5.3, 5.4 e 5.5, estão descritos os erros sistemáticos e casuais para as medidas angulares, lineares e de área, respectivamente. Os resultados não demonstraram erro sistemático estatisticamente significativo para todas as medidas angulares e para quase todas as medidas lineares e de área óssea. Apenas a largura inter-segundos pré-molares (ao nível da JCE) e a área óssea nos $\frac{3}{4}$ coronais da raiz mesial do molar inferior apresentaram erro sistemático significativo. Os erros casuais para as variáveis avaliadas neste estudo foram mínimos, variando entre $0,38^\circ$ e $1,19^\circ$ para medidas angulares, entre 0,12 e 0,40 mm para medidas lineares e entre 0,54 e $1,16\text{ mm}^2$ para as medidas das áreas ósseas.

As Tabelas 5.6 e 5.7 descrevem os resultados do teste de normalidade de Shapiro-Wilk para as variáveis referentes às inclinações dentárias, dimensões dos arcos e áreas das espessuras ósseas vestibulares nas fases pré-tratamento (T0) e pós-alinhamento (T1) e suas alterações durante o alinhamento (T1-T0). A Tabela 5.7 também expõe o número de dentes que apresentaram a área óssea vestibular mensurável, os quais foram utilizados para as análises estatísticas subsequentes.

Todos os dentes, excluindo os caninos superiores, apresentaram uma inclinação para vestibular estatisticamente significativa durante a fase de alinhamento. Depois dos caninos superiores, os molares superiores e inferiores mostraram os menores aumentos da inclinação para vestibular de $1,13^\circ$ e $3,64^\circ$, respectivamente. Em contrapartida, os incisivos laterais em ambos os arcos sofreram os maiores aumentos da inclinação para vestibular de cerca de 11° (Tabela 5.8).

Os arcos dentários superiores e inferiores expandiram significativamente durante o alinhamento, especialmente ao nível das cúspides. Os maiores aumentos transversais, de

aproximadamente 4 mm, ocorreram nas distâncias interprimeiros pré-molares em ambos os arcos. Os comprimentos dos arcos aumentaram em 2,07 e 2,48 mm nos arcos superiores e inferiores, respectivamente (Tabela 5.9).

A quantidade de expansão transversal dos arcos superiores e inferiores em todas as regiões (caninos, primeiros e segundos pré-molares e molares), com exceção da área de primeiros pré-molares superiores, demonstrou correlação negativa significativa com suas respectivas larguras iniciais. Também houve correlação significativa entre essas larguras iniciais e a quantidade de inclinação para vestibular de quase todos os dentes posteriores, salvo os primeiros pré-molares superiores e inferiores e os molares inferiores. Em outras palavras, os arcos dentários mais estreitos antes do alinhamento sofreram maior expansão, acompanhada de inclinação para vestibular dos dentes, do que aqueles inicialmente mais largos (Tabela 5.10). No entanto, as Figuras 5.1 e 5.2 ilustram que os arcos mais atrésicos, mesmo sofrendo expansões maiores, em muitos casos, ainda continuaram mais estreitos do que os arcos inicialmente mais largos e que expandiram menos.

A Tabela 5.11 mostra que o apinhamento inicial contribuiu para a quantidade de expansão dos arcos. No arco superior, o apinhamento inicial mostrou correlação positiva significativa com a expansão transversal inter-primeiros e inter-segundos pré-molares. O apinhamento explica de 18% a 24% da expansão nessas áreas ($R^2 = 0,24$ e $0,18$; $0,24$, respectivamente). A expansão sagital também apresentou correlação com o apinhamento inicial, o qual explicou de 25% a 49% do aumento no comprimento do arco superior. No arco inferior, o apinhamento exibiu uma correlação positiva significativa com a expansão nas regiões de caninos, segundos pré-molares e primeiros molares, podendo explicar de 19% a 31% do ganho transversal nessas áreas. Já o aumento do comprimento do arco inferior não mostrou estar associado com o grau de apinhamento inicial.

O número de dentes com osso alveolar mensurável ao nível dos $\frac{3}{4}$ coronais da raiz sofreu redução, da fase T0 para T1, de: menos 11 dentes para raiz mesiovestibular do molar superior, menos dois dentes para raiz mesial do molar inferior e menos um dente para raiz distal do molar inferior. As demais áreas avaliadas permaneceram com osso mensurável (Tabelas 5.7 e 5.12). As tábuas ósseas vestibulares dos pré-molares superiores foram inicialmente avaliadas na fase de análise do erro do método. No entanto, apenas 11 de 20 dentes mostraram espessura óssea mensurável na fase pós-alinhamento. Por esse motivo, esses dentes não foram incluídos nas próximas avaliações.

As alterações nas espessuras ósseas durante o alinhamento estão descritas na Tabela 5.12, com detalhes individuais na Figura 5.3. Os resultados mostram uma redução significativa na espessura óssea alveolar vestibular nos $\frac{3}{4}$ coronais das raízes de: incisivos centrais superiores (-13,22%), raiz mesiovestibular do primeiro molar superior (-20,54%), raízes mesial e distal do primeiro molar inferior (-15,58% e -11,38%, respectivamente). Na raiz distovestibular do primeiro molar superior, houve uma tendência ao aumento na espessura óssea (+7,41%), porém não atingiu diferença significativa ($p = 0,051$). Por outro lado, nas áreas do $\frac{1}{4}$ apical das raízes de diversos dentes, houve propensão ao aumento das espessuras ósseas. Contrariamente, na região $\frac{1}{4}$ apical da raiz mesiovestibular do primeiro molar superior, houve tendência de redução na espessura óssea (-5,86%), porém com ausência limiar de significância ($p = 0,054$).

Ao avaliar os fatores pré-tratamento possivelmente associados à redução da espessura óssea vestibular, observou-se que a espessura óssea inicial mostrou correlações significantes com as alterações da espessura óssea nas áreas de incisivos centrais superiores ($R = -0,43$) e raízes mesial ($R = -0,64$) e distal ($R = -0,38$) dos molares superiores. No arco inferior, não houve correlação significativa entre essas variáveis (Tabela 5.13). Dentre as larguras pré-tratamento dos arcos, apenas a área de segundos pré-molares inferiores mostrou correlação significativa ($R = -0,34$ – Tabela 5.14). Os casos mais apinhados antes do tratamento apresentaram uma tendência de sofrer maior redução óssea somente nas regiões de segundos pré-molares e da raiz mesiovestibular dos molares superiores ($R = 0,44$ e $0,34$, respectivamente – medindo-se o apinhamento pela discrepância de modelo – Tabela 5.15).

Considerando-se os fatores ocorridos durante o alinhamento que possam ter influenciado a redução na espessura óssea, a quantidade de inclinação vestibular dos dentes não apresentou associação (Tabela 5.16). Já a quantidade de expansão tendeu a apresentar maior redução na espessura óssea nas áreas de segundos pré-molares superiores ($R = 0,45$) e de raízes mesial ($R = -0,46$) e distal ($R = -0,43$) dos molares inferiores (Tabela 5.17).

5.1 Poder do Teste

Tabela 5.1 – Poder do teste das variáveis analisadas.

Variáveis	N	Unidade	Mínima diferença detectável	D. P.	Poder do teste	Erro α
Inclinações vestibulolinguais	22	°	-3,76 ou 3,76	6,00	80%	5%
Dimensões dos arcos	22	mm	-0,94 ou 0,94	1,50		
Área da espessura óssea	22	%	-11,28 ou 11,28	18		
Inclinações vestibulolinguais	30	°	-3,18 ou 3,18	6,00	80%	5%
Dimensões dos arcos	30	mm	-0,79 ou 0,79	1,50		
Área da espessura óssea	30	%	-9,86 ou 9,86	18		

5.2 Características iniciais da amostra

Tabela 5.2 – Análise estatística descritiva das características iniciais da amostra: idade inicial, Índice de Little nos arcos superior e inferior, discrepância de modelo nos arcos superior e inferior, relação molar e gênero.

Variáveis (N=22)	Média	D. P.	Máx.	Mín.
Idade inicial	14,72	1,19	17,30	12,89
Índice de Little – Arco superior	11,39	5,11	24,01	5,35
Índice de Little – Arco inferior	8,36	3,56	17,72	3,50
Discrepância de modelo- Arco superior	-6,71	2,99	-12,15	-2,18
Discrepância de modelo - Arco inferior	-5,12	2,03	-10,45	-2,00
Gênero				
Feminino		9		
Masculino		13		
Relação molar				
Classe I		20		
Classe II subdivisão		2		

5.3 Erro Intra-examinador

Tabela 5.3 – Resultados do teste t pareado e da fórmula de Dahlberg aplicados às medições das inclinações vestibulolinguais.

Variáveis	1ª Medição		2ª Medição		Diferença entre 1ª e 2ª medições		p	Dahlberg
	Média	D. P.	Média	D. P.	Média	D. P.		
S1	52,28	4,06	52,13	4,11	0,15	0,64	0,296	0,45
S2	51,43	4,77	51,46	4,92	-0,03	0,94	0,874	0,64
S3	65,90	3,87	65,72	3,94	0,18	1,01	0,434	0,71
S4	73,08	3,98	72,91	4,05	0,17	0,68	0,281	0,48
S5	71,94	4,97	71,54	5,50	0,41	1,15	0,130	0,83
S6	84,69	3,16	84,65	3,12	0,04	1,14	0,872	0,77
I1	59,46	4,42	59,50	4,22	-0,03	0,55	0,803	0,38
I2	58,48	3,61	58,56	3,76	-0,08	0,76	0,630	0,51
I3	67,99	3,99	68,17	3,94	-0,18	0,70	0,261	0,50
I4	74,11	4,08	74,22	4,24	-0,12	1,42	0,717	0,99
I5	79,41	4,02	79,52	4,04	-0,11	0,71	0,496	0,48
I6	86,56	2,56	86,56	2,77	-0,01	2,28	0,992	1,19

S: Superior; I: inferior; 1: Incisivo central; 2: Incisivo lateral; 3: Canino; 4: 1º Pré-molar; 5: 2º Pré-molar; 6: 1º molar.

Tabela 5.4 – Resultados do teste t pareado e da fórmula de Dahlberg aplicados às medições das dimensões dos arcos: larguras dos arcos ao nível da cúspide, larguras dos arcos ao nível da JCE lingual e comprimento dos arcos.

Variáveis	1ª Medição		2ª Medição		Diferença entre 1ª e 2ª medições		p	Dahlberg
	Média	D. P.	Média	D. P.	Média	D. P.		
Maxila								
S3-3 cúspide	36,92	1,63	36,93	1,69	-0,01	0,23	0,853	0,16
S4-4 cúspide	44,83	2,09	44,82	2,07	0,01	0,21	0,839	0,14
S5-5 cúspide	49,61	2,57	49,77	2,63	-0,16	0,42	0,265	0,30
S6-6 cúspide	53,54	2,81	53,60	2,99	-0,06	0,55	0,729	0,37
S3-3 lingual	25,09	1,97	24,87	1,90	0,22	0,54	0,228	0,39
S4-4 lingual	28,29	1,98	28,33	2,00	-0,03	0,17	0,560	0,12
S5-5 lingual	33,08	1,96	33,25	1,91	-0,17	0,20	0,025*	0,18
S6-6 lingual	36,03	2,93	36,25	3,03	-0,23	0,34	0,062	0,28
S-Es comprimento	37,76	1,55	37,70	1,55	0,06	0,19	0,336	0,13
S-Di comprimento	37,48	1,66	37,65	1,70	-0,17	0,27	0,078	0,22
Mandíbula								
I3-3 cúspide	28,36	1,34	28,30	1,49	0,06	0,33	0,580	0,22
I4-4 cúspide	37,18	1,70	36,94	1,61	0,24	0,53	0,185	0,39
I5-5 cúspide	42,91	2,55	42,94	2,68	-0,03	0,24	0,684	0,16
I6-6 cúspide	47,14	3,02	46,77	3,42	0,37	0,94	0,242	0,68
I3-3 lingual	20,37	1,21	20,42	1,07	-0,04	0,34	0,684	0,23
I4-4 lingual	28,14	1,85	28,18	1,67	-0,04	0,32	0,675	0,22
I5-5 lingual	32,68	1,87	32,72	1,89	-0,04	0,23	0,647	0,16
I6-6 lingual	36,77	2,73	37,09	2,53	-0,31	0,49	0,075	0,40
I-Es comprimento	32,84	1,47	32,88	1,54	-0,04	0,32	0,726	0,22
I-Di comprimento	32,52	1,90	32,55	1,77	-0,03	0,34	0,782	0,23

S: Superior; I: inferior; Es: esquerda; Di: Direita; Cúspide: medida ao nível de pontas de cúspides; Lingual: medida ao nível da JCE lingual); 3-3: distância intercaninos; 4-4: distância inter 1^{os} pré-molares; 5-5: distância inter 2^{os} pré-molares; 6-6: distância intermolares.

* Significante para $p < 0,05$.

Tabela 5.5 – Resultados do teste t pareado e da fórmula de Dahlberg aplicados às medições das áreas das espessuras ósseas vestibulares (mm²).

Variáveis	Dentes mensuráveis N	1ª Medição		2ª Medição		Diferença entre 1ª e 2ª medições		p	Dahlberg
		Média	D. P.	Média	D. P.	Média	D. P.		
3/4 coronais									
S1	20	7.86	2,19	7.68	2,50	0,19	1,18	0,487	0,82
S5	20	22.29	10,41	21.91	9,84	0,38	1,89	0,385	1,33
S6M	15	9.84	4,57	9.26	4,63	0,58	1,5	0,158	1,10
S6D	20	14.53	6,50	14.77	6,53	0,43	1,38	0,175	1,00
I5	20	17.27	6,51	16.84	6,36	-0,25	1,72	0,526	0,71
I6M	16	13.31	7,18	14.31	7,07	-1,00	1,27	0,007*	1,12
I6D	19	21.33	10,84	22.33	10,64	-1,00	3,15	0,183	1,16
1/4 apical									
S1	13	6,53	2,53	6,44	2,88	0,09	1,86	0,86	0,58
S5	19	11,69	7,26	11,36	6,69	0,33	1,07	0,193	0,78
S6M	17	8,79	5,38	8,45	6,06	0,33	1,15	0,253	0,83
S6D	20	10,14	5,67	10,40	6,20	-0,26	1,09	0,295	0,77
I5	20	14,58	4,97	14,40	5,25	0,18	1,02	0,429	0,71
I6M	19	12,63	5,28	12,76	5,29	-0,13	0,77	0,466	0,54
I6D	20	18,89	7,84	18,68	7,01	0,21	1,88	0,622	0,93

S: Superior; I: inferior; 1: Incisivo central; 5: 2º Pré-molar; 6: 1º molar; M: raiz mesial; D: raiz distal.

* Significante para $p < 0,05$.

5.4 Teste de Normalidade

Tabela 5.6 – Resultados do teste Shapiro-Wilk, aplicados às inclinações e dimensões dos arcos nos períodos pré (T0) e pós-alinhamento (T1).

Variáveis	Un.	N	Pré-alinhamento (T0) p	Pós-alinhamento (T1) p	Alterações do alinhamento (T1-T0) p
Inclinações vestibulolinguais					
S1	°	44	0.982	0.062	0,016*
S2	°	44	0.244	0.809	0,869
S3	°	44	0.630	0.392	0,141
S4	°	44	0.337	0.068	0,076
S5	°	44	0.209	0.156	0.171
S6	°	44	0.098	0.325	0.725
I1	°	44	0.030*	0.039*	0,216
I2	°	44	0.980	0.002*	0,003*
I3	°	44	0.434	0.746	0,375
I4	°	44	0.002*	0.496	0,127
I5	°	44	0.129	0.540	0,667
I6	°	44	0.020*	0.073	0.020*
Dimensões do arco – Maxila					
S3-3 cúspide	mm	22	0.306	0.556	0,622
S4-4 cúspide	mm	22	0.058	0.322	0,780
S5-5 cúspide	mm	22	0.001*	0.175	0,005*
S6-6 cúspide	mm	22	0.340	0.348	0,123
S3-3 lingual	mm	22	0.498	0.398	0,461
S4-4 lingual	mm	22	0.000*	0.883	0,821
S5-5 lingual	mm	22	0.066	0.439	0,620
S6-6 lingual	mm	22	0.844	0.122	0,116
S-Es comprimento	mm	22	0.108	0.813	-
S-Di comprimento	mm	22	0.672	0.495	-
S comprimento calculado	mm	22	0.919	0.959	0,425
Índice de Little Superior	mm	22	0.001*	-	-
Discrepância de modelo superior	mm	22	0.009*	-	-

>>>> Continua

S: Superior; I: inferior; Es: esquerda; Di: Direita; Cúspide: medida ao nível de pontas de cúspides; Lingual: medida ao nível da JCE lingual; 3-3: distância intercaninos; 4-4: distância inter 1^{os} pré-molares; 5-5: distância inter 2^{os} pré-molares; 6-6: distância intermolares.

* Significante para $p < 0,05$; [€] Limiar de significância. Distribuição normal é rejeitada.

Tabela 5.6 – Continuação

Variáveis	Un.	N	Pré- alinhamento (T0) p	Pós- alinhamento (T1) p	Alterações do alinhamento (T1-T0) p
Dimensões do arco – Mandíbula					
I3-3 cúspide	mm	22	0.756	0.549	0,785
I4-4 cúspide	mm	22	0.508	0.144	0,478
I5-5 cúspide	mm	22	0.976	0.092	0,649
I6-6 cúspide	mm	22	0.474	0.000*	0,000*
I3-3 lingual	mm	22	0.016*	0.993	0,473
I4-4 lingual	mm	22	0.808	0.923	0,391
I5-5 lingual	mm	22	0.851	0.889	0,149
I6-6 lingual	mm	22	0.988	0.000*	0,000*
I-Es comprimento	mm	22	0.775	0.481	-
I-Di comprimento	mm	22	0.405	0.846	-
I comprimento calculado	mm	22	0.291	0.878	0,434
Índice de Little inferior	mm	22	0.016*	-	-
Discrepância de modelo inferior	mm	22	0.051[€]	-	-

S: Superior; I: inferior; Es: esquerda; Di: Direita; Cúspide: medida ao nível de pontas de cúspides; Lingual: medida ao nível da JCE lingual; 3-3: distância intercaninos; 4-4: distância inter 1^{os} pré-molares; 5-5: distância inter 2^{os} pré-molares; 6-6: distância intermolares.

* Significante para $p < 0,05$; [€]Limiar de significância. Distribuição normal é rejeitada.

Tabela 5.7 – Resultados do teste Shapiro-Wilk, aplicados às áreas do osso vestibular alveolar nos períodos pré (T0) e pós-alinhamento (T1) e alterações do alinhamento (T1-T0), assim como o número de áreas com osso mensurável nos períodos pré (T0) e pós-alinhamento (T1).

Var.	Un.	Dentes mensuráveis N (T0)	Pré-alinhamento (T0) p	Dentes mensuráveis N (T1)	Pós-alinhamento (T1) p	Alterações do alinhamento (T1-T0) p	Redução do número de dentes mensuráveis (T0 -T1)
¾ coronais							
S1	mm ²	42	0,249	42	0,050[€]	0,158	0
S5	mm ²	42	0,259	42	0,461	0,011*	0
S6M	mm ²	44	0,009*	33	0,199	0,465	11
S6D	mm ²	44	0,003*	44	0,421	0,247	0
I5	mm ²	41	0,820	41	0,647	0,632	0
I6M	mm ²	40	0,248	38	0,025*	0,003*	2
I6D	mm ²	44	0,289	43	0,367	0,991	1
¼ apical							
S1	mm ²	42	0,008*	42	0,002*	0,042*	0
S5	mm ²	39	0,001*	38	0,003*	0,251	1
S6M	mm ²	37	0,001*	37	0,000*	0,006*	0
S6D	mm ²	44	0,000*	44	0,001*	0,004*	0
I5	mm ²	41	0,716	42	0,107	0,036*	-1
I6M	mm ²	42	0,074	42	0,780	0,002*	0
I6D	mm ²	44	0,075	44	0,377	0,950	0

S: Superior; I: inferior; 1: Incisivo central; 5: 2º Pré-molar; 6: 1º molar; M: raiz mesial; D: raiz distal.

* Significante para $p < 0,05$; [€] Limiar de significância. Distribuição normal é rejeitada.

5.5 Análise estatística para as alterações das inclinações dentárias vestibulolinguais e das dimensões do arco ocorridas durante a fase de alinhamento.

Tabela 5.8 – Resultados do teste t dependente e do teste não paramétrico Wilcoxon para as diferenças entre as inclinações dentárias vestibulolinguais nos períodos pré (T0) pós-alinhamento (T1).

Inclinações	Pré-alinhamento (T0)		Pós-alinhamento (T1)		Alterações (T1-T0)		p
	Média	D. P.	Média	D. P.	Média	D. P.	
S1	59.13	4.85	53.11	4.43	-6.25	5.72	0.000 *
S2	63.00	7.16	51.42	5.39	-11.07	9.40	0.000 *
S3	64.62	8.18	65.07	3.93	0.26	8.68	0.721
S4	82.81	4.01	73.08	4.81	-9.46	3.92	0.000 *
S5	78.67	5.10	72.03	4.94	-6.49	4.85	0.000 *
S6	85.25	5.81	83.76	4.56	-1.13	4.11	0.016 *
I1	67.27	5.78	58.60	4.88	-8.73	4.97	0.000 €
I2	70.32	6.28	59.07	4.55	-11.36	6.89	0.000 €
I3	74.58	7.59	68.08	3.70	-6.77	6.63	0.000 *
I4	83.68	4.58	74.50	4.21	-9.11	5.02	0.000 €
I5	86.54	4.52	81.03	4.50	-5.81	5.91	0.000 *
I6	94.81	5.98	91.15	5.42	-3.64	6.03	0.000 €

* Significante para o teste t dependente para $p < 0,05$; € Significante para o teste Wilcoxon para $p < 0,05$.

Obs.: Quanto menor o valor, mais inclinado para vestibular está o dente. Alterações negativas significam aumento da inclinação para vestibular.

Tabela 5.9 – Resultados do teste t dependente e do teste não paramétrico Wilcoxon para comparação das dimensões dos arcos nos estágios pré (T0) e pós-alinhamento (T1).

Dimensões do arco	Pré-alinhamento (T0)		Pós-alinhamento (T1)		Alterações (T1-T0)		p
	Média	D. P.	Média	D. P.	Média	D. P.	
Maxila							
S3-3 cúspide	35,00	2,89	36,60	1,59	1,61	2,46	0,006*
S4-4 cúspide	39,68	2,19	43,95	2,13	4,28	1,60	0,000*
S5-5 cúspide	44,84	3,88	48,44	2,52	3,60	2,78	0,000 €
S6-6 cúspide	49,99	3,89	52,26	2,99	2,28	1,76	0,000*
S3-3 lingual	23,76	2,18	24,96	1,50	1,20	1,47	0,001*
S4-4 lingual	26,05	1,95	27,77	1,72	1,72	1,14	0,000 €
S5-5 lingual	31,21	2,54	32,31	2,16	1,10	1,38	0,001*
S6-6 lingual	34,55	2,77	35,11	2,68	0,56	1,04	0,019*
S Es-comprimento	35,26	2,28	37,37	1,76	2,11	1,74	0,000*
S Di-comprimento	35,16	2,04	37,25	1,62	2,10	1,18	0,000*
S comprimento calculado	41,61	2,37	41,61	2,37	2,07	1,44	0,000*
Mandíbula							
I3-3 cúspide	26,15	2,26	28,25	1,29	2,10	1,97	0,000*
I4-4 cúspide	32,50	2,36	36,52	1,60	4,02	1,57	0,000*
I5-5 cúspide	38,28	3,55	41,94	2,39	3,66	2,17	0,000*
I6-6 cúspide	43,05	3,67	45,39	3,17	2,34	1,66	0,000€
I3-3 lingual	17,60	1,90	20,33	1,31	2,73	1,75	0,000 €
I4-4 lingual	25,38	2,06	27,52	1,70	2,14	1,01	0,000*
I5-5 lingual	30,55	2,62	32,24	2,02	1,69	1,24	0,000*
I6-6 lingual	35,28	3,11	36,34	2,85	1,06	0,99	0,000€
I Es-comprimento	30,09	1,18	32,60	1,50	2,51	1,34	0,000*
I Di-comprimento	29,98	1,61	32,26	1,58	2,28	1,41	0,000*
L comprimento calculado	35,94	1,86	38,41	1,95	2,48	1,52	0,000*

* Significante para o teste t dependente para $p < 0,05$; [€]Significante para o teste de Wilcoxon para $p < 0,05$.

Tabela 5.10 – Resultados do teste de correlação entre a largura inicial do arco e suas respectivas alterações (T1-T0) durante a fase de alinhamento.

Correlações N=22	Teste de Correlação	R	R ²	p
Largura inicial do arco (T0) & alterações (T1-T0) na largura do arco				
S3-3 cúspide (T0) & S3-3 cúspide (T1-T0)	Pearson	-0,835	0,697	0,000*
S4-4 cúspide (T0) & S4-4 cúspide (T1-T0)	Pearson	-0,407	0,165	0,060
S5-5 cúspide (T0) & S5-5 cúspide (T1-T0)	Spearman	-0,543	0,295	0,009*
S6-6 cúspide (T0) & S6-6 cúspide (T1-T0)	Pearson	-0,675	0,456	0,001*
I3-3 cúspide (T0) & I3-3 cúspide (T1-T0)	Pearson	-0,822	0,676	0,000*
I4-4 cúspide (T0) & I4-4 cúspide (T1-T0)	Pearson	-0,740	0,547	0,000*
I5-5 cúspide (T0) & I5-5 cúspide (T1-T0)	Pearson	-0,755	0,569	0,000*
I6-6 cúspide (T0) & I6-6 cúspide (T1-T0)	Spearman	-0,429	0,184	0,047*
Largura inicial do arco (T0) & alterações (T1-T0) nas inclinações VL dos dentes				
S3-3 cúspide (T0) & S3-inclinação (T1-T0)	Pearson	0,648	0,420	0,001*
S4-4 cúspide (T0) & S4-inclinação (T1-T0)	Pearson	0,152	0,023	0,498
S5-5 cúspide (T0) & S5-inclinação (T1-T0)	Pearson	0,512	0,262	0,015*
S6-6 cúspide (T0) & S6-inclinação (T1-T0)	Pearson	0,491	0,241	0,020*
I3-3 cúspide (T0) & I3-inclinação (T1-T0)	Pearson	0,556	0,309	0,007*
I4-4 cúspide (T0) & I4-inclinação (T1-T0)	Pearson	0,261	0,068	0,241
I5-5 cúspide (T0) & I5-inclinação (T1-T0)	Pearson	0,438	0,192	0,042*
I6-6 cúspide (T0) & I6-inclinação (T1-T0)	Pearson	0,267	0,071	0,230

*Significante para $p < 0,05$.

Obs.: Os ângulos das inclinações vestibulolinguais foram medidos por vestibular. Então, alterações nas inclinações (T1-T0) negativas significam que o dente inclinou para mais vestibular. Assim, as correlações positivas com estas variáveis significam que, quanto menor a largura do arco (T0), maior a inclinação para vestibular durante o alinhamento.

Figura 5.1 – Gráficos representando as alterações das larguras superiores intercaninos, inter 1^o pré-molar, inter 2^o pré-molar e intermolar de T0 a T1.

Figura 5.2 – Gráfico representando as alterações das larguras inferiores intercaninos, inter 1º pré-molares, inter 2º pré-molares e intermolares de T0 a T1.

Tabela 5.11 – Resultados do teste de correlação de Spearman entre o grau de apinhamento inicial (Índice de Little e discrepância de modelo) e as alterações (T1-T0) nas dimensões transversais e sagitais dos arcos superior e inferior, ocorridas durante o período de alinhamento.

Índice de Little				Discrepância de Modelo			
Alterações nas dimensões dos arcos (T1-T0)	R	R ²	P	Alterações nas dimensões dos arcos (T1-T0)	R	R ²	P
Maxila							
S3-3 cúspide	0,06	0,00	0,789	S3-3 cúspide	0,00	0,00	0,994
S4-4 cúspide	0,48	0,24	0,022*	S4-4 cúspide	-0,43	0,18	0,045*
S5-5 cúspide	0,39	0,15	0,072	S5-5 cúspide	-0,49	0,24	0,021*
S6-6 cúspide	-0,03	0,00	0,879	S6-6 cúspide	-0,14	0,02	0,546
S comprimento calculado	0,50	0,25	0,018*	S comprimento calculado	-0,70	0,49	0,000*
Mandíbula							
I3-3 cúspide	0,40	0,16	0,067*	I3-3 cúspide	-0,46	0,21	0,032*
I4-4 cúspide	-0,01	0,00	0,956	I4-4 cúspide	-0,27	0,07	0,232
I5-5 cúspide	0,34	0,12	0,126	I5-5 cúspide	-0,56	0,31	0,007*
I6-6 cúspide	0,16	0,03	0,490	I6-6 cúspide	-0,44	0,19	0,040*
I comprimento calculado	0,22	0,05	0,331	I comprimento calculado	-0,32	0,10	0,145

*Significante para $p < 0,05$.

5.6 Análise estatística das alterações da espessura do osso alveolar vestibular durante a fase de alinhamento.

Tabela 5.12 – Resultados do teste não paramétrico Wilcoxon para a comparação das espessuras do osso alveolar vestibular nos estágios pré (T0) e pós-alinhamento (T1) e descrição das alterações do alinhamento (T1-T0).

Variáveis	N (T0)	T0		T1		N (T1)	T1-T0		T1-T0 %		P
		Média	DP	Média	DP		Média	DP	Média	DP	
¾ coronais											
S1	42	8,14	2,27	6,94	2,18	42	-1,20	1,73	-13,22	18,58	0,000*
S5	42	19,14	7,80	19,56	7,83	42	0,42	6,12	6,07	31,67	0,528
S6M	44	10,70	5,37	8,51	4,21	33	-2,83	3,63	-20,54	29,77	0,001*
S6D	44	15,35	5,48	15,96	4,87	44	0,61	3,37	7,41	24,05	0,051€
I5	41	15,15	5,23	14,93	6,30	41	-0,22	4,54	1,10	35,57	0,851
I6M	40	14,51	5,93	12,73	6,38	38	-2,31	3,91	-15,58	25,57	0,002*
I6D	44	23,75	9,72	21,95	10,33	43	-2,30	4,96	-11,38	24,23	0,008*
¼ apical											
S1	42	5,24	2,55	5,26	2,35	42	0,02	2,46	12,03	47,19	0,232
S5	39	8,46	4,90	10,53	5,27	37	1,89	2,53	29,91	35,64	0,000*
S6M	37	8,86	5,48	7,57	4,68	37	-1,29	3,00	-5,86	38,84	0,054€
S6D	44	8,47	5,12	8,89	4,90	44	0,42	2,29	13,69	36,30	0,026*
I5	41	11,73	4,33	14,22	5,80	41	2,76	3,94	31,07	43,04	0,000*
I6M	42	12,03	5,13	12,25	4,96	42	0,21	2,58	5,79	25,73	0,228
I6D	44	17,25	6,38	18,26	6,50	44	1,02	2,80	11,11	33,63	0,014*

* Significante para o teste de Wilcoxon para $p < 0,05$. [€] Limiar de significância

Figura 5.3 – Descrição individual das alterações (T1-T0) na área óssea alveolar recobrindo os 3/4 coronais das raízes dos dentes.

Observações:

- As variáveis não preenchidas diferentes de zero significam que o osso se tornou não mensurável em T1.
- As variáveis não preenchidas iguais a zero significam que o osso apresentou-se não mensurável em T0 e T1.
- Quando o osso era mensurável em um dos lados, porém não mensurável no outro, os lados direito (right) e esquerdo (left) estão descritos separadamente.
- Perceba que a raiz mesiovestibular do molar superior apresentou osso não mensurável em diversos dentes e pacientes (sujeitos)
- Os dentes com osso não mensurável em pelo menos uma das fases não foram considerados nas demais análises estatísticas.

5.7 Fatores contribuintes no pré-alinhamento para as alterações na espessura do osso alveolar vestibular.

Tabela 5.13 – Resultados dos testes de correlação entre as alterações (T1-T0) – valores absolutos (mm²) – na espessura do osso alveolar vestibular nos ¾ coronais da raiz e seus respectivos valores pré-alinhamento.

Espessura óssea (T1-T0) (mm ²)	Espessura óssea inicial (T0) (mm ²)	Teste de Correlação	R	R ²	p	N
S1	S1	Pearson	-0,430	0,185	0,004*	42
S5	S5	Spearman	-0,167	0,028	0,290	42
S6M	S6M	Spearman	-0,644	0,415	0,000*	33
S6D	S6D	Spearman	-0,382	0,146	0,010*	44
I5	I5	Pearson	-0,174	0,030	0,276	41
I6M	I6M - T0	Spearman	-0,041	0,002	0,807	38
I6D	I6D - T0	Pearson	-0,035	0,001	0,822	43

*Significante para $p < 0,05$.

Tabela 5.14 – Testes de correlação entre as alterações (T1-T0) – em porcentagem – na espessura do osso alveolar vestibular nos ¾ coronais da raiz e a largura inicial do arco (medida ao nível da JCE lingual).

Espessura óssea (T1-T0) (%)	Largura inicial do arco (lingual CEJ) (T0)	Teste de Correlação	R	R ²	p	N
S5%	S5-5 lingual	Spearman	0,088	0,008	0,578	42
S6M%	S6-6 lingual	Spearman	0,023	0,001	0,901	33
S6D%	S6-6 lingual	Pearson	0,118	0,014	0,444	44
I5%	I5-5 lingual	Spearman	-0,338	0,114	0,031*	41
I6M%	I6-6 lingual	Pearson	0,263	0,069	0,110	38
I6D%	I6-6 lingual	Pearson	0,105	0,011	0,503	43

*Significante para $p < 0,05$.

Tabela 5.15 – Resultados dos testes de correlação para as alterações (T1-T0) – em porcentagem – na espessura do osso vestibular do comprimento radicular nos $\frac{3}{4}$ coronais da raiz e o apinhamento inicial (Índice de Little e discrepância de modelo).

Espessura óssea (T1-T0) (%)	Apinhamento inicial Índice de Little/ Discrepância de modelo	Teste de Correlação	R	R ²	p	N
S1%	Índice de Little sup.	Pearson	-0,125	0,016	0,430	42
	Discrep. de modelo sup.	Pearson	0,024	0,001	0,880	42
S5%	Índice de Little sup.	Spearman	-0,364	0,132	0,018*	42
	Discrep. de modelo sup.	Spearman	0,442	0,195	0,003*	42
S6M%	Índice de Little sup.	Spearman	0,246	0,060	0,168	33
	Discrep. de modelo sup.	Spearman	-0,347	0,121	0,048*	33
S6D%	Índice de Little sup.	Pearson	0,185	0,034	0,229	44
	Discrep. de modelo sup.	Pearson	-0,182	0,033	0,238	44
I5%	Índice de Little inf.	Spearman	0,274	0,075	0,083	41
	Discrep. de modelo inf.	Spearman	-0,282	0,079	0,074	41
I6M%	Índice de Little inf.	Pearson	-0,086	0,007	0,606	38
	Discrep. de modelo inf.	Pearson	-0,045	0,002	0,790	38
I6D%	Índice de Little inf.	Pearson	-0,015	0,000	0,926	43
	Discrep. de modelo inf.	Pearson	0,037	0,001	0,816	43

*Significante para $p < 0,05$.

5.8 Fatores contribuintes do alinhamento para as alterações na espessura do osso alveolar vestibular.

Tabela 5.16 – Resultados dos testes de correlação para as alterações (T1-T0) – em porcentagem – na espessura do osso vestibular do comprimento radicular nos $\frac{3}{4}$ coronais da raiz e as alterações (T1-T0) nas inclinações vestibulolinguais dos dentes analisados.

Espessura óssea (T1-T0) (%)	Inclinação (T1-T0)	Teste de Correlação	R	R ²	p	N
S5%	S5	Spearman	-0,052	0,003	0,745	42
S6M%	S6	Spearman	-0,090	0,008	0,619	33
S6D%	S6	Pearson	-0,256	0,065	0,094	44
I5%	I5	Spearman	-0,237	0,056	0,136	41
I6M%	I6	Spearman	-0,208	0,043	0,211	38
I6D%	I6	Spearman	-0,014	0,000	0,929	43

Tabela 5.17 – Resultados dos testes de correlação entre as alterações (T1-T0) – em porcentagem – na espessura do osso vestibular nos $\frac{3}{4}$ coronais (variável dependente) e as alterações (T1-T0) nas larguras dos arcos (mensuração ao nível da JCE lingual)

Espessura óssea (T1-T0) (%)	Largura do arco (JCE lingual) (T1-T0)	Teste de Correlação	R	R²	p	N
S5%	S5-5 lingual	Spearman	-0,453	0,205	0,003*	42
S6M%	S6-6 lingual	Spearman	-0,052	0,003	0,772	33
S6D%	S6-6 lingual	Pearson	-0,278	0,077	0,068	44
I5%	I5-5 lingual	Spearman	0,185	0,034	0,246	41
I6M%	I6-6 lingual	Pearson	-0,459	0,210	0,004*	38
I6D%	I6-6 lingual	Pearson	-0,431	0,186	0,004*	43

*Significante para $p < 0,05$.

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

O Sistema Damon, cada dia mais utilizado nos consultórios ortodônticos, faz uso de uma mecânica expressamente expansionista (PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2007; CATTANEO et al., 2011; PANDIS et al., 2011), prometendo diversas vantagens, entre elas a redução de indicação de extrações dentárias (DAMON, 2005)[*homepage* da Damon System® (2012)]. Ainda existe escassez na literatura sobre os efeitos no suporte periodontal provocados pelo Sistema Damon, que realiza grandes expansões com forças suaves através da associação de bráquetes autoligados passivos e arcos superelásticos, com diagramas padronizados para todos os pacientes e ambos os arcos superior e inferior. O único estudo encontrado sobre este assunto avaliou as tábuas ósseas vestibulares dos segundos pré-molares superiores de pacientes tratados com bráquetes autoligáveis passivos e ativos, encontrando uma redução de 12 a 23% da espessura óssea vestibular desses dentes, durante o tratamento em ambos os grupos (CATTANEO et al., 2011). Todavia, as alterações promovidas pelos aparelhos autoligáveis no suporte alveolar em outras áreas, como na região anterossuperior e no arco inferior, ainda são desconhecidas. Esta investigação avaliou o tipo de movimento produzido pelos dentes (de corpo ou por inclinação) e as mudanças ocorridas no suporte ósseo de dentes posteriores superiores e inferiores e dos incisivos centrais superiores.

Considerando a importância das características inerentes à amostra e à metodologia de medição em uma investigação científica, primeiramente discutiram-se esses itens para posterior discussão específica dos resultados obtidos.

6.1 AMOSTRA UTILIZADA

Estudos clínicos prospectivos em que os pacientes são tratados por múltiplos pós-graduandos podem apresentar dificuldade em seguir o mesmo protocolo de tratamento. No caso deste estudo, essa possível heterogeneidade entre os tratamentos foi mínima, pois todos os pacientes seguiram a sequência de arcos sugerida pelo Sistema Damon, e os alunos foram supervisionados mensalmente durante as clínicas por 3 ortodontistas experientes (J.F.M., K.M.S.F., N.C.B.M.), seguindo o mesmo protocolo.

Outra dificuldade inerente aos estudos prospectivos é o tempo utilizado para selecionar pacientes que satisfazem os critérios requeridos e para executar todas as fases programadas, além da possibilidade de perdas de sujeitos. No projeto original, a amostra seria composta por 30 pacientes e forneceria uma mínima diferença detectável nas inclinações dentárias de $-3,18^\circ$ ou $3,18^\circ$, nas dimensões dos arcos de $-0,79\text{mm}$ ou $0,79\text{mm}$ e na espessura óssea de $-9,86\%$ ou $9,86\%$, considerando um poder do teste de 80%, coeficiente de confiança de 95% e os desvios-padrão obtidos neste estudo. Entretanto, apenas 22 deles finalizaram a fase de alinhamento em tempo de ser incluídos neste trabalho. É de se ressaltar que a redução do número de sujeitos não comprometeu a relevância desta pesquisa, pois o tamanho da amostra teve um valor representativo suficiente para uma mínima diferença detectável de $3,76^\circ$ nas inclinações dentárias, $0,94\text{mm}$ nas dimensões dos arcos e $11,28\%$ na espessura das tábuas ósseas vestibulares, considerando um poder de teste de 80% e coeficiente de confiança de 95% (Tabela 5.1). Uma amostra pequena reduz o poder dos testes *t* pareado ou de Wilcoxon a mostrar diferenças estatisticamente significantes, quando essas diferenças são menores do que a diferença mínima detectável. Mas, quando diferenças estatisticamente significantes são demonstradas, essas diferenças realmente existem. Por outro lado, quando as alterações não são significantes, não se pode afirmar que não houve diferença (ZAR, 1996). Os estudos clínicos prospectivos a respeito das alterações do osso alveolar relacionadas à expansão dentária, por meio de tomografias computadorizadas convencionais, utilizaram amostras menores compostas por oito (GARIB et al., 2006) e dezessete (BALLANTI et al., 2009), enquanto a amostra avaliada por Cattaneo et al. (2011), por meio de imagens de TCFC, consistiu de 41 indivíduos, sendo o grupo Damon composto por 20 pacientes. Dois estudos retrospectivos (RUNGCHARASSAENG et al., 2007; CORBRIDGE et al., 2011) avaliaram imagens de TCFC de 30 e 76 pacientes, respectivamente. Porém, devido ao caráter retrospectivo, apresentaram limitações, como falta de padronização do método de aquisição de imagens em ambos os estudos, e, no último (CORBRIDGE et al., 2011), não houve descrição da espessura das imagens multiplanares avaliadas.

A amostra analisada teve uma distribuição homogênea entre os sexos (13 sujeitos do sexo masculino e 9 do sexo feminino).). Diversos estudos verificaram que não há diferença entre os sexos na espessura da cortical óssea alveolar (DEGUCHI et al., 2006; LIM; LIM; CHUN, 2008; CHUN; LIM, 2009; LIM et al., 2009). Quanto à idade, os pacientes eram adolescentes entre 11 e 17 anos antes do tratamento. Este foi um critério de seleção importante para uma maior homogeneidade da amostra, visto que já foi verificada uma

diferença na espessura da cortical óssea da mandíbula entre pacientes adolescentes e adultos (ONO; MOTOYOSHI; SHIMIZU, 2008). Sabe-se também que os pacientes com tábuas ósseas mais finas apresentam uma maior tendência ao aparecimento de defeitos ósseos (GARIB et al., 2006; RUNGCHARASSAENG et al., 2007). Além disso, a comparação com a literatura torna-se mais viável, uma vez que todos os trabalhos encontrados a respeito das alterações nas tábuas ósseas vestibulares, ocorridas durante o uso de expansores, selecionaram apenas pacientes jovens (GARIB et al., 2006; RUNGCHARASSAENG et al., 2007; BALLANTI et al., 2009; CORBRIDGE et al., 2011), e o estudo de Cattaneo et al. (2011), que analisou as alterações no suporte ósseo durante o tratamento com aparelhos autoligáveis, utilizou uma amostra composta por adolescentes tardios (CATTANEO et al., 2011).

Em relação ao tipo de má oclusão, foi dada preferência aos casos com Classe I de Angle visando reduzir a presença de discrepâncias anteroposteriores (ANGLE, 1907). Embora se saiba que a classificação de Angle possui limitações em representar a relação esquelética (FERREIRA, 1999), ela foi escolhida pela praticidade de seu uso durante a triagem dos pacientes. A amostra foi composta por 20 indivíduos com má oclusão de Classe I e dois com má oclusão de Classe II subdivisão de Angle (um com $\frac{1}{2}$ cúspide e outro com uma cúspide de distocclusão unilateral). Assim, a severidade da Classe II nesses pacientes não apresenta características tão marcantes, por ser unilateral, considerando-se que um paciente com Classe II subdivisão completa representa as características de um paciente com $\frac{1}{2}$ Classe II bilateral, enquanto aquele com $\frac{1}{2}$ Classe II subdivisão representa apenas $\frac{1}{4}$ de Classe II bilateral. Em um estudo recente utilizando imagens de TCFC, foi encontrada uma prevalência de deiscências ósseas 35% maior em pacientes não tratados com Classe I do que em pacientes com Classe II (EVANGELISTA et al., 2010), enquanto Yagci et al. (2012) encontraram maior incidência de fenestrações na mandíbula em pacientes com Classe II do que aqueles com más oclusões de Classe I e III (YAGCI et al., 2012). A mecânica utilizada não foi diferenciada nos casos de Classe II, já que esta pesquisa avaliou apenas a fase de alinhamento, não havendo mecânicas complementares para correção da discrepância anteroposterior, como o uso de elásticos maxilares. Não foram encontrados estudos que avaliassem diferenças entre as más oclusões em relação às alterações na espessura óssea durante o tratamento ortodôntico. O estudo de Cattaneo et al. (2011), o único encontrado que avaliou as alterações na espessura óssea com o uso de aparelhos autoligáveis, incluiu todas as más oclusões. No presente estudo, não foram incluídos pacientes Classe III, para evitar a tendência de proclinação exacerbada do incisivo superior e retroinclinação dos incisivos inferiores no intuito de compensar a

discrepância esquelética. Adicionalmente, esses pacientes apresentam uma sínfise mais estreita do que os indivíduos com Classe I e Classe II, o que exige maior cuidado durante a movimentação dos incisivos (KIM; PARK; KOOK, 2009; YAGCI et al., 2012).

O apinhamento representa um fator de risco para a presença de defeitos ósseos (FUHRMANN, 2002). Além disso, durante o tratamento com aparelhos autoligáveis, o apinhamento inicial mostrou influenciar significativamente a resistência ao deslizamento dos bráquetes (ARTICOLO; KUSY, 1999; REZNIKOV et al., 2010) e as alterações no grau de protrusão dos incisivos (FLEMING et al., 2009), na expansão dos arcos (SCOTT et al., 2008) e na eficiência do tratamento (PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2007; PANDIS et al., 2011). Visando uma maior homogeneidade da amostra e a obtenção de resultados mais confiáveis sobre os efeitos do Sistema Damon, requereu-se que os pacientes apresentassem dentição permanente completa com apinhamento de moderado a severo, havendo uma discrepância de modelo (DM) negativa de no mínimo 4 mm em pelo menos um dos arcos. Os pacientes avaliados apresentaram uma DM média de -6,71 e -5,12mm nos arcos superior e inferior, respectivamente (Tabela 5.2). Todos foram tratados sem extrações dentárias ou desgastes interproximais na fase avaliada, evitando que esses fatores facilitassem o alinhamento dentário de maneira diferente em alguns pacientes. Nenhuma mecânica ortopédica foi utilizada durante o período analisado neste estudo, de modo que todos os efeitos foram provocados exclusivamente pela progressão dos fios.

A sequência de fios utilizada preencheu, de um modo geral, todas as etapas do alinhamento dentário preconizadas pelos idealizadores do Sistema Damon, iniciando-se pela fase de fio superelástico redondo (Damon CuNiTi 0.014”), seguindo pelo fio superelástico retangular (Damon CuNiTi 0.014”x 0.025”) e finalizando com o fio retangular de aço inoxidável 0.019” x 0.025”. O Sistema Damon recomenda que se faça o uso de um fio intermediário (CuNiTi 0.018 x 0.025”) durante fase do fio retangular superelástico, antes da inserção do fio retangular de aço. Por problemas burocráticos, não foi possível a compra desse fio. Entretanto, a mecânica utilizada manteve as características de forças suaves, pois os fios superelásticos foram utilizados por um tempo mais longo, de modo que o fio CuNiTi 0.014” permaneceu até que estivesse completamente passivo nos bráquetes (média 25,99 semanas, DP 9,60), e o fio 0.014” x 0.025” foi mantido por no mínimo 8 semanas (média 16,56 semanas – DP 8,01), sendo substituído apenas quando o fio 0.019” x 0.025” permitiu seu encaixe completo na canaleta com fechamento da tampa do bráquete. Aguardou-se um

intervalo mínimo de 4 semanas (média 7,64; DP 4,05) para a segunda tomada tomográfica, a fim de que houvesse tempo necessário para a expressão do último arco.

A amostra selecionada e a padronização do protocolo de tratamento foram cuidados essenciais para que os achados deste estudo sejam considerados de grande valia com relação aos efeitos do tão falado “sistema de forças suaves e baixa fricção” sobre os dentes e seus respectivos tecidos periodontais de suporte.

6.2 METODOLOGIA DE MEDIÇÃO

6.2.1 Justificativa para o uso da tomografia computadorizada do feixe cônico e dose de radiação

O exame de tomografia computadorizada do feixe cônico (TCFC) não faz parte da documentação ortodôntica de rotina, e o Comitê de Ética em Pesquisa aprovou este trabalho exclusivamente porque a TCFC é o único método tridimensional com baixa exposição radiográfica que fornece informações com acurácia aceitável sobre as alterações ocorridas no suporte alveolar, durante uma movimentação ortodôntica *in vivo* (KAPILA; CONLEY; HARRELL, 2011).

A TCFC apresenta uma dose de radiação substancialmente menor do que a tomografia computadorizada convencional (TC). Um escaneamento da cabeça com TC apresenta uma dose efetiva de radiação (E)* cerca de 7 a 12 vezes maior do que o scanner de TCFC i-Cat configurado no modo padrão, considerando campos de visão (FOV) semelhantes em ambos (LUDLOW; IVANOVIC, 2008; SILVA et al., 2008). Por outro lado, quando comparada aos exames radiográficos 2D convencionais, a dose efetiva de radiação exposta pelo exame craniofacial completo pelo *scanner* i-Cat (69-134 μ Sv) (LUDLOW; IVANOVIC, 2008; GRUNHEID et al., 2012) equivale a cerca de três a cinco vezes a radiação exposta por uma

* Dose Efetiva de radiação (E): É um cálculo amplamente usado que permite a comparação do dano de diferentes exposições à radiação ionizante a um dano equivalente produzido por uma dose de radiação em todo o corpo.

E é expressa em μ Sv (microsieverts) e é calculada pela equação:

$E = \sum w_t \times H_t$, onde E é o produto do fator de peso do tecido (W_t), que representa a contribuição relativa daquele órgão ou tecido ao risco geral do organismo, e dose de radiação com peso (H_t). O risco do corpo inteiro é encontrado pelo somatório de todos os órgãos e tecidos expostos.

As doses efetivas descritas acima foram calculadas considerando as normas ICRP de 2007, que propôs um peso específico para as glândulas salivares neste cálculo. (LUDLOW et al., 2006; BROOKS, 2009)

telerradiografia lateral mais uma radiografia panorâmica (digitais - 26 μ Sv) (GRUNHEID et al., 2012). Por outro lado, expõe aproximadamente 20% a 60% a menos do que a dose exposta em uma série de radiografias periapicais da boca toda, a qual totaliza 170 μ Sv (LUDLOW; DAVIES-LUDLOW; WHITE, 2008).

No documento de orientação desenvolvido pelo American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics (não publicado), dentre as indicações do uso de tomografias computadorizadas do feixe cônico, está a avaliação dos resultados de tratamento com respeito à caracterização das posições dentárias e alterações nos tecidos moles e duros. Além disso, baseando-se na literatura, indica o uso de TCFC para avaliação do suporte periodontal em pacientes com largura óssea vestibulolingual reduzida (LOUBELE et al., 2008; LEUNG et al., 2010; MOLEN, 2010; TIMOCK et al., 2011; YAGCI et al., 2012). A avaliação do suporte ósseo também pode ser indicada para determinar limites de movimento dentário, especialmente na decisão de tratamentos com ou sem extrações dentárias. Neste estudo, foram avaliadas as alterações no suporte ósseo em diversas áreas, em consequência do tratamento com Sistema Damon, tema bastante requerido pelos ortodontistas (MARSHALL et al., 2010), porém pouco estudado até o momento (CATTANEO et al., 2011). Além disso, a partir dessas imagens, também foi verificada a possível correlação entre as alterações ósseas ocorridas durante o alinhamento com fatores predisponentes e as alterações nas posições dentárias sucedidas durante o período.

O protocolo de aquisição de imagem utilizado inicialmente em nove pacientes incluiu 5mA, 120kV, campo de visão (FOV) de 13cm de altura, tempo de exposição de 20 segundos, gerando um *voxel* isotrópico de 0,3mm³. Com esses dados, realizou-se um estudo piloto para avaliação da qualidade da imagem. Embora a acurácia das medidas lineares do osso alveolar seja aceitável em TCFCs com *voxel* de 0,3mm (LEUNG et al., 2010; TIMOCK et al., 2011; PATCAS et al., 2012), percebeu-se que havia algumas limitações na resolução da imagem. Essa resolução espacial, que significa a menor distância necessária para distinguir dois objetos, sofre influência em mais de 50% pelo tamanho do voxel e cerca de 60% por esta medida somada ao tempo de exposição radiográfica (BALLRICK et al., 2008). Visando possibilitar estudos futuros com imagens de melhor resolução, foi decidido que seriam solicitadas aos próximos pacientes dessa amostra prospectiva TCFCs com *voxel* isotrópico de 0,25mm³, obtidas com tempo de exposição de 40 segundos. No presente estudo, todos os cortes foram reconstruídos com 0,3mm de espessura para padronizar a forma de avaliação das imagens, devido aos nove primeiros pacientes constituírem a amostra. De qualquer maneira, a

resolução das imagens adquiridas com $0,25\text{mm}^3$ de *voxel* provavelmente proporcionou uma melhor resolução espacial do que se tivesse sido obtida com um *voxel* de $0,3\text{mm}^3$ (BALLRICK et al., 2008).

6.2.2 Artefatos na tomografia computadorizada do feixe cônico

Os artefatos podem ser definidos como uma estrutura visualizada no volume reconstruído que não está presente no objeto analisado. Eles aparecem frequentemente como linhas e traços radiopacos ou sombras, orientados ao longo das linhas de projeção das imagens (SCHULZE et al., 2011). Estruturas metálicas, como restaurações, próteses e bráquetes ortodônticos, produzem expressivos artefatos. Devido ao alto número atômico, o metal causa desvios no percurso dos fótons (*scattering*) ou absorve energia (*beam hardening*), obscurecendo estruturas anatômicas e influenciando a qualidade da imagem, por reduzir o contraste (SCHULZE et al., 2011; BECHARA et al., 2012). Neste estudo, todos os pacientes apresentaram artefatos causados pelos bráquetes metálicos nas imagens tomográficas pós-alinhamento. No entanto, a mensuração do osso alveolar provavelmente não sofreu influência desses artefatos, devido à distância em altura dos bráquetes ao osso, já que as linhas são dispostas na direção da projeção das imagens, que é horizontal (Figura 6.1). A marcação dos pontos de referência usados para medição das inclinações dentárias e dimensões dos arcos também não foi influenciada pelos bráquetes metálicos, pois as pontas de cúspides, a junção cimento-esmalte e o ápice pulpar também são regiões distantes, em altura, da projeção dos artefatos. Por outro lado, em alguns pacientes, encontrou-se dificuldade em demarcar as pontas de cúspides nos molares com restaurações metálicas, tanto em tomografias em T0 quanto em T1.

Figura 6.1 – Artefatos pelos bráquetes metálicos. Perceba que os artefatos são suaves e se formam apenas ao nível coronal.

Vários métodos foram propostos para redução de artefatos por metal em TCFC. Em alguns estudos, sugere-se que novos algoritmos sejam usados na conversão das imagens 2D para um volume único, melhorando a qualidade da imagem reconstruída. Por ser simples e de rápido desempenho, o conhecido algoritmo de Feldkamp-Davis-Kress (FDK), na sua forma original ou modificações (FELDKAMP; DAVIS; KRESS, 1984), é utilizado por quase todos os dispositivos de TCFC no mercado, incluindo o i-Cat. Entretanto esse algoritmo requer um grande número de projeções em 360°. Quando essas imagens não são adquiridas, formam-se artefatos.

Também foi sugerido o aumento da miliamperagem ou quilovoltagem para reduzir os artefatos. Com uma maior voltagem, esses artefatos tendem a ser menores, pois menos energia é absorvida ou desviada por esses materiais. A maioria dos *scanners* de TCFC atuais utiliza energia entre 70 e 120kV (PAUWELS et al., 2012). O *scanner* i-Cat utilizado neste trabalho utiliza 120kV.

6.2.3 Avaliação das variáveis dentárias (inclinações vestibulolinguais dos dentes e dimensões dos arcos) com tomografia computadorizada de feixe cônico

A maioria dos estudos clínicos a respeito das alterações nas dimensões dos arcos provocadas por aparelhos autoligáveis utilizaram modelos de gesso (PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2007; SCOTT et al., 2008; FLEMING et al., 2009; ONG; HO; MILES, 2010; PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2010; PANDIS et al., 2011) ou modelos digitais (CATTANEO et al., 2011; VAJARIA et al., 2011).

Já as alterações nas inclinações vestibulolinguais dos dentes, ocorridas durante o tratamento com esses aparelhos, foram analisadas pela tradicional telerradiografia de perfil (PANDIS; STRIGOU; ELIADES, 2006; SCOTT et al., 2008; FLEMING et al., 2009; PANDIS et al., 2010; VAJARIA et al., 2011), como também por modelos de gesso (FRANCHI et al., 2006), modelos digitais (GALAKTOPOULOS, 2011) e tomografia computadorizada do feixe cônico (CATTANEO et al., 2011). Nos estudos com tomografias sobre os efeitos dos aparelhos expansores, as inclinações dos dentes posteriores foram mensuradas por meio de TC convencional (GARIB et al., 2006; BALLANTI et al., 2009) e do feixe cônico (RUNGCHARASSAENG et al., 2007; CORBRIDGE et al., 2011).

A telerradiografia de perfil, embora forneça informações sobre a inclinação dentária considerando coroa e raiz, sofre limitações devido às distorções pela magnificação e à

sobreposição de estruturas inerente à sua natureza bidimensional (BAUMRIND; FRANTZ, 1971; BAUMRIND; FRANTZ, 1971), sendo mais propícia a erros nas medições do que a TCFC (ADAMS et al., 2004), e possibilita apenas a avaliação dos incisivos centrais. Por outro lado, os modelos de gesso ou digitais e a TC ou TCFC constituem métodos tridimensionais, que permitem a análise das inclinações dentárias de todos os dentes e das dimensões dos arcos. A vantagem das tomografias computadorizadas sobre os modelos é seu maior detalhamento, por considerar o posicionamento da coroa e raiz dos dentes, além de mostrar o relacionamento da raiz dentária com o osso alveolar circundante (MAH; HUANG; CHOO, 2010).

A utilização de modelos 3D virtuais já apresenta algumas vantagens em relação aos modelos convencionais, como espaço para armazenamento dos mesmos, manuseio, facilidade de comunicação com outros profissionais e facilidade de duplicação (BELL; AYOUB; SIEBERT, 2003). Recentemente, foram investigadas precisão e acurácia de medidas lineares relacionadas aos arcos dentários em reconstruções tridimensionais a partir de TCFC. Embora as mensurações nas TCFC tenham apresentado alta precisão, elas tenderam a subestimar ligeiramente as medidas em relação ao padrão-ouro equivalente ao tamanho do voxel. Os autores afirmaram, mesmo assim, que os resultados encontrados suportam a conclusão de que as TCFC podem ser utilizadas para análise da dentição e que o erro só se torna significativo quando diversas medidas são somadas (BAUMGAERTEL *et al.*, 2009). Também citou-se que a qualidade da imagem, influenciada pelo tamanho do *voxel*, artefatos metálicos e movimentação do paciente, afeta a acurácia das medidas lineares em TCFC (PERIAGO et al., 2008).

Neste estudo, foram utilizados modelos ortodônticos em 3D renderizados para identificação inicial dos pontos de referência. Posteriormente, esses pontos foram reavaliados nas imagens multiplanares, objetivando localizá-los de maneira mais precisa (STRATEMANN et al., 2010; KAPILA; CONLEY; HARRELL, 2011). Tais pontos de referência foram utilizados para medição das dimensões lineares dos arcos e para determinar os sistemas de coordenadas de cada dente com consecutiva análise das inclinações dentárias.

Os pontos localizados nos ápices pulpares radiográficos já foram utilizados previamente com significativa precisão (SALIH, 2010) e neste estudo foram facilmente encontrados nas imagens multiplanares. Os pontos localizados nas junções cimento-esmalte demonstraram grande acurácia e precisão em imagens de TCFC, pela diferença de contraste entre o cimento e o esmalte (LEUNG et al., 2010). Finalmente, os pontos próximos da face

oclusal dos dentes também foram de fácil localização, com exceção dos molares de alguns pacientes, em que se encontrou uma maior dificuldade devido aos artefatos provocados pela presença de restaurações metálicas em amálgama de prata.

A inclinação vestibulolingual (VL) de cada dente foi determinada por meio de um sistema de coordenadas em que cada dente era representado por um plano VL que dividia o dente parassagitalmente no centro do seu canal radicular, e, perpendicularmente a este, foi criado um plano MD que dividia o dente frontalmente, passando pelo ápice radicular e ponta de cúspide. Desta forma, qualquer alteração na posição dentária foi demonstrada por este sistema. A inclinação VL de cada dente foi medida pelo ângulo formado pelo plano MD do dente em relação ao plano oclusal do respectivo arco dentário. Andrews (1972) também usou uma variação do plano oclusal como referência quando determinou os valores ideais para as seis chaves da oclusão. O plano oclusal, além de ser uma referência já reconhecida na literatura, foi também escolhido em relação aos outros planos mais estáveis ao tratamento, devido aos pacientes estarem em fase ativa de crescimento.

6.2.4 Avaliação da espessura da tábua óssea vestibular com tomografia computadorizada de feixe cônico

A análise das tábuas ósseas vestibulares por meio de métodos bidimensionais ofereceria informações limitadas e pobremente acuradas, devido à sobreposição de tecidos inerente ao método. A tomografia computadorizada do feixe cônico (TCFC) é um método radiográfico tridimensional de baixa dose, com boa acurácia e confiabilidade, inclusive na avaliação de estruturas de pequenas dimensões como o periodonto.

Em virtude da expansão do arco provocada pela mecânica Damon (PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2007; PANDIS et al., 2010; CATTANEO et al., 2011; PANDIS et al., 2011; VAJARIA et al., 2011) e de já ter sido demonstrada em outras mecânicas expansionistas uma tendência de redução óssea no lado vestibular (GARIB et al., 2006; RUNGCHARASSAENG et al., 2007; BALLANTI et al., 2009; CORBRIDGE et al., 2011), apenas a tábua óssea deste lado mais crítico foi analisada.

Embora alguns estudos tenham encontrado boa precisão e acurácia aceitável, tanto para medição da altura quanto para espessura da tábua óssea vestibular (TIMOCK et al., 2011; PATCAS et al., 2012), também foi demonstrada uma limitação da TCFC em detectar defeitos ósseos, havendo uma tendência de superestimar a presença dos mesmos (LEUNG et

al., 2010; SUN et al., 2011; PATCAS et al., 2012). Leung et al. (2010) encontraram que existe uma probabilidade de 50% dos casos diagnosticados com deiscências e 25% dos casos diagnosticados com fenestração por meio de TCFC serem verdadeiramente positivos. Além disso, houve uma baixa sensibilidade da TCFC em detectar a presença de deiscências ósseas, e isso significa que grande proporção dos casos com a doença não foi diagnosticada. Esses erros ocorrem, pois, para determinar a altura óssea alveolar, é necessária a detecção precisa da margem óssea alveolar. A dificuldade em localizar este ponto se deve à radiopacidade muito semelhante entre o osso alveolar e o cimento radicular, bem como à anatomia da tábua óssea, que se torna mais fina à medida que se aproxima da margem. Devido à resolução da imagem ter certo limite, essa margem óssea só é visualizada quando apresenta uma espessura mínima detectável (LEUNG et al., 2010). Por essas dificuldades, a altura da tábua óssea não foi avaliada.

Quanto ao método de avaliação das imagens 3D para análise da espessura das tábuas ósseas, alguns autores utilizaram cortes axiais de tomografias computadorizadas convencionais ou de feixe cônico (GARIB et al., 2006; BALLANTI et al., 2009; CORBRIDGE et al., 2011; TIMOCK et al., 2011), enquanto em outros trabalhos essas medidas foram avaliadas em cortes parassagitais perpendiculares ao dente ou contorno alveolar (RUNGCHARASSAENG et al., 2007; ONO; MOTOYOSHI; SHIMIZU, 2008; CATTANEO et al., 2011; SUN et al., 2011). A vantagem do uso de cortes axiais é o tempo de medição reduzido, já que as espessuras das tábuas ósseas de vários dentes podem ser avaliadas em uma mesma imagem. Para reduzir erros, este método exige padronização da posição da cabeça. O uso de cortes axiais é adequado em estudos com crânios secos/cadáveres (MENEZES et al., 2010) ou em seres vivos quando são avaliados em apenas uma fase, como estudos em indivíduos não tratados (MENEZES, 2011), pois não ocorrem alterações nas posições dentárias. A avaliação do efeito de expansores sobre a espessura da tábua óssea (GARIB et al., 2006; BALLANTI et al., 2009; CORBRIDGE et al., 2011) também não sofre grandes problemas com esse método, já que a maior parte dos movimentos dentários ocorre na direção lateral, havendo pouco ou nenhum movimento vertical ou rotacional individual dos dentes. De modo interessante, Timock et al. (2011) analisaram as tábuas ósseas com imagens axiais individuais dos dentes. Assim, a espessura da tábua óssea de cada dente foi verificada em um corte axial específico, gerado perpendicularmente ao longo eixo do dente de interesse. Consequentemente, a avaliação foi mais precisa, porém necessitando maior tempo para sua execução. A desvantagem da análise da espessura óssea em um único corte axial é que se

considera a medida apenas naquela altura, não sendo apreciada a situação óssea ao longo da raiz.

Geralmente, na avaliação da espessura das tábuas ósseas com cortes parassagittais, os mesmos foram gerados baseando-se em apenas um corte axial, sendo perpendicular ao contorno alveolar ou ao dente apenas naquele corte (RUNGCHARASSAENG et al., 2007; ONO; MOTOYOSHI; SHIMIZU, 2008; SUN et al., 2011). No presente estudo, considerou-se que o posicionamento dos dentes sofreriam mudanças durante a fase de alinhamento em rotação, angulação mesiodistal, inclinação vestibulolingual, posição vertical (intrusão, extrusão) e horizontal (*in/out*). Sendo assim, a mensuração das tábuas ósseas por meio de cortes axiais ou parassagittais, baseando-se em apenas um corte axial, sofreria maior influência desses fatores. Por esse motivo e pelo fato de que toda a área óssea vestibular no corte gerado seria mensurada, optou-se pela medição das tábuas ósseas por meio de cortes parassagittais individuais reconstruídos para cada dente, passando pelo centro do canal radicular aos níveis cervical e apical e perpendiculares no sentido vestibulolingual ao contorno alveolar. Quando um corte parassagital passa pelo centro do dente perpendicularmente ao contorno alveolar, geralmente obtém-se a menor espessura óssea vestibular. A desvantagem do método desenvolvido no presente estudo é o longo tempo decorrido para que as imagens parassagittais individuais dos dentes sejam geradas.

A maior parte dos estudos avaliaram a tábua óssea vestibular por meio de medidas lineares (GARIB et al., 2006; BALLANTI et al., 2009; MENEZES et al., 2010; CORBRIDGE et al., 2011; MENEZES, 2011; TIMOCK et al., 2011; PATCAS et al., 2012). Entretanto, a medição linear da espessura óssea representa a situação do osso apenas naquela altura. Além disso, medidas de valores menores são mais sensíveis a pequenos erros na medição. Cattaneo et al. (2011) avaliaram a área óssea vestibular presente até 9mm apicalmente à junção cimento-esmalte de segundos pré-molares em cortes parassagittais passando pelo centro do dente analisado. Ao mensurar a área formada pela espessura óssea ao longo da raiz, considera-se a situação do osso alveolar do dente avaliado de uma maneira mais genérica. Ademais, reduz-se o valor dos erros existentes produzidos pela limitação da imagem em ilustrar o osso com espessura muito fina, pois, em áreas com o osso muito delgado, aquela área pouco influencia na área óssea em geral.

O presente estudo utilizou uma metodologia muito similar ao trabalho de Cattaneo et al. (2011). Porém, não foi utilizada uma distância fixa (no caso, acima de 9mm) para incluir a área óssea medida, uma vez que diversos tipos de dentes foram avaliados, bem como devido à

variação do comprimento radicular entre os pacientes. Por isso, optou-se por analisar uma distância proporcional ao comprimento da raiz do dente examinado. O cálculo dessa distância foi realizado apenas nas tomografias pós-alinhamento, e a mesma distância foi repetida para medição óssea do mesmo dente na fase pré-tratamento, considerando que haveria algum arredondamento radicular durante o alinhamento. Foi mensurada a área óssea vestibular recobrindo os $\frac{3}{4}$ coronais da raiz separadamente, e não todo o comprimento radicular, por duas razões: 1) nos terços médio e cervical, o rebordo alveolar apresenta-se semelhante entre todos os padrões faciais, enquanto o terço apical pode mostrar-se mais espesso nos padrões meso e braquifaciais (Figura 6.2) (FERREIRA, 2010); 2) o centro de resistência do dente se encontra na distância média entre a crista óssea cervical e o ápice radicular (PROFFIT, 2008). Desta forma, um movimento de inclinação para vestibular aumentaria a espessura óssea vestibular no terço apical, mascarando uma possível perda óssea no médio e cervical.

Figura 6.2 – Ilustração da maior espessura do rebordo alveolar próximo ao nível do ápice radicular (2º pré-molar superior). Por esse motivo, a área óssea mensurada incluiu apenas os $\frac{3}{4}$ coronais da raiz.

Os molares foram examinados separadamente em ambas as raízes, para analisar individualmente o que ocorre em cada raiz, devido à possibilidade de respostas diferentes entre elas, causadas por movimentos rotacionais.

Um estudo piloto foi realizado para verificar quais dentes permitiriam a avaliação da respectiva área óssea vestibular. Apenas os dentes posteriores e os incisivos centrais superiores apresentaram, na maior parte dos casos, espessura óssea mensurável na fase pós-alinhamento, por isso apenas estas áreas foram examinadas. Outros autores já detectaram que a mensuração das tábuas ósseas na região anterior da mandíbula, por meio de imagens de

TCFC, apresenta confiabilidade crítica ou duvidosa (MOL; BALASUNDARAM, 2008; MENEZES et al., 2010; PATCAS et al., 2012). As Figuras 6.3 e 6.4 ilustram a limitação das imagens de TCFC em representar uma tábua óssea muito fina.

Fonte: Patcas R, Muller L, Ullrich O, Peltomaki T. Accuracy of cone-beam computed tomography at different resolutions assessed on the bony covering of the mandibular anterior teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;141(1):41-50.

Figura 6.3 – Dados radiográficos de TCFC e imagens clínicas do incisivo central inferior esquerdo de um cadáver. A, vista panorâmica reconstruída; B1-B3, 3 cortes em vista sagital, C: imagens clínicas após remoção da gengiva; e D, após a remoção do osso alveolar recobrindo os dentes. As setas azuis em A, C e D sinalizam o dente descrito em B1-B3. Perceba que nenhum osso alveolar é observado cobrindo o dente nas imagens sagitais (B1-B3). (PATCAS et al., 2012)

Figura 6.4 – Incisivo inferior com deiscência óssea radiográfica pré-tratamento.

6.3 RESULTADOS

6.3.1 Precisão da Metodologia

Segundo Houston (1983), não basta que a metodologia utilizada seja válida para o propósito a que foi requisitada. Para permitir sua reprodução, é necessário que seja suficientemente precisa. Quando essa precisão se encontra, por algum motivo, comprometida, surgem os erros, que podem ser de natureza casual ou sistemática. Estes, quando significativos, afetam a confiabilidade dos resultados, comprometendo as verdadeiras diferenças entre as variáveis estudadas (HOUSTON, 1983).

Considerando-se que, quanto mais precisa a metodologia, mais fiéis são as conclusões inferidas, um trabalho que não quantifica o erro do método deve ser avaliado com reserva. Para evitar esse problema, 10 tomografias computadorizadas de feixe cônico obtidas após a fase de alinhamento foram selecionadas aleatoriamente para a verificação do erro intra-examinador. Todo o processo para medição das variáveis dentárias e ósseas foi realizado duas vezes, exatamente nas mesmas condições e seguindo rigorosamente os mesmos critérios utilizados para a análise, com intervalo de uma semana. Na fase das variáveis dentárias, o erro poderia estar na renderização dos modelos 3D ou na marcação de pontos, já que os planos, assim como as medidas lineares e angulares, eram obtidos automaticamente pelo *software*, baseando-se nos pontos demarcados. Na medição das áreas ósseas, o erro poderia estar relacionado tanto à confecção dos cortes parassagitalmente à raiz do dente, quanto ao processo de medição propriamente dito.

O erro do método foi realizado apenas em tomografias pós-alinhamento (T1) com o aparelho colado, pois considerou-se que, nesta fase, as imagens apresentavam mais fatores que poderiam aumentar o erro, como artefatos pelos bráquetes metálicos e, provavelmente, tábuas ósseas vestibulares mais finas. Assim, o erro obtido seria o maior possível com a presente amostra.

O erro sistemático, calculado pelo teste *t* pareado com valor de significância de $P < 0,05$, ocorre quando uma medida é frequentemente sub ou superestimada. Esses erros podem resultar de uma alteração da técnica de mensuração ou de uma tendenciosidade inconsciente do operador em direcionar os resultados de acordo com suas próprias expectativas (HOUSTON, 1983). Os resultados do teste *t* pareado não demonstraram erro sistemático estatisticamente significativo para todas as medidas angulares e para quase todas as

medidas lineares e de área óssea (Tabelas 5.3, 5.4 e 5.5). Apenas a largura inter-segundos pré-molares superiores (ao nível da JCE) apresentou diferença significativa. No entanto, a média da diferença foi de apenas 0,17mm e o erro casual de 0,18mm, demonstrando que não compromete a confiabilidade do método. Dentre as variáveis ósseas, a área óssea nos $\frac{3}{4}$ coronais dos da raiz mesial do molar inferior também apresentou erro sistemático significativo, entretanto esse erro foi de apenas 1mm² de um valor absoluto aproximadamente de 14mm².

O erro casual, calculado pela fórmula proposta por Dahlberg (DAHLBERG, 1940), quantifica a imprecisão do operador durante as medições. Os erros casuais não afetam a média da amostra, mas geralmente aumentam a variância e, dessa forma, os desvios-padrão. Isso não invalida os resultados, mas se torna uma diferença estatisticamente significativa mais difícil de ser obtida. Os requisitos para o tamanho da amostra se tornam maiores, se a forma de medição oferecer baixa confiabilidade. Os resultados da fórmula de Dahlberg demonstraram que os erros casuais para as variáveis deste estudo foram mínimos, variando entre 0,38° e 1,19° para medidas angulares, entre 0,12 e 0,40 mm para medidas lineares e entre 0,54 e 1,16 mm² para as medidas das áreas ósseas (Tabelas 5.3, 5.4 e 5.5). Conclui-se que os desvios-padrão encontrados para essas variáveis sejam realmente o reflexo da variabilidade dos pacientes.

O número mínimo de variáveis com erros sistemáticos e os valores reduzidos para o erro casual atestaram a precisão e confiabilidade das medidas realizadas nesta pesquisa.

6.3.2 Alterações nas inclinações dentárias e dimensões dos arcos dentários

Os idealizadores do Sistema Damon defendem que a associação de fios superelásticos (redondos e retangulares) com bráquetes autoligáveis passivos propicia movimentações dentárias e expansões dos arcos determinadas fisiologicamente pelo organismo, e não pelo ortodontista (DAMON, 2005).

Antes da grande popularização dos aparelhos autoligáveis, já havia sido verificado que o alinhamento dentário de casos tratados sem extrações é alcançado pela combinação de expansão transversal dos arcos e proclinação dos incisivos (WEINBERG; SADOWSKY, 1996). Do mesmo modo, os resultados deste estudo mostraram consideráveis aumentos nas dimensões transversais e comprimento dos arcos, acompanhados por inclinações vestibulares de todos os dentes, com exceção dos caninos superiores (Tabelas 5.8 e 5.9). Os estudos sobre os aparelhos autoligáveis, em geral, tem seguido a mesma tendência, mostrando que ocorrem expansões dos arcos e proclinação dos incisivos clinicamente similares aos aparelhos

convencionais (PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2007; SCOTT et al., 2008; PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2009; ONG; HO; MILES, 2010), assim como há semelhança dessas alterações no tratamento com aparelhos AL ativos e passivos (CATTANEO et al., 2011).

A avaliação das alterações nas inclinações dentárias de todos os dentes (6-6) superiores e inferiores promovidas pelo tratamento com aparelhos AL ainda não havia sido investigada por meio de tomografias, que ilustram a inclinação do dente como um todo, incluindo coroa e raiz dentária. Os resultados deste estudo proporcionarão ao clínico uma referência sobre a quantidade de movimento que pode ser esperada com o Sistema Damon. A maior parte dos trabalhos analisou a inclinação dos incisivos por meio de telerradiografia de perfil (PANDIS; STRIGOU; ELIADES, 2006; SCOTT et al., 2008; FLEMING et al., 2009; PANDIS et al., 2010; VAJARIA et al., 2011), enquanto apenas um avaliou a inclinação dos pré-molares por meio de TCFC (CATTANEO et al., 2011). Em virtude dos diferentes métodos de medição, a comparação com a literatura em valores das alterações no torque deverá ser realizada com cautela.

Neste estudo, de um modo geral, ocorreu vestibularização de todos os dentes durante o período avaliado, sendo menor na região de molares e maior nas regiões de incisivos e primeiros pré-molares, com largo desvio padrão (Tabela 5.8), possivelmente devido ao variável grau de apinhamento e posições dentárias iniciais. A tendência de lingualização dos caninos superiores se deve ao fato de que, em vários pacientes, este dente encontrava-se em infravestibuloversão antes do tratamento.

A folga do fio na canaleta pode ter sido um importante fator para a proclinação dos dentes durante o alinhamento dentário. Estudos laboratoriais demonstraram que a folga real do fio na canaleta é quase sempre maior do que na teoria, pois as dimensões reais da luz das canaletas dos bráquetes são maiores, e o calibre dos fios, menores do que descrito (MELING; ODEGAARD, 1998; CASH et al., 2004; MAJOR et al., 2010; BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2011). Um dos estudos demonstrou que a folga de um fio 0.019" x 0.025" inserido numa canaleta com 0.022" de altura variou entre 20° e 36° (Damon 3Mx = 27°), o que representa até três vezes mais que o valor teórico de 10° (ERIKSEN, 2011).

Vários trabalhos avaliaram o grau de proclinação dos incisivos inferiores durante o tratamento com aparelhos autoligáveis passivos, e foram encontrados resultados variados (de 3° a 8°) entre as diferentes investigações (PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2007; FLEMING et al., 2009; PANDIS et al., 2010; VAJARIA et al., 2011). No presente

estudo, os incisivos centrais inferiores proclinaram cerca de 9°, e os laterais, 11°. Essa variabilidade entre os resultados dos trabalhos pode ocorrer devido a métodos diferentes de medições, como também pode ser influenciada pelo grau de apinhamento da amostra. Estudos com pacientes, tratados sem extrações, com apinhamento inicial suave (FLEMING et al., 2009; PANDIS et al., 2010) mostraram proclinações menores do que aqueles com apinhamentos iniciais mais severos (PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2007). O grau de apinhamento inferior da amostra estudada (DM inf= -5,12mm – DP 2,03, Índice de Little inf= 8,36 mm – DP 3,56 – Tabela 5.2) é considerado moderado a severo, explicando assim a grande proclinação dos incisivos inferiores.

No arco superior, os pacientes deste estudo exibiram apinhamento inicial ainda maior (DM sup= -6,71mm – DP 2,99, Índice de Little sup= 11,39mm – DP 5,11 – Tabela 5.2). Durante o alinhamento, houve um aumento da inclinação do incisivo central superior de 6,25° (DP 5,72) para vestibular. Dois estudos avaliaram a inclinação do incisivo central superior por meio de cefalogramas laterais, encontrando uma proclinação de 3° a 4° após o tratamento sem extrações com o Sistema Damon, sem ou com mínimo uso de elásticos intermaxilares (PANDIS; STRIGOU; ELIADES, 2006; VAJARIA et al., 2011). Essa diferença entre os resultados deste estudo com a literatura também pode decorrer dos diferentes métodos de medição e/ou aos variados graus de apinhamento.

Cattaneo et al. (2011) avaliaram as inclinações dos primeiros e segundos pré-molares superiores após o tratamento com aparelhos autoligáveis por meio de TCFC, em relação a uma linha interpré-molar ao nível oclusal, encontrando um aumento da inclinação para vestibular desses dentes de 12° e 13°, respectivamente, nos casos tratados com o aparelho Damon. Já no presente estudo, a vestibularização média desses dentes foi mais suave, sendo de 9,5° para os primeiros pré-molares e de 6,5° para os segundos pré-molares. A quantidade de expansão dentária transversal e a sequência de fios foram semelhantes entre os trabalhos. A divergência entre os resultados pode ser explicada pelo método de medição e tempo de tratamento diferentes, pois neste estudo avaliou-se apenas a fase de alinhamento, enquanto Cattaneo et al. (2011) avaliaram todo o tratamento.

Ocorreu um aumento representativo nas dimensões dos arcos superiores e inferiores com o Sistema Damon em todas as regiões, sendo mais evidente na região de pré-molares, seguida pela área de caninos inferiores e, por último, dos molares (Tabela 5.9). O aumento no comprimento dos arcos foi semelhante à expansão intermolares. Além disso, verificou-se que o ganho nas dimensões dos arcos foi sempre maior ao nível das pontas de cúspides do que ao

nível da JCE lingual. O Sistema Damon dispensa a utilização de expansão rápida da maxila mesmo em pacientes jovens [*homepage* da Damon System (2012)]. No entanto, os resultados encontrados mostram um ganho de aproximadamente 2mm na distância intermolar superior ao nível das pontas de cúspides, e apenas 0,56mm ao nível da junção amelocementária lingual. Isso mostra que o aumento nessa área foi puramente dentário, com nenhum ou mínimo movimento ósseo.

A literatura prévia e os resultados deste trabalho sugerem que os fios têm grande influência sobre a expansão atingida durante o alinhamento, e não apenas o equilíbrio muscular do paciente. A forma do arco do Sistema Damon apresenta um diagrama expressamente mais largo do que os demais fios tradicionais no mercado, tanto na curvatura incisal, quanto nas distâncias transversais posteriores. O estudo de Cattaneo et al. (2011) corrobora os resultados desta investigação, ao concluir que a maior expansão ocorre na área de pré-molares, devido à forma do arco Damon muito expandida nesta área, acompanhada de grande inclinação vestibular desses dentes. Pandis et al. (2010) observaram maior expansão intermolar no grupo tratado com o Sistema Damon (com fios Damon) do que com aparelho convencional (com fios convencionais). Porém, em um trabalho consecutivo do mesmo grupo de pesquisadores (PANDIS et al., 2011), quando compararam a expansão dos arcos tratados com bráquetes Damon ou convencionais, utilizando fios Damon em ambos os grupos, a quantidade de expansão foi semelhante. Com esses achados, há mais evidência de que o fio desempenha importante papel na expansão dos arcos, podendo ir além da posição neutra dos dentes no equilíbrio bucinador. Assim, a estabilidade pós-tratamento da forma do arco pode ser comprometida. Investigações futuras são necessárias para responder esse questionamento.

É importante ressaltar também que ocorreu grande variabilidade na quantidade de expansão entre os pacientes (Tabela 5.9). Isso pode ter sido influenciado pela anatomia das estruturas circundantes, densidade óssea, inclinação prévia dos dentes e arquitetura da musculatura oral (SANDSTROM; KLAPPER; PAPACONSTANTINO, 1988; MORTENSEN, 2009). Concordando com essa variabilidade, Pandis et al. (2011) citaram que a quantidade de expansão no arco inferior é altamente imprevisível e que varia de um paciente para o outro. Mortensen (2009) avaliou a influência do padrão facial do paciente e as alterações transversais com bráquetes autoligáveis. A autora encontrou que, quanto mais vertical o paciente, maior a expansão na área de primeiros pré-molares inferiores com o Sistema Damon, atribuindo que esses pacientes apresentam uma musculatura mais fraca,

apresentando menor controle sobre a posição dos dentes sob forças ortodônticas (MORTENSEN, 2009).

Já que os arcos pré-contornados superelásticos Damon® apresentam a mesma forma para todos os pacientes e para os arcos superiores e inferiores, poderia especular-se que os arcos dentários dos pacientes tenderiam a tomar dimensões similares, de modo que os arcos mais atrésicos, antes do tratamento, expandiriam mais do que aqueles inicialmente mais largos. De fato, os testes de correlação entre a largura inicial (T0) e a quantidade de expansão durante o alinhamento (largura T1-T0) exibiram correlações negativas fortes em diversas áreas, confirmando que houve tendência a maiores alterações expansivas, acompanhadas de inclinação vestibular dos dentes nos arcos inicialmente mais atrésicos (Tabela 5.10). No entanto, as Figuras 5.1 e 5.2 ilustram que os arcos mais atrésicos, mesmo sofrendo expansões maiores, em muitos casos, ainda continuaram mais estreitos do que os arcos inicialmente mais largos e que expandiram menos. O apinhamento também contribuiu de modo considerável em ambos os arcos nas regiões de caninos e pré-molares, porém não influenciou na expansão intermolar (Tabela 5.11), concordando com os resultados encontrados por Pandis et al. (2010). Esses achados sugerem que, embora o fio seja um importante responsável pelas alterações na forma do arco, também existe controle das estruturas anatômicas circundantes e do padrão muscular do paciente. Assim, o clínico deverá reconhecer os limites da movimentação ortodôntica em cada caso.

Com os resultados encontrados neste trabalho, assim como na literatura, percebe-se que o Sistema Damon produz expansão acompanhada de inclinação vestibular dos dentes, contradizendo assim o “efeito *lip bumper*” defendido pelo autor (DAMON, 2005).

6.3.3 Alterações nas espessuras das tábuas ósseas vestibulares durante o alinhamento com o Sistema Damon

O estudo de Cattaneo et al. (2011) foi o pioneiro em avaliar as alterações nas tábuas ósseas vestibulares dos segundos pré-molares superiores com o uso de aparelhos autoligáveis. Todavia, o presente trabalho foi o primeiro que analisou os efeitos de aparelhos autoligáveis nas tábuas ósseas vestibulares de uma maneira mais completa, envolvendo as regiões anterossuperior e posterior superior e inferior. Por este motivo, e devido ao fato de que quase todos os trabalhos não mensuraram as tábuas ósseas em área da espessura, porém com

medidas lineares, a comparação dos resultados deste trabalho com estudos anteriores será limitada.

Grande variabilidade entre os indivíduos foi encontrada nas espessuras (em área) das tábuas ósseas vestibulares nos estágios pré (T0) e pós-alinhamento (T1). As alterações dessas espessuras com o tratamento (T1-T0) exibiram uma variabilidade ainda maior, visto que os valores dos desvios-padrão foram maiores do que as respectivas médias (Tabela 5.12 e Figura 5.3). Estudos prévios também relataram alta variabilidade individual nas espessuras ósseas, antes do tratamento e nas suas alterações em decorrência dele (FUHRMANN, 2002; GARIB et al., 2006; CATTANEO et al., 2011). Desvios-padrão elevados reduzem o poder do teste estatístico. Sendo assim, as áreas que mostraram diferenças estatisticamente significantes entre T0 e T1, realmente, sofreram alterações muito relevantes. Por outro lado, nas regiões em que essa diferença não foi significativa, ainda se observa, em muitos casos, uma redução na tábua óssea vestibular (Tabela 5.12 e Figura 5.3).

Nas regiões onde houve diminuição na espessura da tábua óssea vestibular (área), esta pode ter ocorrido de três formas: A) redução da espessura óssea, tornando-se não mensurável (provável defeito ósseo); B) redução da espessura óssea com provável formação de defeito, mas ainda existindo área óssea mensurável; ou C) redução da espessura óssea, sem formação de defeito ósseo (Figura 6.5). Os resultados mostram claramente que a raiz mesiovestibular do molar superior (S6M) foi a área com maior perda óssea, visto que 11 dentes com osso mensurável em T0 tornaram-se não mensuráveis em T1. Nos 33 molares restantes, a área S6M mostrou redução em 20,54% da espessura (área) óssea inicial. Contrariamente, a raiz distovestibular (S6D), apresentou o maior ganho ósseo em espessura, quase estatisticamente significativa ($P= 0,051$ – Tabela 5.10). A suave expansão de 2,3mm na distância intermolar pode ter ajudado a reduzir a espessura óssea mesiovestibular recobrimdo o molar. Mas, certamente, o movimento de rotação com direção mesiovestibular ocorrido durante o alinhamento, o qual movimenta a raiz MV mais próximo à cortical óssea e a raiz DV mais longe da mesma, influenciou esses resultados (CORBRIDGE et al., 2011). Em 2005, ao escrever um capítulo de livro sobre seu sistema (DAMON, 2005), Dr. Dwight Damon exibiu imagens tomográficas com vistas sagitais de pré-molares e molares alguns anos após o final do tratamento, mostrando que os mesmos estavam com bom recobrimento ósseo, mesmo após expansão dos arcos com o tratamento, atribuindo o resultado às forças suaves e fisiológicas do seu sistema (Figuras: 18-14 (p.767), 18-18 (p.769), 18-33 (p. 783), 18-56 (p.805) em DAMON, 2005). Nota-se que as imagens sagitais dos molares superiores exibem a raiz palatina e uma das raízes vestibulares (a área não é especificada). Essas imagens devem analisadas de modo crítico, pois, ao se apreciar um corte axial do molar superior, observa-se que a raiz distovestibular é mais alinhada lateralmente com a raiz palatina e a mesiovestibular mais afastada (Figura 6.6). Chama-se a atenção para que, em cortes coronais do paciente ou parassagitais de molares superiores, quando se visualiza uma raiz palatina e outra vestibular, esta é provavelmente a raiz distovestibular. Com os resultados deste estudo, infere-se que imagens pós-tratamento das raízes distovestibulares dos molares superiores com suporte ósseo em bom estado não significam que outras áreas não estejam com tábuas ósseas comprometidas.

Figura 6.6 – Imagens de TCFC mostrando cortes as raízes distovestibular e palatina do 1º molar superior direito no corte frontal (à esquerda). Observe no corte axial (à direita) que um corte frontal do paciente ou um corte parassagital do molar perpendicular ao contorno alveolar dificilmente exibem as raízes mesiovestibular e palatina.

Ainda na maxila, encontrou-se diminuição estatisticamente significativa da área óssea vestibular (3/4 coronais) dos incisivos centrais superiores (S1: -13,22%). No arco inferior, as raízes mesial e distal do primeiro molar também reduziram significativamente a espessura da área óssea (I6M: -15,58%, I6D: -11,38%). Considerando os dentes mensuráveis em T0 e T1, cerca de 70% a 80% deles reduziram as áreas ósseas vestibulares (3/4 coronais) em S1, S6M, I6M e I6D. Nas regiões de segundo pré-molar superior (S5), raiz distovestibular do primeiro molar superior (S6D) e segundo pré-molar inferior (I5), nas quais o teste de Wilcoxon não mostrou diferença significativa entre as fases T0 e T1, ainda foram observadas alterações negativas em aproximadamente 40 a 50% dos dentes avaliados (Figura 5.3).

De acordo com Melsen (1999), o movimento dentário vestibulolingual pode ocorrer com ou através do osso alveolar. A primeira situação ocorre apenas com reabsorção óssea direta ou frontal. Neste caso, haveria reabsorção da superfície óssea na área de pressão do ligamento periodontal, com uma aposição compensatória na superfície externa do processo alveolar. Entretanto, quando a magnitude da força induz reabsorção óssea indireta, os clastos reabsorvem a superfície externa da tábua óssea em direção ao ligamento periodontal, levando assim ao movimento dentário através da delgada tábua óssea alveolar.

Os resultados encontrados neste estudo mostram que, mesmo utilizando forças suaves liberadas por fios superelásticos termoativados (35°C), na maioria dos casos, os dentes foram movimentados através do osso e não com o osso. Corroborando com esta afirmação, Cattaneo et al. (2011) encontraram uma diminuição de aproximadamente 20% da área tábua óssea vestibular dos segundos pré-molares superiores (S5) após o tratamento com o Sistema

Damon. Especificamente na área de S5, o presente estudo não apresentou redução significativa. Essa diferença entre os resultados pode ser devido a diferentes posições dentárias iniciais, à maior quantidade de expansão e maior tempo de tratamento no estudo de Cattaneo et al. (2011), além da diferença na metodologia de medição.

Seguindo a mesma tendência, Fuhrmann (2002) observou, em imagens de tomografia computadorizada (TC), que a expansão do arco superior com quad-helix ou arco contínuo expandido desencadearam reabsorção parcial das tábuas ósseas vestibulares dos dentes posteriores e alguma aposição subperióstea compensatória no lado externo. Mesmo assim, essa compensação não foi suficiente para evitar o aparecimento de deiscências ósseas no segundo exame de TC. Clinicamente, não foram encontradas recessões gengivais (FUHRMANN, 2002). Recentemente, Corbridge et al. (2011) concluíram que as forças suaves produzidas pelo quad-helix usado em crianças de 9 anos foram capazes de reduzir a espessura da tábua óssea vestibular, recobrando os primeiros molares superiores permanentes, e, na mesma magnitude, aumentar a espessura da tábua óssea lingual (CORBRIDGE et al., 2011).

Similarmente, a expansão rápida da maxila, que utiliza forças ortopédicas, também causa efeitos dentoalveolares, com redução na espessura das tábuas ósseas vestibulares e aumento na espessura da tábua óssea lingual, ou seja, movimento dentário através do osso alveolar (GARIB et al., 2006; RUNGCHARASSAENG et al., 2007; BALLANTI et al., 2009; PANGRAZIO-KULBERSH et al., 2012).

6.3.4 Fatores contribuintes para a redução da espessura da tábua óssea vestibular

Com relação aos fatores pré-tratamento, ocorreu uma correlação negativa moderada a forte entre a espessura óssea inicial nas áreas de incisivos centrais e molares superiores (Tabela 5.13). Isso significa que os ossos mais finos inicialmente tenderam a reduzir sua espessura mais ainda com a mecânica expansiva. Corroborando esse resultado, Garib et al. (2006) verificaram que os ossos mais finos antes do tratamento apresentaram maior migração apical da crista óssea três meses após a expansão rápida da maxila. Já os ossos mais espessos não apresentaram migração apical da crista óssea.

Especulou-se que os arcos mais atrésicos inicialmente, por expandirem mais do que os mais largos, sofreriam maior redução da espessura óssea durante o alinhamento. No entanto,

uma correlação significativa ocorreu apenas na área de segundos pré-molares inferiores ($R = -0,34$ – Tabela 5.14).

O grau de apinhamento inicial mostrou estar positivamente correlacionado à diminuição da espessura óssea vestibular no arco superior, nas áreas de segundos pré-molares e da raiz mesiovestibular dos primeiros molares ($R = 0,44$ e $0,34$, respectivamente – Tabela 5.15). Suportando esse resultado, Furhrmann (2002) citou o apinhamento como um fator de risco para a presença de deiscências ósseas. A região posteroinferior, no entanto, não apresentou correlação entre esses parâmetros. A região anteroinferior, se fosse possível de ser avaliada, provavelmente apresentaria uma associação entre tais parâmetros, pois a tábua óssea nesta área é muito fina, sendo extremamente sensível aos movimentos que conduzem os dentes para fora do contorno alveolar (MOL; BALASUNDARAM, 2008; EVANGELISTA et al., 2010; MENEZES et al., 2010; PATCAS et al., 2012; YAGCI et al., 2012). Desse modo, no planejamento de pacientes com grande apinhamento para um tratamento sem extrações, deve-se analisar a situação inicial das tábuas ósseas.

Considerando-se os fatores ocorridos durante o alinhamento, a quantidade de inclinação vestibular dos dentes não apresentou associação estatisticamente significativa (Tabela 5.16). Já a quantidade de expansão tendeu a apresentar maior redução na espessura óssea, nas áreas de segundos pré-molares superiores ($R = 0,45$) e de raízes mesial ($R = -0,46$) e distal ($R = -0,43$) dos molares inferiores (Tabela 5.17).

Diversos autores associaram o movimento vestibular dos dentes ao aparecimento de deiscências ósseas, ao demonstrar, em estudos em animais, a migração apical da crista óssea vestibular após o movimento dentário com forças suaves (STEINER; PEARSON; AINAMO, 1981; ENGELKING; ZACHRISSON, 1982; THILANDER et al., 1983; WENNSTROM et al., 1987). Observações semelhantes foram encontradas em um estudo em cadáver (WEHRBEIN; BAUER; DIEDRICH, 1996). Em estudos clínicos, observou-se a presença de recessões gengivais em dentes movidos para vestibular naturalmente ou por meio ortodôntico (ARTUN; KROGSTAD, 1987; ANDLIN-SOBOCKI, 1993; ANDLIN-SOBOCKI; PERSSON, 1994; ARTUN; GROBET, 2001). Por outro lado, outras investigações não encontraram associação entre a inclinação vestibular dos incisivos inferiores durante o tratamento ortodôntico e o aparecimento de recessões gengivais (RUF; HANSEN; PANCHERZ, 1998; ALLAIS; MELSEN, 2003).

Neste estudo, mesmo não havendo dados sobre a altura da crista óssea vestibular, percebeu-se redução em volume ósseo vestibular (medido através da área em um corte

parassagital). Obviamente, isso não significa que todos os casos passaram a ter deiscências ósseas. Porém, sabendo-se que ocorre redução da espessura em movimentos expansivos e/ou protrusivos, deve-se esperar, em um paciente já com uma tábua óssea vestibular delgada, o aparecimento de defeitos ósseos.

As deiscências ósseas estão entre os principais fatores predisponentes às recessões gengivais, que clinicamente significam a migração do tecido periodontal marginal apicalmente à junção amelocementária com concomitante exposição da superfície radicular (WENNSTRÖM; PINIPRATO, 1999). Dentes movidos ou já posicionados vestibularmente ou uma mucosa ceratinizada fina também predispõem a essa condição clínica (ARTUN; KROGSTAD, 1987; ANDLIN-SOBOCKI, 1993; ANDLIN-SOBOCKI; PERSSON, 1994; RUF; HANSEN; PANCHERZ, 1998; SANDERS, 1999; ARTUN; GROBETY, 2001). Porém, as recessões gengivais são desencadeadas pelo trauma mecânico de escovação ou pela inflamação placa-induzida (SANDERS, 1999). Sem os fatores desencadeadores, mesmo uma longa perda de inserção não afeta o periodonto de inserção sobre os dentes. As consequências das recessões gengivais são uma maior susceptibilidade à carie de raiz e à hipersensibilidade dentinária, além do comprometimento estético (HELLYER et al., 1990). Sendo assim, a qualidade da mucosa ceratinizada e, especialmente, a técnica de escovação devem ser estritamente controladas em pacientes submetidos a grandes expansões ou protrusões dentárias.

6.3.5 Condição das tábuas ósseas em longo prazo

Experimentalmente, verificou-se que dentes movidos para vestibular através da cortical óssea, após serem movidos de volta para dentro do contorno alveolar, demonstraram melhora significativa nos níveis ósseos, incluindo reaposição óssea ao nível coronal (ENGELKING; ZACHRISSON, 1982; THILANDER et al., 1983). Um estudo clínico recente também evidenciou que alguns pacientes com redução na tábua óssea vestibular, após expansão rápida da maxila, apresentaram regeneração dessa tábua óssea seis meses após o final da fase ativa (BALLANTI et al., 2009).

Será interessante o acompanhamento pós-tratamento em longo-prazo dos pacientes deste estudo, avaliando-se o comportamento do periodonto e da estabilidade das posições dentárias.

6.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Dr. Dwight Damon promete que seu sistema reduz o número de casos com extrações dentárias e dispensa o uso de expansão rápida da maxila, alegando que a associação de arcos superelásticos *hight-tech* com bráquetes autoligáveis passivos reduz o atrito fio-bráquete, liberando forças mais suaves sobre os dentes. Assim, os dentes posteriores seriam movimentados expansivamente, promovendo uma adaptação funcional da musculatura e reduzindo a protrusão dos dentes anteriores.

De fato, os resultados deste estudo confirmaram que ocorre considerável expansão transversal nos arcos, especialmente na área de pré-molares. No entanto, rejeitam a afirmação de que essa expansão é determinada pelo corpo do paciente e não pelo ortodontista ou aparelho utilizado. Os arcos de alinhamento do Sistema Damon, com um único diagrama para a maxila e mandíbula de todos os pacientes, bastante amplo transversalmente, em especial na área de pré-molares, parecem ser o principal determinante das posições dentárias. Nos casos em que essa movimentação vai além da zona neutra, em que há um equilíbrio entre os músculos da língua e da bochecha, o paciente pode sofrer recidiva pós-tratamento. Até o momento, não existem estudos em longo prazo sobre a estabilidade desses resultados.

Outra questão importante é: o que ocorre com o periodonto de suporte? Ele aceita essa expansão? Podemos mesmo voltar ao início do século XX, quando Angle tratava todos os casos sem extrações dentárias por meio de impressionantes expansões?

No presente estudo, observou-se redução no volume ósseo vestibular após o alinhamento com o Sistema Damon nas áreas de incisivos superiores (IS) e molares superiores (MS) e inferiores. A espessura óssea inicial (IS, MS) e o grau de apinhamento (2PMS, MS) parecem predispor à maior perda óssea no arco superior, enquanto a largura inicial influenciou a redução óssea no arco inferior (2PM). Durante o tratamento, a quantidade de expansão influenciou a redução no volume ósseo vestibular em ambos os arcos.

Com os resultados encontrados, sugere-se que, ao planejar um caso apinhado para um protocolo sem extrações, devem-se analisar a severidade do apinhamento, as posições dentárias e a situação das tábuas ósseas, especialmente a vestibular, independentemente do aparelho utilizado. Pacientes com tábuas já reduzidas antes do tratamento contraindicam movimentos dos dentes em sua direção. Para avaliação clínica das tábuas ósseas, pode-se utilizar a borda WALA. Além disso, não se deve esquecer que a face do paciente é um dos principais determinantes do plano de tratamento. Faces mais curtas aceitam maior protrusão

dentária e apresentam corticais ósseas mais espessas, tendendo mais para um protocolo sem extrações. O contrário ocorre com as faces mais longas.

6.5 SUGESTÕES PARA ESTUDOS FUTUROS

- 1) Avaliação comparativa das alterações no alveolar em altura e em espessura, entre pacientes tratados pelo sistema Damon e por expansão rápida da maxila, por meio de imagens de TCFC com voxels menores.
 - 2) Avaliação comparativa das alterações no alveolar em altura e em espessura, entre pacientes tratados pelo sistema Damon e por aparelho fixo convencional, por meio de imagens de TCFC com voxels menores.
 - 3) Avaliação das alterações nas dimensões dos arcos e no suporte periodontal ocorridas após o tratamento com o Sistema Damon.
-

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

De acordo com a amostra estudada e a metodologia utilizada, pode-se concluir que:

- 1) O alinhamento com o Sistema Damon produziu expansões dos arcos associados à proclinação dos dentes e à redução na espessura óssea vestibular;
 - 2) As tábuas ósseas vestibulares tornaram-se não mensuráveis com o alinhamento em 25% das raízes mesiovestibulares dos primeiros molares superiores. A redução nas espessuras das tábuas ósseas vestibulares mensuráveis, recobrando os $\frac{3}{4}$ coronais da raiz, foi significativa nas áreas de incisivo central superior (-13,22%), raiz mesiovestibular do primeiro molar superior (-20,54%) e raízes mesial e distal do primeiro molar inferior (-15,58% e -11,38%, respectivamente).
 - 3) Houve tendência ao aumento da espessura óssea vestibular da raiz distovestibular do primeiro molar superior, provavelmente devido à rotação do molar com o alinhamento; embora não tenha atingido significância estatística;
 - 4) A quantidade de redução na espessura óssea vestibular durante o alinhamento dentário mostrou correlação positiva com a espessura óssea e apinhamento iniciais no arco superior, bem como com a distância inter-segundos-pré-molares pré-tratamento no arco inferior;
 - 5) Os arcos mais expandidos durante a fase de alinhamento tenderam a sofrer maior redução nas espessuras ósseas vestibulares.
-

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

Damon System. Why Choose Damon [homepage na internet].Ormco Corporation [Acesso em 2012/Out/16/, disponível em <http://damonbraces.com/choose/index.php>].

Damon System. Full arch development with fewer extractions and no RPES [homepage na internet].Ormco Corporation [Acesso em 2012/Out/03], disponível em <http://www.ormco.com/products/damon/advantages/freedom.php>.

Adams GL, Gansky SA, Miller AJ, Harrell WE, Jr., Hatcher DC. Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004;126(4):397-409.

Ahlqvist J, Eliasson S, Welander U. The effect of projection errors on cephalometric length measurements. *Eur J Orthod*. 1986;8(3):141-148.

Allais D, Melsen B. Does labial movement of lower incisors influence the level of the gingival margin? A case-control study of adult orthodontic patients. *Eur J Orthod*. 2003;25(4):343-352.

Alpern MC. Gaining control with self-ligation. *Semin Orthod*. 2008;14(1):73-86.

Alves de Souza R, Borges de Araujo Magnani MB, Nouer DF, Oliveira da Silva C, Klein MI, Sallum EA, et al. Periodontal and microbiologic evaluation of 2 methods of archwire ligation: ligature wires and elastomeric rings. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134(4):506-512.

Andlin-Sobocki A. Changes of facial gingival dimensions in children. A 2-year longitudinal study. *J Clin Periodontol*. 1993;20(3):212-218.

Andlin-Sobocki A, Persson M. The association between spontaneous reversal of gingival recession in mandibular incisors and dentofacial changes in children. A 3-year longitudinal study. *Eur J Orthod*. 1994;16(3):229-239.

Angle EH. Treatment of malocclusion of the teeth. 7. Philadelphia: S. S. White Company; 1907.

Archambault A, Lacoursiere R, Badawi H, Major PW, Carey J, Flores-Mir C. Torque expression in stainless steel orthodontic brackets. A systematic review. *Angle Orthod*. 2010;80(1):201-210.

Articolo LC, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999;115(1):39-51.

Artun J, Grobety D. Periodontal status of mandibular incisors after pronounced orthodontic advancement during adolescence: a follow-up evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001;119(1):2-10.

Artun J, Krogstad O. Periodontal status of mandibular incisors following excessive proclination. A study in adults with surgically treated mandibular prognathism. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1987;91(3):225-232.

Baccetti T, Franchi L, Camporesi M, Defraia E. Orthodontic forces released by low-friction versus conventional systems during alignment of apically or buccally malposed teeth. *Eur J Orthod*. 2011;33(1):50-54.

Ballanti F, Lione R, Fanucci E, Franchi L, Baccetti T, Cozza P. Immediate and post-retention effects of rapid maxillary expansion investigated by computed tomography in growing patients. *Angle Orthodontist*. 2009;79(1):24-29.

Ballrick JW, Palomo JM, Ruch E, Amberman BD, Hans MG. Image distortion and spatial resolution of a commercially available cone-beam computed tomography machine. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134(4):573-582.

Baron R. Le remaniement de l'os alvéolaire au cours de déplacement spontané et provoqué des dents. *Revue d'Orthopédie Dento-Faciale* 1975;9:309-325.

Baumrind S, Frantz RC. The reliability of head film measurements. 1. Landmark identification. *Am J Orthod*. 1971;60(2):111-127.

Baumrind S, Frantz RC. The reliability of head film measurements. 2. Conventional angular and linear measures. *Am J Orthod*. 1971;60(5):505-517.

Bechara BB, Moore WS, McMahan CA, Noujeim M. Metal artefact reduction with cone beam CT: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol*. 2012;41(3):248-253.

Bell A, Ayoub AF, Siebert P. Assessment of the accuracy of a three-dimensional imaging system for archiving dental study models. *J Orthod*. 2003;30(3):219-223.

Berger J, Byloff FK. The clinical efficiency of self-ligated brackets. J Clin Orthod. 2001;35(5):304-308.

Berger JL. Replacement of the spring clip in the SPEED appliance. J Clin Orthod. 1994;28(10):583-586.

Berger JL. The SPEED appliance: a 14-year update on this unique self-ligating orthodontic mechanism. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1994;105(3):217-223.

Bertl MH, Onodera K, Čelar AG. A prospective randomized split-mouth study on pain experience during chairside archwire manipulation in self-ligating and conventional brackets. Angle Orthod. 2012 (*ahead of print*);

Blake M, Woodside DG, Pharoah MJ. A radiographic comparison of apical root resorption after orthodontic treatment with the edgewise and Speed appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1995;108(1):76-84.

Brauchli LM, Senn C, Wichelhaus A. Active and passive self-ligation-a myth? Angle Orthod. 2011;81(2):312-318.

Brauchli LM, Steineck M, Wichelhaus A. Active and passive self-ligation: a myth? Part 1: torque control. Angle Orthod. 2011;

Brooks SL. CBCT Dosimetry: Orthodontic considerations. Semin Orthod. 2009;15(1):14-18.

Budd S, Daskalogiannakis J, Thompson BD. A study of the frictional characteristics of four commercially available self-ligating bracket systems. Eur J Orthod. 2008;30(6):645-653.

Burrow SJ. Canine retraction rate with self-ligating brackets vs conventional edgewise brackets. Angle Orthod. 2010;80(4):438-445.

Cash AC, Good SA, Curtis RV, McDonald F. An evaluation of slot size in orthodontic brackets--are standards as expected? Angle Orthod. 2004;74(4):450-453.

Cattaneo PM, Treccani M, Carlsson K, Thorgeirsson T, Myrda A, Cevitanes LH, et al. Transversal maxillary dento-alveolar changes in patients treated with active and passive self-ligating brackets: a randomized clinical trial using CBCT-scans and digital models. Orthod Craniofac Res. 2011;14(4):222-233.

Chen SS, Greenlee GM, Kim JE, Smith CL, Huang GJ. Systematic review of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137(6):726 e721-726 e718; discussion 726-727.

Chun YS, Lim WH. Bone density at interradicular sites: implications for orthodontic mini-implant placement. *Orthod Craniofac Res*. 2009;12(1):25-32.

Chung M, Nikolai RJ, Kim KB, Oliver DR. Third-order torque and self-ligating orthodontic bracket-type effects on sliding friction. *Angle Orthod*. 2009;79(3):551-557.

Corbridge JK, Campbell PM, Taylor R, Ceen RF, Buschang PH. Transverse dentoalveolar changes after slow maxillary expansion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2011;140(3):317-325.

Dahlberg G. Statistical methods for medical and biological students. New York: Interscience; 1940.

Dalstra M, Cattaneo PM, Beckmann F. Synchrotron radiation-based microtomography of alveolar support tissues. *Orthod Craniofac Res*. 2006;9(4):199-205.

Damon DH. The Damon low-friction bracket: a biologically compatible straight-wire system. *J Clin Orthod*. 1998;32(11):670-680.

Damon DH (2005). Treatment of the face with biocompatible orthodontics. Orthodontics: Current principles and techniques. T. M. Graber, R. L. Vanarsdall, Jr., K. W. Vig, Elsevier-Mosby. **4th Edition**: 753-831

Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006;129(6):721 e727-712.

DiBiase AT, Nasr IH, Scott P, Cobourne MT. Duration of treatment and occlusal outcome using Damon3 self-ligated and conventional orthodontic bracket systems in extraction patients: a prospective randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;139(2):e111-116.

Diedrich P. Problems and risks in the movement of the mandibular anterior teeth. *Fortschr. Kieferorthop.* . 1995;56:148-156.

Dorfman HS. Mucogingival changes resulting from mandibular incisor tooth movement. *Am J Orthod.* 1978;74(3):286-297.

Eberting JJ, Straja SR, Tuncay OC. Treatment time, outcome, and patient satisfaction comparisons of Damon and conventional brackets. *Clin Orthod Res.* 2001;4(4):228-234.

Edwards JG. A study of the anterior portion of the palate as it relates to orthodontic therapy. *Am J Orthod.* 1976;69(3):249-273.

Ehsani S, Mandich MA, El-Bialy TH, Flores-Mir C. Frictional resistance in self-ligating orthodontic brackets and conventionally ligated brackets. A systematic review. *Angle Orthod.* 2009;79(3):592-601.

Engelking G, Zachrisson BU. Effects of incisor repositioning on monkey periodontium after expansion through the cortical plate. *Am J Orthod.* 1982;82(1):23-32.

Eriksen H. Actual vs. theoretical play of 3 conventional and 9 self-ligating bracket systems [Specialization]. Aarhus: Aarhus University; 2011.

Evangelista K, Vasconcelos Kde F, Bumann A, Hirsch E, Nitka M, Silva MA. Dehiscence and fenestration in patients with Class I and Class II Division 1 malocclusion assessed with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;138(2):133 e131-137; discussion 133-135.

Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am.* 1984;A1(6):612-619.

Ferreira FV. Ortodontia: Diagnóstico e planejamento clínico. 3a ed. . São Paulo: Artes Médicas; 1999.

Ferreira M. Avaliação da espessura da tábua óssea alveolar vestibular e lingual dos maxilares por meio da tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone Beam). [Dissertação]. São Paulo: Universidade da Cidade de São Paulo; 2010.

Fleming PS, DiBiase AT, Lee RT. Randomized clinical trial of orthodontic treatment efficiency with self-ligating and conventional fixed orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(6):738-742.

Fleming PS, DiBiase AT, Sarri G, Lee RT. Comparison of mandibular arch changes during alignment and leveling with 2 preadjusted edgewise appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(3):340-347.

Fleming PS, Dibiase AT, Sarri G, Lee RT. Pain experience during initial alignment with a self-ligating and a conventional fixed orthodontic appliance system. A randomized controlled clinical trial. *Angle Orthod.* 2009;79(1):46-50.

Franchi L, Baccetti T, Camporesi M, Lupoli M. Maxillary arch changes during leveling and aligning with fixed appliances and low-friction ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;130(1):88-91.

Fuhrmann R. Three-dimensional interpretation of periodontal lesions and remodeling during orthodontic treatment. Part III. *J Orofac Orthop.* 1996;57(4):224-237.

Fuhrmann R. Three-dimensional evaluation of periodontal remodeling during orthodontic treatment. *Semin Orthod.* 2002;8(1):23-28.

Fuhrmann RA, Bucker A, Diedrich PR. Assessment of alveolar bone loss with high resolution computed tomography. *J Periodontal Res.* 1995;30(4):258-263.

Galaktopoulos D. Treatment and Stability evaluation of two sel-ligating systems: a more than two years follow-up on digital models [Master]. Aarhus: Aarhus University; 2011.

Garib DG, Henriques JF, Janson G, de Freitas MR, Fernandes AY. Periodontal effects of rapid maxillary expansion with tooth-tissue-borne and tooth-borne expanders: a computed tomography evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129(6):749-758.

Garib DG, Raymundo Jr. R, Raymundo MV, Raymundo DV, Ferreira SN. Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2007;12(2):139-156.

Gottlieb EL, Wildman AJ, Hice TL, Lang HM, Lee IF, Strauch EC, Jr. The Edgelok bracket. *J Clin Orthod.* 1972;6(11):613-623 passim.

Gracco A, Luca L, Bongiorno MC, Siciliani G. Computed tomography evaluation of mandibular incisor bony support in untreated patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;138(2):179-187.

Grimard BA, Hoidal MJ, Mills MP, Mellonig JT, Nummikoski PV, Mealey BL. Comparison of clinical, periapical radiograph, and cone-beam volume tomography measurement techniques for assessing bone level changes following regenerative periodontal therapy. *J Periodontol*. 2009;80(1):48-55.

Grunheid T, Kolbeck Schieck JR, Pliska BT, Ahmad M, Larson BE. Dosimetry of a cone-beam computed tomography machine compared with a digital x-ray machine in orthodontic imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2012;141(4):436-443.

Harradine NW. Self-ligating brackets and treatment efficiency. *Clin Orthod Res*. 2001;4(4):220-227.

Harradine NW. Self-ligating brackets: where are we now? *J Orthod*. 2003;30(3):262-273.

Harradine NW. The history and development of self-ligating brackets. *Semin Orthod*. 2008;14(1):5-18.

Harradine NW, Birnie DJ. The clinical use of Aactiva self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996;109(3):319-328.

Hellyer PH, Beighton D, Heath MR, Lynch EJ. Root caries in older people attending a general dental practice in East Sussex. *Br Dent J*. 1990;169(7):201-206.

Henao SP, Kusy RP. Evaluation of the frictional resistance of conventional and self-ligating bracket designs using standardized archwires and dental typodonts. *Angle Orthod*. 2004;74(2):202-211.

Henao SP, Kusy RP. Frictional evaluations of dental typodont models using four self-ligating designs and a conventional design. *Angle Orthod*. 2005;75(1):75-85.

Houston WJ. The analysis of errors in orthodontic measurements. *Am J Orthod*. 1983;83(5):382-390.

Huang Y, Keilig L, Rahimi A, Reimann S, Bourauel C. Torque capabilities of self-ligating and conventional brackets under the effect of bracket width and free wire length. *Orthod Craniofac Res*. 2012;15(4):255-262.

Janson G, Bombonatti R, Brandao AG, Henriques JF, de Freitas MR. Comparative radiographic evaluation of the alveolar bone crest after orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003;124(2):157-164.

Jiang RP, Fu MK. [Non-extraction treatment with self-ligating and conventional brackets]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2008;43(8):459-463.

Johansson K, Lundstrom F. Orthodontic treatment efficiency with self-ligating and conventional edgewise twin brackets. *Angle Orthod*. 2012;82(5):929-934.

Kahlon S, Rinchuse D, Robison JM, Close JM. In-vitro evaluation of frictional resistance with 5 ligation methods and Gianelly-type working wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;138(1):67-71.

Kapila S, Conley RS, Harrell WE, Jr. The current status of cone beam computed tomography imaging in orthodontics. *Dentomaxillofac Radiol*. 2011;40(1):24-34.

Kapur-Wadhwa R. Physical and mechanical properties affecting torque control. *J Clin Orthod*. 2004;38(6):335-340; quiz 334.

Kim TK, Kim KD, Baek SH. Comparison of frictional forces during the initial leveling stage in various combinations of self-ligating brackets and archwires with a custom-designed typodont system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133(2):187 e115-124.

Kim Y, Park JU, Kook YA. Alveolar bone loss around incisors in surgical skeletal Class III patients. *Angle Orthod*. 2009;79(4):676-682.

Kusy RP, Whitley JQ. Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Semin Orthod*. 1997;3(3):166-177.

Kusy RP, Whitley JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *Eur J Orthod*. 1999;21(2):199-208.

Leite V, Conti AC, Navarro R, Almeida M, Oltramari-Navarro P, Almeida R. Comparison of root resorption between self-ligating and conventional preadjusted brackets using cone-beam computed tomography. *Angle Orthod*. 2012 (*ahead of print*);

Lenza M (2012). Braquetes autoligados: o que as evidências nos mostram? Palestra ministrada no 18º Congresso Brasileiro de Ortodontia, organizado pela Sociedade Paulista de Ortodontia.

Leung CC, Palomo L, Griffith R, Hans MG. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137(4 Suppl):S109-119.

Lim JE, Lee SJ, Kim YJ, Lim WH, Chun YS. Comparison of cortical bone thickness and root proximity at maxillary and mandibular interradicular sites for orthodontic mini-implant placement. *Orthod Craniofac Res*. 2009;12(4):299-304.

Lim JE, Lim WH, Chun YS. Quantitative evaluation of cortical bone thickness and root proximity at maxillary interradicular sites for orthodontic mini-implant placement. *Clin Anat*. 2008;21(6):486-491.

Loftus BP, Artun J, Nicholls JJ, Alonzo TA, Stoner JA. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999;116(3):336-345.

Lombardo L, Ficara P, Maltoni I, Moser L, Guarneri MP, Siciliani G. Comparison of the anterior limit of the dentition in patients treated with self-ligating straight-wire, conventional straight-wire and standard edgewise appliances. *ISRN Dent*. 2012;2012:748-758.

Loubele M, Van Assche N, Carpentier K, Maes F, Jacobs R, van Steenberghe D, et al. Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008;105(4):512-518.

Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol*. 2006;35(4):219-226.

Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, White SC. Patient risk related to common dental radiographic examinations: the impact of 2007 International Commission on Radiological Protection recommendations regarding dose calculation. *J Am Dent Assoc*. 2008;139(9):1237-1243.

Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008;106(1):106-114.

Mah JK, Huang JC, Choo H. Practical applications of cone-beam computed tomography in orthodontics. *J Am Dent Assoc*. 2010;141 Suppl 3:7S-13S.

Major TW, Carey JP, Nobes DS, Heo G, Major PW. Mechanical effects of third-order movement in self-ligated brackets by the measurement of torque expression. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;139(1):e31-44.

Major TW, Carey JP, Nobes DS, Major PW. Orthodontic Bracket Manufacturing Tolerances and Dimensional Differences between Select Self-Ligating Brackets. *J Dent Biomech*. 2010;2010:ID781321. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2958443/>.

Marshall SD, Currier GF, Hatch NE, Huang GJ, Nah HD, Owens SE, et al. Ask us. Self-ligating bracket claims. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;138(2):128-131.

Matarese G, Nucera R, Militi A, Mazza M, Portelli M, Festa F, et al. Evaluation of frictional forces during dental alignment: an experimental model with 3 nonleveled brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133(5):708-715.

Meling TR, Odegaard J. On the variability of cross-sectional dimensions and torsional properties of rectangular nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1998;113(5):546-557.

Melsen B. Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement. *Angle Orthod*. 1999;69(2):151-158.

Melsen B. Tissue reaction to orthodontic tooth movement--a new paradigm. *Eur J Orthod*. 2001;23(6):671-681.

Melsen B, Klemm B. Adjunctive orthodontics as part of interdisciplinary treatment: a case report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*. 1997;12(3):233-242.

Menezes CC. Influência do padrão de crescimento sobre a espessura da cortical óssea alveolar e sua correlação com a estabilidade dos mini-implantes [Dissertação]. Bauru: Universidade de São Paulo; 2011.

Menezes CC, Janson G, Massaro CS, Cambiaghi L, Garib DG. Reproducibility of bone plate thickness measurements with Cone-Beam Computed Tomography using different image acquisition protocols. *Dental Press J Orthod*. 2010;15(5):143-149.

Mezomo M, de Lima ES, de Menezes LM, Weissheimer A, Allgayer S. Maxillary canine retraction with self-ligating and conventional brackets. *Angle Orthod.* 2011;81(2):292-297.

Miles PG. SmartClip versus conventional twin brackets for initial alignment: is there a difference? *Aust Orthod J.* 2005;21(2):123-127.

Miles PG. Self-ligating vs conventional twin brackets during en-masse space closure with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132(2):223-225.

Miles PG, Weyant RJ, Rustveld L. A clinical trial of Damon 2 vs conventional twin brackets during initial alignment. *Angle Orthod.* 2006;76(3):480-485.

Misch KA, Yi ES, Sarment DP. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. *J Periodontol.* 2006;77(7):1261-1266.

Mol A, Balasundaram A. In vitro cone beam computed tomography imaging of periodontal bone. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008;37(6):319-324.

Molen AD. Considerations in the use of cone-beam computed tomography for buccal bone measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(4 Suppl):S130-135.

Mortensen AA. [Master thesis]. Aarhus: Aarhus University; 2009.

Naito T, Hosokawa R, Yokota M. Three-dimensional alveolar bone morphology analysis using computed tomography. *J Periodontol.* 1998;69(5):584-589.

Oliver CL, Daskalogiannakis J, Thompson BD. Archwire depth is a significant parameter in the frictional resistance of active and interactive, but not passive, self-ligating brackets. *Angle Orthod.* 2011;81(6):1036-1044.

Ong E, Ho C, Miles P. Alignment efficiency and discomfort of three orthodontic archwire sequences: a randomized clinical trial. *J Orthod.* 2010;38(1):32-39.

Ono A, Motoyoshi M, Shimizu N. Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2008;37(4):334-340.

Paduano S, Cioffi I, Iodice G, Rapuano A, Silva R. Time efficiency of self-ligating vs conventional brackets in orthodontics: effect of appliances and ligating systems. *Prog Orthod*. 2008;9(2):74-80.

Pandis N, Eliades T, Partowi S, Bourauel C. Forces exerted by conventional and self-ligating brackets during simulated first- and second-order corrections. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133(5):738-742.

Pandis N, Eliades T, Partowi S, Bourauel C. Moments generated during simulated rotational correction with self-ligating and conventional brackets. *Angle Orthod*. 2008;78(6):1030-1034.

Pandis N, Nasika M, Polychronopoulou A, Eliades T. External apical root resorption in patients treated with conventional and self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134(5):646-651.

Pandis N, Papaioannou W, Kontou E, Nakou M, Makou M, Eliades T. Salivary *Streptococcus mutans* levels in patients with conventional and self-ligating brackets. *Eur J Orthod*. 2010;32(1):94-99.

Pandis N, Polychronopoulou A, Eliades T. Self-ligating vs conventional brackets in the treatment of mandibular crowding: a prospective clinical trial of treatment duration and dental effects. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;132(2):208-215.

Pandis N, Polychronopoulou A, Eliades T. Alleviation of mandibular anterior crowding with copper-nickel-titanium vs nickel-titanium wires: a double-blind randomized control trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136(2):152 e151-157;discussion 152-153.

Pandis N, Polychronopoulou A, Eliades T. Active or passive self-ligating brackets? A randomized controlled trial of comparative efficiency in resolving maxillary anterior crowding in adolescents. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137(1):12 e11-16; discussion 12-13.

Pandis N, Polychronopoulou A, Katsaros C, Eliades T. Comparative assessment of conventional and self-ligating appliances on the effect of mandibular intermolar distance in adolescent nonextraction patients: a single-center randomized controlled trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;140(3):e99-e105.

Pandis N, Polychronopoulou A, Makou M, Eliades T. Mandibular dental arch changes associated with treatment of crowding using self-ligating and conventional brackets. *Eur J Orthod*. 2010;32(3):248-253.

Pandis N, Strigou S, Eliades T. Maxillary incisor torque with conventional and self-ligating brackets: a prospective clinical trial. *Orthod Craniofac Res*. 2006;9(4):193-198.

Pangrazio-Kulbersh V, Jezdimir B, de Deus Haughey M, Kulbersh R, Wine P, Kaczynski R. CBCT assessment of alveolar buccal bone level after RME. *Angle Orthod*. 2012 (*ahead of print*);

Parks ET. Computed tomography applications for dentistry. *Dent Clin North Am*. 2000;44(2):371-394.

Patcas R, Muller L, Ullrich O, Peltomaki T. Accuracy of cone-beam computed tomography at different resolutions assessed on the bony covering of the mandibular anterior teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2012;141(1):41-50.

Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol*. 2012;81(2):267-271.

Pellegrini P, Sauerwein R, Finlayson T, McLeod J, Covell DA, Jr., Maier T, et al. Plaque retention by self-ligating vs elastomeric orthodontic brackets: quantitative comparison of oral bacteria and detection with adenosine triphosphate-driven bioluminescence. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;135(4):426 e421-429; discussion 426-427.

Periago DR, Scarfe WC, Moshiri M, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *Angle Orthod*. 2008;78(3):387-395.

Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B. Frictional forces related to self-ligating brackets. *Eur J Orthod*. 1998;20(3):283-291.

Pringle AM, Petrie A, Cunningham SJ, McKnight M. Prospective randomized clinical trial to compare pain levels associated with 2 orthodontic fixed bracket systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136(2):160-167.

Proffit WR (2008). O terceiro estágio do tratamento completo: Finalização. Ortodontia Contemporânea. W. R. Proffit, H. W. Fields, D. M. Sarver. Rio de Janeiro, Mosby-Elsevier. **4a Edição:** 566 (Tabela 16-1).

Proffit WR (2008). Princípios mecânicos no controle da força ortodôntica. Ortodontia Contemporânea. W. R. Proffit, H. W. Fields, D. M. Sarver. Rio de Janeiro, Mosby-Elsevier. **4a Edição:** 333-366.

Reitan K. Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. *Am J Orthod*. 1967;53(10):721-745.

Reznikov N, Har-Zion G, Barkana I, Abed Y, Redlich M. Influence of Friction Resistance on Expression of Superelastic Properties of Initial NiTi Wires in "Reduced Friction" and Conventional Bracket Systems. *J Dent Biomech*. 2010;2010(613142).

Reznikov N, Har-Zion G, Barkana I, Abed Y, Redlich M. Measurement of friction forces between stainless steel wires and "reduced-friction" self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;138(3):330-338.

Rinchuse DJ, Miles PG. Self-ligating brackets: present and future. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;132(2):216-222.

Rossouw PE, Kamelchuc LS, Kusy RP. A fundamental review of variables associated with low velocity frictional dynamics, . *Semin Orthod*. 2003;9:223-235.

Ruf S, Hansen K, Pancherz H. Does orthodontic proclination of lower incisors in children and adolescents cause gingival recession? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1998;114(1):100-106.

Rungcharassaeng K, Caruso JM, Kan JYK, Kim J, Taylor G. Factors affecting buccal bone changes of maxillary posterior teeth after rapid maxillary expansion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007;132(4):428.e421-428.e428.

Rygh P. Elimination of hyalinized periodontal tissues associated with orthodontic tooth movement. *Scand J Dent Res*. 1974;82(1):57-73.

Salih RA. Active and Passive self-ligation brackets prescriptions role in lower anterior teeth labio-lingual root orientation [Master]. Aarhus: Aarhus University; 2010.

Sanders NL. Evidence-based care in orthodontics and periodontics: a review of the literature. *J Am Dent Assoc*. 1999;130(4):521-527.

Sandstrom RA, Klapper L, Papaconstantinou S. Expansion of the lower arch concurrent with rapid maxillary expansion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1988;94(4):296-302.

Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol*. 2011;40(5):265-273.

Scott P, DiBiase AT, Sherriff M, Cobourne MT. Alignment efficiency of Damon3 self-ligating and conventional orthodontic bracket systems: a randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134(4):470 e471-478.

Scott P, Sherriff M, Dibiase AT, Cobourne MT. Perception of discomfort during initial orthodontic tooth alignment using a self-ligating or conventional bracket system: a randomized clinical trial. *Eur J Orthod*. 2008;30(3):227-232.

Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994;106(5):472-480.

Silva MA, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133(5):640 e641-645.

Sims AP, Waters NE, Birnie DJ, Pethybridge RJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. *Eur J Orthod*. 1993;15(5):377-385.

Stefanos S, Secchi AG, Coby G, Tanna N, Mante FK. Friction between various self-ligating brackets and archwire couples during sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;138(4):463-467.

Steiner GG, Pearson JK, Ainamo J. Changes of the marginal periodontium as a result of labial tooth movement in monkeys. *J Periodontol*. 1981;52(6):314-320.

Stolzemberg J. The Russell attachment and its improved advantages. *Int J Orthod Dent Child* 1935;21(837-840).

Storey E. The nature of tooth movement. *Am J Orthod*. 1973;63(3):292-314.

Stratemann SA, Huang JC, Maki K, Hatcher DC, Miller AJ. Evaluating the mandible with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137(4 Suppl):S58-70.

Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res*. 2003;6 Suppl 1(31-36; discussion 179-182.

Sun Z, Smith T, Kortam S, Kim DG, Tee BC, Fields H. Effect of bone thickness on alveolar bone-height measurements from cone-beam computed tomography images. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2011;139(2):e117-e127.

Swennen GR, Schutyser F. Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006;130(3):410-416.

Tecco S, D'Attilio M, Tete S, Festa F. Prevalence and type of pain during conventional and self-ligating orthodontic treatment. *Eur J Orthod*. 2009;31(4):380-384.

Tecco S, Di Iorio D, Cordasco G, Verrocchi I, Festa F. An in vitro investigation of the influence of self-ligating brackets, low friction ligatures, and archwire on frictional resistance. *Eur J Orthod*. 2007;29(4):390-397.

Thilander B, Nyman S, Karring T, Magnusson I. Bone regeneration in alveolar bone dehiscences related to orthodontic tooth movements. *Eur J Orthod*. 1983;5(2):105-114.

Thorstenson GA, Kusy RP. Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulation in the dry and wet (saliva) states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001;120(4):361-370.

Thorstenson GA, Kusy RP. Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with second-order angulation in the dry and saliva states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002;121(5):472-482.

Timock AM, Cook V, McDonald T, Leo MC, Crowe J, Benninger BL, et al. Accuracy and reliability of buccal bone height and thickness measurements from cone-beam computed tomography imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;140(5):734-744.

Turnbull NR, Birnie DJ. Treatment efficiency of conventional vs self-ligating brackets: effects of archwire size and material. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;131(3):395-399.

Vajaria R, BeGole E, Kusnoto B, Galang MT, Obrez A. Evaluation of incisor position and dental transverse dimensional changes using the Damon system. *Angle Orthod.* 2011;81(4):647-652.

Vandenberghe B, Jacobs R, Yang J. Detection of periodontal bone loss using digital intraoral and cone beam computed tomography images: an in vitro assessment of bony and/or infrabony defects. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008;37(5):252-260.

Verna C, Melsen B (2012). What can orthodontists learn from orthopaedists engaged in basic research? . Integrated clinical orthodontics. V. Krishnan, Z. Davidovitch, Blackwell Publishing Ltd. **1st Edition:** 168-181

von Bohl M, Maltha JC, Von Den Hoff JW, Kuijpers-Jagtman AM. Focal hyalinization during experimental tooth movement in beagle dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;125(5):615-623.

Voudouris JC. Interactive edgewise mechanisms: form and function comparison with conventional edgewise brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111(2):119-140.

Wahab RM, Idris H, Yacob H, Ariffin SH. Comparison of self- and conventional-ligating brackets in the alignment stage. *Eur J Orthod.* 2012;34(2):176-181.

Wehrbein H, Bauer W, Diedrich P. Mandibular incisors, alveolar bone, and symphysis after orthodontic treatment. A retrospective study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;110(3):239-246.

Wehrbein H, Riess H, Meyer R, Schneider B, Diedrich P. [Bodily movement of teeth in atrophic jaw segments]. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1990;45(3):168-171.

Weinberg M, Sadowsky C. Resolution of mandibular arch crowding in growing patients with Class I malocclusions treated nonextraction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;110(4):359-364.

Weltman B, Vig KW, Fields HW, Shanker S, Kaizar EE. Root resorption associated with orthodontic tooth movement: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(4):462-476; discussion 412A.

Wennstrom JL, Lindhe J, Sinclair F, Thilander B. Some periodontal tissue reactions to orthodontic tooth movement in monkeys. *J Clin Periodontol.* 1987;14(3):121-129.

Wennström J, Piniprato GP (1999). Terapia mucogengival. Tratado de periodontia clínica e implantologia oral. J. Lindhe. Rio de Janeiro, Guanabara-Koogan: 393-425.

Wright N, Modarai F, Cobourne MT, Dibiase AT. Do you do Damon(R)? What is the current evidence base underlying the philosophy of this appliance system? J Orthod. 2011;38(3):222-230.

Yagci A, Veli I, Uysal T, Ucar FI, Ozer T, Enhos S. Dehiscence and fenestration in skeletal Class I, II, and III malocclusions assessed with cone-beam computed tomography. Angle Orthod. 2012;82(1):67-74.

Yamada C, Kitai N, Kakimoto N, Murakami S, Furukawa S, Takada K. Spatial relationships between the mandibular central incisor and associated alveolar bone in adults with mandibular prognathism. Angle Orthod. 2007;77(5):766-772.

Yared KF, Zenobio EG, Pacheco W. Periodontal status of mandibular central incisors after orthodontic proclination in adults. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006;130(1):6 e1-8.

Yeh CL, Kusnoto B, Viana G, Evans CA, Drummond JL. In-vitro evaluation of frictional resistance between brackets with passive-ligation designs. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007;131(6):704 e711-722.

Zar JH (1996). Two-sample hypotheses. Biostatistical analysis. J. H. Zar. Upper Saddle River, Prentice Hall. **3rd Edition:** 123-161

APÊNDICES

Apêndice A - Tabela de apresentação das características iniciais individuais dos pacientes.

Nº	Nome	Relação Molar	Gênero	Idade inicial	Little Sup	Little Inf	Space Sup	Space Inf
1	Julio Cesar Argentino Bosco	Classe I	M	16,17	5,51	11,01	-2,18	-6,55
2	Alberto da Silva Bonfim	Classe I	M	15,17	7,95	11,63	-4,68	-6,53
3	Rafael Muller Cardoso	Classe I	M	12,95	14,3	4,07	-8,53	-4,65
4	Gabriel Fontana Cintra	Classe I	M	14,58	7,64	9,87	-7,87	-3,33
5	Clayton Remboski Duarte	1/2 Cl II subdivisão	M	14,62	12,77	9,22	-9,46	-7,37
6	Danilo Leite Faria	Classe I	M	13,12	12,99	9,21	-6,03	-5,95
7	Lucas Anselmo Maticoli	Classe I	M	13,44	5,92	7,61	-2,31	-4,35
8	Andrey dos Santos Pereira	Classe I	M	14,07	7,49	11,05	-4,09	-3,71
9	Lucas Barros Silva	Classe I	M	14,55	17,35	3,5	-8,87	-2
10	Midiã Da Silva Souza	Classe I	F	15,00	12,47	8,14	-12,15	-6,24
11	Bruno Zeferino Antonio	Classe I	M	15,56	15,61	5,3	-10,33	-2,18
12	Matheus Tibúrcio	Classe I	M	17,30	7,77	10,31	-5,49	-4,57
13	Larissa Maria Lima Baptista	Classe I	F	16,05	5,35	8,97	-2,33	-5,62
14	Ruan Martins	Classe I	M	12,89	5,96	4,12	-3,48	-4
15	Gabriela Vieira Ferreira	Classe I	F	15,81	17,25	6,19	-8,57	-3,55
16	Fernanda Sayuri	Classe II subdivisão completa	F	14,57	19,43	3,64	-9,8	-2,61
17	Ana Flávia Matinez	Classe I	F	15,81	13,04	6,03	-8,3	-4,7
18	Lara Andréia Reis	Classe I	F	15,98	7,09	6,62	-3,82	-5,52
19	Bianca Silva Gallindo	Classe I	F	13,04	7,78	9,88	-5,24	-5,07
20	Gabrielle Natali G. da Silva	Classe I	F	14,17	10,24	5,81	-5	-5,19
21	Douglas Rauli Medeiros	Classe I	M	14,70	24,01	14,03	-9,38	-8,56
22	Giovanni Adolpho Alvarenga	Classe I	M	14,29	12,74	17,72	-9,75	-10,45

Apêndice B - Tabela de apresentação dos valores individuais das inclinações vestibuloligais dos dentes superiores no estágio pré-tratamento (T0).

Paciente	Lado	S1-inclin – T0	S2-inclin – T0	S3-inclin – T0	S4-inclin – T0	S5-inclin – T0	S6-inclin – T0
1	Direito	58,81	61,09	68,96	84,61	77,15	80,79
2	Direito	55,24	56,44	52,91	75,02	78,65	84,85
3	Direito	62,74	66,11	49,34	82,15	79,64	91,34
4	Direito	55,06	55,65	59,12	86,87	74,37	76,98
5	Direito	57,08	64,78	63,17	85,55	79,61	93,14
6	Direito	66,74	72,24	71,90	84,68	79,60	83,31
7	Direito	59,21	47,69	71,34	84,08	84,48	92,78
8	Direito	49,50	54,96	63,42	80,71	80,21	83,09
9	Direito	57,85	62,70	67,32	78,64	74,06	75,83
10	Direito	61,97	63,45	58,70	79,53	72,02	85,23
11	Direito	50,89	59,62	50,13	81,67	87,67	79,43
12	Direito	58,97	58,98	64,84	81,04	78,90	90,33
13	Direito	58,08	59,40	63,59	82,49	81,62	83,58
14	Direito	59,29	54,42	64,51	75,54	70,25	73,31
15	Direito	51,57	65,90	67,12	78,30	74,12	82,31
16	Direito	61,04	64,78	60,33	78,25	76,95	81,53
17	Direito	62,33	68,57	55,62	84,85	72,96	84,50
18	Direito	61,20	63,53	78,51	75,34	72,49	82,12
19	Direito	60,82	67,27	71,76	84,32	84,47	94,20
20	Direito	62,28	68,71	79,05	86,38	86,59	92,75
21	Direito	55,07	70,09	71,54	89,75	84,48	89,71
22	Direito	65,74	77,18	62,84	88,76	86,64	94,43
1	Esquerdo	56,07	58,84	75,35	84,81	77,22	84,76
2	Esquerdo	55,56	53,37	63,06	76,65	76,36	85,86
3	Esquerdo	59,79	56,45	55,03	79,83	78,98	91,49
4	Esquerdo	55,12	55,81	63,24	85,37	72,78	81,82
5	Esquerdo	57,80	63,41	69,35	84,78	84,29	93,26
6	Esquerdo	67,92	76,01	72,88	88,56	84,64	85,84
7	Esquerdo	59,84	53,09	67,86	85,96	87,88	87,08
8	Esquerdo	50,01	53,26	57,74	79,01	77,89	81,95
9	Esquerdo	68,86	65,88	50,36	81,57	66,83	83,00
10	Esquerdo	61,29	62,36	58,10	80,78	76,57	88,94
11	Esquerdo	50,48	59,18	46,41	83,15	74,79	75,87
12	Esquerdo	64,25	63,08	69,31	80,94	75,94	88,43
13	Esquerdo	55,05	54,74	68,43	87,19	78,77	81,41
14	Esquerdo	59,94	67,93	55,77	84,42	72,66	73,13
15	Esquerdo	52,90	68,80	64,11	75,76	75,82	83,10
16	Esquerdo	59,86	64,51	63,75	81,96	78,07	80,28
17	Esquerdo	64,67	63,87	61,98	81,73	75,10	81,60

>>>> Continua

Apêndice B – Continuação.

Paciente	Lado	S1-inclin – T0	S2-inclin – T0	S3-inclin – T0	S4-inclin – T0	S5-inclin – T0	S6-inclin – T0
18	Esquerdo	63,91	68,44	80,27	83,70	77,20	83,79
19	Esquerdo	56,53	65,32	69,24	83,35	83,84	94,24
20	Esquerdo	61,64	62,95	75,19	86,00	77,65	85,99
21	Esquerdo	63,54	85,01	68,98	89,79	86,09	89,71
22	Esquerdo	65,41	66,04	70,78	89,69	85,15	94,01

Apêndice C - Tabela de apresentação dos valores individuais para as inclinações vestibuloligiais dos dentes inferiores no estágio pré-tratamento (T0).

Paciente	Lado	I1-inclin – T0	I2-inclin – T0	I3-inclin – T0	I4-inclin – T0	I5-inclin – T0	I6-inclin – T0
1	Direito	65,41	74,30	81,95	85,32	89,09	91,76
2	Direito	77,37	81,49	84,77	84,35	83,29	103,78
3	Direito	65,44	66,09	73,37	81,60	87,88	91,08
4	Direito	80,23	71,83	80,81	89,00	86,29	86,17
5	Direito	59,45	54,47	78,70	70,80	81,26	91,59
6	Direito	65,64	58,74	69,57	84,14	88,82	96,29
7	Direito	66,31	69,61	74,69	80,40	82,21	100,08
8	Direito	59,46	66,05	70,05	82,24	84,28	87,10
9	Direito	80,43	80,17	85,09	78,47	88,02	92,84
10	Direito	76,20	71,41	84,97	84,94	87,92	100,04
11	Direito	60,99	59,94	64,86	85,37	82,18	89,74
12	Direito	62,45	69,45	75,01	87,15	84,83	96,97
13	Direito	66,80	69,58	80,12	77,92	86,87	93,57
14	Direito	71,15	75,23	70,57	89,20	89,81	95,70
15	Direito	69,88	62,93	79,49	81,29	84,40	113,28
16	Direito	71,39	77,47	71,05	86,56	88,44	95,53
17	Direito	67,39	73,22	71,54	83,10	85,94	100,71
18	Direito	67,69	73,58	84,91	88,51	97,26	95,68
19	Direito	65,12	67,81	71,87	84,24	93,25	106,17
20	Direito	71,54	82,14	57,98	82,88	86,33	95,01
21	Direito	69,03	81,03	69,74	89,59	89,92	87,22
22	Direito	60,25	72,00	62,19	79,68	99,91	104,15
1	Esquerdo	63,59	72,35	76,01	84,71	87,25	90,77
2	Esquerdo	74,14	77,86	84,12	85,32	88,11	98,09
3	Esquerdo	63,66	63,23	69,92	75,18	81,66	93,12
4	Esquerdo	77,09	75,06	74,94	82,39	85,57	89,28
5	Esquerdo	60,04	58,59	72,09	69,19	79,22	90,84
6	Esquerdo	60,26	67,16	68,02	87,78	86,15	92,95
7	Esquerdo	63,55	68,97	64,85	84,95	87,85	92,21
8	Esquerdo	63,08	65,43	72,28	79,82	84,96	88,20

>>>> Continua

Apêndice C – Continuação.

Paciente	Lado	I1-inclin – T0	I2-inclin – T0	I3-inclin – T0	I4-inclin – T0	I5-inclin – T0	I6-inclin – T0
9	Esquerdo	70,61	71,95	82,38	81,80	76,97	92,92
10	Esquerdo	73,39	79,56	86,91	86,97	87,31	97,46
11	Esquerdo	59,93	67,03	65,59	82,76	79,66	89,99
12	Esquerdo	64,28	69,90	88,01	88,39	88,29	97,69
13	Esquerdo	62,90	71,83	77,03	82,38	80,42	90,87
14	Esquerdo	69,22	67,88	72,32	83,74	86,65	94,80
15	Esquerdo	67,39	65,82	75,84	86,20	80,20	106,26
16	Esquerdo	73,96	71,86	75,21	88,83	85,84	98,78
17	Esquerdo	70,83	69,28	80,39	86,21	89,31	102,75
18	Esquerdo	71,46	74,80	83,49	86,41	94,19	93,00
19	Esquerdo	62,46	65,29	66,80	82,98	91,96	87,93
20	Esquerdo	65,16	66,44	68,58	89,33	85,81	87,00
21	Esquerdo	62,30	71,63	75,55	89,86	87,60	89,07
22	Esquerdo	61,07	73,79	57,70	79,88	84,77	93,00

Apêndice D - Tabela de apresentação dos valores individuais para as inclinações vestibuloligais dos dentes superiores no estágio pós-alinhamento (T1).

Paciente	Lado	S1-inclin – T1	S2-inclin – T1	S3-inclin – T1	S4-inclin – T1	S5-inclin – T1	S6-inclin – T1
1	Direito	55,79	55,57	67,38	74,67	66,64	77,43
2	Direito	49,39	48,63	66,35	74,82	78,87	84,94
3	Direito	53,39	45,61	61,99	70,41	70,05	87,79
4	Direito	53,90	53,79	69,87	78,06	70,40	81,48
5	Direito	52,80	49,75	61,56	74,94	75,47	85,84
6	Direito	52,47	56,25	68,64	73,56	69,25	85,06
7	Direito	57,13	58,88	68,00	76,51	74,70	82,95
8	Direito	53,62	51,34	63,58	72,19	73,03	88,11
9	Direito	45,64	45,41	63,46	66,13	59,90	78,49
10	Direito	49,39	45,07	57,36	68,82	65,27	85,06
11	Direito	42,95	39,30	54,53	67,72	75,80	81,45
12	Direito	56,86	51,13	65,30	76,93	75,65	84,91
13	Direito	54,49	49,03	63,30	74,82	68,73	80,92
14	Direito	57,35	53,62	64,00	75,36	71,73	77,28
15	Direito	46,87	49,33	62,12	60,38	62,54	77,20
16	Direito	54,26	44,10	69,50	66,37	77,20	81,59
17	Direito	55,52	57,25	68,96	76,29	73,92	80,26
18	Direito	53,99	50,36	61,15	66,48	65,15	80,88

>>>> Continua

Apêndice D – Continuação.

Paciente	Lado	S1-inclin – T1	S2-inclin – T1	S3-inclin – T1	S4-inclin – T1	S5-inclin – T1	S6-inclin – T1
19	Direito	57,70	58,67	62,62	75,80	79,10	89,40
20	Direito	61,01	65,21	70,21	78,18	75,07	85,83
21	Direito	56,83	50,96	65,34	80,29	77,08	89,54
22	Direito	56,25	53,57	66,37	81,18	74,13	88,79
1	Esquerdo	56,39	54,76	69,84	73,36	76,10	85,85
2	Esquerdo	49,07	54,53	68,12	75,90	79,67	88,05
3	Esquerdo	52,39	48,51	60,66	70,98	71,73	87,19
4	Esquerdo	53,52	57,68	74,22	80,09	71,39	83,37
5	Esquerdo	56,62	53,93	69,23	76,91	78,61	87,55
6	Esquerdo	51,07	52,95	65,71	72,31	72,55	84,13
7	Esquerdo	58,91	57,58	62,53	76,77	76,30	88,61
8	Esquerdo	50,85	51,72	65,29	68,00	71,40	86,23
9	Esquerdo	41,95	44,56	63,54	66,45	60,78	82,58
10	Esquerdo	48,24	42,73	67,13	67,39	68,61	82,22
11	Esquerdo	44,02	43,08	59,96	71,73	67,87	75,76
12	Esquerdo	55,04	52,09	63,70	77,51	75,00	87,04
13	Esquerdo	53,22	50,55	63,85	76,07	70,16	79,35
14	Esquerdo	59,16	57,73	68,93	76,09	74,91	77,77
15	Esquerdo	48,12	46,98	69,41	67,26	68,89	75,73
16	Esquerdo	51,03	41,77	67,87	66,58	72,52	83,71
17	Esquerdo	54,34	51,00	64,28	71,90	76,75	74,79
18	Esquerdo	50,13	53,98	64,19	71,04	66,42	84,60
19	Esquerdo	57,42	50,01	56,25	67,58	73,74	86,61
20	Esquerdo	57,99	58,66	64,38	74,23	67,77	83,51
21	Esquerdo	53,65	51,03	65,72	79,66	78,98	89,11
22	Esquerdo	56,20	53,66	66,57	77,93	69,70	96,49

Apêndice E - Tabela de apresentação dos valores individuais para as inclinações vestibuloligais dos dentes inferiores no estágio pós-alinhamento (T1).

Paciente	Lado	I1-inclin – T1	I2-inclin – T1	I3-inclin – T1	I4-inclin – T1	I5-inclin – T1	I6-inclin – T1
1	Direito	58,55	61,68	71,31	74,14	87,52	89,69
2	Direito	58,81	58,87	76,26	81,32	82,80	97,20
3	Direito	55,87	56,80	66,37	72,55	78,58	88,92
4	Direito	67,20	59,91	67,15	75,34	79,04	85,46
5	Direito	52,53	51,16	63,00	69,89	74,65	83,52
6	Direito	56,95	56,93	64,30	72,93	74,85	92,04
7	Direito	57,01	59,28	69,20	73,62	74,66	84,34
8	Direito	60,03	55,19	65,69	70,27	78,62	89,73
9	Direito	60,16	61,93	69,63	66,02	73,45	88,52
10	Direito	65,77	61,77	69,11	78,46	82,00	92,84
11	Direito	58,90	60,94	65,56	74,23	79,61	89,54
12	Direito	54,90	58,41	69,13	76,36	84,76	92,36
13	Direito	61,77	63,62	68,09	74,61	81,03	95,14
14	Direito	61,55	64,85	74,56	78,53	82,54	88,97
15	Direito	62,77	61,68	69,94	80,78	86,91	102,75
16	Direito	63,25	65,71	70,40	75,96	82,04	88,82
17	Direito	55,62	61,02	68,52	70,70	85,03	86,12
18	Direito	60,75	61,01	67,91	72,91	83,44	96,65
19	Direito	57,43	62,11	67,20	77,62	83,72	102,55
20	Direito	61,47	59,00	65,46	72,65	79,37	87,92
21	Direito	46,90	47,18	66,37	74,42	81,14	92,05
22	Direito	49,20	57,50	65,89	70,61	78,49	94,06
1	Esquerdo	61,23	58,96	73,05	76,40	77,56	88,71
2	Esquerdo	58,87	61,10	74,53	82,03	85,28	97,55
3	Esquerdo	54,01	57,03	67,87	74,07	83,53	87,61
4	Esquerdo	63,32	67,03	73,73	79,07	84,10	89,98
5	Esquerdo	53,53	50,88	63,60	71,57	75,79	85,98
6	Esquerdo	56,11	57,85	63,33	74,04	77,20	95,02
7	Esquerdo	59,97	59,85	66,10	71,40	84,30	84,89
8	Esquerdo	59,40	54,96	64,58	77,10	77,42	89,47
9	Esquerdo	65,00	58,75	65,78	67,46	79,69	88,32
10	Esquerdo	65,59	61,34	68,73	76,81	79,37	99,22
11	Esquerdo	56,28	55,85	63,87	67,29	80,55	89,98
12	Esquerdo	57,12	59,91	70,12	81,05	85,86	96,04
13	Esquerdo	62,29	57,03	65,39	68,23	70,93	87,67
14	Esquerdo	61,87	61,28	70,91	76,57	77,76	89,66
15	Esquerdo	64,01	64,13	72,21	81,30	88,93	95,17
16	Esquerdo	62,26	61,69	70,75	76,37	88,04	101,98

>>>> Continua

Apêndice E – Continuação.

Paciente	Lado	I1-inclin – T1	I2-inclin – T1	I3-inclin – T1	I4-inclin – T1	I5-inclin – T1	I6-inclin – T1
17	Esquerdo	56,14	60,90	70,93	73,89	88,54	79,42
18	Esquerdo	61,55	63,46	67,92	79,90	84,54	95,49
19	Esquerdo	58,37	60,47	67,22	78,13	86,77	100,56
20	Esquerdo	59,81	62,18	72,58	73,92	84,08	84,51
21	Esquerdo	47,12	54,22	63,90	71,24	76,14	89,93
22	Esquerdo	47,28	43,62	57,51	66,10	74,67	88,23

Apêndice F - Tabela de apresentação dos valores individuais para as alterações nas inclinações vestibuloligiais dos dentes superiores (T1-T0).

Paciente	Lado	S1-inclin – T1-T0	S2-inclin – T1-T0	S3-inclin – T1-T0	S4-inclin – T1-T0	S5-inclin – T1-T0	S6-inclin – T1-T0
1	Direito	-3,02	-5,52	-1,58	-9,94	-10,51	-3,36
2	Direito	-5,85	-7,81	13,44	-0,20	0,22	0,09
3	Direito	-9,35	-20,50	12,65	-11,74	-9,59	-3,55
4	Direito	-1,16	-1,86	10,75	-8,81	-3,97	4,50
5	Direito	-4,28	-15,03	-1,61	-10,61	-4,14	-7,30
6	Direito	-14,27	-15,99	-3,26	-11,12	-10,35	1,75
7	Direito	-2,08	11,19	-3,34	-7,57	-9,78	-9,83
8	Direito	4,12	-3,62	0,16	-8,52	-7,18	5,02
9	Direito	-12,21	-17,29	-3,86	-12,51	-14,16	2,66
10	Direito	-12,58	-18,38	-1,34	-10,71	-6,75	-0,17
11	Direito	-7,94	-20,32	4,40	-13,95	-11,87	2,02
12	Direito	-2,11	-7,85	0,46	-4,11	-3,25	-5,42
13	Direito	-3,59	-10,37	-0,29	-7,67	-12,89	-2,66
14	Direito	-1,94	-0,80	-0,51	-0,18	1,48	3,97
15	Direito	-4,70	-16,57	-5,00	-17,92	-11,58	-5,11
16	Direito	-6,78	-20,68	9,17	-11,88	0,25	0,06
17	Direito	-6,81	-11,32	13,34	-8,56	0,96	-4,24
18	Direito	-7,21	-13,17	-17,36	-8,86	-7,34	-1,24
19	Direito	-3,12	-8,60	-9,14	-8,52	-5,37	-4,80
20	Direito	-1,27	-3,50	-8,84	-8,20	-11,52	-6,92
21	Direito	1,76	-19,13	-6,20	-9,46	-7,40	-0,17
22	Direito	-9,49	-23,61	3,53	-7,58	-12,51	-5,64

>>>> Continua

Apêndice F – Continuação.

Paciente	Lado	S1-inclin – T1-T0	S2-inclin – T1-T0	S3-inclin – T1-T0	S4-inclin – T1-T0	S5-inclin – T1-T0	S6-inclin – T1-T0
1	Esquerdo	0,32	-4,08	-5,51	-11,45	-1,12	1,09
2	Esquerdo	-6,49	1,16	5,06	-0,75	3,31	2,19
3	Esquerdo	-7,40	-7,94	5,63	-8,85	-7,25	-4,30
4	Esquerdo	-1,60	1,87	10,98	-5,28	-1,39	1,55
5	Esquerdo	-1,18	-9,48	-0,12	-7,87	-5,68	-5,71
6	Esquerdo	-16,85	-23,06	-7,17	-16,25	-12,09	-1,71
7	Esquerdo	-0,93	4,49	-5,33	-9,19	-11,58	1,53
8	Esquerdo	0,84	-1,54	7,55	-11,01	-6,49	4,28
9	Esquerdo	-26,91	-21,32	13,18	-15,12	-6,05	-0,42
10	Esquerdo	-13,05	-19,63	9,03	-13,39	-7,96	-6,72
11	Esquerdo	-6,46	-16,10	13,55	-11,42	-6,92	-0,11
12	Esquerdo	-9,21	-10,99	-5,61	-3,43	-0,94	-1,39
13	Esquerdo	-1,83	-4,19	-4,58	-11,12	-8,61	-2,06
14	Esquerdo	-0,78	-10,20	13,16	-8,33	2,25	4,64
15	Esquerdo	-4,78	-21,82	5,30	-8,50	-6,93	-7,37
16	Esquerdo	-8,83	-22,74	4,12	-15,38	-5,55	3,43
17	Esquerdo	-10,33	-12,87	2,30	-9,83	1,65	-6,81
18	Esquerdo	-13,78	-14,46	-16,08	-12,66	-10,78	0,81
19	Esquerdo	-9,00	7,36	-21,38	-4,16	-3,85	8,18
20	Esquerdo	-3,65	-4,29	-10,81	-11,77	-9,88	-2,48
21	Esquerdo	-9,89	-33,98	-3,26	-10,13	-7,11	-0,60
22	Esquerdo	-9,21	-12,38	-4,21	-11,76	-15,45	2,48

Apêndice G - Tabela de apresentação dos valores individuais para as alterações nas inclinações vestibuloligiais dos dentes inferiores durante a fase de alinhamento (T1-T0).

Paciente	Lado	I1-inclin – T1-T0	I2-inclin – T1-T0	I3-inclin – T1-T0	I4-inclin – T1-T0	I5-inclin – T1-T0	I6-inclin – T1-T0
1	Direito	-6,86	-12,62	-10,64	-11,18	-1,57	-2,07
2	Direito	-18,56	-22,62	-8,51	-3,03	-0,49	-6,58
3	Direito	-9,57	-9,29	-7,00	-9,05	-9,30	-2,16
4	Direito	-13,03	-11,92	-13,66	-13,66	-7,25	-0,71
5	Direito	-6,92	-3,31	-15,70	-0,91	-6,61	-8,07
6	Direito	-8,69	-1,81	-5,27	-11,21	-13,97	-4,25
7	Direito	-9,30	-10,33	-5,49	-6,78	-7,55	-15,74
8	Direito	0,57	-10,86	-4,36	-11,97	-5,66	2,63
9	Direito	-20,27	-18,24	-15,46	-12,45	-14,57	-4,32

>>>> Continua

Apêndice G – Continuação.

Paciente	Lado	I1-inclin – T1-T0	I2-inclin – T1-T0	I3-inclin – T1-T0	I4-inclin – T1-T0	I5-inclin – T1-T0	I6-inclin – T1-T0
10	Direito	-10,43	-9,64	-15,86	-6,48	-5,92	-7,20
11	Direito	-2,09	1,00	0,70	-11,14	-2,57	-0,20
12	Direito	-7,55	-11,04	-5,88	-10,79	-0,07	-4,61
13	Direito	-5,03	-5,96	-12,03	-3,31	-5,84	1,57
14	Direito	-9,60	-10,38	3,99	-10,67	-7,27	-6,73
15	Direito	-7,11	-1,25	-9,55	-0,51	2,51	-10,53
16	Direito	-8,14	-11,76	-0,65	-10,60	-6,40	-6,71
17	Direito	-11,77	-12,20	-3,02	-12,40	-0,91	-14,59
18	Direito	-6,94	-12,57	-17,00	-15,60	-13,82	0,97
19	Direito	-7,69	-5,70	-4,67	-6,62	-9,53	-3,62
20	Direito	-10,07	-23,14	7,48	-10,23	-6,96	-7,09
21	Direito	-22,13	-33,85	-3,37	-15,17	-8,78	0,73
22	Direito	-11,05	-14,50	3,70	-9,07	-21,42	-10,09
1	Esquerdo	-2,36	-13,39	-2,96	-8,31	-9,69	-2,06
2	Esquerdo	-15,27	-16,76	-9,59	-3,29	-2,83	-0,54
3	Esquerdo	-9,65	-6,20	-2,05	-1,11	1,87	-5,51
4	Esquerdo	-13,77	-8,03	-1,21	-3,32	-1,47	0,70
5	Esquerdo	-6,51	-7,71	-8,49	2,38	-3,43	-4,86
6	Esquerdo	-4,15	-9,31	-4,69	-13,74	-8,95	2,07
7	Esquerdo	-3,58	-9,12	1,25	-13,55	-3,55	-7,32
8	Esquerdo	-3,68	-10,47	-7,70	-2,72	-7,54	1,27
9	Esquerdo	-5,61	-13,20	-16,60	-14,34	2,72	-4,60
10	Esquerdo	-7,80	-18,22	-18,18	-10,16	-7,94	1,76
11	Esquerdo	-3,65	-11,18	-1,72	-15,47	0,89	-0,01
12	Esquerdo	-7,16	-9,99	-17,89	-7,34	-2,43	-1,65
13	Esquerdo	-0,61	-14,80	-11,64	-14,15	-9,49	-3,20
14	Esquerdo	-7,35	-6,60	-1,41	-7,17	-8,89	-5,14
15	Esquerdo	-3,38	-1,69	-3,63	-4,90	8,73	-11,09
16	Esquerdo	-11,70	-10,17	-4,46	-12,46	2,20	3,20
17	Esquerdo	-14,69	-8,38	-9,46	-12,32	-0,77	-23,33
18	Esquerdo	-9,91	-11,34	-15,57	-6,51	-9,65	2,49
19	Esquerdo	-6,53	-9,65	-11,94	-1,61	-18,38	13,58
20	Esquerdo	-5,35	-4,26	4,00	-15,41	-1,73	-2,49
21	Esquerdo	-15,18	-17,41	-11,65	-18,62	-11,46	0,86
22	Esquerdo	-13,79	-30,17	-0,19	-13,78	-10,10	-4,77

Apêndice H - Tabela de apresentação dos valores individuais para as dimensões transversais do arco superior no estágio pré-tratamento (T0).

Paciente	S3-3 (JCE-L) T0	S3-3 (cúspide) T0	S4-4 (JCE-L) T0	S4-4 (cúspide) T0	S5-5 (JCE-L) T0	S5-5 (cúspide) T0	S6-6 (JCE-L) T0	S6-6 (cúspide) T0
1	23,21	34,73	25,63	39,19	32,02	46,23	37,07	53,21
2	23,34	35,84	25,12	40,97	30,69	47,10	33,10	50,03
3	21,87	36,39	24,95	39,83	32,38	45,93	34,67	49,51
4	27,37	40,77	33,45	46,55	36,90	54,09	40,78	59,43
5	22,64	34,17	27,56	41,05	33,80	48,14	38,21	53,16
6	20,38	32,64	24,33	38,69	30,52	44,79	34,06	52,09
7	22,26	34,31	26,21	40,35	30,54	44,60	34,06	48,44
8	24,36	37,32	27,43	40,04	30,71	43,64	33,89	47,99
9	27,30	37,82	26,23	41,75	31,33	45,74	38,08	53,52
10	24,39	32,85	23,63	37,37	30,21	44,16	33,10	49,10
11	27,03	41,37	26,63	41,55	30,91	43,38	36,76	50,88
12	21,81	33,65	25,84	39,96	30,52	44,97	32,95	48,93
13	25,05	33,42	26,14	38,16	29,61	42,77	32,14	47,38
14	26,15	37,15	26,77	41,18	33,20	46,32	34,05	50,56
15	23,51	33,93	24,94	37,49	30,09	43,94	33,71	49,38
16	25,19	35,14	26,85	39,34	33,81	46,42	36,77	53,50
17	25,71	38,65	26,06	40,48	33,72	48,09	32,67	50,16
18	20,53	30,42	26,04	37,96	33,36	43,92	36,13	51,64
19	24,61	32,00	25,17	39,29	28,66	43,95	30,73	43,52
20	21,84	33,28	25,27	35,94	28,95	40,97	31,21	44,53
21	23,89	31,56	24,74	38,71	30,80	45,51	36,76	51,89
22	20,27	32,53	24,14	37,00	23,83	31,83	29,16	40,86

Apêndice I - Tabela de apresentação dos valores individuais para as dimensões transversais do arco inferior no estágio pré-tratamento (T0).

Paciente	I3-3 (JCE-L) T0	I3-3 (cúspide) T0	I4-4 (JCE-L) T0	I4-4 (cúspide) T0	I5-5 (JCE-L) T0	I5-5 (cúspide) T0	I6-6 (JCE-L) T0	I6-6 (cúspide) T0
1	17,17	25,59	24,46	31,04	30,89	39,18	36,60	44,20
2	17,36	24,94	26,23	32,42	30,51	38,80	34,69	44,13
3	15,67	27,71	24,04	33,32	30,21	38,10	34,95	41,64
4	19,14	27,04	29,65	36,72	35,18	45,37	41,20	51,93
5	16,63	26,04	29,08	36,35	31,64	41,91	36,89	46,04
6	16,54	24,46	23,67	29,37	29,33	36,44	34,36	43,69
7	18,89	28,22	25,75	34,44	28,30	37,83	32,98	41,81
8	16,66	26,93	24,84	31,15	28,85	37,10	32,27	40,59
9	15,46	24,38	25,79	34,04	33,07	42,29	37,55	46,47
10	15,77	22,40	25,40	31,38	29,38	36,76	34,46	42,61
11	20,55	30,19	26,40	34,50	32,13	43,39	39,24	48,31
12	16,68	23,95	24,02	31,00	29,05	35,90	33,21	40,65
13	15,43	23,62	23,77	30,98	28,07	35,20	31,67	40,37
14	21,25	27,59	26,08	33,79	31,87	39,82	36,11	45,38
15	19,66	28,05	28,09	34,35	36,08	41,41	39,00	42,12
16	21,41	30,93	27,56	36,13	34,25	40,45	37,58	45,15
17	18,04	26,12	26,42	32,77	32,03	40,83	36,54	41,79
18	15,97	23,39	25,04	30,86	31,27	36,27	38,39	44,19
19	16,95	25,50	25,55	32,15	28,74	36,70	35,50	42,17
20	19,52	28,82	22,62	28,29	27,23	33,25	30,52	37,17
21	16,26	23,68	22,02	28,93	28,63	35,29	34,58	42,63
22	16,20	25,66	21,85	30,96	25,40	29,83	27,90	34,08

Apêndice J - Tabela de apresentação dos valores individuais para as dimensões anteroposteriores dos arcos superior e inferior no estágio pré-tratamento (T0).

Paciente	S-Esq comprimento T0	S-Dir comprimento T0	S comprimento calculado T0	I-Esq comprimento T0	I-Dir comprimento T0	I comprimento calculado T0
1	36,26	35,99	42,82	30,83	30,65	36,79
2	34,82	32,77	40,54	27,69	27,35	34,06
3	36,73	34,58	42,12	30,48	29,87	35,67
4	37,55	38,38	45,95	30,88	33,28	39,11
5	36,90	36,39	43,77	30,64	30,49	37,26
6	39,34	38,48	45,00	29,85	31,02	35,80
7	37,63	36,89	43,01	29,39	31,02	35,36
8	36,04	34,95	41,16	30,16	29,91	34,91
9	32,65	34,98	40,92	30,35	31,31	37,47
10	28,38	32,39	37,06	28,58	28,23	34,44
11	35,98	36,68	42,64	31,02	32,37	38,48
12	34,23	33,10	39,98	28,59	28,50	34,09
13	35,48	34,25	40,52	29,47	29,68	34,82
14	34,30	36,93	41,96	30,84	28,86	35,44
15	35,34	36,84	41,85	33,04	33,12	39,00
16	33,94	33,06	40,46	31,76	29,53	36,68
17	36,99	34,39	45,08	29,08	29,56	39,25
18	35,55	36,13	41,91	29,89	29,73	35,81
19	32,88	33,40	38,71	30,03	29,45	35,13
20	33,09	31,20	37,80	28,74	27,36	32,79
21	36,92	37,79	43,77	29,93	29,78	34,90
22	34,76	33,84	38,34	30,81	28,42	33,37

Apêndice K - Tabela de apresentação dos valores individuais para as dimensões transversais do arco superior no estágio pós-alinhamento (T1).

Paciente	S3-3 (JCE-L) T1	S3-3 (cúspide) T1	S4-4 (JCE-L) T1	S4-4 (cúspide) T1	S5-5 (JCE-L) T1	S5-5 (cúspide) T1	S6-6 (JCE-L) T1	S6-6 (cúspide) T1
1	24,50	36,21	43,05	27,33	32,49	48,35	37,25	54,20
2	22,97	35,08	42,53	26,64	31,66	46,92	33,94	51,82
3	22,76	37,32	43,96	26,29	31,41	48,30	34,62	52,04
4	27,38	39,91	49,27	32,88	37,48	55,68	42,34	60,44
5	24,57	37,46	46,04	30,18	35,41	51,74	40,20	56,49
6	22,54	36,76	44,20	26,61	32,56	48,64	33,10	52,30
7	26,01	38,63	45,58	28,82	32,99	49,97	35,97	52,68
8	23,74	35,98	43,21	27,91	31,56	47,17	33,99	49,72
9	27,02	37,81	46,64	28,73	33,76	51,49	37,14	53,98
10	27,19	34,15	43,70	27,87	33,17	49,40	33,99	52,32
11	26,41	39,59	46,43	28,75	33,13	49,26	36,69	54,02
12	23,31	35,37	41,94	26,91	30,38	45,88	33,84	49,85
13	25,73	34,69	42,36	26,72	29,59	46,32	32,61	48,96
14	25,15	35,91	42,93	27,50	32,69	47,08	33,33	51,19
15	24,77	36,41	43,27	26,70	31,80	48,54	35,17	54,62
16	27,01	37,95	46,76	30,38	35,43	50,59	36,00	53,38
17	24,98	36,31	43,02	27,29	32,87	47,89	34,23	53,26
18	24,62	36,51	42,58	26,92	32,77	46,98	34,79	52,23
19	25,51	36,08	43,24	26,75	29,01	45,41	32,46	48,02
20	24,28	34,48	41,59	26,77	29,69	45,56	32,73	48,74
21	25,59	37,96	44,84	28,21	32,69	49,77	37,57	52,80
22	23,11	34,73	39,82	24,76	28,30	44,76	30,53	46,75

Apêndice L - Tabela de apresentação dos valores individuais para as dimensões transversais do arco inferior no estágio pós-alinhamento (T1).

Paciente	I3-3 (JCE-L) T1	I3-3 (cúspide) T1	I4-4 (JCE-L) T1	I4-4 (cúspide) T1	I5-5 (JCE-L) T1	I5-5 (cúspide) T1	I6-6 (JCE-L) T1	I6-6 (cúspide) T1
1	19,45	26,99	26,84	35,41	32,13	40,95	37,22	46,12
2	19,86	26,59	26,73	35,31	32,16	40,66	36,28	45,47
3	18,60	28,02	26,54	36,46	31,14	40,72	36,26	44,24
4	21,58	30,43	31,47	39,78	36,69	48,56	42,00	54,04
5	20,41	30,66	30,36	38,81	34,40	45,78	39,19	50,61
6	19,97	27,66	27,52	36,19	32,82	42,45	36,87	45,95
7	21,13	29,66	28,12	37,47	30,98	43,46	35,63	46,68
8	20,04	27,90	27,29	35,24	30,20	39,98	32,45	41,56
9	20,87	28,45	27,61	38,44	33,67	44,21	38,88	47,38
10	22,25	26,64	29,32	36,24	32,96	42,64	36,07	45,67
11	21,46	30,22	28,37	38,87	33,87	44,56	40,08	48,87
12	20,19	26,12	26,65	34,93	30,80	39,66	33,82	42,26
13	18,56	27,19	25,40	34,70	30,19	39,72	32,98	42,80
14	22,91	28,15	29,34	38,60	34,43	43,89	37,80	47,01
15	21,11	29,01	28,53	35,27	34,16	41,35	37,94	45,87
16	21,26	29,62	28,50	37,29	34,56	41,93	38,34	45,80
17	19,40	27,63	27,01	37,45	32,06	41,99	37,23	44,54
18	22,01	28,69	27,64	35,53	32,40	40,32	37,17	44,27
19	19,90	28,33	27,13	35,58	30,98	40,03	35,56	41,87
20	18,97	26,71	25,11	34,06	29,87	39,40	32,60	41,73
21	19,60	28,38	25,56	36,62	31,06	41,68	35,96	45,6
22	17,75	28,46	24,35	35,10	27,82	38,64	29,23	40,19

Apêndice M - Tabela de apresentação dos valores individuais para as dimensões anteroposteriores dos arcos superior e inferior estágio pós-alinhamento (T1).

Paciente	S-Esq comprimento T1	S-Dir comprimento T1	S comprimento calculado T1	I-Esq comprimento T1	I-Dir comprimento T1	I comprimento calculado T1
1	36,82	36,97	43,57	31,74	31,33	37,65
2	36,66	36,47	42,99	32,89	32,18	38,74
3	37,93	38,38	44,77	33,56	33,44	39,33
4	39,57	40,87	48,20	34,95	35,57	42,74
5	39,66	38,84	46,54	35,24	34,92	41,78
6	38,88	38,99	45,38	32,26	32,46	38,57
7	38,66	37,77	44,75	33,61	33,29	39,45
8	36,48	35,94	42,02	30,55	30,50	35,84
9	37,60	37,22	44,17	32,91	31,55	38,93
10	34,76	35,00	41,61	31,04	30,26	37,07
11	40,83	39,37	46,41	33,94	33,46	40,23
12	34,14	35,20	41,22	30,51	30,81	36,48
13	36,53	36,06	41,88	29,80	30,52	35,30
14	36,76	36,33	42,58	33,49	33,51	39,67
15	38,41	38,70	44,70	33,90	33,75	39,81
16	37,45	36,38	43,40	33,32	32,80	39,33
17	37,06	36,96	43,24	32,53	31,65	38,19
18	36,60	36,96	43,04	32,57	31,27	38,06
19	35,21	35,38	41,20	31,87	31,34	36,91
20	35,03	34,90	40,81	30,08	29,30	34,87
21	40,01	39,35	46,07	33,64	33,50	39,10
22	37,16	37,54	42,34	32,76	32,31	37,09

Apêndice N - Tabela de apresentação dos valores individuais para as alterações nas dimensões transversais do arco superior durante a fase de alinhamento (T1-T0).

Paciente	S3-3 (JCE-L) T1-T0	S3-3 (cúspide) T1-T0	S4-4 (JCE-L) T1-T0	S4-4 (cúspide) T1-T0	S5-5 (JCE-L) T1-T0	S5-5 (cúspide) T1-T0	S6-6 (JCE-L) T1-T0	S6-6 (cúspide) T1-T0
1	1,29	1,48	1,7	3,86	0,47	2,12	0,18	0,99
2	-0,37	-0,76	1,5	1,56	0,97	-0,18	0,84	1,79
3	0,89	0,93	1,3	4,13	-0,97	2,37	-0,05	2,53
4	0,01	-0,86	-0,6	2,72	0,58	1,59	1,56	1,01
5	1,93	3,29	2,6	4,99	1,61	3,60	1,99	3,33
6	2,16	4,12	2,3	5,51	2,04	3,85	-0,96	0,21
7	3,75	4,32	2,6	5,23	2,45	5,37	1,91	4,24
8	-0,62	-1,34	0,5	3,17	0,85	3,53	0,10	1,73
9	-0,28	-0,01	2,5	4,89	2,43	5,75	-0,94	0,46
10	2,80	1,30	4,2	6,33	2,96	5,24	0,89	3,22
11	-0,62	-1,78	2,1	4,88	2,22	5,88	-0,07	3,14
12	1,50	1,72	1,1	1,98	-0,14	0,91	0,89	0,92
13	0,68	1,27	0,6	4,20	-0,02	3,55	0,47	1,58
14	-1,00	-1,24	0,7	1,75	-0,51	0,76	-0,72	0,63
15	1,26	2,48	1,8	5,78	1,71	4,60	1,46	5,24
16	1,82	2,81	3,5	7,42	1,62	4,17	-0,77	-0,12
17	-0,73	-2,34	1,2	2,54	-0,85	-0,20	1,56	3,10
18	4,09	6,09	0,9	4,62	-0,59	3,06	-1,34	0,59
19	0,90	4,08	1,6	3,95	0,35	1,46	1,73	4,50
20	2,44	1,20	1,5	5,65	0,74	4,59	1,52	4,21
21	1,70	6,40	3,5	6,13	1,89	4,26	0,81	0,91
22	2,84	2,20	0,6	2,82	4,47	12,93	1,37	5,89

Apêndice O - Tabela de apresentação dos valores individuais para as alterações nas dimensões transversais do arco inferior durante a fase de alinhamento (T1-T0).

Paciente	I3-3 (JCE-L) T1-T0	I3-3 (cúspide) T1-T0	I4-4 (JCE-L) T1-T0	I4-4 (cúspide) T1-T0	I5-5 (JCE-L) T1-T0	I5-5 (cúspide) T1-T0	I6-6 (JCE-L) T1-T0	I6-6 (cúspide) T1-T0
1	2,28	1,40	2,38	4,37	1,24	1,77	0,62	1,92
2	2,50	1,65	0,50	2,89	1,65	1,86	1,59	1,34
3	2,93	0,31	2,50	3,14	0,93	2,62	1,31	2,60
4	2,44	3,39	1,82	3,06	1,51	3,19	0,80	2,11
5	3,78	4,62	1,28	2,46	2,76	3,87	2,30	4,57
6	3,43	3,20	3,85	6,82	3,49	6,01	2,51	2,26
7	2,24	1,44	2,37	3,03	2,68	5,63	2,65	4,87
8	3,38	0,97	2,45	4,09	1,35	2,88	0,18	0,97
9	5,41	4,07	1,82	4,40	0,60	1,92	1,33	0,91
10	6,48	4,24	3,92	4,86	3,58	5,88	1,61	3,06
11	0,91	0,03	1,97	4,37	1,74	1,17	0,84	0,56
12	3,51	2,17	2,63	3,93	1,75	3,76	0,61	1,61
13	3,13	3,57	1,63	3,72	2,12	4,52	1,31	2,43
14	1,66	0,56	3,26	4,81	2,56	4,07	1,69	1,63
15	1,45	0,96	0,44	0,92	-1,92	-0,06	-1,06	3,75
16	-0,15	-1,31	0,94	1,16	0,31	1,48	0,76	0,65
17	1,36	1,51	0,59	4,68	0,03	1,16	0,69	2,75
18	6,04	5,30	2,60	4,67	1,13	4,05	-1,22	0,08
19	2,95	2,83	1,58	3,43	2,24	3,33	0,06	-0,30
20	-0,55	-2,11	2,49	5,77	2,64	6,15	2,08	4,56
21	3,34	4,70	3,54	7,69	2,43	6,39	1,38	2,97
22	1,55	2,80	2,50	4,14	2,42	8,81	1,33	6,11

Apêndice P - Tabela de apresentação dos valores individuais para as alterações nas dimensões anteroposteriores dos arcos superior e inferior durante a fase de alinhamento (T1-T0).

Paciente	S-Esq comprimento T1-T0	S-Dir comprimento T1-T0	S comprimento calculado T1-T0	I-Esq comprimento T1-T0	I-Dir comprimento T1-T0	I comprimento calculado T1-T0
1	0,56	0,98	0,91	0,68	0,86	0,75
2	1,84	3,70	5,20	4,83	4,67	2,44
3	1,20	3,80	3,08	3,57	3,66	2,66
4	2,02	2,49	4,07	2,29	3,63	2,25
5	2,76	2,45	4,60	4,43	4,52	2,77
6	-0,46	0,51	2,41	1,44	2,76	0,38
7	1,03	0,88	4,22	2,27	4,09	1,74
8	0,44	0,99	0,39	0,59	0,93	0,86
9	4,95	2,24	2,56	0,24	1,46	3,25
10	6,38	2,61	2,46	2,03	2,63	4,54
11	4,85	2,69	2,92	1,09	1,75	3,77
12	-0,09	2,10	1,92	2,31	2,39	1,24
13	1,05	1,81	0,33	0,84	0,49	1,37
14	2,46	-0,60	2,65	4,65	4,22	0,61
15	3,07	1,86	0,86	0,63	0,81	2,85
16	3,51	3,32	1,56	3,27	2,65	2,94
17	0,07	2,57	3,45	2,09	-1,06	-1,84
18	1,05	0,83	2,68	1,54	2,25	1,14
19	2,33	1,98	1,84	1,89	1,79	2,49
20	1,94	3,70	1,34	1,94	2,08	3,01
21	3,09	1,56	3,71	3,72	4,19	2,30
22	2,40	3,70	1,95	3,89	3,72	4,01

Apêndice Q - Tabela de apresentação dos valores individuais para as espessuras do osso alveolar vestibular (dentes superiores) no estágio pré-tratamento (T0).

Paciente	Lado	S1 - 3/4 coron T0	S1 -1/4 apical T0	S5 - 3/4 coron T0	S5 -1/4 apical T0	S6M - 3/4 coron T0	S6M - 1/4 apical T0	S6D - 3/4 coron T0	S6D - 1/4 apical T0
1	D	8,83	7,77	15,29	10,98	9,65	15,68	9,81	13,86
2	D	#NULL!	#NULL!	4,42	#NULL!	6,65	3,88	12,27	7,01
3	D	6,67	3,92	15,92	6,63	9,82	6,49	9,20	5,21
4	D	9,90	5,55	22,89	13,56	21,39	24,12	19,27	13,07
5	D	10,37	5,37	20,38	6,41	5,71	#NULL!	13,36	1,33
6	D	6,08	3,96	15,81	5,76	7,71	14,53	15,83	10,51
7	D	6,80	5,66	9,53	3,79	13,43	8,13	12,48	4,68
8	D	6,30	4,29	27,10	8,19	18,76	11,17	26,93	20,50
9	D	12,09	8,66	39,94	21,39	17,39	22,73	18,02	24,38
10	D	9,16	5,45	14,50	6,31	3,66	#NULL!	15,61	6,95
11	D	9,70	6,08	13,81	1,24	8,34	3,28	8,25	4,93
12	D	10,57	4,55	19,10	4,22	8,48	6,28	17,52	12,63
13	D	7,99	6,48	13,09	7,07	5,18	7,07	11,13	6,26
14	D	7,27	4,85	24,67	19,58	20,90	18,47	19,10	9,15
15	D	7,04	3,02	16,68	6,67	10,79	7,10	13,51	6,35
16	D	6,02	2,44	13,79	3,77	7,65	3,27	19,29	9,95
17	D	5,77	5,18	17,65	8,53	15,86	6,28	18,92	6,89
18	D	5,97	1,46	24,97	13,47	8,16	6,19	10,02	5,11
19	D	9,53	11,26	#NULL!	#NULL!	9,71	4,84	13,45	5,38
20	D	4,13	1,41	13,36	4,28	8,53	#NULL!	12,27	3,63
21	D	12,05	9,76	23,27	6,31	13,48	11,65	18,69	9,42
22	D	4,56	2,81	36,49	9,87	12,94	6,95	13,75	6,23
1	E	9,74	8,34	12,83	7,07	2,08	3,12	6,26	2,58
2	E	#NULL!	#NULL!	5,03	#NULL!	2,92	#NULL!	14,67	8,22
3	E	8,01	4,77	9,07	4,23	9,23	4,73	12,91	5,67
4	E	10,79	7,14	32,23	16,74	21,84	17,92	28,23	18,80
5	E	10,98	7,98	23,26	5,27	8,50	2,10	17,75	3,91
6	E	5,56	2,51	20,67	5,11	4,70	4,73	19,93	14,07
7	E	8,66	4,89	8,79	#NULL!	13,10	9,38	10,72	5,06
8	E	12,49	13,66	26,28	7,19	27,16	10,15	34,62	19,74
9	E	11,89	6,37	23,06	13,18	11,39	12,23	16,50	11,59
10	E	10,80	6,48	23,38	7,70	9,48	3,35	18,95	9,09
11	E	7,87	3,74	12,98	0,83	4,29	#NULL!	5,75	1,58
12	E	10,01	2,51	21,39	7,33	4,27	#NULL!	15,79	6,73
13	E	8,18	5,47	18,36	15,20	10,36	12,95	10,23	8,94
14	E	4,83	3,78	23,66	17,20	15,25	12,11	18,40	9,81

>>>> Continua

Apêndice Q – Continuação.

Paciente	Lado	S1 - 3/4 coron T0	S1 -1/4 apical T0	S5 - 3/4 coron T0	S5 -1/4 apical T0	S6M - 3/4 coron T0	S6M - 1/4 apical T0	S6D - 3/4 coron T0	S6D - 1/4 apical T0
15	E	6,70	2,90	18,45	8,29	9,25	5,19	11,62	7,90
16	E	7,18	4,24	12,09	3,74	8,51	6,49	15,82	13,63
17	E	7,34	4,57	15,14	5,41	12,02	5,04	13,93	3,18
18	E	6,87	2,85	20,42	13,75	10,68	8,93	9,97	4,47
19	E	5,08	6,38	#NULL!	#NULL!	11,25	5,84	14,42	6,68
20	E	7,15	3,94	16,96	4,27	7,95	#NULL!	16,14	4,93
21	E	9,36	4,95	22,77	8,29	11,75	10,85	16,66	6,82
22	E	5,62	2,79	34,22	11,15	10,58	4,50	17,43	5,66

Apêndice R - Tabela de apresentação dos valores individuais para as espessuras do osso alveolar vestibular (dentes inferiores) no estágio pré-tratamento (T0).

Paciente	Lado	I5 - 3/4 coron T0	I5 -1/4 apical T0	I6M - 3/4 coron T0	I6M -1/4 apical T0	I6D - 3/4 coron T0	I6D -1/4 apical T0
1	D	19,60	15,14	15,40	13,48	24,30	18,46
2	D	#NULL!	#NULL!	#NULL!	#NULL!	9,87	6,95
3	D	19,21	12,59	18,38	17,10	24,59	19,95
4	D	17,74	15,63	23,88	18,90	43,08	28,08
5	D	19,33	12,70	11,67	10,71	19,05	16,16
6	D	15,22	11,20	10,90	10,24	23,06	18,73
7	D	11,66	8,81	11,44	11,49	17,40	12,42
8	D	14,87	13,36	24,96	16,24	38,67	28,38
9	D	24,44	17,99	18,61	13,16	39,13	24,68
10	D	12,91	5,78	#NULL!	#NULL!	14,09	7,31
11	D	7,08	4,70	3,35	3,45	7,18	6,68
12	D	19,79	16,63	14,25	13,89	25,66	20,84
13	D	17,84	13,17	16,93	16,82	22,03	18,57
14	D	18,71	11,91	14,74	9,36	39,90	17,87
15	D	9,74	7,48	5,70	4,12	18,69	12,03
16	D	9,85	11,53	15,97	18,52	28,42	24,22
17	D	20,75	15,37	5,66	8,25	19,30	15,51
18	D	16,88	15,94	22,18	16,76	42,30	27,29
19	D	#NULL!	#NULL!	4,84	3,98	15,22	11,65

>>>> Continua

Apêndice Q – Continuação.

Paciente	Lado	I5 - 3/4 coron T0	I5 -1/4 apical T0	I6M - 3/4 coron T0	I6M -1/4 apical T0	I6D - 3/4 coron T0	I6D -1/4 apical T0
20	D	10,69	7,75	7,97	7,79	15,93	10,73
21	D	21,16	13,71	15,83	16,08	26,75	22,89
22	D	12,28	5,69	16,67	9,60	27,51	17,73
1	E	18,45	15,75	11,31	11,67	21,16	18,16
2	E	3,77	4,15	#NULL!	4,11	14,46	11,98
3	E	17,60	14,80	18,91	19,19	34,76	26,50
4	E	16,34	15,26	23,44	19,37	44,69	28,73
5	E	20,80	9,74	11,83	10,23	20,96	16,45
6	E	12,52	10,24	12,39	14,66	23,31	17,79
7	E	9,36	8,41	7,97	8,62	15,30	14,01
8	E	12,41	10,51	16,02	9,55	19,49	19,84
9	E	28,07	21,97	22,93	15,74	34,33	20,93
10	E	6,27	3,09	#NULL!	2,26	12,83	6,93
11	E	5,44	6,68	5,65	6,37	2,11	1,72
12	E	20,37	18,67	13,77	12,35	18,35	17,30
13	E	12,60	13,23	22,86	20,67	26,58	20,81
14	E	18,40	13,01	21,60	12,35	32,53	18,29
15	E	10,69	8,83	7,92	6,53	21,48	12,60
16	E	14,41	14,92	23,10	22,18	30,92	21,88
17	E	15,64	14,29	12,47	11,51	17,67	16,81
18	E	13,66	9,59	14,93	13,66	28,71	22,02
19	E	#NULL!	#NULL!	10,27	10,72	16,11	12,19
20	E	14,37	7,92	11,44	7,90	18,91	11,37
21	E	19,12	15,73	20,12	18,31	25,94	21,89
22	E	11,14	7,06	12,26	7,51	22,33	13,59

Apêndice R – Tabela de apresentação dos valores individuais para as espessuras do osso alveolar vestibular (dentes superiores) no estágio pós-alinhamento (T1).

Paciente	Lado	S1 - 3/4 coron T1	S1 -1/4 apical T1	S5 - 3/4 coron T1	S5 -1/4 apical T1	S6M - 3/4 coron T1	S6M - 1/4 apical T1	S6D - 3/4 coron T1	S6D - 1/4 apical T1
1	D	8,75	7,56	27,42	18,90	6,15	17,35	12,35	18,99
2	D	#NULL	#NULL	4,81	#NULL	5,32	4,19	14,20	5,31
3	D	5,58	4,38	24,80	10,70	7,35	5,71	17,52	10,55
4	D	9,52	5,98	29,71	16,89	12,49	14,49	18,80	12,90
5	D	6,08	3,65	24,11	9,11	5,55	#NULL	19,46	3,23
6	D	7,24	6,19	23,05	10,54	2,33	7,13	17,60	9,12
7	D	4,20	4,58	7,52	6,29	5,83	6,48	13,31	7,05
8	D	5,80	3,14	25,34	8,14	11,89	6,69	27,16	18,51
9	D	11,09	11,01	21,87	24,01	16,21	25,40	23,24	25,30
10	D	10,60	8,67	13,37	6,60	2,89	#NULL	18,88	7,31
11	D	5,88	7,12	9,53	2,83	#NULL	2,53	8,83	7,01
12	D	10,56	5,67	20,82	6,51	7,55	6,40	18,85	15,12
13	D	6,68	4,39	16,34	9,33	#NULL	8,01	12,55	7,74
14	D	6,62	4,72	23,03	13,82	13,56	13,06	15,05	7,04
15	D	6,48	3,78	17,06	9,04	#NULL	4,73	16,21	8,18
16	D	5,69	3,23	7,66	#NULL	12,33	5,48	22,10	10,35
17	D	6,38	5,17	17,62	5,86	10,62	5,31	15,39	4,93
18	D	5,06	3,99	26,30	17,70	7,51	6,37	13,22	6,55
19	D	5,83	4,58	#NULL	#NULL	4,43	3,76	12,20	5,39
20	D	3,77	1,43	12,29	4,60	#NULL	#NULL	14,09	4,71
21	D	6,19	5,11	23,86	8,17	13,05	9,09	19,99	9,80
22	D	4,58	2,65	22,02	9,10	#NULL	5,00	17,07	6,20
1	E	9,17	8,09	13,19	8,61	#NULL	5,80	8,89	3,98
2	E	#NULL	#NULL	4,68	#NULL	2,75	#NULL	12,56	6,33
3	E	6,95	5,40	17,53	6,55	6,99	3,60	18,08	9,66
4	E	7,59	6,18	33,52	17,26	12,74	10,78	17,70	10,43
5	E	7,37	4,69	22,59	5,01	9,45	4,65	18,85	5,45
6	E	4,78	4,38	19,48	9,10	#NULL	3,66	17,42	12,95
7	E	4,97	4,04	14,52	4,99	#NULL	2,46	5,85	2,46
8	E	9,25	8,30	42,12	14,25	17,87	9,85	29,66	18,77
9	E	11,14	12,48	12,80	13,31	8,15	11,88	16,37	12,25
10	E	12,84	10,24	22,19	8,17	12,97	5,30	21,46	9,99
11	E	4,75	4,65	11,08	#NULL	2,09	#NULL	5,40	2,20
12	E	7,94	4,19	19,51	7,64	6,01	#NULL	16,38	6,55
13	E	8,66	6,56	25,91	20,65	7,14	12,35	9,22	7,51
14	E	5,66	3,47	24,35	20,34	15,42	12,81	17,95	11,09
15	E	7,01	4,14	17,61	9,31	#NULL	3,84	14,14	10,37
16	E	5,93	3,44	12,26	5,34	9,63	7,90	20,41	15,01

>>>> Continua

Apêndice R – Continuação.

Paciente	Lado	S1 - 3/4 coron T1	S1 -1/4 apical T1	S5 - 3/4 coron T1	S5 -1/4 apical T1	S6M - 3/4 coron T1	S6M - 1/4 apical T1	S6D - 3/4 coron T1	S6D - 1/4 apical T1
17	E	4,88	5,58	11,99	5,47	8,17	4,10	10,83	2,88
18	E	7,87	5,89	22,67	17,28	6,95	6,64	13,25	6,04
19	E	3,37	1,44	#NULL	#NULL	#NULL	7,50	13,65	9,20
20	E	6,66	4,01	20,18	7,65	5,79	#NULL	14,40	6,66
21	E	7,42	3,77	25,06	7,56	3,58	7,11	14,19	5,46
22	E	4,91	3,15	29,73	13,58	#NULL	2,61	17,32	4,51

Apêndice S – Tabela de apresentação dos valores individuais para as espessuras do osso alveolar vestibular (dentes inferiores) no estágio pós-alinhamento (T1).

Paciente	Lado	I5 - 3/4 coron T1	I5 -1/4 apical T1	I6M - 3/4 coron T1	I6M -1/4 apical T1	I6D - 3/4 coron T1	I6D -1/4 apical T1
1	D	19,73	19,22	16,31	16,08	26,27	20,60
2	D	#NULL!	2,92	#NULL!	#NULL!	3,45	5,86
3	D	13,95	12,20	15,01	19,04	22,99	23,61
4	D	13,29	12,12	23,75	17,18	34,49	24,56
5	D	17,04	14,21	6,45	11,57	19,26	16,78
6	D	17,51	16,79	4,71	8,84	15,67	17,36
7	D	5,23	9,16	10,42	13,02	17,27	16,17
8	D	15,10	16,08	20,41	19,24	28,51	27,66
9	D	23,47	20,55	17,40	13,51	35,59	25,28
10	D	10,07	11,72	#NULL!	#NULL!	6,99	6,93
11	D	2,75	5,42	#NULL!	2,78	6,40	8,59
12	D	25,31	24,28	14,03	15,81	26,67	23,81
13	D	23,38	18,89	16,14	16,30	18,91	16,89
14	D	15,24	12,88	13,13	11,10	32,75	19,93
15	D	10,53	8,52	7,18	7,17	22,92	14,19
16	D	11,94	13,23	14,45	17,64	24,74	21,60
17	D	11,79	14,34	5,77	9,86	5,77	9,86
18	D	17,99	19,34	20,11	17,90	42,16	29,77
19	D	#NULL!	#NULL!	5,33	4,76	18,26	14,11
20	D	8,25	9,95	3,71	6,74	10,62	12,47
21	D	14,90	10,09	11,09	15,19	22,01	21,95
22	D	17,04	13,18	20,10	14,87	37,40	25,80

>>>> Continua

Apêndice S – Continuação.

Paciente	Lado	I5 - 3/4 coron T1	I5 -1/4 apical T1	I6M - 3/4 coron T1	I6M -1/4 apical T1	I6D - 3/4 coron T1	I6D -1/4 apical T1
1	E	10,21	13,50	14,87	15,37	27,29	23,20
2	E	7,92	9,27	#NULL!	2,55	7,56	7,29
3	E	20,62	16,15	22,02	21,19	33,79	28,32
4	E	15,47	15,49	23,88	19,43	41,94	27,98
5	E	20,63	12,25	6,60	9,49	14,43	16,48
6	E	12,53	13,80	5,50	12,18	15,49	16,80
7	E	9,91	10,79	5,18	9,20	12,94	15,15
8	E	13,27	12,85	13,83	8,06	20,70	20,46
9	E	23,56	22,25	22,55	14,73	35,36	22,31
10	E	9,57	7,72	#NULL!	4,07	10,07	11,72
11	E	4,05	6,43	#NULL!	7,49	#NULL!	4,94
12	E	21,71	25,06	8,40	13,98	17,72	21,77
13	E	24,33	25,61	5,85	11,25	21,47	22,86
14	E	23,83	18,14	25,22	16,24	34,19	19,81
15	E	7,87	8,11	7,98	7,08	25,09	14,67
16	E	8,60	11,04	17,95	21,97	36,27	25,96
17	E	11,57	13,63	7,54	10,62	15,08	18,01
18	E	16,78	13,35	12,77	11,51	28,08	22,56
19	E	#NULL!	#NULL!	8,31	9,25	17,18	11,85
20	E	14,77	14,83	5,41	7,17	7,73	9,94
21	E	29,38	31,37	12,11	12,26	18,01	18,21
22	E	11,00	10,40	12,41	10,64	24,49	19,51

Apêndice T – Tabela de apresentação dos valores individuais para as alterações das espessuras do osso alveolar vestibular (dentes superiores) durante a fase de alinhamento (T1-T0).

Paciente	Lado	S1 - 3/4 coron T1-T0	S1 -1/4 apical T1-T0	S5 - 3/4 coron T1-T0	S5 -1/4 apical T1-T0	S6M - 3/4 coron T1-T0	S6M - 1/4 apical T1-T0	S6D - 3/4 coron T1-T0	S6D - 1/4 apical T1-T0
1	D	-0,076	-0,211	12,129	7,925	-3,506	1,67	2,546	5,134
2	D	#NULL!	#NULL!	0,389	#NULL!	-1,326	0,307	1,931	-1,702
3	D	-1,091	0,465	8,878	4,07	-2,464	-0,786	8,316	5,338
4	D	-0,375	0,437	6,819	3,329	-8,901	-9,627	-0,475	-0,175
5	D	-4,284	-1,711	3,729	2,704	-0,164	#NULL!	6,097	1,897
6	D	1,16	2,235	7,237	4,78	-5,384	-7,401	1,763	-1,391
7	D	-2,604	-1,079	-2,008	2,497	-7,599	-1,647	0,831	2,374
8	D	-0,5	-1,146	-1,757	-0,055	-6,869	-4,481	0,234	-1,99

>>>> Continua

Apêndice T – Continuação.

Paciente	Lado	S1 - 3/4 coron T1-T0	S1 -1/4 apical T1-T0	S5 - 3/4 coron T1-T0	S5 -1/4 apical T1-T0	S6M - 3/4 coron T1-T0	S6M - 1/4 apical T1-T0	S6D - 3/4 coron T1-T0	S6D - 1/4 apical T1-T0
9	D	-0,995	2,347	-18,068	2,62	-1,174	2,666	5,227	0,922
10	D	1,437	3,22	-1,134	0,281	-0,776	#NULL!	3,274	0,36
11	D	-3,821	1,036	-4,28	1,594	#NULL!	-0,749	0,583	2,085
12	D	-0,013	1,123	1,719	2,29	-0,932	0,119	1,326	2,491
13	D	-1,31	-2,089	3,246	2,267	#NULL!	0,934	1,419	1,485
14	D	-0,654	-0,134	-1,643	-5,753	-7,337	-5,412	-4,055	-2,104
15	D	-0,555	0,755	0,379	2,369	#NULL!	-2,377	2,705	1,826
16	D	-0,332	0,793	-6,13	#NULL!	4,679	2,213	2,806	0,408
17	D	0,604	-0,012	-0,035	-2,669	-5,238	-0,964	-3,526	-1,967
18	D	-0,917	2,527	1,335	4,233	-0,647	0,185	3,193	1,444
19	D	-3,692	-6,685	#NULL!	#NULL!	-5,277	-1,085	-1,252	0,01
20	D	-0,358	0,024	-1,069	0,327	#NULL!	#NULL!	1,817	1,077
21	D	-5,86	-4,654	0,582	1,868	-0,436	-2,561	1,301	0,379
22	D	0,024	-0,151	-14,468	-0,767	#NULL!	-1,947	3,317	-0,034
1	E	-0,568	-0,256	0,359	1,54	#NULL!	2,682	2,633	1,398
2	E	#NULL!	#NULL!	-0,351	#NULL!	-0,173	#NULL!	-2,116	-1,892
3	E	-1,059	0,639	8,464	2,317	-2,239	-1,134	5,177	3,995
4	E	-3,198	-0,957	1,285	0,528	-9,099	-7,141	-10,533	-8,371
5	E	-3,617	-3,289	-0,669	-0,257	0,948	2,549	1,095	1,546
6	E	-0,777	1,864	-1,191	3,995	#NULL!	-1,068	-2,505	-1,119
7	E	-3,695	-0,85	5,724	#NULL!	#NULL!	-6,927	-4,869	-2,608
8	E	-3,235	-5,362	15,842	7,061	-9,285	-0,305	-4,965	-0,974
9	E	-0,749	6,109	-10,268	0,128	-3,238	-0,354	-0,128	0,659
10	E	2,045	3,766	-1,191	0,471	3,485	1,941	2,504	0,9
11	E	-3,126	0,912	-1,896	#NULL!	-2,196	#NULL!	-0,349	0,617
12	E	-2,075	1,684	-1,88	0,312	1,742	#NULL!	0,586	-0,179
13	E	0,485	1,089	7,557	5,455	-3,223	-0,6	-1,004	-1,439
14	E	0,83	-0,308	0,687	3,138	0,171	0,697	-0,45	1,285
15	E	0,313	1,242	-0,845	1,014	#NULL!	-1,352	2,512	2,465
16	E	-1,256	-0,797	0,164	1,597	1,116	1,415	4,589	1,385
17	E	-2,458	1,003	-3,151	0,057	-3,856	-0,942	-3,105	-0,303
18	E	0,996	3,043	2,249	3,533	-3,73	-2,282	3,279	1,566
19	E	-1,711	-4,941	#NULL!	#NULL!	#NULL!	1,654	-0,773	2,518
20	E	-0,49	0,073	3,224	3,381	-2,159	#NULL!	-1,735	1,727
21	E	-1,937	-1,188	2,287	-0,724	-8,166	-3,743	-2,47	-1,365
22	E	-0,703	0,367	-4,485	2,426	#NULL!	-1,889	-0,111	-1,152

Apêndice U – Tabela de apresentação dos valores individuais para as alterações das espessuras do osso alveolar vestibular (dentes inferiores) durante a fase de alinhamento (T1-T0).

Paciente	Lado	I5 - 3/4 coron T1-T0	I5 -1/4 apical T1-T0	I6M - 3/4 coron T1-T0	I6M -1/4 apical T1-T0	I6D - 3/4 coron T1-T0	I6D -1/4 apical T1-T0
1	D	0,125	4,084	0,911	2,599	1,973	2,149
2	D	#NULL!	#NULL!	#NULL!	#NULL!	-6,421	-1,081
3	D	-5,255	-0,386	-3,364	1,939	-1,598	3,662
4	D	-4,451	-3,512	-0,139	-1,717	-8,587	-3,527
5	D	-2,293	1,507	-5,218	0,862	0,206	0,616
6	D	2,292	5,586	-6,19	-1,408	-7,389	-1,37
7	D	-6,427	0,352	-1,025	1,531	-0,128	3,749
8	D	0,228	2,722	-4,556	3,001	-10,162	-0,725
9	D	-0,965	2,56	-1,211	0,347	-3,538	0,606
10	D	-2,847	5,934	#NULL!	#NULL!	-7,098	-0,379
11	D	-4,335	0,717	#NULL!	-0,668	-0,779	1,908
12	D	5,519	7,653	-0,219	1,914	1,015	2,963
13	D	5,541	5,718	-0,793	-0,523	-3,123	-1,68
14	D	-3,466	0,971	-1,608	1,736	-7,146	2,061
15	D	0,799	1,041	1,488	3,059	4,229	2,158
16	D	2,082	1,701	-1,519	-0,878	-3,679	-2,617
17	D	-8,957	-1,027	0,111	1,609	-13,524	-5,645
18	D	1,111	3,396	-2,075	1,141	-0,137	2,48
19	D	#NULL!	#NULL!	0,487	0,778	3,037	2,456
20	D	-2,439	2,196	-4,262	-1,054	-5,309	1,736
21	D	-6,259	-3,618	-4,732	-0,89	-4,737	-0,933
22	D	4,758	7,488	3,434	5,265	9,896	8,076
1	E	-8,238	-2,253	3,565	3,695	6,136	5,039
2	E	4,149	5,117	#NULL!	-1,558	-6,9	-4,681
3	E	3,019	1,346	3,114	2	-0,965	1,822
4	E	-0,867	0,227	0,443	0,057	-2,752	-0,753
5	E	-0,173	2,514	-5,228	-0,737	-6,525	0,034
6	E	0,004	3,565	-6,885	-2,485	-7,819	-0,997
7	E	0,552	2,376	-2,792	0,581	-2,359	1,14
8	E	0,859	2,341	-2,196	-1,491	1,209	0,619
9	E	-4,509	0,276	-0,386	-1,008	1,025	1,381
10	E	3,301	4,626	#NULL!	1,813	-2,758	4,783
11	E	-1,391	-0,25	#NULL!	1,119	#NULL!	3,22
12	E	1,334	6,388	-5,377	1,633	-0,63	4,474
13	E	11,733	12,379	-17,016	-9,426	-5,109	2,053
14	E	5,435	5,128	3,619	3,884	1,654	1,52
15	E	-2,817	-0,714	0,059	0,553	3,615	2,068
16	E	-5,816	-3,882	-5,152	-0,206	5,347	4,074

>>>> Continua

Apêndice U – Continuação.

Paciente	Lado	I5 - 3/4 coron T1-T0	I5 -1/4 apical T1-T0	I6M - 3/4 coron T1-T0	I6M -1/4 apical T1-T0	I6D - 3/4 coron T1-T0	I6D -1/4 apical T1-T0
17	E	-4,066	-0,654	-4,935	-0,882	-2,591	1,199
18	E	3,122	3,755	-2,169	-2,149	-0,638	0,538
19	E	#NULL!	#NULL!	-1,955	-1,471	1,076	-0,339
20	E	0,4	6,913	-6,035	-0,736	-11,182	-1,43
21	E	10,261	15,64	-8,008	-6,053	-7,931	-3,68
22	E	-0,134	3,339	0,146	3,136	2,158	5,923

Apêndice V – Tabela de apresentação dos valores individuais para as alterações das espessuras do osso alveolar vestibular (dentes superiores) em percentual (%) durante a fase de alinhamento (T1-T0).

Paciente	Lado	%S1 - 3/4 coron T1-T0	%S1 - 1/4 apical T1-T0	%S5 - 3/4 coron T1-T0	%S5 - 1/4 apical T1-T0	%S6M - 3/4 coron T1-T0	%S6M - 1/4 apical T1-T0	%S6D - 3/4 coron T1-T0	%S6D - 1/4 apical T1-T0
1	D	-0,86	-2,72	79,32	72,19	-36,33	10,65	25,96	37,06
2	D	#NULL!	#NULL!	8,80	#NULL!	-19,94	7,91	15,73	-24,28
3	D	-16,36	11,87	55,77	61,38	-25,10	-12,11	90,38	102,42
4	D	-3,79	7,88	29,79	24,56	-41,61	-39,92	-2,46	-1,34
5	D	-41,32	-31,89	18,29	42,21	-2,87	#NULL!	45,63	142,42
6	D	19,07	56,45	45,77	82,97	-69,82	-50,95	11,13	-13,23
7	D	-38,28	-19,07	-21,08	65,81	-56,58	-20,26	6,66	50,76
8	D	-7,93	-26,73	-6,48	-0,67	-36,61	-40,10	0,87	-9,71
9	D	-8,23	27,10	-45,24	12,25	-6,75	11,73	29,01	3,78
10	D	15,69	59,10	-7,82	4,45	-21,19	#NULL!	20,98	5,18
11	D	-39,40	17,03	-30,98	128,96	#NULL!	-22,86	7,07	42,33
12	D	-0,12	24,70	9,00	54,27	-10,99	1,89	7,57	19,72
13	D	-16,40	-32,23	24,80	32,08	#NULL!	13,21	12,75	23,74
14	D	-8,99	-2,76	-6,66	-29,39	-35,11	-29,30	-21,23	-23,00
15	D	-7,89	24,97	2,27	35,52	#NULL!	-33,46	20,03	28,75
16	D	-5,52	32,57	-44,44	#NULL!	61,20	67,70	14,54	4,10
17	D	10,47	-0,23	-0,20	-31,31	-33,04	-15,36	-18,64	-28,53
18	D	-15,35	172,61	5,35	31,43	-7,93	2,99	31,86	28,28
19	D	-38,76	-59,35	#NULL!	#NULL!	-54,35	-22,40	-9,31	0,19
20	D	-8,67	1,70	-8,00	7,65	#NULL!	#NULL!	14,80	29,67
21	D	-48,62	-47,67	2,50	29,62	-3,23	-21,98	6,96	4,03
22	D	0,53	-5,38	-39,65	-7,77	#NULL!	-28,03	24,12	-0,55

>>>> Continua

Apêndice V – Continuação.

Pacien te	La do	% S1 - 3/4 coron T1-T0	% S1 -1/4 apical T1-T0	% S5 - 3/4 coron T1-T0	% S5 -1/4 apical T1-T0	% S6M - 3/4 coron T1-T0	% S6M -1/4 apical T1-T0	% S6D - 3/4 coron T1-T0	% S6D -1/4 apical T1-T0
1	E	-5,83	-3,07	2,80	21,80	#NULL!	86,10	42,08	54,10
2	E	#NULL!	#NULL!	-6,98	#NULL!	-5,92	#NULL!	-14,42	-23,03
3	E	-13,22	13,41	93,37	54,72	-24,25	-23,98	40,11	70,47
4	E	-29,64	-13,41	3,99	3,16	-41,67	-39,84	-37,31	-44,53
5	E	-32,94	-41,23	-2,88	-4,88	11,15	121,55	6,17	39,56
6	E	-13,98	74,23	-5,76	78,20	#NULL!	-22,60	-12,57	-7,95
7	E	-42,66	-17,37	65,10	#NULL!	#NULL!	-73,83	-45,41	-51,50
8	E	-25,90	-39,25	60,29	98,25	-34,19	-3,00	-14,34	-4,93
9	E	-6,30	95,90	-44,52	0,97	-28,43	-2,89	-0,78	5,68
10	E	18,94	58,14	-5,09	6,12	36,76	57,87	13,21	9,90
11	E	-39,72	24,37	-14,61	#NULL!	-51,24	#NULL!	-6,07	39,10
12	E	-20,72	67,12	-8,79	4,26	40,82	#NULL!	3,71	-2,66
13	E	5,93	19,92	41,17	35,90	-31,11	-4,63	-9,82	-16,09
14	E	17,17	-8,15	2,90	18,25	1,12	5,75	-2,45	13,10
15	E	4,68	42,90	-4,58	12,23	#NULL!	-26,05	21,61	31,19
16	E	-17,49	-18,80	1,36	42,72	13,11	21,82	29,00	10,16
17	E	-33,50	21,94	-20,81	1,05	-32,08	-18,68	-22,29	-9,52
18	E	14,50	106,88	11,01	25,70	-34,92	-25,57	32,89	35,00
19	E	-33,68	-77,40	#NULL!	#NULL!	#NULL!	28,32	-5,36	37,70
20	E	-6,85	1,85	19,01	79,12	-27,17	#NULL!	-10,75	35,01
21	E	-20,70	-23,99	10,04	-8,74	-69,50	-34,49	-14,83	-20,01
22	E	-12,52	13,18	-13,11	21,75	#NULL!	-41,97	-0,64	-20,35

Apêndice W – Tabela de apresentação dos valores individuais para as alterações das espessuras do osso alveolar vestibular (dentes inferiores) em percentual (%) durante a fase de alinhamento (T1-T0).

Pacien te	La do	%I5 - 3/4 coron T1-T0	%I5 -1/4 apical T1-T0	%I6M - 3/4 coron T1-T0	%I6M -1/4 apical T1-T0	%I6D - 3/4 coron T1-T0	%I6D -1/4 apical T1-T0
1	D	0,64	26,97	5,91	19,28	8,12	11,64
2	D	#NULL!	#NULL!	#NULL!	#NULL!	-65,07	-15,57
3	D	-27,36	-3,07	-18,31	11,34	-6,50	18,35
4	D	-25,09	-22,47	-0,58	-9,08	-19,93	-12,56
5	D	-11,86	11,86	-44,71	8,05	1,08	3,81
6	D	15,06	49,87	-56,82	-13,74	-32,05	-7,32
7	D	-55,13	4,00	-8,96	13,32	-0,74	30,18
8	D	1,53	20,38	-18,25	18,48	-26,28	-2,55

>>>> Continua

Apêndice V – Continuação.

Pacien te	La do	%I5 - 3/4 coron T1-T0	%I5 -1/4 apical T1-T0	%I6M - 3/4 coron T1-T0	%I6M -1/4 apical T1-T0	%I6D - 3/4 coron T1-T0	%I6D -1/4 apical T1-T0
9	D	-3,95	14,23	-6,51	2,64	-9,04	2,46
10	D	-22,05	102,61	#NULL!	#NULL!	-50,38	-5,18
11	D	-61,21	15,26	#NULL!	-19,39	-10,86	28,56
12	D	27,89	46,02	-1,54	13,78	3,96	14,22
13	D	31,07	43,41	-4,68	-3,11	-14,17	-9,05
14	D	-18,53	8,15	-10,91	18,54	-17,91	11,53
15	D	8,21	13,92	26,12	74,34	22,63	17,94
16	D	21,13	14,75	-9,51	-4,74	-12,95	-10,81
17	D	-43,17	-6,68	1,96	19,50	-70,09	-36,40
18	D	6,58	21,30	-9,36	6,81	-0,32	9,09
19	D	#NULL!	#NULL!	10,06	19,53	19,95	21,08
20	D	-22,83	28,33	-53,47	-13,53	-33,33	16,18
21	D	-29,58	-26,40	-29,90	-5,54	-17,71	-4,08
22	D	38,76	131,51	20,60	54,83	35,98	45,56
1	E	-44,65	-14,30	31,53	31,65	29,00	27,74
2	E	110,11	123,33	#NULL!	-37,91	-47,71	-39,09
3	E	17,15	9,09	16,47	10,42	-2,78	6,88
4	E	-5,31	1,49	1,89	0,29	-6,16	-2,62
5	E	-0,83	25,82	-44,20	-7,21	-31,13	0,21
6	E	0,03	34,83	-55,59	-16,95	-33,54	-5,60
7	E	5,90	28,24	-35,02	6,74	-15,42	8,14
8	E	6,92	22,28	-13,70	-15,61	6,20	3,12
9	E	-16,07	1,26	-1,68	-6,40	2,99	6,60
10	E	52,65	149,71	#NULL!	80,22	-21,50	68,98
11	E	-25,57	-3,74	#NULL!	17,56	#NULL!	187,54
12	E	6,55	34,22	-39,04	13,22	-3,43	25,86
13	E	93,14	93,59	-74,43	-45,60	-19,22	9,87
14	E	29,54	39,42	16,76	31,44	5,08	8,31
15	E	-26,36	-8,09	0,74	8,47	16,83	16,42
16	E	-40,36	-26,02	-22,31	-0,93	17,29	18,62
17	E	-26,01	-4,58	-39,57	-7,67	-14,67	7,13
18	E	22,86	39,16	-14,52	-15,74	-2,22	2,44
19	E	#NULL!	#NULL!	-19,05	-13,72	6,68	-2,78
20	E	2,78	87,34	-52,74	-9,31	-59,14	-12,58
21	E	53,67	99,40	-39,81	-33,06	-30,57	-16,81
22	E	-1,20	47,32	1,19	41,78	9,66	43,58

ANEXOS

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Bauru

Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 – Bauru-SP – CEP 17012-901 – C.P. 73
PABX (0XX14)3235-8000 – FAX (0XX14)3223-4679

Comitê de Ética em Pesquisa (14)3235-8356
mferrari@fob.usp.br

Processo nº 136/2010

Bauru, 11 de março de 2011.

Senhor Professor,

Informamos que após o envio da documentação solicitada referente ao projeto de pesquisa encaminhado a este Comitê de Ética em Pesquisa **Avaliação dos efeitos do Sistema Damon no suporte ósseo dentário por meio da tomografia computadorizada de feixe cônico**, de autoria de Juliana Fernandes Moraes, sob sua orientação, foi novamente analisado e considerado **APROVADO** por este Colegiado, em reunião realizada no dia **23 de fevereiro de 2011**.

Solicitamos que ao término do trabalho, seja enviado a este Comitê um relatório final para novo parecer, o qual será utilizado para publicação científica.

Atenciosamente,

Profª Drª Flávio Augusto Cardoso de Faria
Coordenador

Prof. Dr. Marcos Roberto de Freitas

Docente do Departamento de Odontopediatria, Ortodontia e Saúde Coletiva