SERGIO MONTEIRO LIMA JUNIOR

AVALIAÇÃO FOTOELÁSTICA DA EXPANSÃO RÁPIDA DE MAXILA CIRURGICAMENTE ASSISTIDA USANDO DIFERENTES MÉTODOS DE ANCORAGEM ORTODÔNTICA

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de mestre em Clínica Odontológica, área de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais.

Orientadora: Prof. Dra. Luciana Asprino Co-orientador: Prof. Dr. Márcio de Moraes

PIRACICABA

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8^a. / 6159

L628a	Lima Junior, Sergio Monteiro. Avaliação fotoelástica da expansão rápida de maxila cirurgicamente assistida usando diferentes métodos de ancoragem ortodôntica. / Sergio Monteiro Lima Júnior Piracicaba, SP: [s.n.], 2010.
	Orientadores: Luciana Asprino, Márcio de Moraes. Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.
	1. Osteotomia. 2. Cirurgia ortognática. I. Asprino, Luciana. II. Moraes, Márcio de. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título. (mg/fop)

Título em Inglês: Photoelastic evaluation of the surgically assisted rapid maxillary expansion using different othodontic anchorages

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Osteotomy. 2. Orthognatic surgery

Área de Concentração: Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Roger Willian Fernandes Moreira, Leandro Eduardo Kluppel, Luciana Asprino

Data da Defesa: 03-03-2010

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica

DEDICATÓRIA

Dedico este estudo aos meus pais, que lutam incansavelmente para que eu siga o caminho que escolhi há anos atrás.

AGRADECIMENTOS

A Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do diretor dessa unidade, prof. Dr. Francisco Haiter Neto, pelo apoio e infraestrutura que permitiram a realização do curso de mestrado.

A Coordenadoria de Pós graduação e ao programa de Pós graduação em Clinica Odontológica, representados pelos Coordenadores Professores Jacks Jorge Junior e Renata Cunha Matheus Garcia, pela busca de excelência nessa instituição.

A **FAPESP** (Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo) pela bolsa concedida durante o mestrado.

Ao **laboratório de materiais dentários**, na pessoa do professor **Simonides Consani**, que gentilmente cedeu sua estrutura para a realização deste trabalho.

A **Professora Luciana Asprino**, orientadora que esteve ao meu lado em todos os momentos durante o curso, apoiando e ensinando. Sua boa vontade e dedicação é um exemplo. Muito obrigado.

Ao **Professor Márcio de Moraes**, responsável pela área de CTBMF da FOP/Unicamp pela amizade, exemplos de vida e profissão e com a vontade que conduz a pós graduação em CTBMF.

Ao **Professor Roger Moreira**, pelo conhecimento, incentivo e exemplo de professor e cirurgião que pude presenciar durante esses dois anos de curso.

Ao **Professor José Ricardo Albergaria Barbosa**, pelos ensinamentos e convivência agradável durante o curso.

Ao Professor Renato Mazzoneto, pela transmissão de conhecimentos durante o curso.

iv

A banca de qualificação, composta pelos professores. Renato Sawazaki, João Sarmento Pereira Neto e Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, que deram grande contribuição a esta dissertação.

Aos **meus pais, Sergio Monteiro e Leda Ferrari**. Vocês são verdadeiros guerreiros. A **Juju**, minha irmã querida, sempre sincera e pronta a me escutar. Não existem palavras. Obrigado por tudo. Amo vocês.

Aos **todos os meus tios, tias Paula e Carminha, primos e avó Rita**, que sempre estiveram ao meu lado e me apoiaram.

A **Tina**, meu amor, que se tornou minha companheira inseparável. Nós vencemos a distância e o tempo. Esta é a maior prova de amor que alguém pode receber.

A família da Tina, **Sr. Luiz, Clarice e José**, que me acolheram como filho e irmão e me acompanham desde então.

Aos **Colegas de Pós**, com quem vivi e com quem convivo. Aos meus amigos, muito obrigado pelos momentos de ensino e de descontração, que ajudam a suprir a distância de nossa família. Nossos sonhos e ambições só se tornam reais por que existem pessoas com quem podemos contar. Aos Colegas de Turma **Érica Marchiori**, **José Luis Munantes** e **Saulo Ellery**. Somos testemunhas de nossos sucessos e dificuldades. Obrigado a vocês três.

As funcionárias da Cirurgia, que se tornaram minhas amigas. Edilaine Felipe, Daiana Tonin, Angélica Quinhones e Keila Menegali , vocês são especiais. Obrigado por tudo.

Aos Amigos de Belo Horizonte, Flávio Juliano, Wagner Castro e Luis Felipe, que me ajudaram a dar os primeiros passos na CTBMF.

A **Deus,** que permite a existência de tudo, inclusive das pessoas acima.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar por meio de modelos fotoelásticos de um crânio humano a expansão da maxila cirurgicamente assistida, comparando diferentes aparelhos e ancoragens ortodônticas para expansão e sua distribuição de forças, com e sem disjunção ptérigomaxilar. Foram utilizados nos testes seis aparelhos diferentes. Três Hyrax, um com ancoragem em primeiros pré-molares e primeiros molares (H1), um com ancoragem em caninos e primeiros molares (H2) e um com ancoragem em caninos e segundos molares (H3) e três aparelhos Haas (A1, A2, A3) com as três ancoragens citadas acima. Estes aparelhos foram submetidos a um teste de carga previamente a análise fotoelástica. Os testes de carga mostraram que todos os aparelhos avaliados produziram forças ortopédicas (> 500 gramas). A análise fotoelástica revelou que os aparelhos Haas apresentam distribuição de tensões mais homogêneas pela maxila; Os aparelhos com ancoragem em primeiros pré-molares e primeiros molares geram maior concentração de tensões na região posterior de maxila; A separação dos processos pterigóideos, em todos os seis crânios avaliados, mostrou diminuição das tensões por todo o esqueleto facial. Em conclusão, os aparelhos Haas apresentaram melhor distribuição das tensões com menor concentração das mesmas nos dentes e adjacências do que o aparelho Hyrax; as variações de ancoragem ortodôntica não apresentaram diferenças significativas; e todos os pilares de resistência, inclusive os processos pterigóideos, devem ser separados da maxila para evitar efeitos indesejáveis de acúmulo de tensões no restante das estruturas do crânio.

Palavras-chave: Expansão de Maxila, Cirurgia Ortognática, Haas, Hyrax, Teste Fotoelástico

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate how variations in the design of the orthodontic appliances and their anchorages would influence the distribution of forces along the cranial bones through a photoelastic skull model during the surgically assisted maxillary expansion with and without pterygoid splitting. It was used six different expanders in the tests. Three of them were Hyrax appliances, with anchorage at first bicuspids and first molars (H1), canines and first molars (H2) and canines and second molars (H3). The three Haas appliances had the same anchorage patterns described above (A1, A2, A3). These appliances were submitted to a load peak test to evaluate the forces generated before the photoelastic evaluation. All the appliances generated forces in the orthopedic range (> 500 grams). The photoelastic analysis revealed that Haas expanders generated similar anterior and posterior fringe patterns, while anchorage at first bicuspids and first molars created stress at the posterior region of the maxilla. The splitting of the pterygoid plates lowered the tension necessary for SARME. In conclusion, Haas expanders showed better distribution of tension lines in the maxilla, without higher concentration of tension in and around the teeth; variation on the anchorage does not influence the final result and release of all anatomic resistance, including pterygoid plates splitting facilitates the expansion movement.

Key-words: Maxillary expansion, orthognathic surgery, Haas, Hyrax, Photoelasticity

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	
2 REVISÃO DE LITERATURA	4
2.1 Expansão Rápida de Maxila Cirurgicamente Assistida	4
2.2 Aparelhos Ortopédicos utilizados na Expansão rápida de Maxila	9
2.3 Princípios de Análise Fotoelástica	13
2.3.1 Tipos de Análise Fotoelástica	15
2.3.2 Modelos de Polariscópio	17
2.4 Distribuição de Tensões no Esqueleto Facial durante a Expansão Rápida de Maxila Cirurgicamente Assistida	19
2.4.1 Utilização da Análise Fotoelástica em Expansão Rápida de Maxila	20
Cirurgicamente Assistida	
3 PROPOSIÇÃO	23
4 MATERIAIS E MÉTODOS	24
4.1 Confecção dos Aparelhos Ortopédicos	24
4.2 Testes da Força de Ativação dos Aparelhos Ortopédicos	27
4.3 Confecção dos Modelos de Crânio em Resina Fotoelástica	29
4.4 Análise Fotoelástica	34
5 RESULTADOS	
5.1 Testes de Carregamento dos Aparelhos Ortopédicos de Expansão	42
5.2 Análise da Distribuição de Tensões nos Crânios de Resina Fotoelástica com	46
Diferentes Ancoragens ortodônticas	
5.2.1 Análise Comparativa da Distribuição Inicial de Tensões entre os	
Aparelhos	
5.2.1.1 Análise Comparativa da Distribuição Inicial de Tensões entre os	48
Aparelhos Hyrax	
5.2.1.2 Análise Comparativa da Distribuição Inicial de Tensões entre os	50
Aparelhos Haas	

5.2.2 Análise Comparativa da Distribuição de Tensões após Osteotomias	
Vestibulares e Palatina Mediana	
5.2.3 Análise Comparativa da Distribuição de Tensões entre Seis e Doze	58
Ativações antes da Disjunção Ptérigomaxilar	
5.2.4 Análise Comparativa da Distribuição de Tensões após Disjunção	62
Ptérigomaxilar	
5.2.5 Mensuração da Abertura da Distância Intercaninos e Intermolares	66
6 DISCUSSÃO	
6.1 Testes de Carregamento dos Aparelhos para Expansão Rápida de Maxila	67
Cirurgicamente assistida	07
6.2 Análise Fotoelástica da Expansão rápida de Maxila	
7 CONCLUSÕES	
REFERÊNCIAS	

1 INTRODUÇÃO

A deficiência transversa de maxila é uma deformidade dentofacial caracterizada por mordida cruzada unilateral ou bilateral associada a um arco maxilar de perímetro estreito, concavidade palatina profunda, dentes apinhados e deslocados do arco, classificadas como dentária ou esquelética. As deficiências transversas de maxila de origem dentária apresentam apenas um ou dois dentes com mordida cruzada e são unilaterais. As deficiências transversas de maxila esqueléticas apresentam mordidas cruzadas de todo um hemi-arco com discrepâncias inter arcos mais severas, podendo ser unilaterais ou bilaterais. Esta deformidade pode resultar em comprometimento estético e funcional do paciente, como corredores bucais com grandes espaços negros, respiração bucal e apnéia (Betts & Ziccardi, 2000) e disfunções têmporomandiulares. A incidência da deficiência transversa de maxila nas dentições decídua e mista varia entre 8% e 18% dos pacientes que se apresentam para consultas ortodônticas (da Silva Filho *et al.*, 1991). Esta deformidade é comumente encontrada em pacientes não sindrômicos e sindrômicos, adolescentes e adultos, incluindo aqueles com fissuras lábio-palatinas (Koudstaal *et al.*, 2005).

O tratamento para a deficiência transversa de maxila é a expansão rápida de maxila (ERM). Este procedimento pode ser realizado por meio de ortopedia ou em associação com a cirurgia, dependendo da idade do paciente, da união da sutura palatina mediana e da discrepância dentoesquelética. Durante a ERM, uma grande força é aplicada sobre o esqueleto fixo do crânio por meio de um parafuso de expansão unido aos dentes anteriores e posteriores, resultando no deslocamento das duas metades da maxila as custas da sutura palatina mediana (Davis & Kronman, 1969). Quando é necessário submeter um paciente a cirurgia para expandir a maxila, este procedimento passa a se chamar de expansão rápida de maxila cirurgicamente assistida (ERMCA). Para realizar a disjunção palatina em adultos, é necessário realizar o enfraquecimento, por meio de

cirurgia, de algumas estruturas ósseas (Byloff & Mossaz, 2004). Basdra *et al.* (1995) demonstraram que a cirurgia é necessária devido a redução da elasticidade óssea no paciente adulto, ao aumento da espessura das estruturas ósseas e a maior ossificação da sutura palatina mediana (Knaup *et al.*, 2004).

A ERMCA é um procedimento que usa os princípios da distração osteogênica pela aplicação de forças ortopédicas na maxila por meio de aparelhos dento-suportados (Hyrax), dento-muco suportados (Haas) ou ósseo-suportados (Rotterdam). A ERMCA é indicada em pacientes adultos ou naqueles que apresentam as suturas do esqueleto facial unidas e que não podem ser rompidas com forças ortopédicas e que apresentam as seguintes necessidades: aumento do perímetro do arco para correção de mordidas cruzadas isoladas ou não; aumento do arco maxilar previamente à osteotomia Le Fort I visando maior estabilidade e previsibilidade de movimentos; criação de espaços para correção de apinhamento dentário no arco maxilar, expansão da maxila em pacientes com fissuras lábio-palatinas, redução dos espaços negros dos corredores bucais e expansão do arco maxilar quando houver falha da expansão ortopédica (Suri & Taneja, 2008).

Muitas osteotomias têm sido propostas empiricamente para facilitar a expansão lateral da maxila, refletindo opiniões conflitantes sobre quais são as reais áreas de resistência à expansão do esqueleto facial, que variam de rompimentos da parede lateral da maxila à secção de todas as articulações da maxila como esqueleto fixo (Bell & Epker, 1976; Pogrel *et al.*, 1992). A análise dos aparelhos usados na ERMCA sugere que variações na localização do braço de alavanca e a adaptação do aparelho no arco dentário apresentam um impacto relativo na quantidade de força lateral que é desenvolvida nas regiões anterior e posterior da maxila (Dechow, 1994). Independente da técnica cirúrgica realizada, o objetivo da expansão é promover a separação das duas metades da maxila. Para solucionar quais são as reais zonas de aumento de tensão, estudos de distribuição de

forças através das estruturas cranianas foram realizados, usando-se análise fotoelástica (Shetty *et al.*, 1994) e modelos de elemento finitos (Holberg *et al.*, 2007 B).

A carência na literatura da utilização de modelos de resina fotoelástica com cavidades anatômicas (seio maxilar e órbita), fiéis a anatomia do crânio humano e a ausência de estudos sobre distribuição de forças com diferentes ancoragens motivaram este estudo.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Expansão Rápida da Maxila Cirurgicamente Assistida

A expansão rápida de maxila foi inicialmente descrita por Angell em 1860 (Angel,1860) para o tratamento das deficiências transversais de maxila. O procedimento foi realizado em uma adolescente de quatorze anos usando um parafuso expansor apoiado em dentes maxilares. Apesar de ser inicialmente considerado um procedimento de resultados duvidosos, foi reintroduzida por Haas na década de sessenta (Haas, 1961; Haas, 1965).

Uma vez que o paciente atinge a maturidade esquelética, somente o tratamento ortodôntico não é capaz de fornecer uma abertura estável da maxila com deficiência transversa maior que cinco milímetros (Silverstein & Quinn, 1997). O motivo pelo qual a expansão da maxila não ocorre em adultos é a ossificação e consequente aumento da resistência das suturas ósseas do crânio e face (Isaacson *et al.*, 1964).

Existem opiniões conflitantes a respeito da época de ossificação das suturas dos ossos faciais. Sicher & Dubrul (1991) relatam que as suturas do esqueleto facial iniciam seu fechamento após a quarta década de vida e que a primeira sutura a se fechar é o limite posterior da sutura palatina mediana. Essa opinião é semelhante à de Wright (1911), descrevendo o fechamento completo da sutura palatina após os 35 anos de idade.

Estudos mais recentes apresentam resultados compatíveis com a prática clínica, em que após os 17 anos a abertura da sutura palatina por meio de expansão ortopédica não pode ser realizada. Persson (1973) encontrou evidências de ossificação da sutura palatina mediana em pacientes com 17 anos. Scott (1967) relatou que a maioria

das suturas do crânio de pacientes adultos parecem estar abertas, porém algum grau de união óssea está presente em seu interior.

A expansão rápida da maxila realizada somente por ortopedia em pacientes adultos produziu vários efeitos indesejáveis, como danos permanentes ao ligamento periodontal por compressão e reabsorção radicular das raízes vestibulares (Timms & Moss, 1971; Barber & Sims, 1981; Langford & Sims, 1982), não abertura da sutura palatina mediana, dor e ausência de estabilidade da expansão (Greenbaum & Zachrisson, 1982; Haas, 1980), vestibularização dos dentes posteriores (Timms, 1980), extrusão dentária (Mommaerts, 1999), necrose da mucosa palatina (Alpern & Yurosko, 1987), fenestração do córtex vestibular da maxila pelas raízes dentárias (Shetty *et al.*, 1994). Devido a complicações e falhas na expansão ortopédica em pacientes adultos, Steinhauser (1972) propôs a osteotomia Le Fort I segmentada utilizando uma osteotomia da linha média da maxila e inserção de enxerto de crista ilíaca. Atualmente este procedimento é indicado para expansões que necessitam de correção menor que sete milímetros e os enxertos não são rotineiramente realizados (Betts & Ziccardi, 2000; Betts *et al.*, 1995).

A técnica cirúrgica para ERMCA envolvendo a separação da maxila em duas metades pela sutura palatina mediana foi descrita inicialmente em por Brown em 1938. A evolução das técnicas cirúrgicas para realizar a ERMCA variou de acordo com a ideologia dos cirurgiões sobre qual era a maior área de resistência a expansão da maxila. Considerando que o objetivo da cirurgia para expansão maxilar é eliminar áreas de resistência à expansão e permitir a separação da maxila através da sutura palatina mediana, vários estudos foram publicados relatando áreas de resistência óssea no esqueleto fixo da face (Melsen, 1975; Kennedy *et al.*, 1976; Bell & Jacobs, 1979; Timms & Vero, 1981).

Os relatos iniciais atribuíram à sutura palatina mediana maior resistência à expansão (Melsen, 1975; Timms & Vero, 1981). Haas (1961) descreveu o movimento anterior e inferior da maxila após a ERM devido à localização das suturas dos ossos faciais. Este mesmo autor relatou que a expansão das metades da maxila não ocorria de modo paralelo, e sim com rotação látero superior devido à resistência da crista zigomática. Isaacson & Ingram (1964) e Isaacson *et al.* (1964) relataram que historicamente a sutura palatina mediana era considerada a área de maior resistência a expansão, mas que após a maturidade esquelética, a resistência à expansão aumenta devido às outras articulações da maxila com o esqueleto facial.

Em 1969, Converse & Horowitz preconizaram o uso de osteotomias vestibulares e palatinas para realizar a expansão maxilar. Outros autores relataram que a crista zigomática e os pilares pterigóideos eram os locais de resistência à expansão (Kennedy *et al.*, 1976; Bell & Jacobs, 1979). Bell & Epker (1976) demonstraram que as áreas de maior resistência à expansão são as suturas zigomaticotemporal, zigomaticofrontal e zigomaticomaxilar. Baseados nas teorias acima sobre as áreas de resistência do esqueleto facial e ossificação das suturas da face, surgiram várias técnicas para realizar a ERMCA. No estudo de Kennedy (1976), onde osteotomias seletivas foram realizadas em macacos *Rhesus*, a influência da osteotomia lateral de maxila e da disjunção ptérigomaxilar com e sem separação da sutura palatina mediana mostraram diferenças significativas. A conclusão deste estudo foi que reduzindo ou eliminando a resistência ao movimento lateral por osteotomias, a expansão do osso basal da maxila ocorre sem intercorrências.

Timms & Vero (1981) sugeriram que existem três idades com diferentes necessidades para realizar a ERMCA. O estágio um é realizado em pacientes com até 25 anos de idade e consiste na osteotomia da sutura palatina mediana. O estágio dois é indicado em pacientes entre 25 e 40 anos de idade, onde são realizadas osteotomias da

sutura palatina mediana e paredes laterais da maxila. O estágio três é realizado em pacientes acima de 40 anos, por meio de osteotomias da sutura palatina mediana, paredes laterais da maxila e na região anterior da maxila.

Betts & Zicardi (2000) recomendaram a osteotomia lateral da maxila, dos processos pterigóideos até a abertura pirifome, associada à ruptura da sutura palatina mediana da espinha nasal anterior à espinha nasal posterior e disjunção pterigomaxilar. Desta forma, todas as articulações e zonas de resistência são seccionadas, diminuindo a possibilidade de recidiva. Estes autores recomendam ainda a osteotomia paralela ao plano oclusal com um degrau na crista zigomática para prevenir interferências durante a expansão. Eles recomendaram também a liberação do septo nasal.

Com o objetivo de diminuir a morbidade e complicações pós-operatórias e realizar o procedimento em ambiente ambulatorial, outras técnicas foram propostas. Estas técnicas não apresentam tantas osteotomias como a técnica descrita por Betts & Zicardi (2000), porém apresentam maior probabilidade de recidiva da deficiência transversal de maxila.

Lehman *et al.* (1984), Glassman *et al.* (1984) e Schimming *et al.* (2000) afirmaram que a osteotomia do pilar zigomático é suficiente para permitir a expansão da maxila. Outros autores recomendaram que a disjunção ptérigomaxilar não deve ser executada, para evitar fraturas indesejáveis desta região (Bays & Greco, 1992; Northway & Meade, 1997). Pogrel *et al.* (1992) recomendaram apenas a ruptura da sutura palatina mediana associada à osteotomia da parede lateral da maxila.

A ERMCA é classificada como um processo de distração osteogênica (Koudstaal *et al.*, 2005). Descrita inicialmente por Codivilla em 1905 e popularizada por Ilizarov em 1990, a distração osteogênica inicia após um período de repouso de cinco dias

após a osteotomia. Este período permite a formação inicial do calo ósseo sem que ocorra a consolidação. Ocorre então a formação de um hematoma fibrovascular seguida de formação de fibras colágenas paralelas ao vetor de distração 5 a 7 dias após a cirurgia. Após isto, inicia-se a ossificação intramembranosa ao longo das fibras colágenas recém formadas, uma vez que a tensão gerada nos tecidos que estimulam a diferenciação de células mesenquimais em osteoblastos. Uma vez encerrada a fase de ativação da expansão, o osso de origem intramembranosa passa por fase de remodelação, sendo que aproximadamente após 60 dias observa-se a formação de osso sólido e compacto na sutura.

Os estudos mais recentes sobre a ERMCA visam descobrir quais as zonas de maior resistência e o potencial de recidiva do procedimento. Proffit *et al.* (1996) e Bailey *et al.* (2004) relataram que a expansão rápida de maxila é o procedimento mais instável dentre os procedimentos de cirurgia ortognática. Chamberland & Proffit (2008) relataram que ocorre aproximadamente 1/3 de recidiva da expansão palatina, medido a partir do ponto de maior expansão da maxila, realizando uma osteotomia que inclua todas as áreas de resistência da maxila. Seeberg *et al.* (2009) publicaram recentemente um estudo de longo prazo mostrando resultados clínicos satisfatórios e sem recidiva após realizar a ERMCA sem disjunção ptérigomaxilar.

Ainda não existe consenso na literatura sobre qual o procedimento cirúrgico ideal para a ERMCA, visando maior estabilidade e menor morbidade. Até o momento, a realização de uma osteotomia Le Fort I sem, contudo realizar o movimento de *downfracture* ou abaixamento da maxila, liberando inclusive os processos pterigóideos da maxila parece ser o procedimento com menores chances de recidiva, apesar de mais mórbido. As suturas tendem a ser locais de concentração de tensões e o comportamento biológico destas estruturas ainda não é totalmente compreendido. Portanto, os princípios

de validação de modelos matemáticos devem ser aplicados em estruturas análogas as reais para entendimento deste comportamento (Jaslow, 1990).

2.2 Aparelhos Ortopédicos Utilizados na Expansão Rápida da Maxila Cirurgicamente Assistida

Os aparelhos que são utilizados na ERMCA são de grande importância para realizar e estabilizar o movimento de expansão. Existem dois tipos de aparelhos para a ERMCA que são universalmente reconhecidos na literatura: O dento-muco suportado (Haas) e o dento suportado (Hyrax). Estes aparelhos usualmente são fixados a um parafuso de expansão e aplicam forças sobre os dentes e estruturas de suporte para mecanicamente separar a maxila em duas metades por meio da sutura palatina mediana (da Silva Filho *et al.*, 1991). Estes aparelhos produzem forças ortopédicas e forças ortodônticas capazes de causar vestibularização dos dentes ancorados e dos processos alveolares (da Silva Filho *et al.*, 1991; Ciambotti *et al.*, 2001; Oliveira *et al.*, 2004).

Além destes dois aparelhos, existem atualmente aparelhos que utilizam apenas ancoragem óssea e se baseiam nos princípios da distração osteogênica para realizar a expansão palatina, como o aparelho de expansão de Rotterdam (RPD; KLS Martin, Postfach 60, D-78501 Tuttlingen, Germany) ou o aparelho de distração osteogênica trans-palatina (Surgi-Tec, Bruges, Belgium). Estes aparelhos são indicados para pacientes desdentados ou dentados que apresentam comprometimento periodontal que impede a ancoragem ortodôntica (Aziz e Tanchik, 2008).

De acordo com Oliveira *et al.* (2004) o aparelho Haas produz maior expansão ortopédica quando comparado ao aparelho Hyrax. Em um estudo conduzido por Bretos *et al.* (2007) foram avaliadas as alterações da posição vertical e sagital da maxila que os aparelhos Haas e Hyrax exerciam após a ERMCA. Os resultados deste estudo não

revelaram diferença estatística na posição sagital da maxila entre os dois aparelhos. Nenhum dos dois grupos estudados também mostrou alterações verticais após a ERMCA.

Hino *et al.* (2008) compararam os efeitos que o aparelho Haas e Hyrax exerciam sobre o osso e os dentes após a ERMCA. Ambos os grupos revelaram um aumento da distância intermolar e a ocorrência de inclinação vestibular dos molares. A expansão aumentou em 71% a largura da maxila. A média entre a quantidade de ativação do aparelho e o aumento da largura da maxila foi de 69% para o Haas e 74,5% para o Hyrax. Clinicamente, os efeitos transversais dos aparelhos foram semelhantes.

Um estudo comparativo entre os efeitos adversos de um aparelho para expansão dento-suportado e um distrator ósseo-suportado revelou que o distrator causa menor perda periodontal nos incisivos centrais superiores que o aparelho dentosuportado. A provável explicação, dada pelos autores, foi que o aparelho dento-suportado exerce forças de expansão lateral sobre o ligamento periodontal de todos os dentes da maxila, causando alterações periodontais e reabsorção radicular, enquanto que o aparelho distrator exerce sua força de expansão diretamente sobre o osso palatino (Ramieri, 2005). Em um estudo clínico Landes *et al.*, (2009) sugeriram que a ancoragem em dentes durante a ERMCA deve ser indicada em pacientes que apresentem boas condições periodontais e que aparelhos distratores com ancoragem óssea devem ser indicados em pacientes com arco maxilar muito estreito e com poucos dentes.

Existem algumas dúvidas sobre qual a influência dos aparelhos de expansão assim como as alterações que os mesmos produzem na maxila após a remoção de todas as áreas de resistência durante a ERMCA. Segundo Davidovitch *et al.*, (2005), a ancoragem irá exercer força diretamente sobre a região dentoalveolar utilizada. Dechow (1994) sugeriu que variações na localização dos braços de alavanca dos aparelhos ortopédicos para expansão utilizados podem causar diferentes distribuições de força nas regiões

anterior e posterior da maxila, sendo importante avaliar se o tipo de aparelho utilizado interfere na ERMCA, devido as suas características, efeitos sobre os dentes e ossos e o seu custo.

O primeiro trabalho na literatura sobre as forças exercidas sobre a maxila pelos aparelhos de expansão palatina foi realizado por Isaacson *et al.*,(1964). Por meio de um dinamômetro aplicado sobre as bandas dos dentes, este autor relatou forças que variaram de 3 a 10 libras por ativação. Também foram observados valores menores de ativação em pacientes mais jovens. Desde que as forças avaliadas representam uma indicação da resistência do esqueleto facial à expansão, estes dados sugerem que o esqueleto facial aumenta sua resistência de maneira significativa com o aumento da idade. O aparelho utilizado por este autor apresentava uma placa de acrílico de um lado e o outro lado era apenas dento-suportado.

Brosh *et al.* (1998), em um estudo em gatos concluíram que as forças aplicadas sobre a maxila aumentam progressivamente, de acordo com a expansão e que a resposta inicial (pico de força) se deve a resistência dos dentes à movimentação e que as forças residuais produzidas pelo aparelho expansor são responsáveis pela movimentação ortopédica.

Chaconas & Caputo (1982) e Shetty *et al.* (1994) realizaram testes de carregamento de aparelhos fixos utilizados em expansão rápida de maxila, ortopédica ou cirúrgica junto com a análise fotoelástica. A metodologia utilizada por estes autores foi similar, colocando os aparelhos de expansão em uma máquina que fornecia a força resultante a cada ativação do parafuso expansor, e os resultados foram semelhantes. Ambos os autores relatam que os aparelhos fixos apresentavam forças que poderiam ser classificadas como ortopédicas (> 500 g) e, portanto os aparelhos poderiam ser utilizados para tais procedimentos.

O estudo publicado por Carano & Siciliani (2001) em pacientes entre 8 a 16 anos da idade relata que para expansão dentoalveolar da maxila durante a ERM é necessário uma força de 470 g, e que para que ocorra uma abertura esquelética da sutura palatina de 0,7 mm, a força mínima necessária é de 650 g, mas a força ideal é de 940 g.

O aparelho de expansão de Haas foi desenvolvido por Andrew Haas em 1961 enfatizando a importância da placa de acrílico no palato para promover uma eficiente transmissão de forças, e desta maneira, promover um movimento ortopédico adequado e mais estável após a expansão rápida da maxila. Este aparelho consiste de uma armação metálica com um parafuso central para expansão associada a duas placas de acrílico, se apoiando em dentes e mucosa palatina. Muitos estudos sobre a ERMCA utilizaram o aparelho de Haas (Kennedy *et al.,* 1976; Capelozza *et al.,* 1994; Northway & Meade, 1997; Chung & Goldman, 2003) e relataram resultados satisfatórios sem efeitos adversos. Entretanto, Lehman & Haas (1990) e Anttila *et al.* (2004) relataram complicações com este aparelho durante a expansão da maxila, como necrose da mucosa palatina, causada por compressão da placa de acrílico sobre a mucosa.

O aparelho expansor de Hyrax (Hygienic Appliance for Rapid Expansion) foi introduzido por Biederman (1968) e consiste em uma armação de metal com um parafuso central para expansão com apoio apenas em dentes. Este autor observou que o aparelho apresentava maior facilidade para higienização que o aparelho de Haas, por que o primeiro evita o acúmulo de restos de alimentos e a irritação da mucosa palatina. Alguns estudos (Biederman, 1968; Bays & Greco, 1992; Koblan *et al.*, 1997; Schimming *et al.*, 2000; Wriedt *et al.*, 2001) que avaliaram o uso do aparelho de Hyrax durante a ERMCA revelaram resultados satisfatórios. Porém, Glassman *et al.*, (1984) relataram como complicação do uso deste aparelho a extrusão dentária dos dentes de ancoragem e Braun *et al.* (2000) enfatizaram que o aparelho Hyrax não apresentava rigidez suficiente devido a sua armação de metal, causando inclinação indesejável dos dentes de suporte.

2.3 Princípios de Análise Fotoelástica

A fotoelasticidade é uma técnica experimental de análise de tensões/deformações que tem como objetivo trazer orientações a problemas complexos de engenharia quando a solução analítica e/ou numérica é de difícil aplicação. A fotoelasticidade também é usada na validação ou verificação experimental de soluções numéricas, no estudo de distribuição de tensões em problemas de geometria e carregamentos complexos, bem como na otimização de formas. Esta metodologia permite uma rápida análise qualitativa do estado de tensão, por meio da observação dos efeitos ópticos em modelos (Ueda *et al.*, 2004).

A técnica é baseada na propriedade óptica de certos materiais plásticos transparentes apresentarem diferentes índices de refração (ou anisotropia óptica) quando submetidos a um estado de tensão/deformação. O índice de refração de um material é a relação entre a velocidade de propagação da luz no vácuo e a velocidade de propagação da luz neste material. Em um corpo homogêneo e isotrópico este índice é constante e independente da direção de propagação. Em materiais que apresentam propriedades fotoelásticas, mudanças no índice de refração ocorrem na medida em que a tensão é aplicada (Araújo *et al.*, 2004).

Certos materiais, principalmente plásticos, comportam-se homogeneamente quando isentos de tensões, mas tornam-se heterogêneos quando são submetidos a uma tensão. A mudança no índice de refração é uma função da tensão aplicada neste material. A principal característica dos materiais fotoelásticos é que estes materiais respondem às tensões/deformações por meio de uma mudança nos índices de refração nas direções das tensões principais (Dally & Rilley, 1978).

As cores do espectro visível variam do vermelho com comprimento de onda entre 630 e 700 nm ao violeta com comprimento de onda entre 400 e 450 nm. A luz branca apresenta diferentes comprimentos de onda, que através de filtros pode ser polarizada em diferentes comprimentos, ou seja, em diferentes cores (Figura 1). Utilizando-se a luz branca, os efeitos ópticos se manifestam como franjas coloridas que possuem um número de ordem, dependendo da intensidade da carga. A ordem de coloração das franjas em um ponto está relacionada com o estado de tensão no modelo, descrita como a "Lei Óptica das Tensões" (Dally & Rilley, 1978).



Figura 1 – Ordem das franjas isocromáticas. Fonte: Araújo *et al.,* 2004

As vantagens do uso da análise fotoelástica para testes biomecânicos são sua facilidade de uso e baixo custo em relação às outras técnicas, permitindo uma visão geral do problema biomecânico que está sendo avaliado e revela a incidência de cargas em todo o objeto. São desvantagens a impossibilidade de utilização *in vivo*, a presença de tensão residual em algumas áreas pode dificultar a interpretação de resultados e não permite cálculo do valor da força estudada (Karl *et al.*, 2008).

2.3.1 Tipos de Análise Fotoelástica

Existem três métodos diferentes para avaliar as tensões no interior de corpos de prova por meio de fotoelasticidade. São elas a fotoelasticidade de transmissão plana, a fotoelasticidade tridimensional e a fotoelasticidade por reflexão, que se encontram descritos a seguir.

A Análise Fotoelástica de Transmissão Plana pode ser aplicada em qualquer estado de tensão, porém pode ser mais facilmente utilizada no estudo do estado plano de tensões, que requer a confecção de modelos planos, feitos de materiais transparentes, homogêneos, isotrópicos e lineares (Araújo *et al.*, 2004).

A Análise Fotoelástica Tridimensional começou a ser aplicada a partir da década de 40. Baseia-se no princípio de que vários polímeros quando carregados sob altas temperaturas e em seguida resfriados retém a configuração das franjas de tensão como se ainda estivessem em regime elástico. Este processo é denominado de congelamento de tensões/deformações (Abdu, 1994).

Estes polímeros são compostos de longas cadeias de moléculas de hidrocarbonetos. Algumas destas cadeias moleculares são interligadas por uma malha de ligações primárias, enquanto grande parte desta estrutura tem ligações mais fracas através de cadeias secundárias. Quando o polímero está à temperatura ambiente as duas cadeias atuam para resistir às deformações devido às cargas aplicadas. Desta forma, ao aumentar a temperatura e atingir um determinado valor, conhecido como temperatura crítica do polímero, as cadeias secundárias se rompem e as ligações primárias suportam sozinhas as cargas aplicadas. Uma vez que as ligações secundárias constituem a maior parte das ligações do polímero, as deformações sofridas e a temperatura crítica são grandes, porém elásticas (Dally & Rilley, 1978).

Se o polímero for resfriado a temperatura ambiente, com a carga aplicada no modelo, as ligações secundárias são recuperadas entre as cadeias primárias alongadas, mantendo estas na posição deformada. Mediante a remoção da carga as ligações secundárias relaxam modestamente, de tal forma que a maior porção da deformação não é restabelecia. Como as deformações ficam "congeladas" em uma escala molecular, as tensões/deformações e a conseqüente resposta óptica ficam fixas em qualquer secção, por menor que seja cortada no modelo tridimensional (Dally & Rilley, 1978).

A Análise Fotoelástica por Reflexão representa uma extensão dos procedimentos da fotoelasticidade de transmissão aplicada na determinação das deformidades em superfícies opacas, planas e tridimensionais. Pode ser utilizada em problemas envolvendo deformação elástica ou plástica, assim como em problemas envolvendo materiais anisotrópicos. Consiste em colar na superfície da peça ou estrutura a ser analisada uma placa fina de material fotoelástico, usando uma cola apropriada capaz de produzir uma superfície reflexiva na interface – espécime/camada. No caso de superfícies curvas ou irregulares, os materiais para a fotoelasticidade de reflexão podem ser moldados sobre essas superfícies - antes que sua cura ou polimerização seja completa - e posteriormente colados. Quando o protótipo é carregado, as deformações na sua superfície são transmitidas para o material, produzindo os mesmos efeitos óticos mencionados. Estes parâmetros óticos que são relacionados com as diferenças das deformações principais na camada fotoelástica podem ser observados em um equipamento denominado de polariscópio por reflexão (Abdu,1994).

2.3.2 Modelos de Polariscópios

A associação de filtros dispostos entre o observador, a fonte luminosa e o modelo permitem a visualização do fenômeno de aplicação de tensão/deformação. Tais filtros compõem um aparelho denominado polariscópio que promove a polarização da luz que o atravessa. A luz polarizada permite observação das tensões por meio da interpretação das imagens que compõem os parâmetros ópticos (Araújo *et al.*, 2004)

A vibração associada à luz é perpendicular à direção de propagação. Uma fonte de luz emite ondas contendo vibrações transversais à direção de propagação. Com a introdução de um filtro polarizador (p) no caminho das ondas de luz, somente um componente dessas vibrações será transmitido (aquele paralelo ao eixo de polarização do filtro). Este feixe orientado é chamado de luz polarizada. Se outro filtro polarizador (q) for colocado em sua trajetória, pode-se obter uma extinção completa do feixe se os eixos de polarização dos dois polariscópios estiverem perpendiculares entre si (Figura 2).



Figura 2 – Polarização dos feixes de luz através de dois filtros. Fonte: Araújo *et al.*, 2004

Quando um feixe de luz polarizada se propaga através de um modelo plástico transparente de espessura b, com um determinado nível de tensão, onde x e y são as direções das tensões principais no ponto sob consideração, o vetor de luz se divide em dois feixes polarizados, propagando-se nos planos x e y com velocidades diferentes, que dependem das tensões principais no ponto (Araújo *et al.*, 2004).

O polariscópio é o equipamento utilizado para análise dos parâmetros fotoelásticos que pode ser regulado para polarizar a luz sob duas condições. São eles o polariscópio plano e o polariscópio circular, que apresentam sua descrição a seguir:

O Polariscópio Plano convencional é constituído de uma fonte de luz, duas placas polarizadoras de luz sendo uma definida como polarizadora e a outra como analisadora. Neste equipamento a posição padrão é aquela em que os eixos de polarização do polarizador e do analisador estão cruzados. Nesta situação, se não houver um modelo sob tensão entre o polarizador e o analisador, a intensidade de luz emergindo do polariscópio será zero ou "campo escuro". Ao contrário, se os eixos do polarizador e do analisador estiverem paralelos e não houver modelo sob tensão entre os filtros, toda a luz emergirá do polariscópio, ou seja, tem-se "campo claro" (Araújo *et al.*, 2004).

O Polariscópio Circular é constituído de duas placas retardadoras de um quarto de onda posicionadas entre as duas placas polarizadoras mostradas no polariscópio plano, fazendo um ângulo de 45º com os eixos de polarização destas placas. Sendo assim o polariscópio circular é constituído por duas placas polarizadoras, sendo uma delas definida como polarizadora e a outra como analisadora e de duas placas retardadoras de ¼ de onda (Araújo *et al.*, 2004).

2.4 Distribuição de Tensões no Esqueleto Facial durante a Expansão Rápida de Maxila Cirurgicamente Assistida

As áreas de resistência a expansão da maxila são classificadas como a região de suporte anterior (pilar canino ou da abertura piriforme) o suporte lateral (crista zigomática), o suporte posterior (processos pterigóideos da maxila) e o suporte medial (sutura palatina mediana). Atualmente, a distribuição de forças nos ossos e suturas faciais é estudada por meio de análise de elementos finitos (AEF) e análise fotoelástica. Estas metodologias vêm sendo amplamente utilizadas para investigar a distribuição de forças no campo da medicina, onde simulações clínicas são difíceis ou impossíveis de serem realizadas (Holberg *et al.*, 2007 A e B).

Na ortodontia, os cálculos sobre protração maxilar foram realizados usando AEF foram publicados a partir de 1989 por Tanne *et al.*. A AEF também foi aplicada por Iseri *et al.* (1998) e Jafari *et al.* (2003) para analisar a distribuição de forças em expansões ortopédicas da maxila. Este método também tem sido empregado para simular e expansão rápida de maxila em pacientes portadores de fissura lábio-palatina (Pan *et al.*, 2007; Holberg *et al.*, 2007 A). Entretanto o primeiro estudo de AEF sobre expansão rápida de maxila cirurgicamente assistida foi publicado por Holberg *et al.* (2007 B). Este autor analisou a distribuição de forças na face e base de crânio após simular um procedimento de ERMCA e concluiu que o processo pterigóideo deve ser separado da maxila.

Han *et al.* (2008) simulou cinco procedimentos cirúrgicos diferentes de AEF e concluiu que a osteotomia Le Fort I associada a osteotomia paramediana com disjunção ptérigomaxilar é um procedimento efetivo para facilitar e expansão da maxila, com pouco efeitos prejudiciais as raízes dentais devido a forças aplicadas sobre os dentes utilizados na ancoragem do aparelho de expansão.

2.4.1 Utilização da Análise Fotoelástica em Expansão Rápida de Maxila Cirurgicamente Assistida

A técnica de análise fotoelástica na área de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais vem sendo empregada desde 1975, e os estudos procuram analisar os padrões de tensão em mandíbulas humanas dentadas e desdentadas (Ralph, 1975; Ralph & Caputo, 1975; Mongini *et al.*, 1979), validar diversos métodos de osteossíntese utilizados no tratamento das fraturas (Niederdelhmann *et al.*, 1975; Karasz *et al.*, 1986; Rudman *et al.*, 1997), investigar métodos de fixação de osteotomias utilizadas em cirurgia ortognática (Sato *et al.*, 2010), investigar métodos de fixação de enxertos ósseos (Ewers & Schilli, 1979), definir áreas do esqueleto maxilofacial que estão propensas a fraturas (Lehman, 1972), avaliar a distribuições de tensões pelos músculos da mastigação (Alexandridis *et al.*, 1985) e por fim avaliar a expansão cirúrgico-ortodôntica de maxila (Shetty *et al.*, 1994; Kusakabe, 2007).

A revisão de literatura revelou apenas três estudos que utilizaram análise fotoelástica durante a expansão rápida de maxila. Um estudo publicado por Chaconas & Caputo (1982) sobre expansão rápida ortopédica, outro estudo publicado por Shetty *et al.* (1994) sobre expansão rápida de maxila cirurgicamente assistida e recentemente outro estudo publicado por Kusakabe *et al.* (2007) sobre expansão rápida de maxila no paciente portador de fissura lábio-palatina.

Chaconas & Caputo (1982) realizaram um estudo construindo crânios em resina fotoelástica duplicados a partir de um crânio humano. Os ossos foram moldados individualmente e depois unidos com a própria resina fotoelástica. Estes autores utilizaram quatro diferentes aparelhos fixos (Haas, Minne-expander, Hyrax e Quadri-helix e um removível (Placa de Hawley associada a um parafuso expansor). O objetivo do estudo foi analisar a distribuição de forças ortopédicas produzidas no esqueleto facial por

diferentes aparelhos para expansão. Os cinco aparelhos foram submetidos a testes de carregamento previamente à análise fotoelástica e todos os aparelhos fixos geraram forças ortopédicas (> 500 g) capazes de expandir a maxila. A análise fotoelástica revelou que as forças destes aparelhos fixos se concentravam na região anterior da maxila, posteriormente se expandindo para o osso palatino, lacrimal, nasal, zigomático e placas pterigóideas. O aparelho removível se mostrou o menos efetivo na geração de forças.

Shetty *et al.* (1994) utilizando metodologia semelhante a de Chaconas & Caputo (1982) para confecção do crânio em resina fotoelástica tiveram como objetivo desenvolver uma sequência lógica de correção da deficiência transversa de maxila em adultos, simulando o procedimento cirúrgico durante a análise fotoelástica. O aparelho utilizado para expansão foi o Hyrax, que foi submetido a testes de carregamento e que mostrou apresentar forças ortopédicas (> 500 g). A análise fotoelástica revelou que a sutura palatina e a sutura ptérigomaxilar são as principais zonas de resistência a expansão. As forças apresentaram maior distribuição e magnitude nas regiões superiores do crânio após disjunção ptérigomaxilar. Estes autores sugeriram a realização de osteotomia da sutura palatina e dos processos pterigóideos para realizar a expansão ortopédica em adultos.

Na discussão do estudo publicado por Shetty *et al.* (1994), Dechow (1994) sugere que variações na localização dos braços de alavanca dos aparelhos ortopédicos para expansão utilizados podem apresentar diferentes distribuições de força nas regiões anterior e posterior de maxila, além de variações na sequência de cortes ósseos realizada no estudo em questão poder ocasionar diferentes padrões de distribuição de forças, o que sugere que mais pesquisas sobre análise fotoelástica são necessárias para resolver estas questões.

Kusakabe *et al.* (2007) avaliaram os efeitos biomecânicos da ERMCA em um modelo fotoelástico de um paciente portador de fissura lábio palatina. Estes autores observaram que com os pilares pterigóideos intactos, as maiores concentrações de forças estavam localizadas nas suturas zigomaticomaxilar e zigomaticofrontal, com maiores intensidades no lado sem fissura. A concentração de forças nos pilares pterigóideos evidencia a resistência desta estrutura à expansão cirúrgica. Após separar ambos os processos pterigóideos, houve uma diminuição na concentração de forças nas suturas zigomaticomaxilar e zigomaticofrontal. Estes autores concluíram que os processos pterigóideos atuaram como as principais zonas de resistência à expansão, sugerindo a disjunção pterigomaxilar durante os procedimentos cirúrgicos para facilitar a expansão.

3. PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste estudo foram avaliar, comparativamente, por meio de fotoelasticidade, a distribuição de tensões durante a ERMCA geradas pelo uso de diferentes aparelhos e ancoragens ortodônticas, além da técnica cirúrgica, envolvendo ou não a disjunção pterigomaxilar.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi realizado em duas fases para determinar as diferenças entre os aparelhos ortodônticos e analisar a distribuição de forças nos crânios. A primeira fase consistiu na determinação da força de ativação dos vários aparelhos ortopédicos utilizados. A segunda fase consistiu na análise da distribuição de tensões destes aparelhos através do crânio humano usando-se réplicas de crânio humano confeccionados em resina fotoelástica.

4.1 Confecção dos Aparelhos Ortopédicos

Foram confeccionados dois tipos de aparelhos ortopédicos para a realização dos testes fotoelásticos da ERMCA. Foram três aparelhos Hyrax e três aparelhos Haas. Os moldes utilizados nesta fase foram obtidos a partir da moldagem do crânio utilizado no experimento de análise fotoelástica, descrito adiante no texto. Os moldes e os aparelhos foram manufaturados por uma técnica em prótese dental. Cada tipo de aparelho foi confeccionado contendo três diferentes tipos de ancoragem, descritos abaixo:

1. Modelo Haas (Figura 3): Aparelho ortodôntico dento-muco-suportado, contendo parafuso central de expansão de 11 (onze) milímetros, localizado a nível cervical entre o primeiro e segundo pré-molares, sendo que cada quarto de volta do aparelho significa uma expansão de 0,25 milímetros. Possui quatro braços de alavanca de orientação centrífuga em relação ao parafuso central, onde as bandas de ancoragens são soldadas. Possui também um componente de acrílico unido ao parafuso central em contato com a mucosa palatina na região entre os dentes que são ancorados com bandas. Todos os aparelhos foram confeccionados de modo que o parafuso central de expansão ficasse posicionado entre os pré-molares superiores, ao nível cervical. A contenção foi

feita através de uma placa de acrílico palatina que se estendia dos incisivos laterais a segundo molares associada a bandas ortodônticas apoiadas nas seguintes posições:

A. Bandas nos primeiros pré-molares superiores e primeiros molares superiores (grupo A1 nos testes).

B. Bandas nos caninos superiores e primeiros molares superiores (grupo A2 nos testes).

C. Bandas nos caninos superiores e segundos molares superiores (grupo A3 nos testes).



Figura 3 – Diferentes ancoragens utilizadas com os aparelhos Haas (Modelos A1, A2 e A3 representados pelas letras A, B e C, respectivamente).

2. Modelo Hyrax (Figura 4): Aparelho ortodôntico dento-suportado, contendo parafuso central de expansão de 11 (onze) milímetros localizado a nível cervical entre o primeiro e segundo pré-molares, sendo que cada quarto de volta do aparelho significa uma expansão de 0,25 milímetros. Possui quatro braços de alavanca de orientação centrífuga em relação ao parafuso central, onde as bandas de ancoragens são soldadas.

Todos os aparelhos foram confeccionados de modo que o parafuso central de expansão ficasse posicionado entre os pré-molares superiores, ao nível cervical. A ancoragem foi feita através de bandas ortodônticas apoiadas nas seguintes posições:

A. Bandas nos primeiros pré-molares superiores e primeiros molares superiores (grupo H1 nos testes).

B. Bandas nos caninos superiores e primeiros molares superiores (grupo H2 nos testes).

C. Bandas nos caninos superiores e segundos molares superiores (grupo H3 nos testes).



Figura 4 – Diferentes ancoragens utilizadas com os aparelhos Hyrax. (Modelos H1, H2 e H3 representados pelas letras A, B e C, respectivamente).

Os seis aparelhos confeccionados foram construídos com parafusos expansores de 11 milímetros para disjunção palatina (Morelli Ortodontia, ref 65.05.012).

4.2 Testes da força de Ativação dos Aparelhos Ortopédicos

O teste de carregamento teve como objetivo avaliar se as forças exercidas pelos aparelhos ortopédicos se encontravam no limiar de forças ortopédicas. A força de ativação dos seis aparelhos ortodônticos utilizados foi avaliada por meio do uso da máquina para ensaio universal mecânica Instron, modelo 4411 (Instron Corp, Norwood, MA) do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP-UNICAMP).

Para a realização dos testes, os aparelhos ortodônticos foram montados em modelos de gesso idênticos aos modelos de resina fotoelástica. Estes modelos foram moldados a partir de um crânio de resina fotoelástica com alginato na proporção água:pó de 1:1. Posteriormente foi vazado gesso pedra tipo III nos moldes. Estes modelos apresentavam superfícies laterais paralelas entre si, de modo que pudessem ser acoplados à máquina de ensaio. Os modelos de gesso foram seccionados na linha média para permitir a livre ativação dos aparelhos e separação das metades dos modelos de gesso (Figura 5).



Figura 5 – Modelos de gesso seccionados na linha média utilizados nos testes de carregamento.
Os modelos de gesso foram montados no aparelho, conforme visto na figura 6. A metade inferior do modelo foi fixada em uma base fixa e a metade superior na célula de carregamento do aparelho, de modo que o teste de carregamento fosse linear e no sentido látero-lateral. A cada ativação de 0,25 milímetros (1/4 de volta) a força realizada pelo dispositivo ortodôntico era obtida, até a abertura de 2,5 mm das molas do aparelho. Foram obtidos seis valores de pico de força em ativações seguidas de cada aparelho Hyrax e Haas.



Figura 6 – Modelos de gesso montados e em teste na máquina

Instron.

4.3 Confecção das réplicas de Crânio em Resina Fotoelástica e preparo para os testes

Os crânios em resina fotoelástica foram confeccionados através de moldes pré-fabricados de silicone, produzidos pela empresa Nacional Ossos (Franceschi & Costa e Silva Ltda. – Jaú, São Paulo – Brasil). Com o objetivo de replicar as cavidades que o crânio possui (seio maxilar e órbita), o crânio foi confeccionado em duas metades. A metade inferior continha os dentes, a maxila, o osso palatino, o seio maxilar, os processos pterigóideos, a metade inferior do arco zigomático, o osso vômer e se estendia da oclusal dos dentes maxilares até uma linha reta que se localizava logo abaixo da órbita (Figura 7). A metade superior se estendia desta linha logo abaixo da órbita até o ponto cefalométrico vértex (ponto cefalométrico mais superior da calota craniana na linha média), contendo os ossos da órbita (zigoma, maxila, lacrimal, etmóide, frontal, esfenóide e palatino), os ossos nasais, lâmina perpendicular do etmóide completando o septo nasal, e a metade anterior dos ossos parietais (Figura 8). Estes moldes permitiram a confecção dos seis modelos de crânio utilizados neste estudo.



Figura 7 – Molde de silicone leve e contra molde de material de isolamento térmico utilizados para confeccionar a porção inferior do crânio em resina fotoelástica.



Figura 8 – Molde de silicone leve e contra molde de material de isolamento térmico utilizados para confeccionar a porção superior do crânio em resina fotoelástica.

Foi utilizada a resina GY-279 Araldite (Araltec Produtos Químicos Ltda., Guarulhos – São Paulo, Brasil) modificada, com diluído reativo, de baixa até média viscosidade, formulada à base de bisfenol A, e um endurecedor HY 2963 Araldite (Araltec Produtos Químicos Ltda., Guarulhos – São Paulo, Brasil) à base de amina cicloalifática, modificado, de baixa viscosidade, o que permite maior aplicação e manuseio. Esta resina se apresenta transparente, com alto brilho, sem exsudação e com propriedades fotoelásticas após a cura.

A proporção da mistura recomendada é de 100 partes de GY 279 para 48 partes de HY 2963. A metade inferior do crânio necessitou de 64 gramas de resina para sua confecção, e a metade superior de 142 gramas de resina, em um total de 186 gramas. Portanto, foram manipulados 131 gramas de resina GY 279 para 55 gramas de endurecedor HY 2963 para cada crânio. O material foi manipulado em pode plástico com bastão de vidro até completa homogeneização, de modo constante e ininterrupto, para evitar a incorporação de bolhas de ar à mistura.

A mistura resina/endurecedor foi vertida no interior dos moldes de silicone, pela técnica de derramamento. O tempo estimado para essa mistura alcançar a cura é de 72 horas. Após este período, os moldes de crânio foram removidos do silicone (Figura 9).



Figura 9 – Metades superior e inferior dos crânios em resina fotoelástica.

As duas metades do crânio foram então unidas com a própria resina GY 279 e HY 2963. Após a cura da resina utilizada para colagem das duas metades do crânio, os dentes foram desgastados na interproximal de acordo com a ancoragem de cada aparelho expansor (Figura 10). Todos os desgastes foram realizados com disco de carborundum sob irrigação constante, sendo um disco para cada crânio. Foram utilizados os seguintes desgastes:



Figura 10 – Desgastes interproximais dos crânios com disco de carborundum em peça reta.

A. Dois crânios com desgastes interproximais em primeiros pré-molares superiores e primeiros molares superiores (um para o aparelho Hyrax e outro para o aparelho Haas) (Figura 11).



Figura 11 – Aparelhos Haas e Hyrax adaptados no crânio de resina fotoelástica.

B. Dois crânios com desgastes interproximais nos caninos superiores e primeiros molares superiores (um para o aparelho Hyrax e outro para o aparelho Haas) (Figura 12).



Figura 12 – Aparelhos Haas e Hyrax adaptados no crânio de resina fotoelástica.

C. Dois crânios com desgastes interproximais nos caninos superiores e segundos molares superiores (um para o aparelho Hyrax e outro para o aparelho Haas) (Figura 13).



Figura 13 – Aparelhos Haas e Hyrax adaptados no crânio de resina fotoelástica.

Os aparelhos foram adaptados em seus respectivos modelos de crânio em resina fotoelástica e fixados nos mesmos com cola plástica de cianoacrilato (Superbonder,Loctite Henkel Brasil, Diadema, Brasil).

4.4 Análise Fotoelástica

Foi utilizado para análise da distribuição de tensões o polariscópio plano, baseados nos princípios de análise fotoelástica plana, desenvolvido pela empresa Eikonal Instrumentos Ópticos Comércio e Serviço Ltda. (São Paulo – SP, Brasil) do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP-Unicamp). Para melhor visualização das franjas de tensão nos crânios confeccionados em resina fotoelástica, foi utilizado um cubo de 30 x 30 x 30 centímetros, confeccionado em vidro temperado, onde foi adicionado óleo mineral transparente (Campestre Ind. e Com. de Óleos Vegetais Ltda. – São Bernardo do Campo, São Paulo, Brasil) para minimizar a refração da luz na superfície dos corpos de prova (Figura 14).



Figura 14 – Polariscópio utilizado no estudo. **A** é a fonte de luz, **B** o aquário com óleo mineral e o filtro polarizador do lado esquerdo e **C** câmera fotográfica com filtro analisador.

Os crânios foram suspensos no interior do cubo de vidro temperado através de um suporte de alumínio localizado em sua região superior que segurava o crânio por um gancho que se prendia na região mediana do osso frontal. Este suporte permitiu a visualização do crânio no interior do cubo nos sentidos látero-lateral e ântero-posterior (Figura 15).



Figura 15 – Suporte de alumínio confeccionado para suportar os crânios e permitir análise frontal e lateral e perfil 3/4.

Foram confeccionados guias de acrílico que se encaixavam neste suporte de alumínio para padronizar a posição do último para as fotos frontais, perfil e perfil 3/4.

Com o objetivo de minimizar as tensões geradas nos crânios de resina fotoelástica, os mesmos foram levados a uma estufa com temperatura de 40°C onde permaneceram por 90 minutos para eliminação das tensões residuais (Figura 16).



Figura 16 – Comparação do mesmo crânio (A) antes e (B) depois da permanência na estufa a 40 graus.

Antes do início dos testes fotoelásticos, os crânios foram observados e fotografados (Canon Rebel XTi associada a lente Macro 100mm, Canon, USA) no cubo de vidro para registro das tensões residuais presentes nas amostras. Após cada etapa cirúrgica simulada no crânio, o mesmo foi fotografado em vista frontal, lateral e perfil 3/4 para registro das tensões geradas.

Foram padronizadas quatro fotos diferentes para cada passo da sequência acima. Uma foto frontal, uma foto frontal com inclinação aproximada de 30° para melhor observar o pilar canino e fotos laterais com perfil de 3/4 para observar as forças se dissipando através dos processos pterigóideos da maxila. Para simular uma cirurgia de expansão rápida de maxila, os modelos foram submetidos ao protocolo de ERMCA sugerido por Betts *et al.*, (1995), que consistia na osteotomia Le Fot I subtotal. Para melhor análise da distribuição de tensão através das estruturas cranianas, ativações dos aparelhos foram realizadas entre as etapas cirúrgicas, como descritas a seguir:

Sequência do experimento Realizado

- 1. Fotos sem ativação (Frontal, lateral e perfil 3/4)
- 2. Seis ativações do parafuso de expansão
- 3. Fotos (Frontal, lateral e perfil 3/4)
- 4. Retorno das ativações do parafuso expansor ao zero
- 5. Osteotomia da linha média e paredes laterais da maxila
- 6. Permanência na estufa (40°C por 1,5 horas)
- 7. Fotos (Frontal, lateral e perfil 3/4)
- 8. Seis ativações do parafuso de expansão
- 9. Fotos (Frontal, lateral e perfil 3/4)
- 10. Doze ativações do parafuso de expansão
- 11. Fotos (Frontal, lateral e perfil 3/4)
- 12. Retorno das ativações do parafuso expansor ao zero
- 13. Osteotomia dos processos pterigóideos
- 14. Permanência na estufa (40°C por 1,5 horas)
- 15. Fotos (Frontal, lateral e perfil 3/4)
- 16. Seis ativações do parafuso de expansão
- 17. Fotos (Frontal, lateral e perfil 3/4)
- 18. Doze ativações do parafuso de expansão
- 19. Fotos (Frontal, lateral e perfil 3/4)

A etapa 1 foi utilizada como controle para posterior descrição da distribuição de forças pelos modelos. A etapa 3 foi utilizado para comparação da distribuição de forças entre os seis aparelhos de disjunção testados. Os passos seguintes foram feitos para comparar a distribuição de tensões pelos crânios após osteotomias simulando uma ERMCA.

As osteotomias foram padronizadas em todos os crânios, da forma descrita abaixo. Todas as osteotomias foram realizadas com disco de carborundum sob irrigação constante.

A. Osteotomia maxilar bilateral, que se estendeu do processo pterigóideo até a abertura piriforme. Esta osteotomia foi padronizada da seguinte maneira: Se inicia na abertura piriforme, 35 milímetros acima da cúspide do canino (figura 17), se estendendo para a região posterior da maxila, passando 25 milímetros acima da cúspide mésiovestibular do primeiro molar superior (figura 18) e 19 milímetros acima da cúspide mésiovestibular do segundo molar (figura 19). O término da osteotomia foi 8 milímetros aquém dos processos pterigóideos. Foi realizada também uma osteotomia palatina mediana entre os incisivos centrais.



Figura 17 – Marcação da osteotomia 35 mm acima da cúspide do canino.



Figura 18 – Marcação da osteotomia 25 mm acimma da cúspide mésiovestibular do primeiro molar.



Figura 19 – Marcação da osteotomia 19 mm acimma da cúspide mésiovestibular do segundo molar.

A figura 20 mostra o aspecto final da osteotomia inicial realizada nos seis crânios.



Figura 20 – Vista lateral do aspecto final da osteotomia.

B. Disjunção ptérigomaxilar. A osteotomia foi levada até os processos pterigóideos e os mesmos foram separados até cerca de 10 milímetros acima do nível da osteotomia (figura 21).



Figura 21 – Local da disjunção ptérigomaxilar.

Para controlar os movimentos dentários durante a expansão a distância intercanino, medida a partir da ponta das cúspides dos caninos e a distância intermolar, medida a partir da fossa central dos dentes molares, foram medidas antes da ativação inicial e após doze ativações, após rompimento dos processos pterigóideos com o auxílio de um paquímetro digital.

5 RESULTADOS

5.1 Testes de Carregamento dos Aparelhos Ortopédicos de Expansão

Os valores em Kgf obtidos durante os testes de carregamentos dos seis aparelhos são apresentados na tabela 1. A coluna da esquerda da tabela representa o número de ativações dos aparelhos e a linha superior representa a o tipo de aparelho e a ancoragem de cada um. Estes valores foram utilizados para construir os gráficos apresentados a seguir. As siglas apresentadas na tabela são semelhantes às utilizadas no decorrer da dissertação.

	H1	H2	Н3	A1	A2	A3
1	0,7323	0,8765	0,2081	0,3718	0,1329	0,1114
2	1,815	1,652	0,7289	0,4416	0,2644	0,2295
3	2,179	2,122	1,259	0,5074	0,7208	0,2846
4	3,615	3,027	2,306	0,8872	1,22	0,4027
5	4,664	4,099	4,024	1,09	2,067	0,6134
6	5,772	5,208	5,957	1,252	4,318	0,7691

Tabela 1 – Valores em Kgf das forças produzidas pelos seis aparelhos durante seis ativações consecutivas.

O gráfico da figura 22 mostra os resultados dos testes de força em Kgf para as seis primeiras ativações de cada aparelho Hyrax. Os três aparelhos desenvolveram forças semelhantes, com valor acima de 500 miligramas após a segunda ativação. O valor final das forças nas três ancoragens testadas foi semelhante. O aparelho Hyrax com bandas em caninos e segundos molares apresentou inicialmente menor produção de força, mas a partir da quinta ativação apresentou resultados semelhantes aos outros aparelhos Hyrax.



Figura 22 – Forças desenvolvidas pelos aparelhos Hyrax em Kgf.

O gráfico da figura 23 revela que os aparelhos Haas com bandas em caninos geraram menores forças durante a ativação. Ocorre também um aumento linear das forças à medida que os aparelhos são ativados, porém estas forças são de menor intensidade. Os três aparelhos desenvolveram forças com valor acima de 500 miligramas após a quarta ativação. O Aparelho A2 mostra um pico de força a partir da quinta ativação maior que os demais aparelhos e corresponde ao início da deformação do aparelho.



Figura 23 – Forças desenvolvidas pelos aparelhos Haas em Kgf.

O gráfico da figura 24 mostra a comparação do aumento linear de forças produzidas pelos seis aparelhos testados neste experimento. Nota-se que as forças produzidas pelos aparelhos hyrax são de maior intensidade que a força produzida pelos aparelhos Haas.



Figura 24 – Comparação das forças geradas pelos seis aparelhos, em Kgf.

5.2 Análise da Distribuição de Tensões nos Crânios de Resina Fotoelástica com Diferentes Ancoragens Ortodônticas

5.2.1 Análise Comparativa da Distribuição Inicial de Tensões entre os Aparelhos

As forças produzidas pelos aparelhos geraram tensões que se concentraram na região anterior do palato. O efeito inicial foi observado na região alveolar entre os incisivos centrais, com direção posterior, ao longo da linha média do palato.

Nas seis configurações testadas, as seis primeiras ativações ainda sem cortes nos modelos produziram forças que se dissiparam através dos pilares caninos, pilares zigomaticomaxilares e túber de maxila, se dissipando através dos processos pterigóideos. A partir desta região, as forças se concentraram nos processos frontais da maxila, na sutura frontozigomática e na asa maior do esfenóide. As forças também apresentaram um padrão súpero medial, se concentrando na parede medial da órbita, na região dos ossos nasais e lacrimais. Essa descrição pode ser vista nas seis figuras que se seguem, cada uma apresentando os resultados da ativação inicial de cada aparelho. A figura 25 apresenta um crânio sem tensões usado como controle para comparação entre os aparelhos e osteotomias.



Figura 25- Crânio sem tensão em vista frontal (A) e ínferosuperior (B).

5.2.1.1 Análise Comparativa da Distribuição Inicial de Tensões entre os Aparelhos Hyrax

As diferentes ancoragens do aparelho ortopédico Hyrax apresentaram maiores concentrações de tensões (maior número de franjas isocromáticas) na região anterior da maxila na medida em que se aumentava a distância entre os dentes utilizados para ancoragem. Ou seja, houve maior concentração de tensões na região anterior de maxila nos aparelhos que utilizaram a ancoragem e comparada com a 1 e na ancoragem 3 comparada com a 2.

A figura 26 mostra os resultados de seis ativações do aparelho Hyrax com bandas em primeiros pré-molares e primeiros molares. Pode-se notar uma distribuição de tensões por todo o complexo do terço médio da face. A maior intensidade de tensões se localizou nos dentes molares, crista zigomática, região entre os incisivos centrais e sutura frontozigomática. Houve menor intensidade de tensões na região dos pilares caninos e por consequência nos processos frontais da maxila e parede medial da órbita, quando comparado com outras ancoragens.

O aparelho H2 após as seis primeiras ativações ainda sem cortes no modelo apresentou distribuição de tensões por todo o perímetro do arco maxilar, com dissipação de tensões pelos pilares zigomaticomaxilar, na linha média entre os incisivos centrais, nos pilares caninos e processos frontais da maxila e na região das suturas frontozigomatica (figura 27).



Figura 26 - Resultado do aparelho H1 em vista frontal (A) e ínferosuperior (B).





Figura 27 - Resultado do aparelho H2 em vista frontal (A) e ínferosuperior (B).

O aparelho H3 após as seis primeiras ativações ainda sem cortes no modelo produziram forças que se dissiparam através dos pilares zigomaticomaxilar, na linha média entre os incisivos centrais e na região das suturas frontozigomatica (figura 28, página 51). Houve maior intensidade de tensões nos processos frontais da maxila e pilares caninos comparativamente aos aparelhos H1 e H2. Não foram notadas diferenças entre a ancoragem no primeiro ou segundos molares nos aparelhos Hyrax.

5.2.1.2 Análise Comparativa da Distribuição Inicial de Tensões entre os Aparelhos Haas

A ativação inicial dos três aparelhos Haas produziu tensões de média a grande intensidade que se iniciaram próximos aos dentes caninos e primeiros molares e apresentaram direção superior, através dos pilares canino e zigomático. Na região anterior, as tensões se espalharam através do processo frontal da maxila, se concentrando na região dos ossos nasais e lacrimais. Lateralmente, as tensões produziram franjas ao longo da crista zigomática, se concentrando na sutura frontozigomática e bordo orbitário superior. Estas tensões também alcançaram a articulação pterigomaxilar, se dissipando pelos pilares pterigóideos e sutura frontozigomática. No palato, a ativação inicial causou uma concentração de tensões na linha média da maxila em todas as três ancoragens testada.

O aparelho A1 após as seis primeiras ativações ainda sem cortes no modelo produziram forças que se dissiparam através dos pilares zigomaticomaxilar, na linha média entre os incisivos centrais e na região das suturas frontozigomatica (figura 29, página 51). Houve uma distribuição de tensões semelhante por todo o arco maxilar, devido à presença da peça de acrílico nestes aparelhos.





Figura 28 - Resultado do aparelho H3 em vista frontal (A) e ínferosuperior (B).





Figura 29 - Resultado do aparelho A1 em vista frontal (A) e ínferosuperior (B).

O aparelho A2 após as seis primeiras ativações ainda sem cortes no modelo apresentou distribuição de tensões por todo o perímetro do arco maxilar, com dissipação de tensões pelos pilares zigomaticomaxilar, na linha média entre os incisivos centrais, nos pilares caninos e processos frontais da maxila e na região das suturas frontozigomática (figura 30, página 53).

O aparelho A3 após as seis primeiras ativações ainda sem cortes no modelo produziram forças que se dissiparam através dos pilares zigomaticomaxilar, na linha média entre os incisivos centrais e na região das suturas frontozigomática (figura 31, página 53). Houve maior intensidade de tensões nos processos frontais da maxila e pilares caninos comparativamente aos aparelhos A1.

Os aparelhos Haas apresentaram maior concentração de tensões na região de alveolar de suporte aos dentes em relação aos aparelhos Hyrax, apresentando franjas isocromátcas por todo o perímetro do arco maxilar. As diferentes ancoragens do aparelho ortopédico Haas apresentaram maiores concentrações de tensões (maior número de franjas isocromáticas) na região anterior da maxila na medida em que se aumentava a distância entre os dentes utilizados para ancoragem, de modo similar aos aparelhos Hyrax. Ou seja, houve maior concentração de tensões na região anterior de maxila nos aparelhos que utilizaram a ancoragem e comparada com a 1 e na ancoragem 3 comparada com a 2. Não foram notadas diferenças entre a ancoragem no primeiro ou segundos molares nos aparelhos Haas.



Figura 30 - Resultado do aparelho A2 em vista frontal (A) e ínferosuperior (B).



Figura 31 - Resultado do aparelho A3 em vista frontal (A) e ínferosuperior (B).

5.2.2 Análise Comparativa da Distribuição de Tensões após Osteotomias Vestibulares e Palatina Mediana

As fotos descritas a seguir representam três momentos diferentes do teste fotoelástico. A primeira foto de cada aparelho (A) representa a ativação inicial, utilizada como comparação para as fotos seguintes. A segunda foto (B) representa o crânio sem tensão após osteotomia da linha média e paredes laterais de maxila. A terceira foto (C) representa o resultado após seis ativações dos aparelhos adaptados em cada crânio.

Os aparelhos Hyrax e Haas apresentaram comportamento semelhante em relação à distribuição de tensões pelo esqueleto facial. Houve uma clara redução de formação de franjas em direção superior na maioria das estruturas anatômicas após a realização das osteotomias vestibulares e palatina mediana. Como os pilares caninos e pilares zigomaticomaxilares deixaram de transmitir forças, houve um acúmulo de franjas na região dos dentes molares e túber de maxila que se dissipavam através dos processos pterigóideos.

A dissipação de tensões pelo túber de maxila e processos pterigóideos pode ser notada nas figuras 32 e 33, que se encontram na página 55, figuras 34 e 35, que se encontram na página 56 e figuras 36 e 37, que se encontram na página 57, para todos os aparelhos e ancoragens testadas. Pode-se notar a presença de franjas isocromáticas na região posterior da maxila, pilares zigomaticomaxilares e suturas frontozigomáticas. As suturas frontozigomáticas e pilares zigomaticomaxilar apresentam-se com franjas de tensão devido à irradiação de forças pelos processos pterigóideos do osso esfenóide.



Figura 32 – Resultado do aparelho H1 antes (A) da osteotomia, após osteotomia sem ativação (B) e após seis ativações subseqüentes à

osteotomia (C).



Figura 33 – Resultado do aparelho H2 antes (A) da osteotomia, após osteotomia sem ativação (B) e após seis ativações subseqüentes à osteotomia (C).



Figura 34 – Resultado do aparelho H3 antes (A) da osteotomia, após osteotomia sem ativação (B) e após seis ativações subseqüentes à

osteotomia (C).



Figura 35 – Resultado do aparelho A1 antes (A) da osteotomia, após osteotomia sem ativação (B) e após seis ativações subseqüentes à osteotomia (C).



Figura 36 – Resultado do aparelho A2 antes (A) da osteotomia, após osteotomia sem ativação (B) e após seis ativações subseqüentes à

osteotomia (C).



Figura 37 – Resultado do aparelho A3 antes (A) da osteotomia, após osteotomia sem ativação (B) e após seis ativações subseqüentes à osteotomia (C).

5.2.3 Análise Comparativa da Distribuição de Tensões entre Seis e Doze Ativações antes da Disjunção Ptérigomaxilar

As fotos descritas a seguir representam dois momentos diferentes do teste fotoelástico. A primeira foto de cada aparelho (A) representa a ativação em seis quartos de volta após osteotomia da linha média e paredes laterais de maxila. A segunda foto (B) representa o crânio após doze quartos de volta após osteotomia da linha média e paredes laterais de maxila.

Os aparelhos Hyrax e Haas apresentaram comportamento semelhante ao apresentado na seção anterior em relação à distribuição de tensões pelos pilares caninos e pilares zigomaticamaxilar, ou seja, estas regiões deixaram de transmitir tensões. Houve um acúmulo de franjas na região dos dentes molares e túber de maxila que se dissipavam através dos processos pterigóideos.

Comparando-se as fotos iniciais (A) com as finais (B) nota-se aumento da intensidade de cores das franjas isocromáticas, em todos os aparelhos Hyrax e Haas. Este aumento na intensidade de cores nas franjas isocromáticas pode ser visto nas figuras 38 e 39, na página 59 e figura 40 na página 60 para os aparelhos Hyrax e figura 41 na página 60 e figuras 42 e 43 na página 61. As suturas frontozigomáticas apresentam-se com franjas de tensão devido à irradiação de forças pelos processos pterigóideos do osso esfenóide e as paredes mediais das órbitas apresentam-se com franjas de tensão devido à irradiação de forças pela parede lateral do nariz.



Figura 38 – Resultado do aparelho H1 após seis ativações (A) e após doze ativações subseqüentes à osteotomia (B).



Figura 39 – Resultado do aparelho H2 após seis ativações (A) e após doze ativações subseqüentes à osteotomia (B).



Figura 40 – Resultado do aparelho H3 após seis ativações (A) e após doze ativações subseqüentes à osteotomia (B).



Figura 41 – Resultado do aparelho A1 após seis ativações (A) e após doze ativações subseqüentes à osteotomia (B).



Figura 42 – Resultado do aparelho A2 após seis ativações (A) e após doze ativações subseqüentes à osteotomia (B).



Figura 43 – Resultado do aparelho A3 após seis ativações (A) e após doze ativações subseqüentes à osteotomia (B).

5.2.4 Análise Comparativa da Distribuição de Tensões após Disjunção Ptérigomaxilar

Os aparelhos Hyrax e Haas apresentaram comportamento semelhante em relação à distribuição de tensões pelo esqueleto facial após a disjunção ptérigomaxilar. Após esta disjunção houve uma diminuição nas zonas de concentração de tensão que se distribuíam pelo terço médio da face e nas áreas adjacentes aos dentes. A dissipação de forças para as regiões superiores dos seis crânios avaliados também diminuiu. Não houve aumento das tensões geradas nas regiões superiores da órbita. A única região que permaneceu intacta após a disjunção ptérigomaxilar foram as paredes laterais do nariz, que também formam as paredes mediais da órbita, o que explica a existênica de franjas isocromáticas nesta região. Este padrão foi visto em todos os crânios da amostra, como evidenciado pelas figuras 49 a 54.

As fotos descritas a seguir representam três momentos diferentes do teste fotoelástico. A primeira foto de cada aparelho (A), em perfil 3/4 representa a distribuição de tensões pelos dentes posteriores e processos pterigóideos após seis ativações, antes de realizar a disjunção ptérigomaxilar. A segunda foto (B), em perfil 3/4, representa o crânio após disjunção ptérigomaxilar após seis ativações. A terceira foto (C), em vista frontal, representa o crânio após disjunção ptérigomaxilar após seis ativações.

A ausência de tensões após disjunção ptérigomaxilar pode ser vista nas figuras 44 e 45, que se encontra na página 63, 46 e 47, que se encontra na página 64 e 48 e 49, que se encontra na página 65, para todos os aparelhos e ancoragens testadas.



Figura 44 – Resultado do aparelho H1 ativado antes da disjunção ptérigomaxilar (A), após ativação do aparelho e disjunção

ptérigomaxilar em vista 3/4 (B) e frontal (C).



Figura 45 – Resultado do aparelho H2 ativado antes da disjunção ptérigomaxilar (A), após ativação do aparelho e disjunção ptérigomaxilar em vista 3/4 (B) e frontal (C).


Figura 46 – Resultado do aparelho H3 ativado antes da disjunção ptérigomaxilar (A), após ativação do aparelho e disjunção

ptérigomaxilar em vista 3/4 (B) e frontal (C).



Figura 47 – Resultado do aparelho A1 ativado antes da disjunção ptérigomaxilar (A), após ativação do aparelho e disjunção ptérigomaxilar em vista 3/4 (B) e frontal (C).



Figura 48 – Resultado do aparelho A2 ativado antes da disjunção ptérigomaxilar (A), após ativação do aparelho e disjunção

ptérigomaxilar em vista 3/4 (B) e frontal (C).



Figura 49 – Resultado do aparelho A3 ativado antes da disjunção ptérigomaxilar (A), após ativação do aparelho e disjunção ptérigomaxilar em vista 3/4 (B) e frontal (C).

5.2.5 Mensuração da Abertura da Distância Intercaninos e Intermolares

Os valores em milímetros obtidos durante os testes de expansão dos seis aparelhos apresentados são apresentados na tabela 2. A coluna da esquerda da tabela representa os aparelhos testados e a linha superior representa os valores obtidos em milímetros das distâncias antes e depois da expansão. As siglas apresentadas na tabela são semelhantes às utilizadas no decorrer da dissertação.

Independente da ancoragem utilizada pode-se observar que a expansão foi similar em todos os aparelhos testados. Não houve diferença entre nenhum aparelho. A abertura média foi de 2,2 milímetros nos dentes caninos e 2,5 milímetros nos dentes molares.

	Intercaninos		Intermolares	
	Pré Expansão	Pós Expansão	Pré Expansão	Pós Expansão
A1	34,06	36,28	45,17	47,32
A2	34,08	36,58	44,90	47,47
A3	34,58	36,39	45,20	47,68
H1	34,12	36,42	45,10	47,64
H2	34,32	36,51	44,85	47,69
H3	34,26	36,44	44,92	47,32

Tabela 2 – Valores em milímetros das distâncias intercaninos e intermolares para aparelho testado.

DISCUSSÃO

6.1 Testes de Carregamento dos Aparelhos para Expansão Rápida de Maxila Cirurgicamente Assistida

A eficácia e estabilidade em longo prazo da ERMCA dependem da natureza das forças de expansão usadas, do grau de maturidade do esqueleto facial e das técnicas cirúrgicas utilizadas. A escolha do aparelho é baseada em sua habilidade em realizar a expansão palatina por exceder a resistência das suturas dos ossos faciais e induzir a separação das metades da maxila e estruturas adjacentes.

A quantidade de força e o ritmo de aplicação, entre outras variáveis biomecânicas rotineiramente não são mensuradas durante a ERMCA. O controle destas variáveis é importante no tratamento de todos os pacientes, principalmente reconhecer qual a força necessária para separar as metades da maxila e ao mesmo tempo reconhecer o limite de força que as estruturas de suporte, como dentes, ligamento periodontal e suturas ósseas, suportam sem causar complicações.

Todos os aparelhos testados geraram forças de pico de deslocamento maior que 500 gramas a partir da segunda ativação. Após esta carga, os aparelhos apresentavam distorção e o teste foi interrompido por que as metades de gesso que suportavam o aparelho se tocavam. O estudo de Carano & Siciliani (2001) sugere que a força mínima para realizar expansão da sutura é de 670 gramas e Shetty *et al.* (1994) sugerem uma força de aproximadamente 500 gramas. A popularidade do aparelho Hyrax vem de sua capacidade de gerar forças que causam o rompimento da sutura palatina mediana (da Silva Filho, 1991). As forças necessárias para realizar a expansão ortopédica são conhecidas, ao passo que as forças necessárias para realizar a ERMCA são desconhecidas.

A experiência clínica diz que são necessárias forças de menor magnitude, pois alguns ou todos os pilares de resistência a expansão são rompidos. Portanto, apesar haver variação entre as forças geradas pelos aparelhos testados, todos eles mostraram-se capazes de gerar força suficiente para afastar as metades da maxila.

Na prática clínica, estes fatos são observados, por que no aparelho Haas a expansão do osso basal da maxila ocorre por aumento da sutura palatina mediana por que a peça de acrílico seria responsável por direcionar a força próxima ao centro de resistência, movendo toda a maxila. O aparelho Hyrax dissipa as tensões através dos dentes e processos alveolares, causando maior inclinação dentária (Oliveira *et al.*,2004). Neste estudo os aparelhos Hyrax apresentaram maior força de ativação comparados com os aparelhos Haas. Os aparelhos foram fabricados com parafusos idênticos. A variação entre eles foi a ancoragem e a peça de acrílico presente nos aparelhos Haas. A concentração de forças apenas nos dentes pode explicar a maior força de ativação vista nos aparelhos Hyrax. A concentração destas forças em dentes próximos também explica o fato de que a ancoragem do grupo 1 (para aparelhos Haas e Hyrax) geraram maior força em ativações subseqüentes que os aparelhos dos grupos 2 e 3.

Em um estudo clínico Landes *et al.*, (2009) sugeriram que a ancoragem em dentes durante a ERMCA deve ser indicada em pacientes que apresentem boas condições periodontais e que aparelhos distratores com ancoragem óssea devem ser indicados em pacientes com arco maxilar muito estreito e com poucos dentes. De acordo com o modelo biomecânico de Koudstaal *et al.*,(2009 A e B), tanto aparelhos ancorados em osso (distratores) com ancorados em dentes irão apresentar vestibularização dos dentes, sendo que a ancoragem dentária apresenta efeitos bem maiores.

As vantagens dos aparelhos de ancoragem óssea sobre os aparelhos convencionais incluem ancoragem óssea direta, criando apenas expansão ortopédica,

ausência de vestibularização dos dentes, ausência de trauma periodontal com reabsorção radicular, evita a perda de ancoragem, evita a necrose da mucosa palatina, evita cáries dentais e problemas associados à má higiene bucal, especialmente em pacientes com retardo mental. Estes distratores apresentam perfil mais baixo, facilitando a sua ativação, podem ser colocados em maxilas extremamente estreitas, não havendo necessidade de parafusos ou bandas para sua contenção e são facilmente removidos sob anestesia local (Aziz & Tanchyk, 2008; Mommaerts, 1999; Kouldstaal *et al.*, 2005).

6.2 Análise Fotoelástica da Expansão Rápida de Maxila

Entre as várias metodologias existentes para estudar a distribuição de tensões, a análise fotoelástica é útil para analisar as estruturas biológicas, especialmente o crânio, devido a sua forma irregular. Esta análise permite avaliar a dissipação de tensões após a aplicação de uma carga e sua distribuição após alterações da carga ou da resistência da estrutura estudada. Esta informação é útil para aplicação clínica, porque as áreas de concentração de tensão indicam as regiões mais susceptíveis a complicações ou onde maiores respostas biológicas podem ser esperadas (Shetty *et al.*, 1994).

As vantagens do uso da análise fotoelástica para testes biomecânicos são sua facilidade de uso e baixo custo em relação às outras técnicas, permitindo uma visão geral do problema biomecânico que está sendo avaliado e revela a incidência de cargas em todo o objeto. As desvantagens são que ela não pode ser utilizada *in vivo*, a presença de tensão residual em algumas áreas pode dificultar a interpretação de resultados e não permite cálculo do valor da força estudada (Karl *et al.*, 2008).

As maiores contestações sobre a produção de modelos fotoelásticos estão associadas a sua confiabilidade e a validação do experimento. A confiabilidade está associada à correta replicação das estruturas anatômicas e na possibilidade de repetição

do experimento. Variações na sequência dos cortes poderiam causar diferentes distribuições de forças nos crânios de resina fotoelástica. A solução para este questionamento consistiu em simular o procedimento da mesma maneira que o mesmo é realizado em pacientes. O protocolo para ERMCA sugerido por Betts *et al.*, (1995) e Betts & Zicardi (2000) foi utilizado neste estudo porque este elimina de modo seqüencial todas as regiões de resistência para a expansão lateral da maxila. São elas: o pilar canino, o pilar zigomaticomaxilar, a sutura palatina mediana e os processos pterigóideos do osso esfenóide.

A validação do experimento depende da similaridade entre a estrutura testada e a estrutura biológica real. De acordo com Jaslow (1990), os princípios de validação de modelos matemáticos também podem ser aplicados em estruturas análogas a reais. As suturas tendem a ser locais de concentração de tensões e o comportamento biológico destas estruturas ainda não é totalmente compreendido. As grandes diferenças do modelo fotoelástico para o crânio baseiam-se nos diferentes módulos de elasticidade entre o osso e a resina fotoelástica, presenças de suturas ósseas e ligamento periodontal. Porém, os modelos utilizados neste estudo são idênticos entre si, em relação à forma, dimensões e propriedades elásticas, permitindo padronização e comparação entre os resultados. As réplicas de crânio em resina fotoelástica usados neste experimento também refletem as condições vivenciadas na prática clínica, tanto em relação ao padrão de abertura da osteotomia como em sua similaridade anatômica. Um exemplo são que as principais articulações da maxila são posteriores e superiores (sutura zigomaticomaxilar e os processos pterigóideos do osso esfenóide) e os resultados deste estudo demonstram que as tensões se acumulam principalmente nos molares e na região interincisivos.

A similaridade anatômica está relacionada à presença das cavidades existentes no crânio. Os modelos fotoelásticos utilizados neste estudo apresentam seio maxilar e processos pterigóideos, simulando a presença de pilares de resistência bem definidos

(canino, zigomaticomaxilar e processos pterigóideos). Os modelos utilizados neste estudo apresentam esta evolução por que todos os modelos de crânios encontrados na literatura científica até o momento não possuem cavidade internas, tornando a validação e replicabilidade do modelo questionável (Chaconas & Caputo, 1982; Alexandridis *et al.*, 1985; Shetty *et al.*, 1994; Kusakabe, 2007). Apesar de ser um modelo aproximado, as simulações realizadas neste estudo permitem gerar conclusões passíveis de aplicação clínica, quando associada à experiência acumulada no tratamento dos pacientes com deficiência transversa de maxila. A espessura das paredes dos seios maxilares das réplicas em resina também são semelhantes ao crânio humano. O modelo fotoelástico desenvolvido neste estudo apresentou uma estimativa razoável da distribuição de tensões no crânio humano durante o procedimento de ERMCA. A informação obtida neste estudo tem implicações clínicas, pois as áreas de maior concentração de tensões podem ser identificadas como áreas de maior resistência ou de maior resposta biológica.

A vista frontal da ativação inicial dos aparelhos Haas e Hyrax demonstra maior concentração de tensões nos crânios com aparelhos Haas em regiões mais altas da maxila, independente da ancoragem utilizada, sugerindo maior aplicação de forças sobre o osso basal. Os aparelhos Hyrax revelaram maior concentração de tensão nos dentes e adjacências. Poucos estudos comparam os aparelhos Haas e Hyrax, por que ambos os aparelhos são classificados como similares e apresentam um parafuso de expansão central. A diferença clínica entre os aparelhos Haas e Hyrax é que o primeiro, por ser dentomucosuportado, produz expansão ortopédica e dentária, enquanto que o segundo, por ser penas dentosuportado, produz maior expansão dentária (Oliveira *et al.*,2004). A expansão do osso basal da maxila ocorre por aumento da sutura palatina mediana por que a peça de acrílico no aparelho Haas seria responsável por direcionar a força próxima ao centro de resistência, movendo toda a maxila. O aparelho Hyrax dissipa as tensões através dos processos alveolares, aumentando a distância intermolar e intercaninos por expansão e por inclinação dentária. Estes dois aparelhos permitem o aumento do perímetro do arco

maxilar, corrigindo a atresia transversal de maxila e suas conseqüências. Porém o Hyrax permite melhor higienização e evita a necrose da mucosa palatina.

A avaliação inicial dos crânios também revelou grande concentração de tensões na linha mediana da maxila e dentes molares. A medição das distâncias intercaninos e intermolares demonstra um padrão de abertura similar nestes dois dentes. Estes resultados confirmam a observação clínica de que a posição mais posterior da ancoragem (segundos molares), mais próxima das áreas de resistência a expansão da maxila, pode produzir um padrão de expansão paralelo ao invés de um padrão de expansão em "V". Os resultados desta medição não podem ser validados por que somente uma mensuração por grupo foi realizada. Como as principais articulações da maxila são posteriores e superiores (sutura zigomaticomaxilar e os processos pterigóideos do osso esfenóide), as tensões se acumularão no sentido oposto, que são a região anterior e inferior da maxila e por consequência onde deveria haver maior aumento da distância interdental.

Segundo o estudo de Davidovitch *et al.*, (2005), a ancoragem irá exercer força diretamente sobre a região dentoalveolar utilizada. A vista frontal da ativação inicial dos aparelhos Haas e Hyrax demonstra maior concentração de tensões nos pilares caninos e processos frontais da maxila nos grupos que apresentavam ancoragem em caninos. Este tipo de ancoragem se justifica em pacientes que apresentam maxilas com maior constrição anterior.

Os resultados do presente estudo revelaram menor distribuição de tensões pelos pilares caninos e zigomaticomaxilar após osteotomias destes pilares, e acúmulo de tensões na região de túber e processos pterigóideos. Estas osteotomias da parede lateral da maxila e palatina mediana são realizadas nos procedimento de ERMCA e são justificadas pelos resultados deste estudo. Estas osteotomias foram propostas em

associação com a osteotomia da linha média da maxila como os únicos procedimentos para a ERMCA. A justificativa para evitar a disjunção ptérigomaxilar era o sangramento da região posterior de maxila e a impossibilidade de realizar o procedimento sob anestesia local. Vários autores apresentaram bons resultados clínicos com esta técnica (Lehman *et al.,* 1984; Glassman *et al.,* 1984; Bays & Greco, 1992; Pogrel *et al.,* 1992; Northway & Meade, 1997; Schimming *et al.,* 2000).

Existe uma controvérsia clínica sobre a necessidade ou não de disjunção ptérigomaxilar. De acordo com Bailey *et al.* (2004), a ERMCA é um procedimento com grandes probabilidades de recidiva. Mesmo assim, menos da metade de todos os pacientes apresentam algum grau de recidiva no pós-operatório. O objetivo do procedimento, portanto, é realizar passos adicionais para aumentar a estabilidade a níveis mais previsíveis quando a ERMCA é indicada. Seeberg *et al.* (2009) publicaram recentemente um estudo de longo prazo mostrando resultados clínicos satisfatórios sem recidiva após realizar a ERMCA sem disjunção ptérigomaxilar. Estudos anteriores também sugeriram este tipo de osteotomia, porém sem resultados a longo prazo (Lehman *et al.*, 1984; Glassman *et al.*, 1984; Pogrel *et al.*, 1992; Schimming *et al.* 2000). Apesar de existirem relatos de técnicas cirúrgicas conservadoras na literatura (preservando o septo nasal e a sutura ptérigomaxilar), estes estudos biomecânicos sugerem que sejam realizadas osteotomias dos processos pterigóideos da maxila para se obter padrões previsíveis de expansão e estabilidade pós-operatória (Proffit *et al.*, 1996; Bayley *et al.*, 2004; Chamberland *et al.*, 2008).

Existem dois fatores que podem influenciar a indicação da disjunção pterigomaxilar. São eles a idade e a discrepância esquelética entre a maxila atrésica e a mandíbula. Quanto mais velho o paciente, maior será a ossificação das suturas craniofaciais. Portanto, mais pilares devem ser fragilizados para se obter a expansão necessária. Em relação à discrepância esquelética entre a maxila e a mandíbula, quanto

maior a discrepância, maior a quantidade de movimentação. Portanto, a disjunção pterigomaxilar pode ser necessária para realizar o movimento. Realizar a disjunção pterigomaxilar pode tornar o procedimento mais estável.

O custo total do procedimento também deve ser considerado ao indicar a técnica de ERMCA. A anestesia geral é indicada quando se pretende realizar a disjunção ptérigomaxilar de forma segura e previsível, elevando-se o custo total do procedimento. Isto por que além dos honorários referentes ao trabalho do cirurgião, o paciente deve arcar com os custos da internação hospitalar. A internação hospitalar inclui o tempo de centro cirúrgico, os honorários com o anestesiologista, a medicação utilizada no trans e pós operatório e o custo do leito por um período de 12 a 24 horas após o procedimento.

O maior número de ativações antes de realizar a disjunção ptérigomaxilar revelou maior concentração de tensões nos dentes posteriores, túber e processos pterigóideos da maxila e ausência de tensões nesta região após a separação. Timms (1980) mostrou que a ERM desloca fisicamente os processos pterigóides para lateral, com aumento médio de 58% da distância intermolar. Estudos biomecânicos também confirmam esse deslocamento para lateral (Shetty *et al.*, 1994; Han *et al.*, 2008, Holberg, 2007 B). Estas pesquisas corroboram com o resultado deste estudo, onde os processos pterigóideos são responsáveis por limitar o deslocamento lateral das metades da maxila, podendo comprometer a estabilidade da expansão alcançada ou até impedir que se alcance a expansão necessária. Portanto, os resultados deste estudo sugerem que quando maiores movimentos de abertura são necessários, é recomendável separar os processos pterigóideos para diminuir a possibilidade de lesão ao ligamento periodontal dos dentes de ancoragem, e principalmente aumentar a previsibilidade e estabilidade da expansão cirúrgica.

CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia aplicada e dentro das limitações deste trabalho podemos concluir que:

1. Os aparelhos Haas apresentaram melhor distribuição das tensões com menor concentração das mesmas nos dentes e adjacências do que o aparelho Hyrax.

2. As variações de ancoragem ortodôntica não apresentaram diferenças significativas, podendo ser indicadas de acordo com as particularidades de cada caso.

3. Durante o procedimento de expansão rápida de maxila, todos os pilares de resistência, inclusive os processos pterigóideos, devem ser fragilizados para evitar efeitos indesejáveis de acúmulo de tensões no restante das estruturas do crânio.

REFERÊNCIAS*

Abdu AT. Estudo da distribuição das tensões na mandíbula humana usando fotoelasticidade tridimensional [Dissertação]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia; 1994.

Alexandridis C, Caputo AA, Thanos CE. Distribution of stress in the human skull. J Oral Rehabil. 1985; 12(6): 499-507

Alpern MC, Yurosko JJ. Rapid palatal expansion in adults with and without surgery. Angle Orthod. 1987; 57(3): 245-63.

Angell EC. Treatment of irregularities of the permanent of adult teeth. Dent Cosmos. 1860; (1): 540-544.

Anttila A, Finne K, Keski-Nisula K, Somppi M, Panula K, Peltomäki T. Feasibility and long-term stability of surgically assisted rapid maxillary expansion with lateral osteotomy. Eur J Orthod. 2004; 26(4): 391-95.

Araújo CA, Neves FD, Bernardes SR. Stress analysis in dental implants using the photoelasticity technique. Proceedings of the 3th national congress of mechanical engineering. Belém, Brazil; 2004.

Aziz SR, Tanchyk A. Surgically Assisted Palatal Expansion With a Bone-Borne Self-Retaining Palatal Expander. J Oral Maxillofac Surg. 2008; 66(9): 1788-93.

^{*} De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada nas normas do International Cometee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos de acordo com o Medline.

Bailey LTJ, Cevidanes LHS, Proffit WR. Stability and predictability of orthognathic surgery. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004; 126(3): 273-7.

Barber AF, Sims MR. Rapid maxillary expansion and external root resorption in man: a scanning electron microscope study. Am J Orthod. 1981; 79(6): 630-52.

Basdra EK, Zoller JE, Komposch G. Surgically assisted rapid palatal expansion. J Clin Orthod. 1995; 29(12): 762-66.

Bays RA, Greco JM. Surgically assisted rapid palatal expansion: an outpatient technique with long-term stability. J Oral Maxillofac Surg. 1992; 50(2): 110-5.

Bell WH, Epker BN. Surgical-orthodontic expansion of the maxilla. Am J Orthod. 1967; 70(5): 5-17.

Bell WH, Jacobs JD. Surgical-orthodontic correction of horizontal maxillary deficiency. J Oral Surg. 1979; 37(12): 897-902.

Betts NJ, Vandarsal RL, Barber HD *et al*. Diagnosis and treatment of transverse maxillary deficiency. Int J Orthod Orthognath surg. 1995; 10(2): 75-96.

Betts NJ, Ziccardi VB. Surgically assisted maxillary expansion. In: Fonseca RJ, editor. Oral and Maxillofacial Surgery – Orthognathic Surgery. 1. ed. Philadenphia: W.B. Sauders Company; 2000. p. 211-231.

Biederman W. A hygienic appliance for rapid expansion. J Pract Orthod. 1968; 2(2): 67-70.

Braun S, Bottrel JA, Lee KG, Lunazzi JJ, Legan HL. The biomechanics of rapid maxillary sutural expansion. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2000; 118(3): 257-61.

Bretos JLG, Pereira MD, Gomes HC, Hino CT, Ferreira LM. Sagittal and Vertical Maxillary Effects After Surgically Assisted Rapid Maxillary Expansion (SARME) Using Haas and Hyrax Expanders. J Craniofac Surg. 2007; 18(6): 1322-26.

Brosh T, Vardimon AD, Ergatudes C, Spiegler A, Lieberman M. Rapid palatal expansion. Part 3: Strains developed during active and retention phases. Am J Orthod Dentofac Orthop 1998; 114(2): 123-33.

Brown GVI. The Surgery of Oral Diseases and Malformations: their Diagnosis and Treatment. London: Kimpton; 1938.

Byloff FK, Mossaz CF. Skeletal and dental changes following surgically assisted rapid palatal expansion. Eur J Orthod. 2004; 26(4): 403-9.

Capelozza Filho L, Mazzottini R, Cardoso Neto J, Silva Filho OG. Expansão rápida da maxila cirurgicamente assistida. Ortodontia. 1994; 27(1): 21-30.

Carano A, Siciliani G. Effect of different force levels on the midpalatine suture. Prog orthod. 2001; 2: 30-41.

Chaconas SJ, Caputo AA. Observation of orthopedic force distribution produced by maxillary orthodontic appliances. Am J Orthod. 1982; 82(6): 492-501.

Chamberland S, Proffit WR. Closer Look at the Stability of Surgically Assisted Rapid Palatal Expansion. J Oral Maxillofac Surg. 2008; 66(9): 1895-1900.

Chung CH, Goldman AM. Dental tipping and rotation immediately after surgically assisted rapid palatal expansion. Eur J Orthod. 2003; 25(4): 353-58.

Ciambotti C, Ngan P, Durkee M, Kohli K, Kim H. A comparison of dental and dentoalveolar changes between rapid palatal expansion and nickel-titanium palatal expansion appliances. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2001; 119(1): 11-20.

Codivilla A. On the means of lengthening, in the lower limbs, the muscles and tissues which are shortened through deformity. Am J Orthop Surg. 1905; (2): 353-63.

Converse JM, Horowitz SL. The surgical-orthodontic approach to the treatment of dentofacial deformities. Am J Orthod. 1969; 55(3): 217-43.

da Silva Filho OG, Boas MC, Capelozza Filho L. Rapid maxillary expansion in the primary and mixed dentitions: a cephalometric evaluation. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1991; 100(2): 171-9.

Dally JW, Riley WF. Experimental stress analysis. Tokyo: McGraw-Hill Kogakusha; 1978.

Davidovitch M, Efstathiou S, Sarne O, Vardimon AD. Skeletal and dental response to rapid maxillary expansion with 2- versus 4-band appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005; 127(4): 483-92.

Davis, WM, Kronman JH. Anatomical changes induced by splitting of the midpalatal suture. The Angle Orthodontist. 1969; 39(2): 126-32.

Dechow P. Biomechanical rationale for surgical-orthodontic expansion of the adult maxilla - Discussion. J Oral Maxillofac Surg. 1994; 52(7): 750-51.

Ewers R, Schilli W. Photoelastic experiments on the implantation of a bone graft into the mandible with stable compression osteosynthesis. Int J Oral Surg. 1979; 8(6): 462-6.

Glassman AS, Nahigian SJ, Medway JM, Aronowitz HI. Conservative surgical orthodontic adult rapid palatal expansion: sixteen cases. Am J Orthod. 1984; 86(3): 207-13.

Greenbaum KR, Zachrisson BU. The effect of palatal expansion therapy on the periodontal supporting tissues. Am J Orthod. 1982; 81(1): 12-21.

Haas AJ. Long-term posttreatment evaluation of rapid palatal expansion. Angle Orthod. 1980; 50(3): 189-217.

Haas AJ. Rapid palatal expansion of the maxillary dental arch and nasal cavity by opening the midpalatal suture. Angle Orthod. 1961; 31(2): 73–90.

Haas AJ. The treatment of maxillary deficiency by opening the midpalatal suture. Angle Orthod 1965; 35(3): 200-17.

Han UA, Kim Y, Park JU. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution and displacement of the maxilla following surgically assisted rapid maxillary expansion. J Craniomaxillofac Surg. 2008; 37(3) : 1-10.

Hino CT, Pereira MD, Sobral CS, Kreniski TM, Ferreira LM. Transverse Effects of Surgically Assisted Rapid Maxillary Expansion: A Comparative Study Using Haas and Hyrax. J Craniofac Surg. 2008; 19(3): 718-25.

Holberg C, Holberg N, Schwenzer K, Wichelhaus A, Rudzki-Janson I. Biomechanical Analysis of Maxillary Expansion in CLP Patients. Angle Orthodontist. 2007; 77(2): 280-87. A

Holberg C, Steinhäuser S, Rudzkic I. Surgically assisted rapid maxillary expansion: Midfacial and cranial stress distribution. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007; 132(6): 776-82. B

Ilizarov GA. Clinical applications of the tension–stress effect for limb lengthening. Clin Orthop. 1990; (250): 8-26.

Isaacson RJ, Ingram AH. Forces produced by rapid maxillary expansion. Part I: forces present during treatment. Angle Orthod. 1964; (34): 256-60.

Isaacson RJ, Wood JL, Ingram AH. Forces produced by rapid maxillary expansion. Part II. Angle Orthod. 1964: (34): 261-70.

Iseri H, Tekkaya AE, Oztan O, Bilgic S. Biomechanical effect of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method. Eur J Orthod. 1998; 20(4): 347-56.

Jafari A, Shetty K, Kumar M. Study on stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces- a threedimensional FEM study. Angle Orthod. 2003; 73(1): 12-20. Jaslow CR. Mechanical properties of cranial sutures. J Biomech. 1990; 23(4): 313-21

Karasz I, Korondi L, Szabo G. Photoelastic stress analysis on mandibular osteosynthesis. Int J Oral Surg. 1986; 15(3): 259-62.

Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2009; 17(2): 50-7.

Kennedy JW 3rd, Bell WH, Kimbrough OL, James WB. Osteotomy as an adjunct to rapid maxillary expansion. Am J Orthod. 1976; 70(2): 123-37.

Knaup B, Yildizhan F, Wehrbein H. Age-related changes in the midpalatal suture. A histomorphometric study. J Orofac Orthop. 2004; 65(6): 467-74.

Koblan PM 3rd, Capuano M, Panzer R. Correction of posterior crossbite. N Y State Dent J. 1997; 63(2): 40-4.

Kole H. Surgical operations on the alveolar ridge to correct occlusal abnormalities. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1959; 12(5): 515-29.

Koudstaal MJ, Poort LJ, van der Wal KG, Wolvius EB, Prahl-Andersen, Schulten AJM. Surgically assisted rapid maxillary expansion (SARME): a review of the literature. Int J Oral Maxillofac Surg. 2005; 34(7): 709-14.

Koudstaal MJ, van der Wal KG, Wolvius EB, Schulten AJM. The Rotterdam palatal distractor: introduction of the new bone-borne device and report of the pilot study. Int J Oral Maxillofac Surg. 2006; 35(1): 31-35.

Koudstaal MJ, Wolvius EB, Schulten AJM, Hop WCJ, van der Wal KG. Stability, tipping and relapse of bone borne versus tooth borne surgically assisted rapid maxillary expansion; a prospective randomized patient trial. Int J Oral Maxillofac Surg. 2009; 38(2): 308-15. A

Koudstaal MJ, Smets JBJ, Kleinrensink GJ, Schulten AJM, van der Wal KG. Relapse and stability of surgically assisted rapid maxillary expansion: an anatomic biomechanical study. J Oral Maxillofac Surg. 2009; 67(1): 10-14. B

Kusakabe T, Caputo AA, Shetty V, Lida J. Biomechanical rationale for surgically facilitated expansion of the maxilla in the cleft palate patient. World J Orthod. 2007; 8(2): 167-173.

Landes CA, Laudemann K, Schubel F, Petruchin O, Mack M, Kopp S, Sader RA. Comparison of Tooth- and Bone-Borne Devices in Surgically Assisted Rapid Maxillary Expansion by Three-Dimensional Computed Tomography Monitoring: Transverse Dental and Skeletal Maxillary Expansion, Segmental Inclination, Dental Tipping, and Vestibular Bone Resorption. J Craniofac Surg. 2009; 20(4): 1132-41.

Langford SR, Sims MR. Root surface resorption, repair, and periodontal attachment following rapid maxillary expansion in man. Am J Orthod. 1982; 81(2): 108-15.

Lehman JA Jr, Haas AJ, Haas DG. Surgical orthodontic correction of transverse maxillary deficiency: a simplified approach. Plast Reconst Surg. 1984; 73(1): 62-8.

Lehman JA Jr, Haas AJ. Surgical-orthodontic correction of transverse maxillary deficiency. Dent Clin North Am. 1990; 34(2): 385-95.

Lehman ML. Stress distribution in bone: a study of Benninghnff trajectories of the facial skeleton. In: Schumacher GH, editor. Morphology of the maxillo mandibular apparatus; Leipzig: Thieme; 1972. p. 187-92.

Melsen B. Palatal growth studied on human autopsy material. A histologic microradiographic study. Am J Orthod. 1975; 68(1): 42-54.

Mommaerts MY. Transpalatal distraction as a method of maxillary expansion. Br J Oral Maxillofac Surg. 1999; 37(4): 268-72.

Mongini F, Caldrale PM, Barberi G. Relationship between stress and the stress pattern in the human mandible. J Dent Res. 1979; 58(12): 2334-7.

Niederdellmann H, Schilli W, Ewers R, Akuamoa-Boateng E. Photoelastic behavior of osteosynthesis plates with different arrangement of screw holes for mandibular fractures. Int J Oral Surg. 1975; 4(1): 27-31.

Northway WM, Meade JB Jr. Surgically assisted rapid maxillary expansion: a comparison of technique, response, and stability. Angle Orthod. 1997; 67(4): 309-20.

Oliveira N L, da Silveira A C, Kusnoto B, Viana G. Three-dimensional assessment of morphologic changes of the maxilla: a comparison of 2 kinds of palatal expanders. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2004; 126(3): 354-62.

Pan X, Qian Y, Yu J, Wang D, Tang Y, Shen G. Biomechanical Effects of Rapid Palatal Expansion on the Craniofacial Skeleton With Cleft Palate: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. Cleft Palate-Craniofac J. 2007; 44(2): 149-54.

Persson M. Structure and growth of facial sutures. Odontol Revy. 1973; 24(suppl 6): 1-146.

Pogrel MA, Kaban LB, Vargervik K, Baumrind S. Surgically assisted rapid maxillary expansion in adults. Int J Adult Orthod Orthognath Surg. 1992; 7(1): 37-41.

Ralph JP, Caputo AA. Analysis of stress patterns in the human mandible. J Dent Res. 1975; 54(4): 814-21.

Ralph JR. Photoelastic studies in the edentulous human mandible. J Dent. 1975; 3(1): 9-14.

Ramieri GA, Spada MC, Austa M, Bianchi SD, Berrone S. Transverse maxillary distraction with a bone-anchored appliance: dento-periodontal effects and clinical and radiological results. Int J Oral Maxillofac Surg. 2005; 34(4): 357-63.

Rudman RA, Rosenthal SC, Shen C, Ruskin JD, Ifju PG. Photoelastic analysis of miniplate osteosynthesis for mandibular angle fractures. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1997; 84(2): 129-36.

Sato FRL, Asprino L, Consani S, de Moraes M. Comparative Biomechanical and Photoelastic Evaluation of Different Fixation Techniques of Sagittal Split Ramus Osteotomy in Mandibular Advancement. J Oral Maxillofac Surg. 2010; 68(1): 160-6.

Schimming R, Feller KU, Herzmann K, Eckelt U. Surgical and orthodontic rapid palatal expansion in adults using Glassman's technique: retrospective study. Br J Oral Maxillofac Surg. 2000; 38(1): 66-9.

Scott JH. Dentofacial Development and Growth. London: Pergamon Press; 1967.

Seeberger R, Kater W, Davids R, Thiele O. Long term effects of surgically assisted rapid maxillary expansion without performing osteotomy of the pterygoid plates. J Cranio Maxillofac Surg. 2009; 4: 1-4 (article in press.

Shetty V, Caridad JM, Caputo AA, Chaconas SJ. Biomechanical rationale for surgicalorthodontic expansion of the adult maxilla. J Oral Maxillofac Surg. 1994; 52(7): 742-9.

Sicher H, Dubrul L. Anatomia Oral. São Paulo: Porto Alegre, 1991.

Silverstein K, Quinn PD. Surgically assisted rapid palatal expansion for management of transverse maxillary deficiency. J Oral Maxillofac Surg. 1997; 55(7): 725-27.

Steinhauser EW. Midline splitting of the maxilla for correction of malocclusion. J Oral Surg. 1972; 30(6): 413-22.

Suri L, Taneja P. Surgically assisted rapid palatal expansion: A literature review. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008; 133(2): 290-302.

Tanne K, Hiraga J, Kakiuchi K, Yamagata Y, Sakuda M. Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: a study using the finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1989; 95(3): 200-7.

Timms DJ, Moss JP. An histological investigation into the effects of rapid maxillary expansion on the teeth and their supporting tissues. Trans Eur Orthod Soc. 1971: 263-71.

Timms DJ, Vero D. The relationship of rapid maxillary expansion to surgery with special reference to midpalatal synostosis. Br J Oral Surg. 1981; 19(3): 180-96.

Timms DJ. A study of basal movement with rapid maxillary expansion. Am J Orthod. 1980; 77(5): 500-7.

Torres EM. Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes cone morse [Tese]. Ribeirão Preto: FORP-USP; 2008.

Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Laganá DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. Braz Oral Res. 2004, 18(1): 45-52.

Wriedt S, Kunkel M, Zentner A, *et al.* Surgically assisted rapid palatal expansion: an acoustic rhinometric, morphometric and sonographic investigation. J Orofac Orthop. 2001; 62(2): 107-15.

Wright GH. A study of the maxi llary sutures. Dent Cosmos. 1911; 52: 633-42.