

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E
INFORMÁTICA INDUSTRIAL - CPGEI

CHARLES KONDAGESKI

**DISTRATOR ÓSSEO CRANIANO DE ACIONAMENTO
MAGNÉTICO PERCUTÂNEO**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

CURITIBA

2010

CHARLES KONDAGESKI

**DISTRATOR ÓSSEO CRANIANO DE ACIONAMENTO
MAGNÉTICO PERCUTÂNEO**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Ciências, do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Paulo José Abatti

CURITIBA

2010

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

K82d Kondageski, Charles
Distrator ósseo craniano de acionamento magnético percutâneo / Charles
Kondageski. — 2010.
77 f. : il. ; 30 cm

Orientador: Paulo José Abatti
Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná.
Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial.
Área de concentração: Engenharia Biomédica Curitiba, 2010.
Bibliografia: f. 72-77

1. Crânio – Anomalias. 2. Distrator ósseo. 3. Crânio – Cirurgia.
4. Biomedicina. 5. Engenharia elétrica – Dissertações. I. Abatti, Paulo José,
orient. II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-
graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. III. Título.

CDD (22. ed.) 610.28

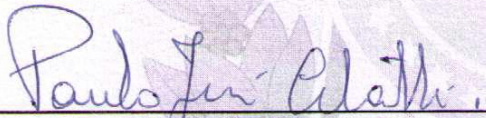
Título da Dissertação Nº 545:

“Distrator Ósseo Craniano de Acionamento Magnético Percutâneo”

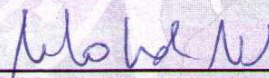
por

Charles Kondageski

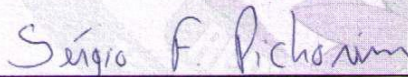
Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do título de MESTRE EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR – Campus Curitiba às 9h30min do dia 27 de outubro de 2010. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:



Prof. Paulo José Abatti, Dr.
(Presidente – UTFPR)



Prof. Murilo Sousa de Meneses, Dr.
(UFPR)

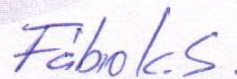


Prof. Sérgio Francisco Pichorim, Dr.
(UTFPR)



Prof. José Aguiomar Foggiatto, Dr.
(UTFPR)

Visto da coordenação:



Prof. Fábio Kurt Schneider, Dr.
(Coordenador do CPGEI)

AGRADECIMENTOS

Gostaria de expressar minha gratidão às diversas pessoas que contribuíram para a realização desta dissertação, e desde já me desculpo pelas omissões.

Inicialmente agradeço ao Prof. Dr. Paulo José Abatti pelos conselhos, pela disponibilidade, pelas discussões sempre construtivas e por ter acreditado e aprimorado as idéias que levaram à conclusão deste trabalho.

Ao Mestre em Ciências e doutorando do CPGEI, Gustavo Theodoro Laskoski, pela sua valiosa ajuda e dedicação durante a fase de experimentos realizadas no BIOTA (Laboratório de Biotelemetria da Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR).

Aos colegas do NUFER (Laboratório de Prototipagem e Ferramental), pelo imprescindível auxílio nas diversas fases envolvidas na concepção do protótipo proposto, teste de bancada e materiais utilizados. Muito obrigado a todos, particularmente ao Prof. Dr. Jose Aguiomar Foggiatto e aos alunos de iniciação científica Luis Gustavo Bernardo Mey e Julio Henrique Wolff Antonio, que não mediram esforços para cumprir diversas “missões impossíveis” com relação a prazos e demandas técnicas.

Aos colegas do setor de Metrologia, especialmente ao Prof. Dr. Walter Luís Mikos e ao estagiário Daniel Carlo Nadalin Trevisan, agradeço por todo o auxílio com relação às medições realizadas.

Aos colegas do Instituto de Neurologia de Curitiba, pelo apoio durante todas as fases da realização deste trabalho.

Aos meus pais por terem me mostrado os caminhos que trilharei por toda a vida.

À minha esposa Susan, agradeço pela sua tolerância, carinho e conforto durante estes dias de trabalho intenso, bem como pela sua ajuda direta na revisão de algumas partes deste trabalho. Mas, sobretudo, devo lhe agradecer por ser fonte de alegria e felicidade na minha vida, todos os dias.

RESUMO

KONDAGESKI, Charles. **Distrator Ósseo Craniano de Acionamento Magnético Percutâneo**. 2010. 77 f. Dissertação de Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2010.

As craniossinostoses são malformações do crânio decorrentes da ausência ou do fechamento precoce de uma ou de múltiplas suturas cranianas. O tratamento tem por objetivo a correção dos defeitos estéticos e controle da pressão intracraniana. Os distratores ósseos internos são uma opção cirúrgica interessante, pois possibilitam a movimentação óssea em determinada direção, e, conseqüentemente, uma modificam a conformação craniana. Esta dissertação descreve o desenvolvimento de um protótipo de distrator ósseo craniano de acionamento magnético percutâneo submetido a testes de bancada. O distrator desenvolvido foi prototipado em resina, contendo as seguintes partes: o cursor, a base, o mecanismo de trava unidirecional em cremalheira e o invólucro de proteção. O sistema de ativação apresenta uma peça ferromagnética interna, um ímã externo de ativação e dois parafusos de fixação. O modelo de bancada elaborado simulou as forças necessárias para a distração de placas ósseas cranianas. Os testes de bancada demonstraram que o acoplamento magnético entre o ímã externo e os discos ferromagnéticos internos foi capaz de promover um deslocamento máximo de 28 mm entre as placas, equivalente a uma força de 10,88 N. O mecanismo de trava em cremalheira para deslocamento unidirecional foi eficaz ao bloquear o retrocesso do cursor e desta forma manteve a distração.

Palavras-chave: Craniossinostoses. Distratores Ósseos. Acionamento Magnético.

ABSTRACT

KONDAGESKI, Charles. **Bench Testing of a Magnetic Calvarial Bone Distractor Activated Percutaneously**. 2010. 77 f. Dissertação de Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2010.

Craniosynostosis occurs as a result of the absence or premature closure of one or multiple cranial sutures. Its treatment aims at correcting the esthetic defects as well as to control the intra-cranial pressure. The use of internal bone distractors is a valuable surgical option, promoting direct bone movement, and thus modifying the skull contours. This dissertation includes the description of the development and bench testing of a magnetic calvarial bone distractor remotely activated. The distractor is made out of four parts, all prototyped using resin: the cursor, the base, the one-way locking system and the protection cap. The activation system is composed by one internal iron-magnetic plate, one external activation magnet and two fixation screws. The test bench was designed to simulate the expected forces to which the distractor should counteract. The bench testing showed that the magnetic coupling between the external magnet and the iron-magnetic plate was strong enough for the distractor to carry out a maximum 28-mm distraction, being equivalent to a 10.88 N force. The one-way locking system was efficient in preventing the distractor cursor to recede, maintaining the gap between the two plates stable.

Keywords: Craniosynostoses. Bone Distractors. Magnetic Activation.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - ILUSTRAÇÃO DO CRÂNIO DE UM RECÉM NASCIDO.....	16
FIGURA 2 - SÉRIE DE CRÂNIOS PUBLICADA POR ANDREAS VESALIUS EM 1543.....	17
FIGURA 3 - DISFUNÇÕES DAS SUTURAS CRANIANAS E CRANIOSSINOSTOSES RESULTANTES	19
FIGURA 4 - ILUSTRAÇÃO DE UM CRÂNIO COM ESCAFOCEFALIA.....	20
FIGURA 5 - PLAGIOCEFALIA ANTERIOR.....	21
FIGURA 6 - TRIGONOCEFALIA.....	21
FIGURA 7 - ESCAFOCEFALIA.....	22
FIGURA 8 - MÉTODO PARA OBTENÇÃO DAS MEDIDAS NECESSÁRIAS À DETERMINAÇÃO DO ÍNDICE CEFÁLICO.....	23
FIGURA 9 - O SINAL DO “COBRE BATIDO”.....	24
FIGURA 10 - TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA UTILIZADA EM UM CASO DE ESCAFOCEFALIA.....	25
FIGURA 11 - MODELO DE CAPACETE MOLDANTE.....	27
FIGURA 12 - ILUSTRAÇÃO DEMONSTRANDO TÉCNICA DE SUTURECTOMIA EM UM CASO DE ESCAFOCEFALIA	30
FIGURA 13 - CORREÇÃO DE PLAGIOCEFALIA ANTERIOR DIREITA ATRAVÉS DE OSTEOTOMIAS E RECONSTRUÇÃO CRANIOFACIAL	31
FIGURA 14 - CORREÇÃO DE ESCAFOCEFALIA UTILIZANDO TÉCNICA ENDOSCÓPICA	33
FIGURA 15 - ASPECTO CLÍNICO DE UM PACIENTE COM A SÍNDROME DE CROUZON	35
FIGURA 16 - DISTRAÇÃO OSTEOGÊNICA NO TRATAMENTO DA SÍNDROME DE CROUZON.....	35
FIGURA 17 - DISTRATORES MANDIBULARES EXTERNOS	37
FIGURA 18 - DISTRATORES MANDIBULARES INTERNOS	38
FIGURA 19 - DISTRATOR RÍGIDO EXTERNO (<i>RED FRAME</i>).....	39
FIGURA 20 - DISTRATOR MAXILAR INTERNO.....	40

FIGURA 21 - CORREÇÃO DE BRAQUICEFALIA COM O USO DE DISTRADORES INTERNOS.....	41
FIGURA 22 - CRANIOTOMIA EXPANSIVA UTILIZANDO UM PAR DE DISTRADORES INTERNOS.....	41
FIGURA 23 - DISTRATOR CRANIOFACIAL INTERNO ABSORVÍVEL DE ATIVAÇÃO EXTERNA	43
FIGURA 24 - DETALHAMENTO DAS PARTES CONSTITUINTES DO DISTRATOR ESQUELÉTICO INTRAMEDULAR CINÉTICO (ISKD).....	44
FIGURA 25 - O DISTRATOR <i>FITBONE</i> ®.....	45
FIGURA 26 - ASPECTO RADIOLÓGICO DO FÊMUR DE UM PACIENTE SUBMETIDO AO IMPLANTE DO DISPOSITIVO <i>FITBONE</i> ®....	46
FIGURA 27 - USO DE MOLAS AUTO-EXPANSÍVEIS.....	47
FIGURA 28 - OS TRÊS PROTÓTIPOS DESENVOLVIDOS.....	54
FIGURA 29 - SIMULAÇÃO DA MONTAGEM DO SISTEMA DE DISTRAÇÃO EM UM CRÂNIO DE ASPECTO ESCAFOCEFÁLICO.....	55
FIGURA 30 - O DISTRATOR E SUAS PARTES.....	57
FIGURA 31 - O MODELO DE BANCADA.....	58
FIGURA 32 - MONTAGEM PARA A DETERMINAÇÃO DAS RELAÇÕES CARGA VERSUS DESLOCAMENTO DO MODELO DE BANCADA.....	59
FIGURA 33 - INSTALAÇÃO, EM ETAPAS, DO DISTRATOR SOBRE O MODELO DE BANCADA.....	62
FIGURA 34 - ATIVAÇÃO E FUNCIONAMENTO DO DISTRATOR COM A CAIXA DE PROTEÇÃO REMOVIDA.....	63
FIGURA 35 - DISTRAÇÃO EM FUNÇÃO DA DISTÂNCIA DE ATIVAÇÃO....	64

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - COMPARAÇÃO ENTRE AS CARACTERÍSTICAS DOS DISTRADORES EXTERNOS E INTERNOS.....	42
TABELA 2 - CARACTERÍSTICAS DO ÍMÃ DE ATIVAÇÃO	56
TABELA 3 - DADOS REFERENTES À DETERMINAÇÃO DAS RELAÇÕES DESLOCAMENTO VERSUS CARGA DO SISTEMA DE BANCADA.....	60
TABELA 4 - DISTRAÇÃO MÁXIMA OBTIDA E CARGA MÁXIMA TOLERADA PELO SISTEMA DE DISTRAÇÃO EM FUNÇÃO DAS DIFERENTES ESPESSURAS DAS PLACAS DE ACRÍLICO SEPARADORAS.....	66

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1 - PREVALÊNCIA DE CASOS DE CRANIOSSINOSTOSES.....	23
GRÁFICO 2 - RELAÇÃO TEÓRICA ENTRE O DESLOCAMENTO E A CARGA IMPOSTA A UMA MOLA HELICOIDAL DE NITI	50
GRÁFICO 3 - RELAÇÃO DESLOCAMENTO VERSUS CARGA DO SISTEMA DE BANCADA.....	60
GRÁFICO 4 - RELAÇÃO DAS CARGAS DE OPOSIÇÃO À DISTRAÇÃO TOLERADAS PELO SISTEMA DE ATIVAÇÃO EM FUNÇÃO DAS DISTÂNCIAS ENTRE O ÍMÃ E A PLACA DE AÇO.....	67

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E GRANDEZAS FÍSICAS

ABS	Acrilonitrila Butadieno Estireno
AP	Ântero-posterior
DBC	Distância Bicoloral
DGO	Distância Glabella-ocipital
EUA	Estados Unidos da América
FDM	Modelagem por Fusão e Deposição, do inglês <i>Fused Deposition Modeling</i>
IC	Índice Cefálico
ISKD	Distrator Esquelético Intramedular Cinético, do inglês <i>Intramedullary Skeletal Kinetic Distractor</i>
MID	Distração modular interna, do inglês <i>Modular Internal Distraction</i>
NiTi	Liga de Níquel-Titânio
Nd ₂ Fe ₁₄ B	Neodímio Ferro Boro
PGA	Ácido Poliglicólico
PLLA	Ácido Poli L Lático
RED	Sistema de Distração externa rígida, do inglês <i>Rigid External Distraction frame system</i>
RM	Ressonância Magnética
RX	Raio X
TC	Tomografia Computadorizada
3D	Três dimensões

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	13
1.1 PREÂMBULO.....	13
1.2 OBJETIVOS.....	14
1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO.....	14
2 CRANIOSSINOSTOSES.....	16
2.1 DEFINIÇÃO.....	16
2.2 HISTÓRICO.....	17
2.3 FISIOPATOLOGIA.....	18
2.4 CLASSIFICAÇÃO E DIAGNÓSTICO.....	20
2.5 INVESTIGAÇÃO COMPLEMENTAR.....	24
2.6 TRATAMENTO.....	25
2.7 OBSERVAÇÃO.....	26
2.8 TRATAMENTOS NÃO CIRÚRGICOS.....	27
2.9 CIRURGIA.....	28
2.9.1 Conduta Cirúrgica: Quando e Como.....	28
2.9.2 Técnicas Cirúrgicas.....	29
2.9.2.1 <i>Suturectomias</i>	30
2.9.2.2 <i>Reconstruções Craniofaciais Convencionais</i>	31
2.9.2.3 <i>Osteotomias Assistidas por Endoscópio em Associação ao Uso de Capacetes Moldantes no Pós-Operatório</i>	32
2.9.3 Distração Osteogênica.....	34
2.9.4 Métodos e Dispositivos de Distração.....	36
2.9.4.1 <i>Distratores Externos Mandibulares</i>	37
2.9.4.2 <i>Distratores Mandibulares Internos</i>	38
2.9.4.3 <i>Distratores Externos Crânio-Órbita-Maxilares</i>	39
2.9.4.4 <i>Distratores Crânio-Órbita-Maxilares Internos</i>	40
2.9.5 Distratores de Ativação Interna.....	43
2.9.5.1 <i>Distrator Esquelético Intramedular Cinético (ISKD)</i>	43
2.9.5.2 <i>FITBONE®</i>	45
2.9.6 Distratores Auto Expansíveis.....	47
2.9.6.1 <i>Molas de Distração</i>	47
2.9.6.2 <i>Dispositivos de Contração Absorvível</i>	48
2.9.6.3 <i>Dispositivos de Distração/Contração de Níquel-Titânio(NiTi)</i>	49
3 DISTRATOR ACIONADO DE FORMA REMOTA.....	51
3.1 INTRODUÇÃO.....	51
3.2 CARGAS ESPERADAS PARA A DISTRAÇÃO.....	52
3.3 ACIONAMENTO MAGNÉTICO.....	52
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	54
4.1 CONCEPÇÃO DO DISTRATOR.....	54
4.2 DESCRIÇÃO DO PROTÓTIPO.....	56
4.3 MODELO DE BANCADA.....	58
4.3.1 Determinação da Relação Carga/Deslocamento do modelo de bancada.....	59
4.4 MÉTODO DE INSTALAÇÃO DO PROTÓTIPO.....	61
4.5 ATIVAÇÃO E FUNCIONAMENTO DO DISTRATOR.....	62
4.6 AVALIAÇÃO DO DISTRATOR.....	64

5 RESULTADOS	66
6 DISCUSSÃO.....	68
7 CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS.....	71
REFERÊNCIAS	72

1 INTRODUÇÃO

1.1 PREÂMBULO

As craniossinostoses se caracterizam pela ausência ou fechamento precoce das suturas cranianas, o que ocasiona uma distorção do crescimento do crânio em determinadas direções e resulta num crânio de aspecto morfológico anormal. Em decorrência da disfunção de uma determinada sutura craniana, tem-se uma apresentação clínica característica identificável com base no aspecto geral do crânio. Desta maneira, quando, por exemplo, a sutura metópica não se desenvolveu adequadamente, o crânio exibe um formato triangular na sua porção frontal, dando origem à trigonocefalia. As craniossinostoses incidem em aproximadamente 1 a cada 2000 novos nascimentos (RENIER *et al.*, 2000). O diagnóstico é primariamente clínico, entretanto, os exames complementares, como a tomografia do crânio com reconstrução em três dimensões (3D) e a ressonância magnética (RM) do encéfalo, muitas vezes se fazem necessários complementando as informações sobre o caso.

O tratamento, com poucas exceções, é eminentemente cirúrgico, tendo por objetivos a correção do formato do crânio, bem como a compensação de eventuais prejuízos funcionais (hipertensão intracraniana, distúrbios visuais, respiratórios e cognitivos). O repertório das opções cirúrgicas para o tratamento das craniossinostoses é vasto. As suturectomias, que implicam na ressecção das suturas cranianas anormalmente fusionadas, foram as técnicas inicialmente utilizadas na maioria dos centros mundiais. Embora se observasse uma melhora no aspecto craniano, muitas correções se demonstravam incompletas, enquanto que os índices de recidiva eram altos. No início dos anos 60, a introdução das técnicas de osteotomias amplas, seguidas da reconformação das placas ósseas e fixação das mesmas, revolucionaram a cirurgia craniofacial, tornando-se a opção de escolha em muitos serviços, o que persiste até os dias de hoje. Através destas técnicas, os resultados estéticos e funcionais obtidos são muito satisfatórios e com menor chance de recidiva. Ademais, é importante salientar que a maioria das cirurgias de reconstrução de craniossinostoses são procedimentos de grande porte, não isentos de complicações, mas que permanecem como a técnica de referência para a maioria dos serviços de cirurgia craniofacial mundiais (HAYWARD *et al.*, 2004; RENIER *et al.*, 2000).

Desde os anos 90, outras técnicas foram propostas, com o objetivo primordial de se alcançar resultados semelhantes aos das cirurgias reconstrutivas, porém de maneira menos invasiva (JIMENEZ; BARONE, 1998; TATUM; LOSQUADRO, 2008). A incorporação das técnicas de distração osteogênica no tratamento das desordens craniofaciais, lançando-se mão de diferentes tipos de dispositivos, internos ou externos, tem permitido aos cirurgiões obter resultados ainda melhores, uma vez que a distração osteogênica permite ajustes pós-operatórios visando determinadas porções do crânio e face de maneira individualizada (PELO *et al.*, 2007). Mais recentemente, o uso de materiais bioabsorvíveis e distratores auto-expansíveis aumentou o repertório de técnicas cirúrgicas do cirurgião craniofacial, possibilitando abordagens menos invasivas, com bons resultados estéticos e funcionais (MACKENZIE *et al.*, 2009).

1.2 OBJETIVOS

Os objetivos deste trabalho incluíram:

- o desenvolvimento de um protótipo de um novo distrator ósseo craniano;
- a construção de um modelo de bancada simulando as forças de oposição à distração;
- testar o princípio de acionamento magnético remoto (simulando o racionamento percutâneo) para o distrator desenvolvido;
- a análise da força máxima de distração tolerada pelo distrator;
- o levantamento da relação da força de distração versus a distância de ativação.

1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

A presente dissertação está organizada em cinco capítulos organizados da seguinte forma:

Capítulo 1 (Introdução) - Neste capítulo são apresentadas noções sobre as craniossinostoses, bem como são introduzidas as principais opções de tratamento, incluindo o uso de distratores craniofaciais. São incluídos ainda os objetivos e a organização estrutural em tópicos deste trabalho.

Capítulo 2 (Craniossinostoses) – O Capítulo 2 apresenta os conceitos de craniossinostoses com relação às suas definições, aspectos históricos, fisiopatologia, diagnóstico, investigação complementar e tratamento. As diversas técnicas cirúrgicas utilizadas para o tratamento das craniossinostoses são revistas, incluindo os conceitos de distração osteogênica. Os principais distratores utilizados nas cirurgias craniofaciais, bem como alguns distratores de uso em cirurgias ortopédicas, são também descritos.

Capítulo 3 (Distrator Acionado de Forma Remota) – Inicialmente neste capítulo são apresentadas as justificativas para o desenvolvimento de um distrator de acionamento remoto, características das forças de oposição à distração e noções sobre magnetismo estático

Capítulo 4 (Materiais e Métodos) – Neste capítulo são descritos os materiais e métodos empregados nesta dissertação, incluindo detalhes dos diversos protótipos desenvolvidos, bem como caracterização do modelo de bancada utilizado para os testes com o distrator. Foram também apresentadas as diversas partes do distrator final, seu modo de funcionamento e método de instalação, bem como definidos os procedimentos para os testes de carga, deslocamento e resolução do mesmo.

Capítulo 5 (Resultados) – Neste capítulo foram apresentados os resultados referentes ao desempenho do distrator submetidos aos testes de resolução, carga e deslocamento.

Capítulo 6 (Discussão) – Nesta seção é realizada uma análise crítica dos achados experimentais, contextualizando-os com os dados da literatura.

Capítulo 7 (Conclusões – Perspectivas Futuras) – Neste capítulo são feitas observações a respeito dos resultados obtidos com o protótipo, bem como são citadas perspectivas de novos estudos utilizando os princípios do distrator proposto.

2 CRANIOSSINOSTOSES

2.1 DEFINIÇÃO

O crânio humano é formado por diversos ossos unidos através das suturas cranianas. Estas têm por função permitir o crescimento antenatal e pós-natal do encéfalo e crânio, bem como facilitar a progressão do feto através do canal vaginal no momento do parto (Figura 1).

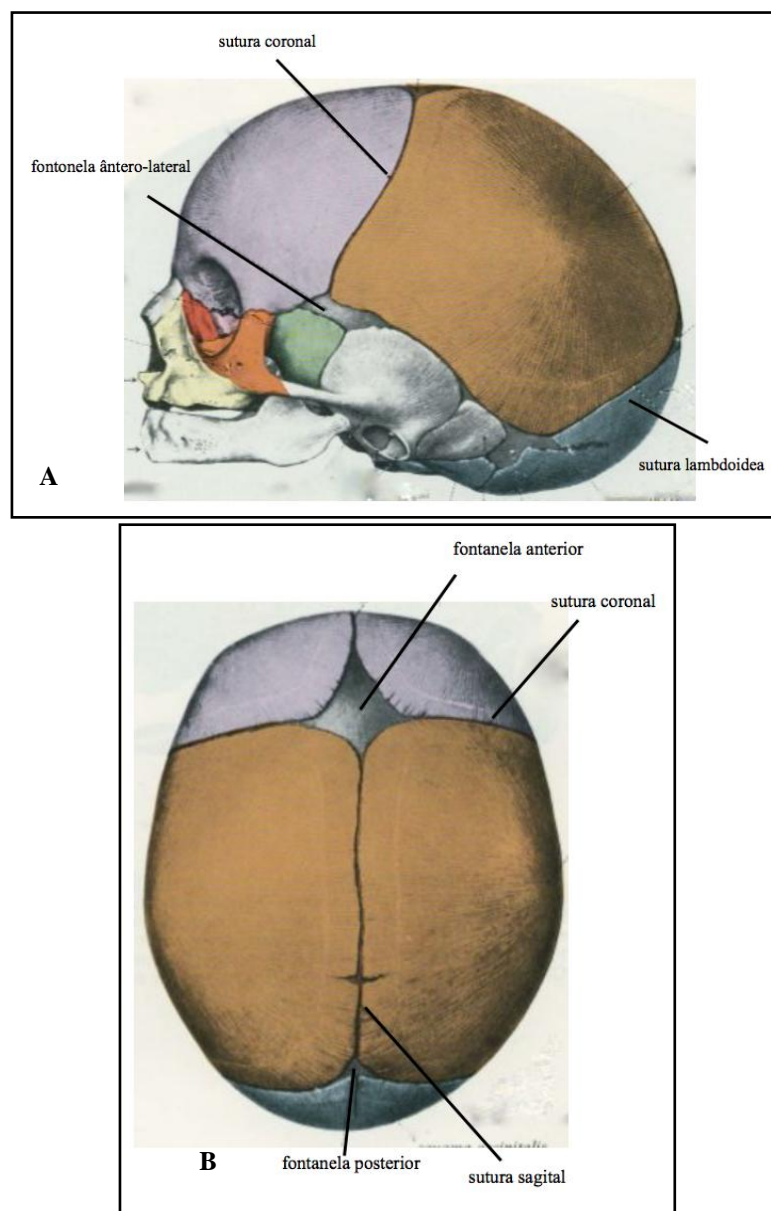


Figura 1 - Ilustração do crânio de um recém nascido. A) visão lateral esquerda demonstrando as suturas cranianas e fontanelas, B) Visão superior

Fonte: Adaptado de Sobotta, Ferner e Staubesand (1984).

As craniossinostoses se caracterizam pela fusão precoce de uma ou mais daquelas suturas cranianas, o que resulta numa deformidade craniana compensatória à restrição ao crescimento do crânio em determinada direção. Estas alterações ocorrem já na fase intra-útero, proximamente à quinta semana de desenvolvimento fetal, quando os ossos do crânio já estão formados e normalmente separados pelas suturas e fontanelas cranianas. Estima-se que as craniossinostoses, considerando-se todos os tipos, incidam em aproximadamente um para cada 2000 nascimentos vivos (RENIER *et al.*, 2000). Algumas craniossinostoses de incidência mais rara, denominadas craniossinostoses sindrômicas, apresentam substrato genético identificado e clinicamente incorrem numa combinação variável de deformidades cranianas, faciais, de mãos e pés (RENIER *et al.*, 2000).

2.2 HISTÓRICO

Achados arqueológicos e relatos históricos evidenciam observações de crânios com formatos sugestivos de craniossinostoses desde 500.000 anos atrás (GRACIA *et al.*, 2010; DI ROCCO, 2005; GOODRICH; TUTINO, 2001). Andreas Vesalius (1519-1564), na sua obra mais importante, *De Humani Corporis Fabrica* (1543 *apud* GOODRICH; STAFFENBERG, 2004), se referia às craniossinostoses através de uma ilustração contendo uma série de crânios com formatos anormais (Figura 2).

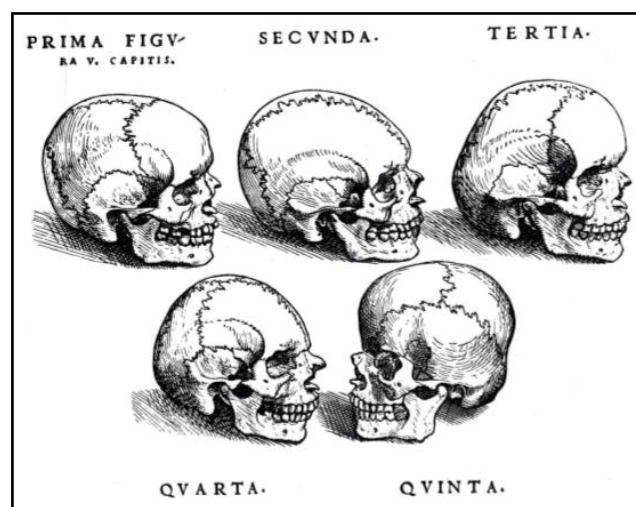


Figura 2 - Série de crânios publicada por Andreas Vesalius em 1543.

Fonte: Vesalius, 1543 (*apud* GOODRICH; STAFFENBERG, 2004).

No século 19, através das contribuições de Sommerring (1839) e Virchow (1851), ocorreram os primeiros avanços referentes ao entendimento da fisiopatologia das craniossinostoses, correlacionando o envolvimento de determinada sutura craniana com os achados morfológicos do crânio (VIRCHOW, 1851 *apud* GOODRICH; STAFFENBERG, 2004).

Apesar dos esforços envolvendo as várias propostas de tratamento cirúrgico para as craniossinostoses até os anos 50, principalmente através das suturectomias, foi somente a partir da introdução das técnicas modernas de osteotomias e métodos de fixação óssea que a cirurgia craniofacial alcançou melhores resultados, incorrendo em menor morbidade e mortalidade (TESSIER, 1971). Ortiz-Monastério, Del Campo e Carrillo (1978) desenvolveram as técnicas de avanço em monobloco da região frontal, orbital e maxilar no manejo dos pacientes com desordens craniofaciais congênitas. McCarthy, Schreiber e Karp (1992) foram os pioneiros ao aplicar os princípios de distração osteogênica no alongamento de mandíbulas em crianças. Jimenez e Barone (1998) introduziram as técnicas endoscópicas em associação com o uso de capacetes moldantes no pós-operatório para o manejo das craniossinostoses, enquanto Lauritzen, Sugawara e Kocabalkan (1998) idealizaram as molas implantáveis e auto-expansíveis para a correção das sinostoses sagitais.

2.3 FISIOPATOLOGIA

As craniossinostoses advêm do fechamento precoce ou ausência de uma ou mais das suturas cranianas. O substrato fisiopatológico envolvido na gênese das craniossinostoses não é completamente conhecido, embora algumas mutações genéticas dos receptores para os fatores de crescimento do fibroblasto (FGFR 1-3, do inglês *Fibroblast Growth Factor Receptor*) já tenham sido identificadas nos casos de craniossinostoses sindrômicas (HAYWARD *et al.*, 2004). Os FGFRs estão presentes difusamente ao longo das suturas craniofaciais e nas placas endocondrais dos ossos longos, e quando disfuncionais, causam interferências no crescimento ósseo destas regiões. As suturas cranianas acometidas se tornam rígidas, o que ocasiona uma disostose (ossificação membranosa defeituosa que impede o crescimento craniano normal). Em virtude desta restrição ao desenvolvimento craniano na região das suturas acometidas, sucedem-se alterações locais e difusas da morfologia craniana que resultam no aspecto final

das craniossinostoses. Virchow (1851 *apud* GOODRICH; STAFFENBERG, 2004) postulou que as alterações morfológicas observadas nas craniossinostoses decorrem de um impedimento ao crescimento normal ósseo em sentido perpendicular à sutura craniana acometida. A Figura 3 ilustra os cinco tipos de sinostoses não sindrômicas descritos e as respectivas craniossinostoses resultantes. As trigonocefalias decorrem da fusão anormal da sutura metópica, as plagiocéfalias anteriores pela fusão unilateral das suturas coronais, as escafocefalias (ou dolicocefalias) resultam da disfunção da sutura sagital, as plagiocéfalias posteriores decorrem do envolvimento da sutura lambdóide unilateralmente e as braquicefalias advêm do fechamento precoce da sutura coronal bilateralmente.

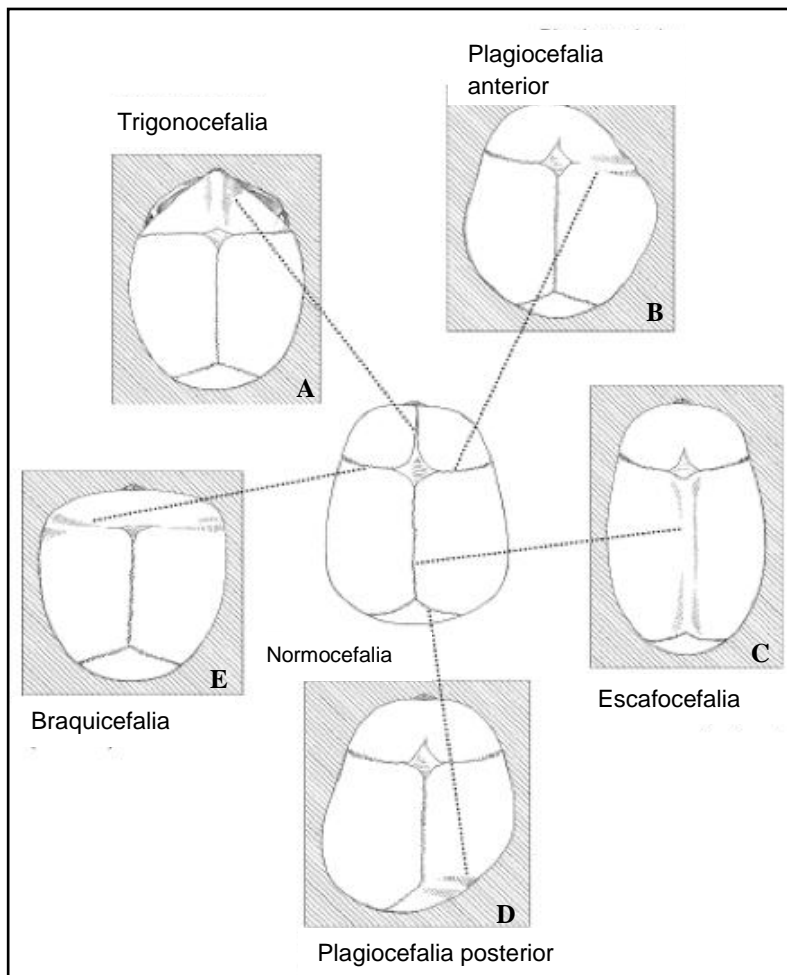


Figura 3 - Disfunções das suturas cranianas e craniossinostoses resultantes, A) sinostose metópica – trigonocefalia, B) sinostose coronal unilateral – plagiocefalia anterior, C) sinostose sagital – escafocefalia ou dolicocefalia, D) sinostose lambdóide unilateral – plagiocefalia posterior, E) sinostose coronal bilateral – braquicefalia. Fonte: Adaptado de Renier *et al.* (2000).

Mais especificamente, no caso de uma escafocefalia (ou dolicocefalia), a expansão dos ossos parietais é restringida em sentido perpendicular à sutura sagital, resultando num crânio de diâmetro látero-lateral diminuído associado a um alongamento compensatório em sentido ântero-posterior. Observa-se ainda o aparecimento de bossas frontais (Figura 4).

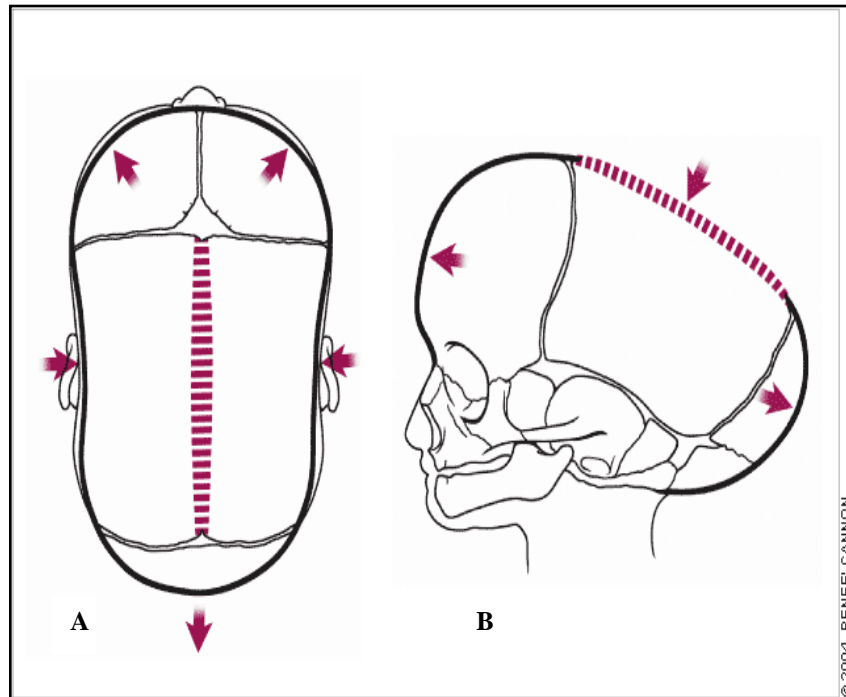


Figura 4 - Ilustração de um crânio com escafocefalia: A) Visão superior demonstrando o estreitamento látero-lateral e as bossas frontais compensatórias, B) Visão lateral direita demonstrando o alongamento no sentido ântero-posterior.

Fonte: Aviv, Rodger e Hall (2002).

2.4 CLASSIFICAÇÃO E DIAGNÓSTICO

Morfologicamente, as craniossinostoses se apresentam clinicamente de maneira heterogênea, variando de acordo com as suturas cranianas acometidas (como demonstrado na Figura 3). O diagnóstico é eminentemente clínico, onde a inspeção e a palpação do crânio são esclarecedoras na grande maioria dos casos já ao nascimento. As Figuras 5, 6 e 7 ilustram pacientes portadores de escafocefalia, plagiocefalia anterior e trigonocefalia, respectivamente.



Figura 5 - Plagiocefalia anterior: fotografia frontal de paciente acometida por plagiocefalia anterior direita, onde se observa elevação e retração da região frontal à direita, bem como assimetria orbitária.

Fonte: autoria própria

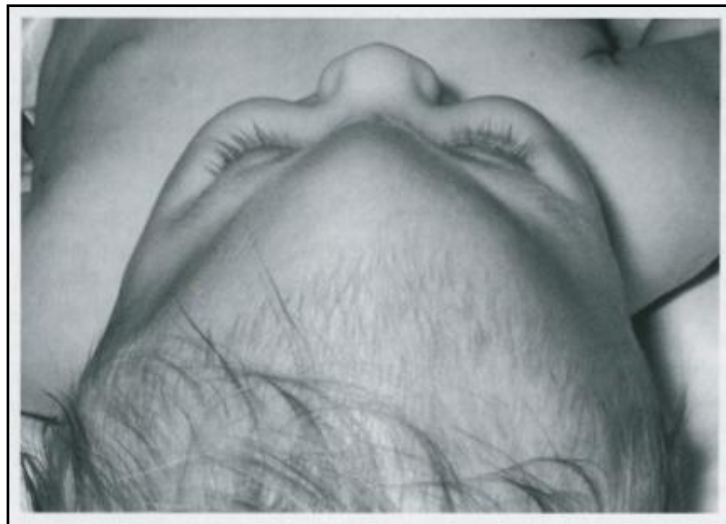


Figura 6 - Trigonocefalia: fotografia demonstrando o aspecto triangular da região frontal de um paciente portador de trigonocefalia.

Fonte: Hayward *et al.* (2004).

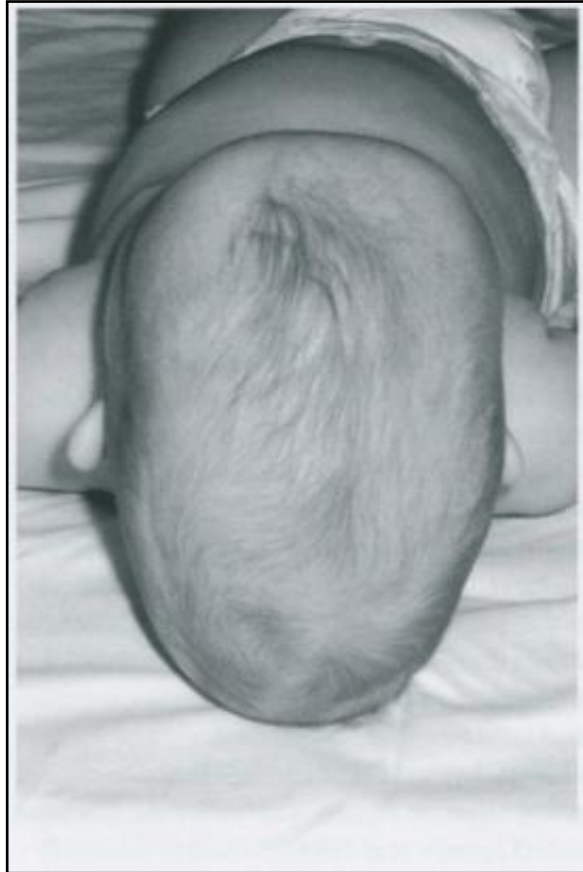


Figura 7 - Escafocefalia: fotografia demonstrando aspecto alongado do crânio de paciente portador de escafocefalia.

Fonte: Hayward *et al.* (2004).

Adicionalmente, a determinação do Índice Cefálico (IC) é útil para o diagnóstico e planejamento do tratamento. O IC, como demonstrado na Equação 1 e Figura 8, é determinado através do coeficiente entre a distância bicoronal (DBC) e a distância glabella-ocipital (DGO) do crânio, multiplicado por 100.

$$IC = \left(\frac{DBC}{DGO} \right) \cdot 100 \quad (1)$$

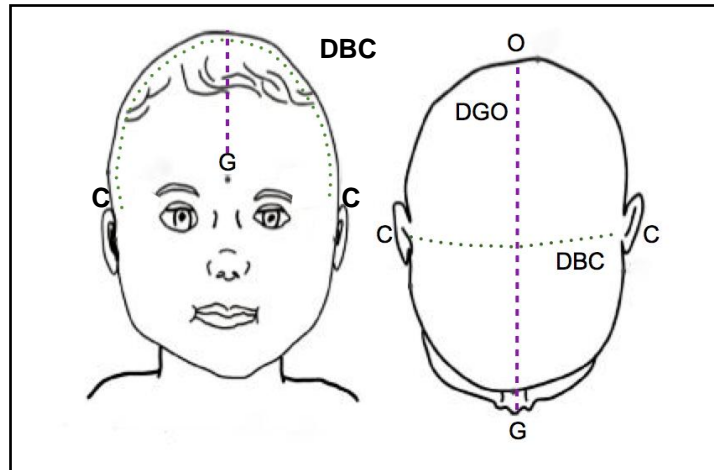


Figura 8 - Método para obtenção das medidas necessárias à determinação do Índice Cefálico (IC): distância bicoronal (DBC) e distância glabella-ocipital (DGO).

Fonte: Teichgraber *et al.* (2009).

O IC entre 76 e 83 implica num crânio dito normal (mesocefálico), enquanto que o IC menor ou igual a 75 é compatível com um crânio dolicocefálico. Em contrapartida, um IC maior ou igual a 84 indica um crânio braquicefálico (KOIZUMI *et al.*, 2010).

Hayward *et al.* (2004) publicaram dados epidemiológicos referente à casuística de pacientes atendidos num centro de referência em cirurgia craniofacial. Os tipos de craniossinostoses incidentes estão listados no Gráfico 1. O tipo mais frequente de sinostose foi a sagital, seguida pela sinostose metópica e unicoronal, achados estes compatíveis com os de outros centros (GOODRICH; STAFFENBERG, 2004; RENIER, 2000).

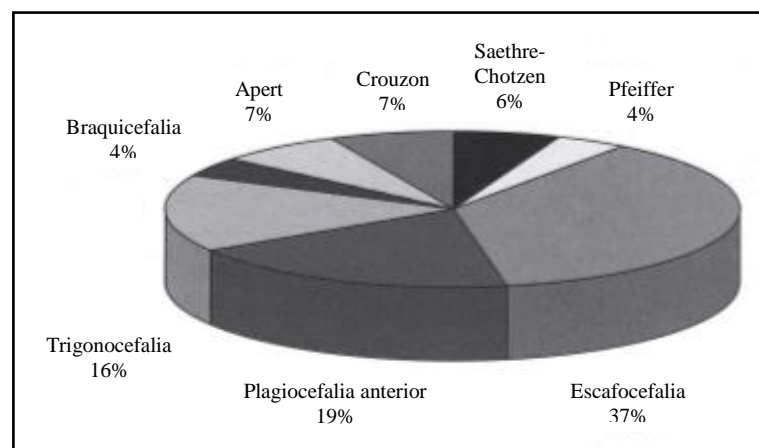


Gráfico 1 - Prevalência de casos de craniossinostoses em 425 crianças atendidas no Hospital Great Ormond Street, Londres, Reino Unido.

Fonte: Hayward *et al.* (2004).

2.5 INVESTIGAÇÃO COMPLEMENTAR

Como mencionado, o diagnóstico é eminentemente clínico quando a simples inspeção e palpação são suficientes para se detectar as alterações morfológicas do crânio nos pacientes acometidos. Exames diagnósticos complementares, como o Raio X (RX), Tomografia Computadorizada (TC) e a Ressonância Magnética (RM) do crânio e encéfalo são úteis para a confirmação de um diagnóstico clínico de suspeição, avaliando as suturas cranianas, o formato geral do crânio e o estado do encéfalo.

A obtenção de radiografias simples do crânio, em pelo menos duas incidências, documenta o aspecto geral do crânio, bem como permite determinar a patência das diversas suturas cranianas de interesse. Ademais, as radiografias podem revelar alguns sinais indiretos de possível aumento da pressão intracraniana, como a aparência de “cobre batido”, como demonstrado na Figura 9.

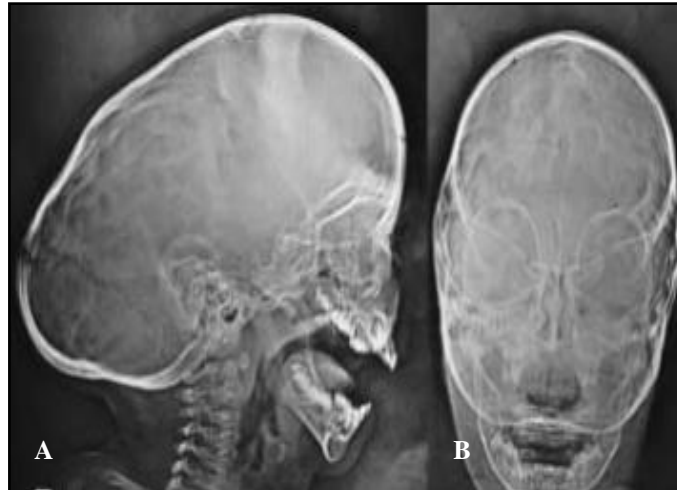


Figura 9 - O sinal do “cobre batido” em um paciente portador de escafocefalia: A) radiografia obtida em incidência lateral e B) radiografia obtida em incidência ântero-posterior.

Fonte: Renier *et al.* (2000).

A tomografia axial computadorizada do crânio apresenta as vantagens de demonstrar o aspecto do encéfalo, bem como, através da reconstrução em 3 dimensões, de possibilitar a apreciação do formato do crânio e das suturas cranianas de maneira global (Figura 10).

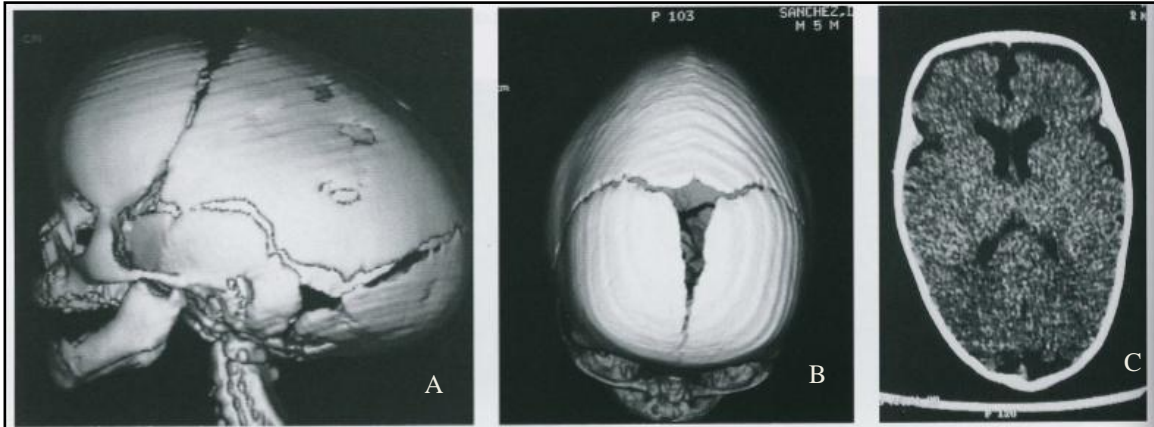


Figura 10 - Tomografia Computadorizada utilizada em um caso de escafocefalia: A) visão lateral da reconstrução em 3D demonstrando o alongamento ântero-posterior do crânio, B) visão superior da reconstrução em 3D demonstrando sinostose da sutura sagital C) aspecto tomográfico do parênquima encefálico.

Fonte: Renier *et al.* (2000).

A ressonância magnética, exame complementar de indicação mais rara na investigação de craniossinostoses, demonstra com muita riqueza de detalhes o parênquima encefálico, porém não apresenta a mesma sensibilidade na investigação do crânio (HAYWARD *et al.*, 2004). Em adição aos exames de imagens médicas, os pacientes com craniossinostoses, particularmente aqueles portadores das craniossinostoses sindrômicas, necessitam de investigação através de outros métodos complementares, como a monitoração da pressão intracraniana, a obtenção de exames oftalmológicos, audiológicos, genéticos e odontológicos (HAYWARD *et al.*, 2004; RENIER *et al.*, 2000).

2.6 TRATAMENTO

Uma vez confirmado o diagnóstico de uma craniossinostose, se impõe uma discussão pormenorizada entre o neurocirurgião pediátrico e os responsáveis pela criança a respeito do tratamento a ser seguido. As justificativas para o tratamento das craniossinostoses são discutidas sob dois prismas: aspectos funcionais e aspectos estéticos. Frequentemente, o paciente portador de uma craniossinostose não sindrômica apresenta desenvolvimento pômbero-estatural e neuropsicomotor normais, não havendo sinais de hipertensão intracraniana (HAYWARD *et al.*, 2004). Nestes casos a indicação é primariamente estética e

o tratamento se faz de maneira eletiva. Do contrário, quando existem sinais de disfunção encefálica (convulsões, atraso do desenvolvimento psicomotor ou hipertensão intracraniana), o tratamento é imperativo e não deve ser postergado (GOODRICH; STAFFENBERG, 2004; RENIER *et al.*, 2000). Do ponto de vista estético, a discussão sobre as indicações do tratamento se baseia nas particularidades de cada caso, levando-se em consideração que os pais da criança portadora de craniossinostose, amparados pelas informações fornecidas pelo neurocirurgião, devem decidir em prol do melhor interesse do pequeno paciente. Neste ensejo, é salutar considerar os aspectos psicológicos envolvidos no caso de um paciente com deformidade craniana não corrigida, sobretudo quando este inicia suas atividades escolares.

Exceto por um específico extrato de pacientes, portadores da chamada plagiocefalia posterior posicional, que geralmente se beneficiam de terapias não cirúrgicas, o tratamento das craniossinostoses é objeto de cirurgia, tipicamente a partir do quarto mês de vida (GOODRICH; STAFFENBERG, 2004).

2.7 OBSERVAÇÃO

Embora a grande maioria dos pacientes portadores de craniossinostoses necessita de uma intervenção cirúrgica como tratamento, alguns casos não se beneficiam de cirurgia. Toda e qualquer discussão sobre as vantagens, desvantagens, resultados esperados e riscos do procedimento são discutidos com a família do paciente sob a ótica dos defeitos estéticos e funcionais. A evolução natural conhecida a respeito dos pacientes portadores de craniossinostose estabelece que, do ponto de vista estético, as alterações tendem a se manter ao longo do tempo, embora ocorra variação entre piora e melhora da aparência geral em decorrência do crescimento tardio das várias partes que compõem o esqueleto craniofacial (HAYWARD *et al.*, 2004). Do ponto de vista puramente estético, ainda que a discussão seja bastante controversa na literatura, assume-se que a cirurgia estaria fortemente indicada, uma vez que a persistência dos dismorfismos na criança de idade escolar poderia representar grave distúrbio no seu desenvolvimento psicológico e intelectual (HAYWARD *et al.*, 2004; GOODRICH; STAFFENBERG, 2004; CHIEFFO *et al.*, 2010).

Do ponto de vista funcional, as craniossinostoses podem representar risco ao desenvolvimento neuropsicomotor do paciente, através de uma possível compressão direta

sobre o encéfalo ocasionando disfunção localizada ou generalizada quando do surgimento de hipertensão intracraniana. Dentre os pacientes portadores de craniossinostose não síndrômica, aproximadamente 20 por cento apresentam descompensação da pressão intracraniana. Estes pacientes têm indicação de cirurgia precoce. Entretanto as eventuais alterações neuropsicológicas de risco podem se instalar apesar da cirurgia corretiva (CHIEFO *et al.*, 2010, HAYWARD *et al.*, 2004, RENIER *et al.*, 2000). De outra maneira, os pacientes portadores de craniossinostoses síndrômicas apresentam risco muito mais elevado de hipertensão intracraniana e, por conseguinte, de deterioração em diversos campos funcionais (neurológico, audiológico, visual, nutricional e respiratório) (HAYWARD *et al.*, 2004, RENIER *et al.*, 2000).

2.8 TRATAMENTOS NÃO CIRÚRGICOS

De pouco benefício para os pacientes portadores de craniossinostoses verdadeiras, o uso de manobras osteopáticas e dos capacetes moldantes de maneira isolada, podem ser empregados como terapêutica nos casos de deformidades cranianas posicionais (como por exemplo, as plagiocefalias posteriores posicionais) não sinostóticas (AMIEL-TISON *et al.*, 2008; RAPPO, 2004; PERSING *et al.*, 2003). A Figura 11 ilustra um modelo de capacete utilizado para o tratamento das plagiocefalias posteriores posicionais.



Figura 11 - Modelo de capacete moldante: Indicação para os casos de plagiocefalias posteriores posicionais. Fonte: disponível em <<http://www.cranialtech.com>>, acesso em 01 jul. 2010.

2.9 CIRURGIA

Historicamente, o repertório das técnicas cirúrgicas empregadas para o tratamento das craniossinostoses é vasto, porém as técnicas mais frequentemente adotadas na atualidade envolvem procedimentos cirúrgicos de grande porte, onde a manipulação de tecido ósseo e perda sanguínea não são negligenciáveis (GOODRICH; STAFFENBERG, 2004; HAYWARD *et al.*, 2004; RENIER *et al.*, 2000). Ainda, algumas técnicas empregam materiais de fixação, absorvíveis ou não, para a garantia da obtenção e manutenção do novo formato craniano (GATENO *et al.*, 2004). Outras evitam o uso de materiais de fixação, e o formato final do crânio é obtido ao longo de alguns meses após o procedimento, aproveitando-se das forças exercidas pelo desenvolvimento do encéfalo sobre o arcabouço ósseo craniano (JIMENEZ; BARONE, 1998).

O desenvolvimento de dispositivos de distração óssea tem possibilitado a obtenção de resultados cirúrgicos ainda mais convincentes, através da realização de ajustes pós-operatórios que alteram o formato de determinada porção do crânio. Como exemplos citam-se os distratores craniofaciais para o tratamento de algumas craniossinostoses sindrômicas (RENIER *et al.*, 2000; TATUM; LOSQUADRO, 2008). Mais recentemente, algumas instituições têm utilizado dispositivos de distração craniana que consistem em molas inseridas cirurgicamente ao longo da sutura sagital após mínima manipulação do tecido ósseo da região. Aproveitando-se da energia mecânica acumulada nestes dispositivos, os ossos de interesse são forçadamente separados, promovendo as desejadas mudanças no formato craniano (MACKENZIE *et al.*, 2009; WINDH *et al.*, 2008).

2.9.1 Conduta Cirúrgica: Quando e Como

Uma vez tomada a decisão de se prosseguir com uma intervenção cirúrgica para o tratamento da craniossinostose, torna-se mandatória a obtenção de um adequado planejamento cirúrgico. Este planejamento cirúrgico envolve a escolha da técnica mais adequada para determinado paciente e tipo de craniossinostose; e não menos importante, a melhor época para a realização da operação escolhida. Existe bastante controvérsia na literatura médica

especializada sobre a técnica mais eficaz e o melhor tempo para operar estes pacientes (GOODRICH; STAFFENBERG, 2004; HAYWARD *et al.*, 2004, RENIER *et al.*, 2000). Com relação ao melhor tempo para se realizar uma cirurgia corretiva para as craniossinostoses, persiste o debate sobre indicar uma cirurgia precocemente ou mais tardiamente. Os defensores da cirurgia indicada precocemente, tipicamente realizada ao redor do terceiro mês de vida, justificam esta escolha devido ao benefício potencial da cirurgia evitar ou diminuir danos ao desenvolvimento neuropsicomotor do paciente, além de permitir um procedimento mais rápido e menos complexo (JIMENEZ; BARONE, 2007). Entretanto não há dados conclusivos sobre a teórica vantagem de a cirurgia precoce prevenir déficits neurológicos nos pacientes sem hipertensão intracraniana documentada. Chiefo *et al.* (2010) recentemente demonstraram que, mesmo operados precocemente, 17 % dos pacientes com craniossinostose sagital e 30 % dos pacientes com plagiocéfalia anterior apresentavam sinais de algum distúrbio neuropsicológico na adolescência. Ademais, a cirurgia precoce apresenta maiores índices de recidivas das deformidades, bem como maiores índices de complicações advindas da perda sanguínea intra e pós-operatória imediata, uma vez que a criança operada precocemente tem peso baixo e menor volume sanguíneo circulante (HAYWARD *et al.*, 2004). As cirurgias indicadas num tempo mais tardio (tipicamente do sexto ao décimo segundo mês de vida) apresentam como vantagens o maior peso e volemia da criança, bem como menores índices de recidiva, uma vez que o esqueleto craniofacial encontra-se num estágio mais avançado de desenvolvimento (HAYWARD *et al.*, 2004).

2.9.2 Técnicas Cirúrgicas

Diversas técnicas cirúrgicas para correção das craniossinostoses foram desenvolvidas ao longo da evolução das cirurgias craniofaciais. Algumas, como a suturectomia simples, apresentam índices inaceitáveis de recidiva e já estão praticamente em desuso (GOODRICH; STAFFENBERG, 2004). As osteotomias e remodelamento ósseo amplos, como já mencionado, permanecem como a opção de escolha em muitos centros especializados (GOODRICH; STAFFENBERG, 2004; HAYWARD *et al.*, 2004; RENIER *et al.*, 2000). Embora se alcance bons resultados estéticos com estas últimas, as taxas de morbidade e mortalidade associadas com estes procedimentos são não negligenciáveis (HINOJOSA; ESPARZA; MUÑOZ, 2007; JIMENEZ; BARONE, 2007). No ensejo de se diminuir o índice

de complicações, técnicas ditas como menos invasivas tem se popularizado, permitindo a obtenção de resultados cirúrgicos semelhantes aos obtidos com as técnicas convencionais. Abaixo são apresentadas as principais técnicas cirúrgicas empregadas no tratamento das craniossinostoses.

2.9.2.1 Suturectomias

As suturectomias foram à escolha natural dos cirurgiões pioneiros no tratamento das craniossinostoses. Os primeiros atos cirúrgicos utilizando esta técnica datam do século 19 (LANNELONGUE, 1890 *apud* GOODRICH; STAFFENBERG, 2004). Nesta técnica, as suturas acometidas são ressecadas ao máximo ao longo das suas extensões, sendo substituídas por uma membrana silástica no intuito de se prevenir a recidiva através de novo crescimento ósseo. Entretanto, a experiência clínica demonstrou que a simples ressecção das suturas acometidas não era suficiente para a correção dos defeitos cranianos e que a membrana silástica não somente impedia o preenchimento ósseo, como acabava extruída através da pele em alguns casos (GOODRICH; STAFFENBERG, 2004). Desde a introdução das técnicas de osteotomias e reconstrução mais amplas, as suturectomias tem sido raramente indicadas (HAYWARD *et al.*, 2004). A Figura 12 ilustra a técnica de suturectomia utilizada em um caso de escafocefalia.

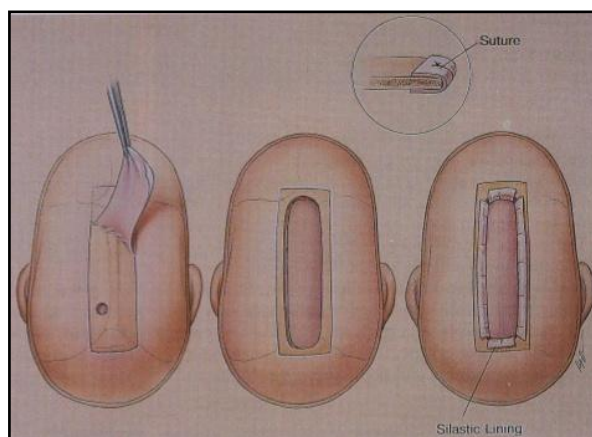


Figura 12 - Ilustração demonstrando técnica de suturectomia em um caso de escafocefalia. À esquerda, orifício de trépano inicial para a remoção da sutura sagital. Ao centro a sutura foi removida. À direita, inserção da membrana silástica. No detalhe, técnica de inserção da membrana junto aos rebordos ósseos.

Fonte: Goodrich, Staffenberg (2004).

2.9.2.2 Reconstruções Craniofaciais Convencionais

Técnica mais difundida e mais amplamente praticada nos diversos centros de cirurgia craniofacial permanece como a modalidade cirúrgica de referência na atualidade. Tessier (1971) foi fundamental no desenvolvimento da cirurgia craniofacial moderna ao introduzir as técnicas de osteotomias e estabilização de enxertos autólogos no crânio e face (RENIER *et al.*, 2000). Nestas abordagens, os ossos cranianos de interesse são osteotomizados, remodelados e refixados, possibilitando a correção dos defeitos do formato do crânio. São inúmeras as técnicas de osteotomias e reconstruções descritas para o tratamento das diversas craniossinostoses. As cirurgias variam de acordo com o tipo de deformidade, o grau de acometimento, idade dos pacientes e protocolos institucionais. A Figura 13 ilustra a aplicação da técnica cirúrgica em um caso de plagiocefalia anterior direita.

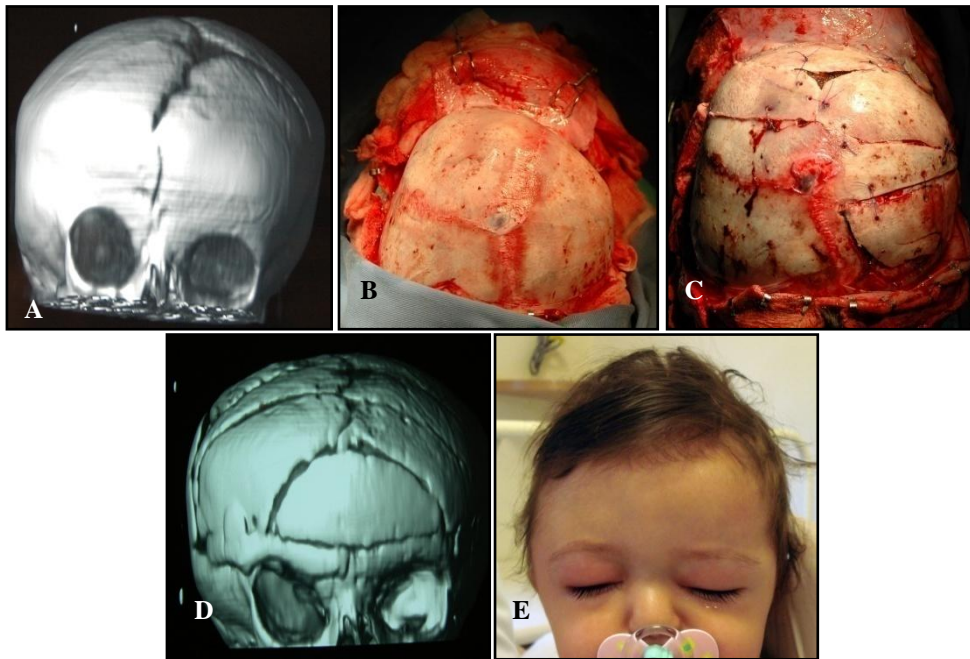


Figura 13 - Correção de plagiocefalia anterior direita através de osteotomias e reconstrução craniofacial: A) TC em 3D demonstrando a ausência da sutura coronal direita e as alterações do formato da região frontal e órbita do mesmo lado. B) aspecto intra-operatório confirmando as alterações ósseas evidenciadas pela TC. C) aspecto intra-operatório da reconformação craniana. D) TC em 3D após a cirurgia. E) Aspecto clínico 2 semanas após a alta hospitalar. Observação: caso da Figura 5.

Fonte: autoria própria.

Tipicamente, após indução anestésica e infiltração local da pele a ser incisada, faz-se uma incisão bicoronal, expõe-se a abóboda craniana amplamente, seguindo-se com as osteotomias realizadas através de um craniótomo ou serra recíprocante (TESSIER, 1971). Após a remoção dos segmentos ósseos de interesse, as placas são remodeladas através de novas osteotomias, morcelação ou dobramento ósseo quando possível e desejável (GOODRICH; STAFFENBERG, 2004). Os ossos remodelados são então fixados ao restante do esqueleto craniano em posição variada, de acordo com a expectativa das correções. As fixações podem ser feitas através de fios de sutura, fios de aço, placas metálicas e placas absorvíveis, embora estas últimas sejam preferidas, pois proporcionam boa estabilidade cirúrgica sem impedir o crescimento ósseo craniano que ocorre nos pacientes pediátricos (GOODRICH; STAFFENBERG, 2004). Os resultados tendem a ser muito bons esteticamente e funcionalmente, com boa aceitação pelos pais ou responsáveis. Entretanto, os índices de morbi-mortalidade não são desprezíveis, uma vez que a maioria dos pacientes necessita de transfusão sanguínea, a permanência hospitalar é de duração considerável, bem como as cirurgias podem se complicar com infecção, fístula líquórica, crises convulsivas e óbito (HAYWARD *et al.*, 2004).

2.9.2.3 Osteotomias Assistidas por Endoscópio em Associação ao Uso de Capacetes Moldantes no Pós-Operatório

Em decorrência das complicações descritas devido aos procedimentos cirúrgicos craniofaciais convencionais, têm-se buscado métodos alternativos, geralmente menos invasivos, para o tratamento das afecções craniofaciais. Jimenez e Barone (1998) publicaram os primeiros relatos da realização de osteotomias auxiliadas pelo uso do endoscópio no manejo das craniossinostoses sagitais. Nesta técnica a abordagem cirúrgica é indicada precocemente (preferencialmente ao redor do quarto mês de vida), sendo realizada através de incisões menores ao longo das áreas de interesse para as osteotomias. Sob visualização endoscópica, o cirurgião diseca as suturas a serem removidas, prosseguindo então com as osteotomias. Os índices de transfusão sanguínea, bem como a duração das cirurgias e permanência hospitalar são significativamente menores em comparação com os resultados obtidos com a cirurgia convencional (HINOJOSA; ESPARZA; MUÑOZ, 2007; JIMENEZ; BARONE, 2007). Crucial para o sucesso terapêutico, os pacientes submetidos à estas

cirurgias necessitam do uso de capacetes moldantes no pós-operatório, por um período médio de 10 a 12 meses (JIMENEZ; BARONE, 2007). A Figura 14 demonstra um caso de escafocefalia submetido à correção através da técnica endoscópica.



Figura 14 - Correção de escafocefalia utilizando técnica endoscópica: A) aspecto das osteotomias realizadas, B) aspecto clínico pré operatório e C) aspecto pós-operatório com três meses de evolução. Fonte: Hinojosa, Esparza e Muñoz (2007).

O sucesso obtido com a correção das sinostoses sagitais motivou os simpatizantes desta técnica a ampliar suas indicações para os casos de plagiocefalia anterior e trigonocefalia apresentando similar sucesso terapêutico (JIMENEZ; BARONE, 2007).

2.9.3 Distração Osteogênica

A distração osteogênica foi inicialmente colocada em prática por Cordivilla em Bolonha, no ano de 1904, demonstrando sucesso no alongamento e retificação de membros inferiores (ROBINSON; KNAPP, 2005). Ilizarov (1988), baseado nos conceitos de Cordivilla, desenvolveu distratores para aplicação em procedimentos ortopédicos de correções de pseudo-artroses e alongamento de ossos longos.

A distração osteogênica baseia-se na propriedade do osso promover neoformação tecidual após formação do calo ósseo entre duas extremidades separadas entre si e submetidas à tração mecânica com um ritmo contínuo de 1 a 2 mm por dia. O osso neoformado apresenta características histológicas semelhantes ao osso natural da região submetida à tração, com excelente resistência biomecânica (ROBINSON; KNAPP, 2005). Tipicamente estes procedimentos envolvem quatro fases: osteotomias e fixação do material de distração, latência para formação do calo ósseo (aproximadamente uma semana), período de ativação da distração (ao redor de duas semanas) e um período de consolidação (em torno de seis semanas) (MAULL, 1999; ILIZAROV, 1988). Snyder *et al.* (1973) e Karp *et al.* (1990) demonstraram experimentalmente a eficácia da aplicação dos princípios da distração osteogênica do esqueleto craniofacial, mais especificamente no alongamento da mandíbula. McCarthy *et al.* (1992) foram os pioneiros ao aplicar clinicamente, com bons resultados, a distração osteogênica mandibular num grupo de pacientes com indicações diversas. Tessier (1971) e Ortiz-Monasterio *et al.* (1978) haviam desenvolvido e aprimorado, respectivamente, as cirurgias de mobilização em direção anterior dos ossos frontais, órbitas e maxila. Entretanto, a experiência clínica inicial com o uso de distratores internos e externos na distração osteogênica cranio-órbito-maxilar foram descritas apenas na década de 90 (CHIN; TOTH, 1996 e POLLEY; FIGUEROA, 1997).

Os procedimentos de avanço fronto-órbito maxilar em monobloco empregando técnicas de distração osteogênicas estão indicados nos casos de craniossinostoses síndrômicas, como por exemplo, nos pacientes portadores da Síndrome de Crouzon. Estes pacientes comumente apresentam disfunção respiratória por estreitamento de vias aéreas altas, exorbitismo ocular e não raramente hipertensão intracraniana (RENIER *et al.*, 2000) (Figura 15).



Figura 15 - Aspecto clínico de um paciente com a Síndrome de Crowder: A) visão frontal demonstrando pronunciado exorbitismo ocular e respiração bucal associada, B) perfil direito evidenciando o exorbitismo ocular e a hipoplasia maxilar

Fonte: Arnaud, Marchac e Renier (2001).

Ao promover o avanço gradual dos ossos frontais, órbitas e maxila, a cirurgia apresenta ótimos índices de sucesso na correção dos problemas funcionais mencionados anteriormente. Na maioria dos casos, um avanço ao redor de 15 mm é o suficiente para se alcançar resultados satisfatórios (HAYWARD *et al.*, 2004; ARNAUD; MARCHAC; RENIER, 2001). A Figura 16 demonstra um paciente com Síndrome de Crowder tratado através do avanço crânio-órbito-maxilar promovido através da distração osteogênica.

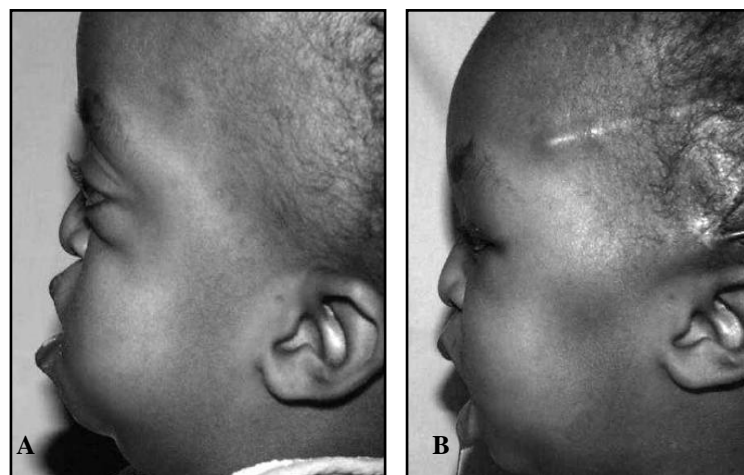


Figura 16 - Distração osteogênica no tratamento da Síndrome de Crowder: A) Visão de perfil esquerdo no pré-operatório e B) Visão de perfil esquerdo no pós operatório demonstrando avanço satisfatório da região frontal e maxilar.

Fonte: Arnaud, Marchac e Renier (2001).

Além da aplicação nos casos de craniossinostoses sindrômicas, que envolvem o esqueleto craniofacial na sua porção fronto-órbito-maxilar, as técnicas que induzem a distração osteogênica encontram também utilidade nos casos de craniossinostoses não sindrômicas, mais frequentemente nas escafocefalias e plagiocéfalias anteriores (WINDH *et al.*, 2008). Os procedimentos incluem osteotomias nas áreas de interesse, seguidas do implante de distratores, que exercem forças que induzem o afastamento das placas ósseas. Os cirurgiões propositores desta técnica têm alcançado resultados estéticos satisfatórios, com cirurgias de menor duração, perda sanguínea reduzida e permanência hospitalar mais curta (MACKENZIE *et al.*, 2009; DAVIS; WINDH; LAURITZEN, 2009 b; CHO; HWANG; UHM, 2004; KOMURO *et al.*, 2009; KIM *et al.*, 2008).

2.9.4 Métodos e Dispositivos de Distração

Os distratores metálicos de ativação externa são os mais frequentemente empregados na atualidade, enquanto que os distratores absorvíveis, de introdução mais recente, possuem a vantagem de não necessitarem de remoção após o período de consolidação (PELO *et al.*, 2007; GATENO *et al.*, 2004; BURSTEIN; WILLIAMS, 2004).

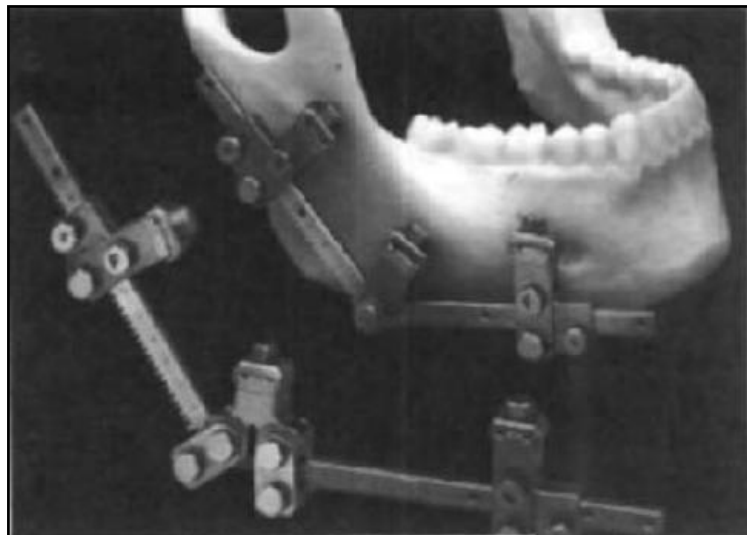
Os métodos e dispositivos de distração osteogênica craniofacial pioneiros derivaram dos sistemas de Ilizarov para aplicação inicial nos procedimentos de alongamento mandibular (MCCARTHY; SCHREIBER; KARP, 1992; TATUM; LOSQUADRO, 2008).

Todos os sistemas de distração desenvolvidos para uso no esqueleto facial se constituem basicamente de dois elementos de fixação, do mecanismo de distração e do sistema de ativação. Os distratores internos apresentam o componente de distração posicionado internamente, porém são ativados externamente. Os distratores externos, ao contrário, apresentam os mecanismos de distração e ativação externamente. Alguns distratores de desenvolvimento mais recente são ativados internamente (Distrator Esquelético Intramedular Cinético, do inglês *Intramedullary Skeletal Kinetic Distractor* (ISKD)) ou percutâneamente através da pele íntegra (Fitbone®) enquanto que outros dispositivos expansores (molas de distração) não necessitam de ativação pois possuem energia mecânica residual suficiente para promover distração do tecido ósseo (LAURITZEN; SUGAWARA; KOCABALKAN, 1998).

2.9.4.1 Distratores Externos Mandibulares

Os métodos de Ilizarov foram adaptados para o esqueleto craniofacial, sendo que as primeiras experiências clínicas foram obtidas através do uso de um distrator externo para distração de mandíbula em crianças com disfunções mandibulares congênitas (MCCARTHY; SCHREIBER; KARP, 1992). O sistema utilizado nestes casos era composto de uma haste longitudinal externa, apoiada em dois pinos mandibulares, cada um fixo nos dois extremos da região da osteotomia mandibular. Girando o parafuso na extremidade da haste, obtinha-se um aumento da distância entre as presilhas dos pinos de fixação mandibular. Embora eficazes, estes distratores apresentavam a desvantagem de não oferecer controle de vetores, além de serem desconfortáveis (TATUM; LOSQUADRO, 2008).

Com o intuito de se superar as dificuldades com a relativa falta de controle da distração apresentada pelos distratores unidirecionais, desenvolveram-se várias opções de distratores externos que permitiam mudanças nos vetores de distração (MAULL, 1999). A Figura 17 mostra dois distratores mandibulares externos de controle bidirecional e multidirecional.



**Figura 17 - Distratores mandibulares externos. Observa-se um distrator bidirecional fixo no protótipo de mandíbula, enquanto que lateralmente é mostrado um distrator multidirecional (KLS-Martin, Jacksonville, FL, USA)
Fonte: Maull (1999).**

A aplicação destes distratores geralmente envolve a realização de osteotomias duplas, permitindo que a distração seja orientada em várias direções e planos. A necessidade de uma segunda osteotomia pode ocasionar necrose do segmento ósseo isolado em alguns casos. Ainda, com a distração multidirecional o grau de crescimento ósseo tende a ser limitado quando comparado à distração unidirecional (TATUM; LOSQUADRO, 2008; MAULL, 1999).

2.9.4.2 Distratores Mandibulares Internos

Os distratores mandibulares internos seguem os mesmos princípios de distração dos distratores externos (fixação óssea junto aos dois bordos da osteotomia, haste de ativação com parafuso de rosca sem fim). No entanto, os mecanismos de fixação e distração situam-se internamente, enquanto que o mecanismo de ativação é exteriorizado através da pele ou mucosa oral. O distrator é fixo nos bordos ósseos através de placas planas presas com parafusos miniaturizados (Figura 18). Os distratores internos não permitem ajustes de vetores após a instalação (MAULL, 1999). Entretanto, Miller *et al.* (2007) obtiveram bons resultados cirúrgicos com um distrator mandibular interno curvilíneo que permite distração óssea com vetores compostos.

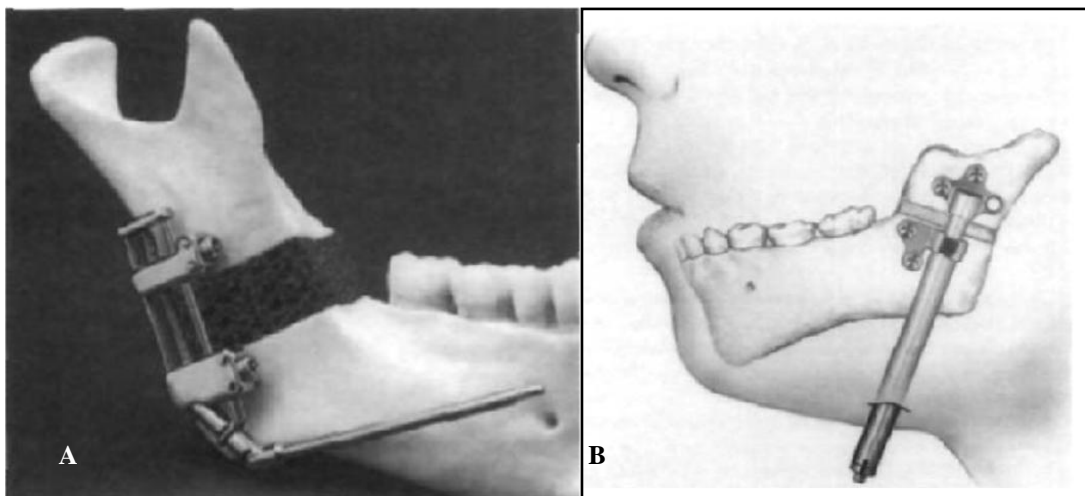


Figura 18 - Distratores mandibulares internos: A) Distrator Stryker Leibinger, Alemanha, B) Distrator Synthes, EUA.
Fonte: Maull (1999).

2.9.4.3 Distratores Externos Crânio-Órbito-Maxilares

Os distratores externos rígidos do tipo *RED frame* (KLS-Martin, Jacksonville, EUA) (do inglês *Rigid External Distraction*) foram idealizados por Polley e Figueroa (1997), permanecendo como a opção de escolha em muitos centros de cirurgia craniofacial (HAYWARD *et al.*, 2004, PELO *et al.*, 2007). Este sistema de distração funciona através de um conjunto de hastes verticais e horizontais, cabos de fixação e halo craniano para fixação de referência para o avanço. Após a instalação cirúrgica e fechamento da pele, as diversas partes são conectadas ao sistema externo de fixação e ativação (Figura 19). Depois disto um período de latência de 7 dias deve ser respeitado com o intuito de se reduzir complicações como hemorragias e fístulas liquóricas. Em seguida, a ativação através do uso de chaves especiais pode ser iniciada, ocorrendo na intensidade de 1 a 2 mm ao dia (HAYWARD *et al.*, 2004).

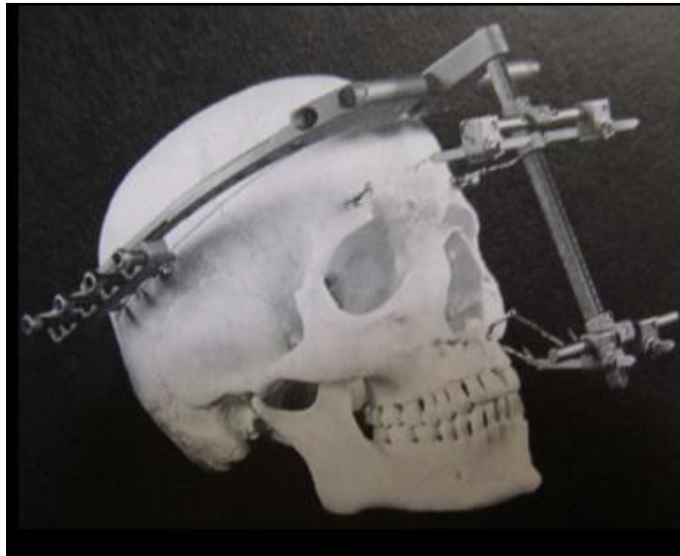


Figura 19 - Distrator Rígido Externo (*RED frame*). Fixação em um protótipo de crânio. Observam-se os quatro cabos de distração, as barras transversais e longitudinal de suporte, bem como o halo craniano de fixação.
Fonte: Hayward *et al.* (2004).

Durante a fase de ativação, o sistema permite o ajuste de vetores de maneira independente, possibilitando a obtenção de correções mais precisas nas regiões frontais e maxilares. Após o período de consolidação, que dura em torno de 8 semanas, o sistema é mais facilmente removido em comparação com os sistemas de distração interna (PELO *et al.*, 2007).

2.9.4.4 Distratores Crânio-Órbito-Maxilares Internos

Inicialmente utilizados por Chin (1996) em casos de distração mandibular e maxilar, os distratores internos possuem a vantagem de permanecerem em localização interna, junto ao tecido ósseo a ser alongado. Entretanto, os sistemas de distração interna são acionados externamente através de parafusos exteriorizados pela pele da região temporal posterior ou mucosa bucal, evitando o contato do material com áreas visíveis da face do paciente (ARNAUD; MARCHAC; RENIER, 2001). Desta maneira se evitam cicatrizes em áreas mais visíveis da face, como o que ocorre com cabos de fixação e ancoragem usados nos distratores externos. Cada distrator interno é normalmente constituído de duas placas de fixação óssea e um mecanismo de ativação por parafuso de rosca sem fim conectado a uma haste externa para ajuste (Figura 20).

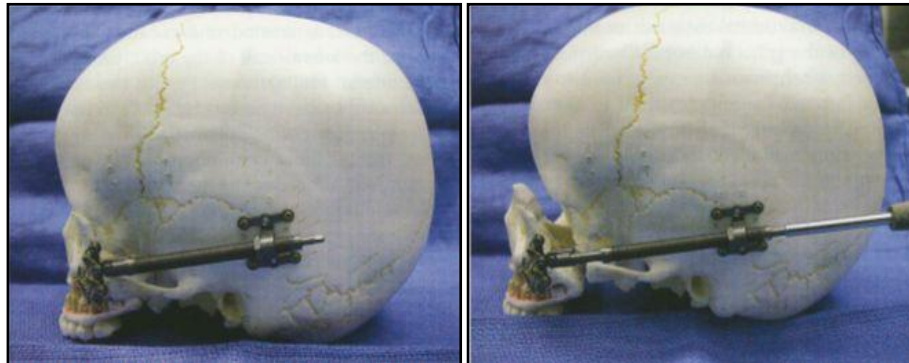


Figura 20 - Distrator maxilar interno. O distrator foi instalado em um protótipo de crânio simulando o avanço maxilar necessário para o tratamento nos casos de sinostose craniofacial síndrômica (KLS-Martin, Jacksonville, FL, EUA).

Fonte: Goodrich e Staffenberg (2004).

Habitualmente, nos casos de distração osteogênica fronto-órbito-maxilar, são empregados quatro distratores instalados nas regiões orbitais súpero-laterais e maxilares bilateralmente. As placas de referência para a distração das órbitas e maxila são fixadas nas porções posteriores dos ossos temporais de cada lado. Além das indicações para a distração osteogênica do esqueleto craniofacial anterior, os distratores internos também podem ser utilizados em procedimentos envolvendo craniossinostoses não síndrômicas que envolvam a abóboda craniana ou nos casos onde é necessária uma expansão craniana devido à hipertensão intracraniana (Figuras 21 e 22) (CHO; HWANG; UHM, 2004; KOMURO *et al.*, 2009).



Figura 21 - Correção de braquicefalia com o uso de distratores internos. A) Pré-operatório, B) Aspecto ao final do período de distração, com o distrator ainda em posição.

Fonte: Cho, Hwang e Uhm (2004).

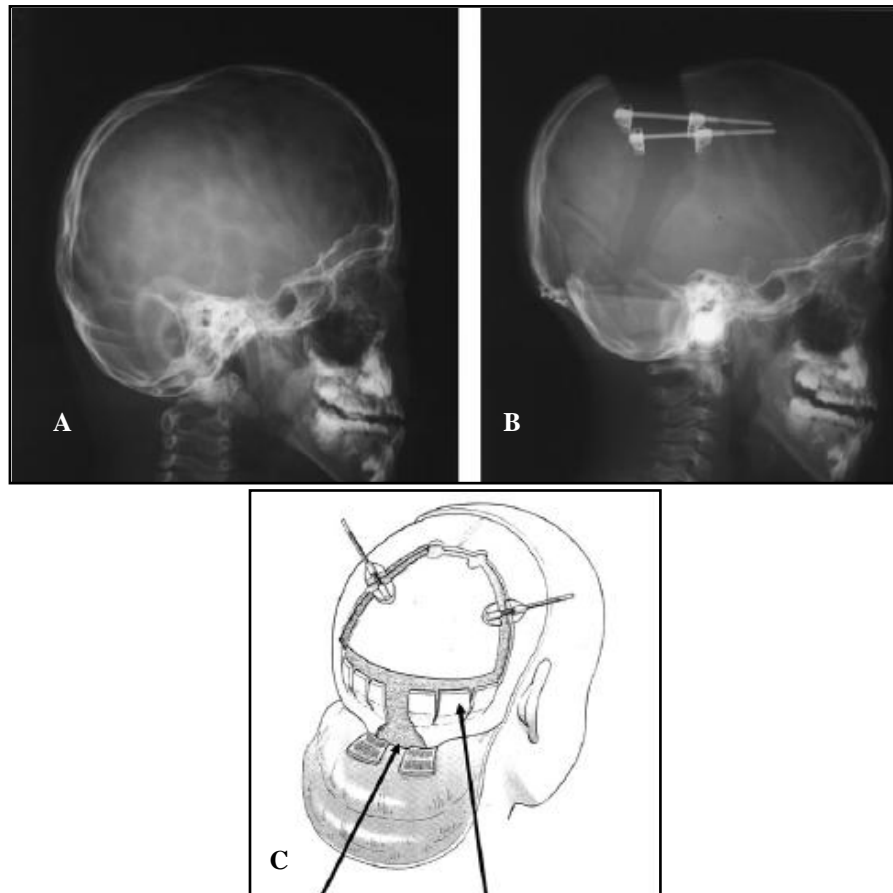


Figura 22 - Craniotomia expansiva utilizando um par de distratores internos. A) Raio X de incidência lateral obtido no pré-operatório, B) Raio X pós-operatório demonstrando os distratores e a magnitude da distração óssea alcançada, C) Ilustração demonstrando as osteotomias realizadas e o posicionamento dos distratores.

Fonte: Komuro, Hashizume e Koizumi (2009).

Diversos protótipos foram desenvolvidos e são utilizados na prática clínica de rotina. Entre os mais difundidos encontra-se o MID (Distração modular interna, do inglês *Modular Internal Distraction*, Stryker Leibinger, Kalamazoo, MI, EUA) e o distrator de Marchac-Arnaud (KLS-Martin, Jacksonville, FL, USA).

Durante a fase de ativação, estes distratores tipicamente apresentam uma resolução de 0,3 a 0,5 mm por distração, embora se opte por um ritmo diário de distração de 1 a 2 mm por dia, até o melhor grau de correção possível. O sistema é então mantido em posição até que o período de consolidação se consume (tipicamente 90 dias) (ARNAUD; MARCHAC; RENIER, 2001).

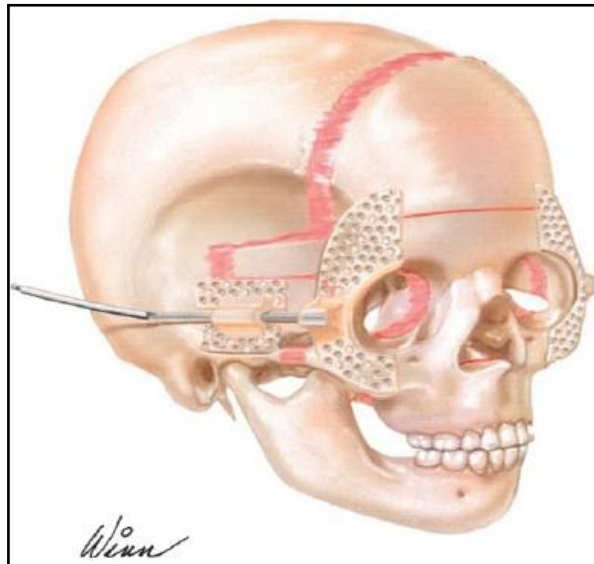
Como vantagem, os distratores internos são mais bem tolerados durante as fases de ativação e consolidação, uma vez que não se encontram exteriorizados defronte a face dos pacientes, além de serem mais leves e não deixarem cicatrizes faciais nos pacientes tratados. De outro modo, os distratores internos apresentam a desvantagem de não permitirem um controle preciso sobre os vetores de distração após a instalação, bem como são de remoção mais trabalhosa que os distratores externos após o período de consolidação (PELO *et al.*, 2007). A Tabela 1 demonstra de maneira comparativa as características dos distratores externos e internos.

Tabela 1 - Comparação entre as características dos distratores externos e internos.

	Distratores externos	Distratores internos
Ativação	Externa	Externa
Desconforto	Moderado a intenso	Leve a moderado
Cicatrizes	Mais evidentes	Menos evidentes
Controle de vetores durante ativação	Bom	Não disponível
Remoção	Facilitada	Difícil

A necessidade de uma segunda cirurgia para a remoção dos distratores internos, muitas vezes tecnicamente difícil, como anteriormente mencionado, motivou o desenvolvimento de distratores internos absorvíveis. Os distratores internos manufaturados em ácido poliglicólico (PGA) e ácido poli L-lático (PLLA) conferem resistência e durabilidade aos distratores absorvíveis (BURSTEIN; WILLIAMS, 2004; TATUM;

LOSQUADRO, 2008). Estes distratores, representados na Figura 23, apresentam ainda a vantagem de serem termossensíveis e, portanto, moldáveis sobre as superfícies de fixação, fazendo com o que o sistema seja o mais adaptado possível à anatomia do paciente. Como desvantagem cita-se a necessidade de manutenção dos ativadores durante todo o período de consolidação, o que causa desconforto, cicatrizes mais evidentes e até mesmo infecção.



**Figura 23 - Distrator craniofacial interno absorvível de ativação externa (W. Lorenz Surgical, Jacksonville, FL, USA)
Fonte: Burstein e Williams (2004).**

2.9.5 Distratores de Ativação Interna

2.9.5.1 Distrator Esquelético Intramedular Cinético (ISKD)

Cole *et al.* (2001) publicaram experiência clínica inicial com o Distrator Esquelético Intramedular Cinético (ISKD, do inglês *Intramedullary Skeletal Kinetic Distractor*). O ISKD é um sistema de distração projetado para alongamento de ossos. O dispositivo permite a ativação do distrator, totalmente interno, através de movimentos de rotação interno-externa do pé ipsilateral ao implante. O mecanismo de ativação se baseia na distração entre duas hastes telescópicas presas às duas extremidades ósseas, que ocorre em decorrência de movimentos

de rotação ou oscilação do membro inferior pelo paciente. O ritmo de progressão da distração é monitorado através de um ímã interno e um sensor externo (Figura 24).

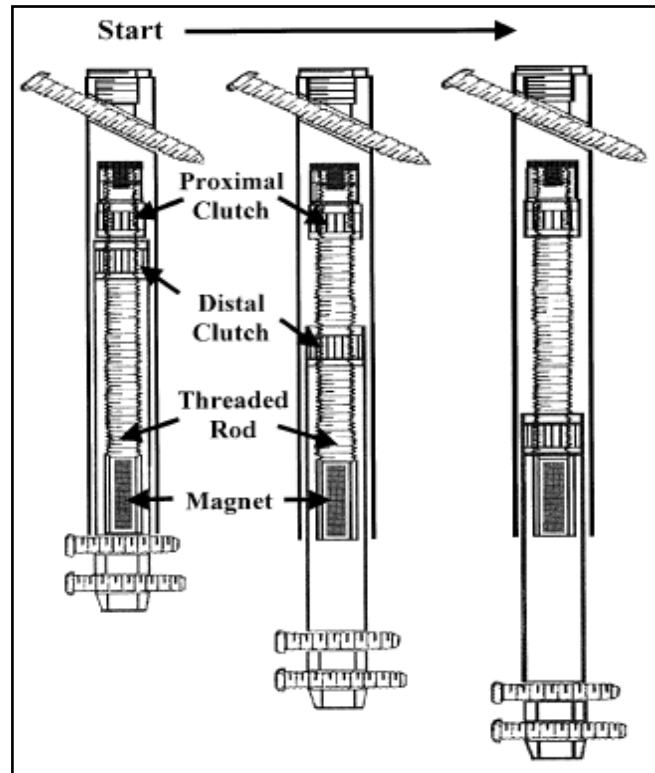


Figura 24 - Detalhamento das partes constituintes do Distrator Esquelético Intramedular Cinético (ISKD). O movimento da haste distal (situada excêntrica à haste proximal) em direção inferior promove a distração quando o paciente promove movimentos de rotação do pé. Fonte: Cole *et al.* (2001).

No estudo em questão, Cole *et al.* obtiveram uma distração média de 49 mm em 18 pacientes com encurtamento do fêmur e tíbia. O distrator apresentou as vantagens comuns aos distratores internos, sendo melhor tolerado devido à ausência de pinos transfixantes, além de permitir a distração óssea de maneira mecânica não invasiva (COLE *et al.*, 2001; HANKEMEIER *et al.*, 2004). Como desvantagem, em alguns casos, o distrator necessita ser removido para ser substituído por um sistema de fixação convencional, mais resistente mecanicamente. Outro efeito desfavorável foi o baixo controle sobre o ritmo da distração. Alguns pacientes apresentaram baixa tolerância à dor causada pelos movimentos de rotação e

oscilação necessários para a ativação do distrator, e precisaram ser submetidos à sessões de ativação sob anestesia geral (LEIDINGER; WINKELMANN; ROEDL, 2006).

2.9.5.2 *Fitbone*[®]

Baumgart, Betz e Schweiberer (1997) utilizaram com sucesso um dispositivo de distração óssea interna de acionamento percutâneo (*FitBone*[®], Wittenstein Igersheim, Alemanha) com resultados satisfatórios em 12 procedimentos de alongamento de membros inferiores.

O sistema de distração baseia-se em um conjunto de hastes de aço inoxidável telescópicas, movidas por um motor acionado por corrente contínua que exerce o torque necessário através de um mecanismo de engrenagens. A corrente contínua que alimenta o motor é convertida a partir de correntes induzidas por um transmissor de alta frequência externo (Figura 25).

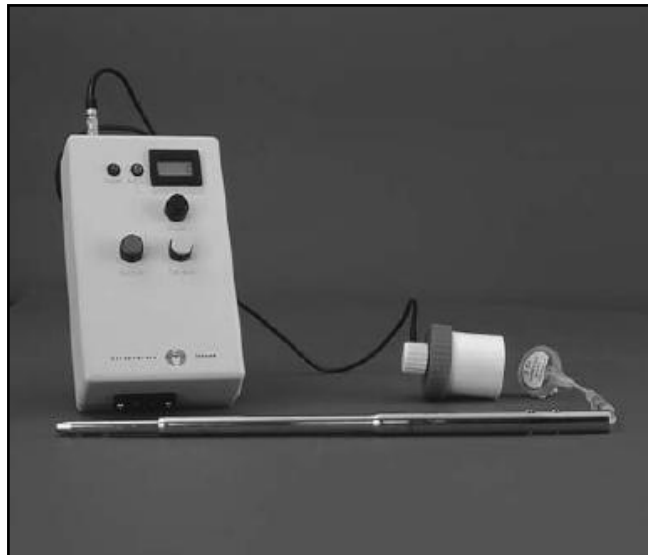


Figura 25 - O Distrator *FitBone*[®]: hastes de distração interna, receptor interno, acoplador externo e controlador da ativação.

Fonte: Krieg, Speth, Foster (2008).

Singh, Lahiri e Iqbal (2006) relataram bons resultados com o uso do dispositivo em 24 procedimentos, para alongamento da tíbia e fêmur, tendo obtido uma distração média de 40 mm, com boa tolerância por parte dos pacientes e sem incidência de infecção. Porém dois pacientes necessitaram enxertos autólogos para a consolidação final. Krieg, Speth e Foster (2008) testaram o distrator *FitBone*[®] em 8 procedimentos de alongamento do fêmur e tíbia, obtendo bons resultados em 6 casos. Em um paciente o sistema não tolerou as cargas impostas pela distração, o que ocasionou quebra das hastes, enquanto que no outro paciente houve falha de acoplamento do ativador percutâneo. Nos 6 pacientes efetivamente tratados com o dispositivo, se obteve uma distração média de 38 mm durante uma média de 40 dias de ativação.

O dispositivo de distração *FitBone*[®] permite a distração óssea de maneira controlada, podendo ser efetuada pelo próprio paciente sem o desconforto observado com o uso de distratores externos e com índices de infecção desprezíveis. Ressalta-se que a possibilidade de uma distração mais precisa se constitui em outra vantagem. Como desvantagens, citam-se a impossibilidade de mudança de vetores após a instalação do distrator e a necessidade de nova cirurgia para remoção (KRIEG; SPETH; FOSTER, 2008). A Figura 26 ilustra o resultado radiológico de um caso onde a distração do fêmur foi obtida com sucesso.

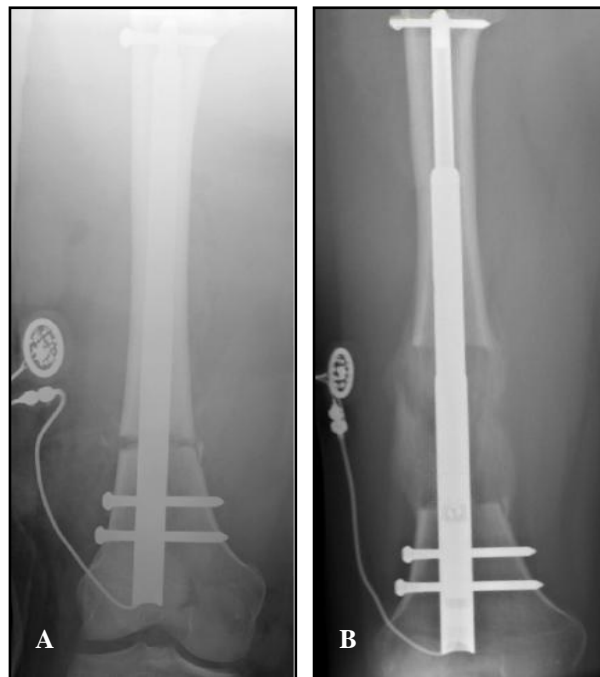


Figura 26 - Aspecto radiológico do fêmur de um paciente submetido ao implante do dispositivo *FitBone*[®], A) Pós-operatório imediato do implante do distrator *FitBone*[®]. B) Observa-se formação de calo ósseo evidente ao longo do intervalo de distração.

Fonte: Krieg, Speth e Foster (2008).

2.9.6 Distratores Auto Expansíveis

2.9.6.1 Molas de Distração

Lauritzen, Sugawara e Kocabalkan (1998) introduziram as molas metálicas auto-expansíveis para o manejo das craniossinostoses não sindrômicas. Estas molas, que podem ser manufaturadas em aço inoxidável com uma liga de ferro/níquel/cromo, são pré-tensionadas para liberarem uma força inicial entre 6 e 8 N. Elas promovem o afastamento das placas de osteotomias em sentido perpendicular às superfícies de contato com os ossos (Figura 27) (WINDH *et al.*, 2008; DAVIS; WINDH; LAURITZEN, 2010).

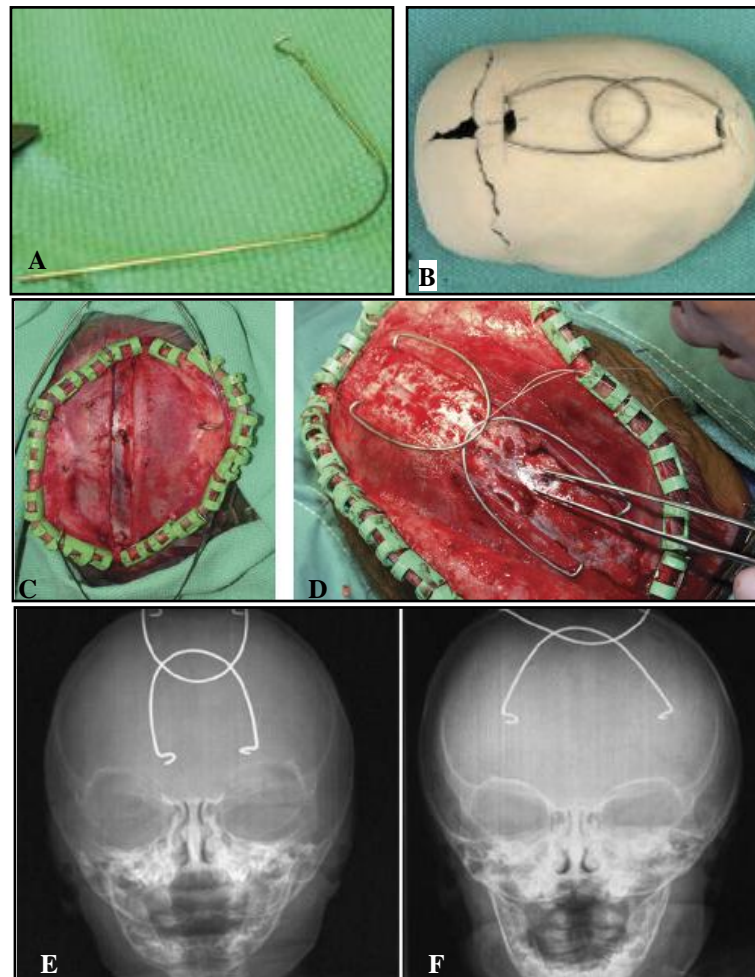


Figura 27 – Uso de molas auto-expansíveis. A) aspecto de uma mola de aço inoxidável totalmente distendida, B) disposição típica de 2 molas pré-tensionados ao longo da linha média de um protótipo de crânio simulando escafocefalia, C) visão cirúrgica da suturectomia na linha média, D) visão cirúrgica da instalação das molas sobre a área da suturectomia, E) raio X (AP) 2 dias após a cirurgia de implante das molas, F) raio X obtido (AP) 6 semanas após a cirurgia. Fonte: Pyle *et al.* (2009).

Davis, Windh e Lauritzen (2010) testaram a interação entre as forças de expansão das molas distratoras e as forças de contenção do esqueleto craniano em modelos experimentais em coelhos. As molas apresentaram uma força máxima de distração de 10,7 N, com uma média de 9,4 N. O ritmo de expansão ocorreu de maneira polifásica: 15% do total da distração ocorreu nas primeiras 8 horas, seguido por um decaimento importante entre 48 e 96 horas e novo período de expansão entre 96 horas e 14 dias, quando 80% da distração foi alcançada. A distração máxima obtida foi de 11,02 mm, da qual 90% foi verificada em 3 semanas. Os autores inferem sobre as razões do comportamento polifásico da distração alcançada ao longo tempo, atribuindo estes achados às possíveis forças de contenção e relaxamento das suturas cranianas adjacentes à área das suturectomias realizadas.

Em outro estudo experimental em coelhos, demonstrou-se a indução de neoformação óssea com o uso de molas posicionadas ao longo da suturectomia e ao longo de osteotomias para-sagitais. Não se observaram diferenças estatísticas entre os dois sítios de distração (DORNELLES *et al.*, 2010).

Recente estudo comparou as molas com a cirurgia tradicional (osteotomias em formato de pi) em um grupo de 40 pacientes portadores de escafocefalia. Os resultados estéticos foram semelhantes, porém o grupo dos pacientes tratados com as molas apresentou menor perda sanguínea e menor tempo de permanência hospitalar (WINDH *et al.*, 2008). Davis, Windh e Lauritzen (2009a) demonstraram que as molas podem ocasionar erosão óssea, porém sem apresentar efeitos clínicos significativos. Outros autores relataram experiência com o uso das molas em 90 casos de escafocefalia, com bons resultados cirúrgicos e baixo índice de complicações. Neste trabalho, os autores descrevem o uso de dobradores para a confecção das molas de aço inoxidável intra-operatoriamente. Foram também determinadas as forças atuantes com molas de aplicação anterior (7,2 N) e de aplicação posterior (7,5 N) ao longo da sutura sagital (PYLE *et al.*, 2009).

2.9.6.2 Dispositivos de Contração Absorvível

Guimarães-Ferreira *et al.* (2002) utilizaram experimentalmente um polímero contrátil (ácido L-polilático 70L/30D) aplicado em coelhos com intuito de provocar movimento de

aproximação entre uma placa óssea fixa e outra somente aderida à dura-máter. As placas de contração são manufaturadas com o polímero compactado submetido à uma temperatura de 80 °C. As placas, ao serem implantadas, sofrem ação hidrolítica local e tendem a assumir seu formato original, provocando a contração óssea. Os experimentos confirmaram a eficácia do método, embora as cargas impostas ao dispositivo contrátil não tenham sido mensuradas.

2.9.6.3 Dispositivos de Distração/Contração de Níquel-Titânio (NiTi)

A propriedade de pseudoelasticidade ou superelasticidade (alongamento progressivo de um material em função de uma carga constante) das ligas de Níquel/Titânio (NiTi) decorre da capacidade de transformação reversível sólido-sólido entre as formas austenítica e martensítica quando o material é submetido a variações de carga e temperatura (BHADESHIA, 2000). Durante a transformação reversível entre os dois estados sólidos mencionados, o material se alonga ou se contrai sem a ocorrência de variação de carga. No Gráfico 2 observa-se a relação teórica entre o deslocamento e a carga imposta a uma mola helicoidal de NiTi, onde o segmento AB representa a elasticidade do estado austenítico, o segmento BC equivale ao platô de carregamento correspondente ao intervalo de transformação do estado austenítico para o estado martensítico. Durante esta fase do processo, a mola continua se deslocando mesmo sem aumento da carga. O segmento C-C' corresponde à elasticidade do estado martensítico, enquanto que o segmento C'-D demonstra a elasticidade do estado martensítico. O segmento D-E ilustra o platô de alívio da carga, correspondendo à transformação do estado martensítico para o estado austenítico, enquanto que o segmento E-A representa a elasticidade de retorno ao repouso do estado austenítico. As ligas de NiTi encontram várias aplicações em engenharia biomédica, devido às suas propriedades físicas e também ao fato de serem completamente biocompatíveis. Como exemplos citam-se os *stents* auto-expansíveis para tratamento de doenças vasculares, molas ortodônticas e materiais de fixação ortopédicos (MORAWIEC *et al.*, 2007). Idelsohn *et al.* (2004) conseguiram induzir distração osteogênica mandibular empregando um distrator com molas de NiTi em um modelo experimental em coelhos. A distração média obtida foi de 6,5 mm, embora, segundo os autores, seja possível uma distração maior com o uso de molas em série. Foi observado ainda que um incremento da temperatura provocou um aumento nas forças de distração.

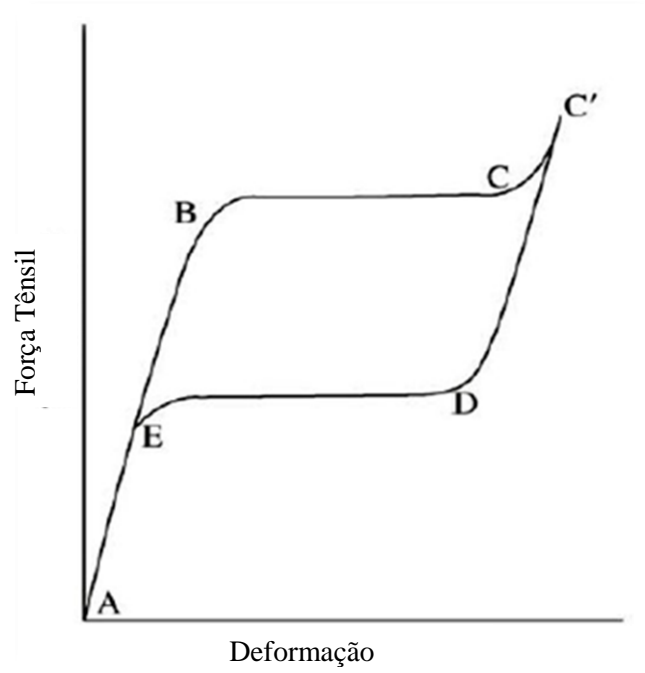


Gráfico 2 - Relação teórica entre o deslocamento e a carga imposta a uma mola helicoidal de NiTi.
Fonte: Adaptado de Idelsohn *et al.* (2004).

3 DISTRATOR ACIONADO DE FORMA REMOTA

3.1 INTRODUÇÃO

Considerando-se as necessidades cirúrgicas para a distração osteogênica craniofacial e os dispositivos já desenvolvidos e atualmente em uso, buscou-se o desenvolvimento de um novo distrator ósseo para uso em cirurgias cranianas. Como características principais, este distrator deve possuir um mecanismo de distração interna e ser ativado remotamente, isto é, sem solução de continuidade através da pele. Com isto, espera-se que o protótipo tenha o potencial de reduzir a morbidade associada com os procedimentos convencionais, sobretudo a ocorrência de infecção, a formação de cicatrizes exuberantes e a geração de desconforto. Não menos importante, o distrator deve ser eficaz ao promover a distração óssea esperada, com o máximo de controle possível. Neste sentido, é salutar mencionar o que Maull (1999) considerava ser o projeto de um distrator ideal:

“À luz do conhecimento atual, o distrator perfeito teria as seguintes características: seria instalado endoscopicamente para minimizar o traumatismo cirúrgico, seria completamente implantado abaixo do tecido subcutâneo, o que traria conforto ao paciente e evitaria cicatrizes externas, teria um circuito integrado a um motor autônomo capaz de controlar o ritmo da distração, e seria capaz de promover a distração nas três dimensões para se otimizar as relações entre os segmentos ósseos e o esqueleto craniofacial.”¹

Aos conceitos acima expostos, acrescentar-se-ia a necessidade de se controlar custos, bem como de se utilizar técnicas simples e seguras.

¹“At this time, the ultimate distractor will have the following features: be inserted endoscopically to minimize surgical trauma, be completely submerged below the soft tissue for comfort and to avoid external scarring, will contain a programmable microchip and motor for self-activated rate and rhythm of expansion, and be capable of three-dimensional movement to optimize the relationship between the bony segments and the craniofacial skeleton”. (MAULL, 1999)

3.2 CARGAS ESPERADAS PARA A DISTRAÇÃO

As cargas impostas aos sistemas de distração para tratamento das craniossinostoses sagitais variam de 6 N a 10,7 N de acordo com achados experimentais e clínicos recentes (DORNELLES *et al.*, 2010; DAVIS C; WINDH; LAURITZEN 2010; PYLE *et al.*, 2009). Entretanto, o processo de distração envolve variação das cargas ao longo do tratamento, dependendo da idade do paciente, espessura do crânio, patência das suturas adjacentes e ritmo de distração (WINDH *et al.*, 2008; DAVIS; WINDH; LAURITZEN, 2009 b).

Utilizando seja um mecanismo de cremalheira, seja de parafuso de rosca sem fim ou mesmo catraca excêntrica, os distratores, evidentemente, devem incluir algum dispositivo de travamento de tal forma que sob a influência das cargas o mecanismo não recue para a posição inicial.

3.3 ACIONAMENTO MAGNÉTICO

Na Grécia antiga já eram observadas as propriedades de atrair o ferro e seus compostos por um minério encontrado na região da Magnésia, chamado magnetita. Baseado exclusivamente em dados experimentais, Pedro Peregrino, no século XIII, descreve as propriedades e os efeitos dos ímãs permanentes. Porém, somente no século XVIII, Coulomb anuncia a lei do inverso do quadrado (Equação 2), para a força magnética (F) (CHAIB; ASSIS, 2007):

$$F = \mu \cdot \frac{(P1 \cdot P2)}{4\pi \cdot r^2}, \quad (2)$$

onde μ é a permeabilidade magnética do meio dada em henrys por metro ($H \cdot m^{-1}$), $P1$ e $P2$ as intensidades de campo magnético dos pólos magnéticos dadas em ampères por metro ($A \cdot m^{-1}$) e r a distância separando os mesmos dada em metros (m).

Infelizmente, a determinação das forças entre ímãs permanentes não é simples de ser calculada, pois depende do volume dos ímãs, de sua remanência (indução magnética que

permanece em um material ferromagnético quando o campo magnético externo retorna à zero) e de suas posições relativas (SMITH, 1966; VOKOUN, *et al.*, 2009). Desta forma, no presente trabalho, a força magnética usada para ativar o distrator remotamente não será determinada diretamente, mas apenas empiricamente.

Especificamente optou-se por trabalhar com ímãs permanentes do tipo Neodímio-Ferro-Boro ($\text{Nd}_2\text{Fe}_{14}\text{B}$). Os ímãs de $\text{Nd}_2\text{Fe}_{14}\text{B}$, sendo materiais de alta densidade energética, com boa estabilidade térmica, baixo peso e custo, têm aplicações em diversas áreas, incluindo as indústrias automotiva, aeronáutica, eletro-eletrônica e biomédica (ACKERMANN, 2003; SHIRAZEE, BASAK, 1995).

Os campos magnéticos estáticos, como os gerados pelos ímãs de $\text{Nd}_2\text{Fe}_{14}\text{B}$, não parecem incorrer em riscos aos tecidos biológicos. Dois estudos recentes não demonstraram efeitos deletérios destas forças a nível celular em testes *in vitro* (BURATTINI; BATTISTELLI; FALCIERI, 2010; RUIZ-GÓMEZ *et al.*, 2010).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 CONCEPÇÃO DO DISTRATOR

O desenvolvimento do distrator em questão envolveu a construção do mecanismo mecânico de distração propriamente dito e do sistema de ativação.

O projeto mecânico do distrator foi balizado pelas seguintes características:

- aplicação em casos de escafocefalia;
- distração uniplanar e unidirecional;
- uso do mecanismo de cremalheira;
- possibilidade de ativação remota.

Adicionalmente, para o sistema de ativação delimitou-se o seguinte:

- necessidade de ativação remota;
- capacidade de distração ao redor de 30 mm, equivalente a uma força de 10 N;
- ativação simples e reproduzível.

Três versões de distratores foram desenvolvidas, incluindo o protótipo final (Figura 28).

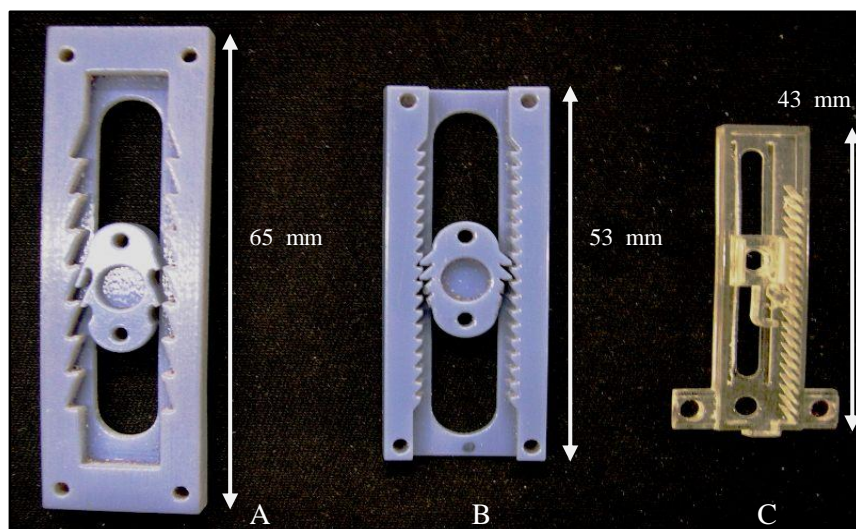


Figura 28 – Os três protótipos desenvolvidos. A e B: protótipos iniciais, C: protótipo final.

Todos os distratores foram projetados com auxílio do programa de CAD 3D (SolidWorks® 2009, Concord, Massachusetts, EUA). O referido programa possibilita a geração de imagens em três dimensões, bem como proporciona a obtenção de animações simulando o movimento das peças desenhadas. Após a definição do projeto final para cada distrator desenvolvido, foram obtidas peças prototipadas em polímero acrilonitrila butadieno estireno (ABS) através do processo de modelagem por fusão e deposição (FDM, do inglês *Fused Deposition Modeling*) para as 2 primeiras versões. O prototipador FDM utilizado foi o Stratasys® FDM 2000 (Stratasys Inc, Eden Prairie, MN, EUA). Os detalhes da versão final do distrator estão descritos na seção “descrição do protótipo”.

Além do tamanho, a principal limitação para as 2 primeiras versões (Figura 28a e Figura 28b) foi a grande resistência ao movimento inicial do cursor sobre as cremalheiras laterais, adicionando uma carga adicional indesejável ao mecanismo de ativação. Esta limitação foi resolvida com a concepção de um mecanismo de cremalheira unilateral com uma peça de travamento independente (ver tópico descrição do protótipo abaixo).

O sistema de ativação previa inicialmente o uso de um ímã interno cilíndrico (inserido no cursor) e um ímã externo. Entretanto, testes iniciais sinais demonstraram que o acoplamento magnético obtido entre as duas partes suportava forças de distração muito inferiores aos esperados 10 newtons. Para o protótipo final optou-se pela substituição do ímã interno por uma placa ferromagnética de maior volume, mas que seria fixada à distância do distrator sobre uma das superfícies ósseas a serem distraídas (Figura 29).

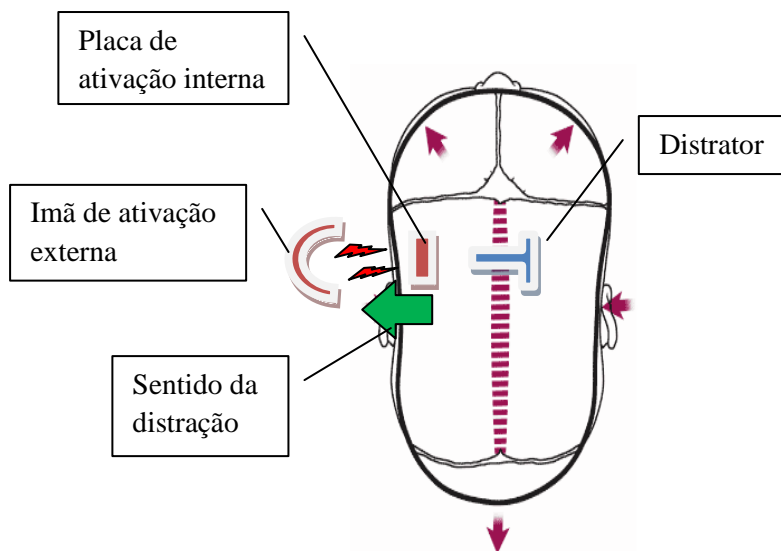


Figura 29: Simulação da montagem do sistema de distração em um crânio de aspecto escafocefálico

4.2 DESCRIÇÃO DO PROTÓTIPO

O protótipo do distrator é composto de 2 partes: o sistema de distração e o sistema de ativação composto da peça ferromagnética de instalação interna e o ímã externo responsável pela ativação. O distrator foi projetado e representado em 3 dimensões (3D) utilizando-se o programa de CAD 3D, (SolidWorks® 2009, Concord, Massachusetts, EUA). O distrator constitui-se das seguintes partes: o cursor e seu parafuso de fixação, a base e seus dois parafusos de fixação, o mecanismo de trava unidirecional, a caixa de proteção, uma placa ferromagnética montada sobre uma das superfícies de distração, e um ímã externo de ativação. O cursor, a base, o mecanismo de trava unidirecional e a caixa de proteção foram prototipados em resina fotocurável Fullcure® 720 (Objet Geometries Inc., Billerica, MA, USA), utilizando a técnica Polyjet® (Objet Geometries Inc., Billerica, MA, USA) através da máquina de prototipagem rápida Eden250® (Objet Geometries Inc., Billerica, MA, USA), (VOLPATO, 2007). Os parafusos de fixação, de aço (SAE 9254), medem 3 mm diâmetro com 8 mm de comprimento. A placa ferromagnética interna foi fresada utilizando uma liga de aço ABNT 430 medindo 32x15x1 mm. O ímã de ativação externa foi confeccionado em Neodímio-Ferro-Boro ($Nd_2Fe_{14}B$), cujas especificações estão representadas na Tabela 2. A Figura 30 mostra o protótipo com o detalhamento de cada uma das partes constituintes do sistema de distração.

Tabela 2 - Características do ímã de ativação.

Tipo do ímã	Neodímio Ferro Boro ($Nd_2Fe_{14}B$)
Grau	N35
Revestimento Externo	Níquel
Remanência (Br)	11.700 a 12.100 Gauss
Força Coercitiva (Hc)	10.800 a 11.500 Oersted
Força Coercitiva Intrínseca (Hci)	12.000 Oersted
Produto de Energia Máximo	33 a 36 Mega Gauss· Oersted
Temperatura Máxima de Operação	80 Graus Celsius
Densidade	7,4 a 7,6 g/cm ³
Dimensões	Altura 10 mm Diâmetro 18 mm Volume 2,54·10 ³ mm ³ Massa 19 g

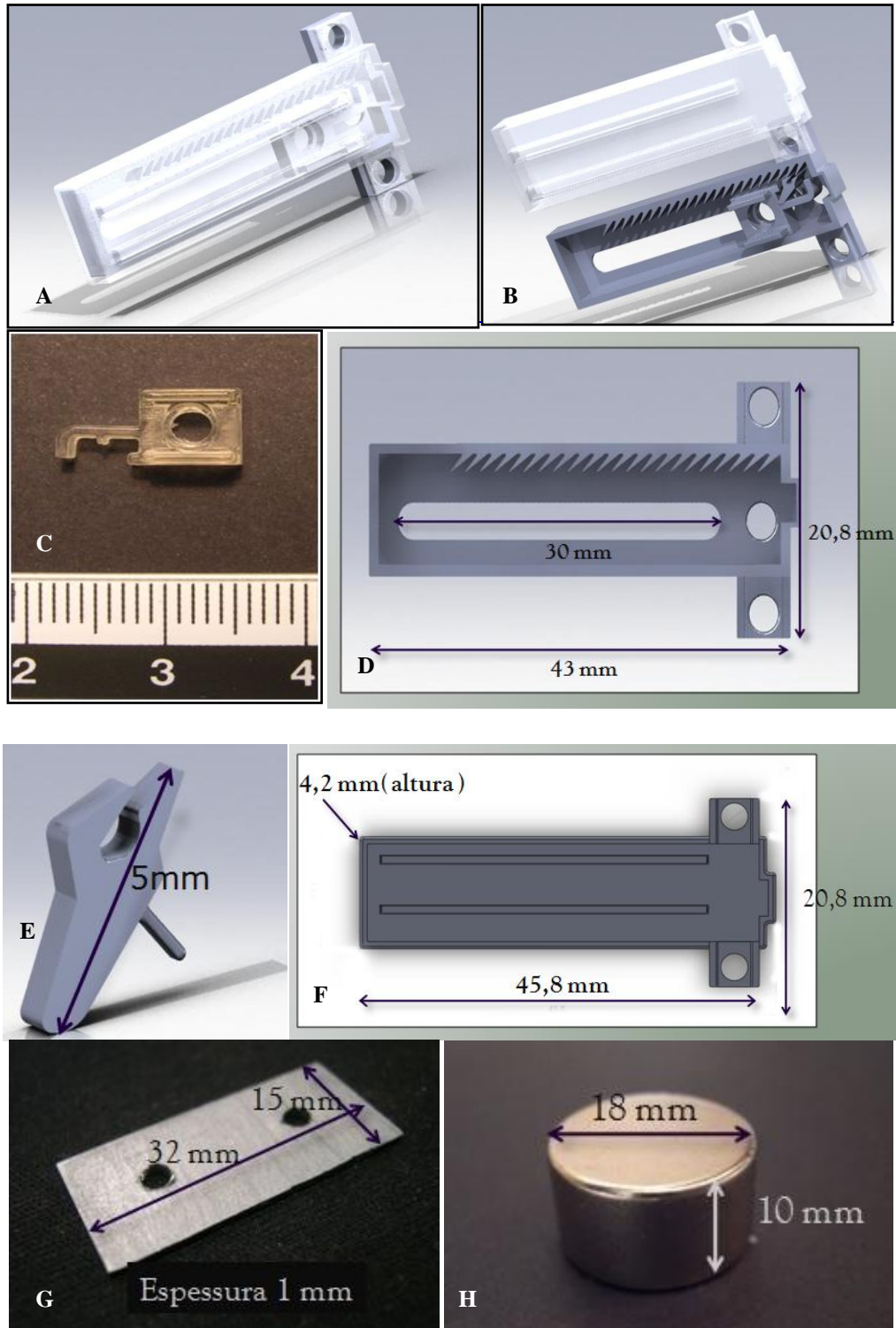


Figura 30 - O distrator e suas partes: A e B) aspecto geral, C) cursor D) base, E) mecanismo de travamento unilateral, F) caixa de proteção, G) placa ferromagnética interna, H) ímã de ativação externa. Observação: A, B, D, E e F são ilustrações em 3 dimensões, C, G e H são fotografias.

4.3 MODELO DE BANCADA

Um modelo de bancada foi desenvolvido com intuito de simular as forças de oposição à distração (Figura 31). O sistema constitui-se de 2 placas fresadas em alumínio (AA6351 T-6) dispostas em paralelo. A placa 1 possui as seguintes dimensões: 45 mm de comprimento, 68 mm de largura, 3,8 mm de espessura, contendo nas suas faces inferiores duas canaletas de 9 mm. A placa 2 apresenta as seguintes dimensões: 15 mm de comprimento, 68 mm de largura e também 3,8 mm de espessura, contendo ainda 2 canaletas de 9 mm de diâmetro dispostas em paralelo nas suas superfícies inferiores. A placa 1 apresenta uma extensão em formato de cantoneira, também fresada em alumínio (AA6351 T-6), com a sua porção horizontal medindo 37 mm de comprimento, 37 mm largura x 7 mm de espessura, e sua porção vertical medindo 37 mm de comprimento, 21 mm de altura e 7 mm de espessura. Esta extensão à placa 1 se fez necessária para a fixação da placa ferromagnética de ativação. A porção vertical desta peça de extensão é orientada com uma inclinação de 90° com relação ao plano horizontal de distração. As 2 placas são mantidas em posição através de 2 parafusos de aço (SAE 9254), com diâmetro de 8 mm e comprimento de 150 mm, parcialmente inseridos nas canaletas paralelas das faces inferiores das placas de alumínio. Duas molas de aço (SAE 9254) com 1,5 mm de espessura, diâmetro externo de 13 mm e 66 mm de comprimento em repouso são dispostas ao redor das porções distais dos parafusos. As molas são mantidas em posição por um conjunto de arruelas e porcas.

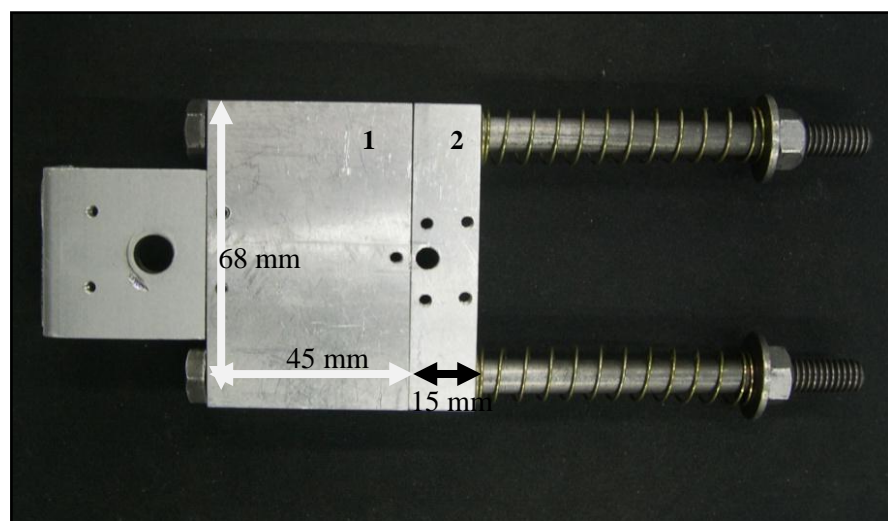


Figura 31 - O modelo de bancada: aspecto superior, com as placas 1 e 2 identificadas.

4.3.1 Determinação da Relação Carga/Deslocamento do Modelo de Bancada

O sistema acima descrito foi submetido a testes de carga para a determinação das relações de deslocamento da placa 2 em relação à placa 1 no sentido da distração (Figura 32). Para tanto, foram utilizadas 6 massas aferidas através da balança de precisão KERN 440-53, com capacidade máxima de 6 kg e precisão de 1 g (Kern & Sohn GmbH, Balingen, Alemanha). Cada massa, fixada à placa 2, ocasionou um determinado deslocamento desta placa com relação à placa 1. O deslocamento resultante foi então medido 10 vezes para cada massa, através do Paquímetro Western 5509, limite máximo de medição 150 mm, Precisão 0,01 mm, Exatidão $\pm 0,02\text{mm}$, (Western, E.U.A.).

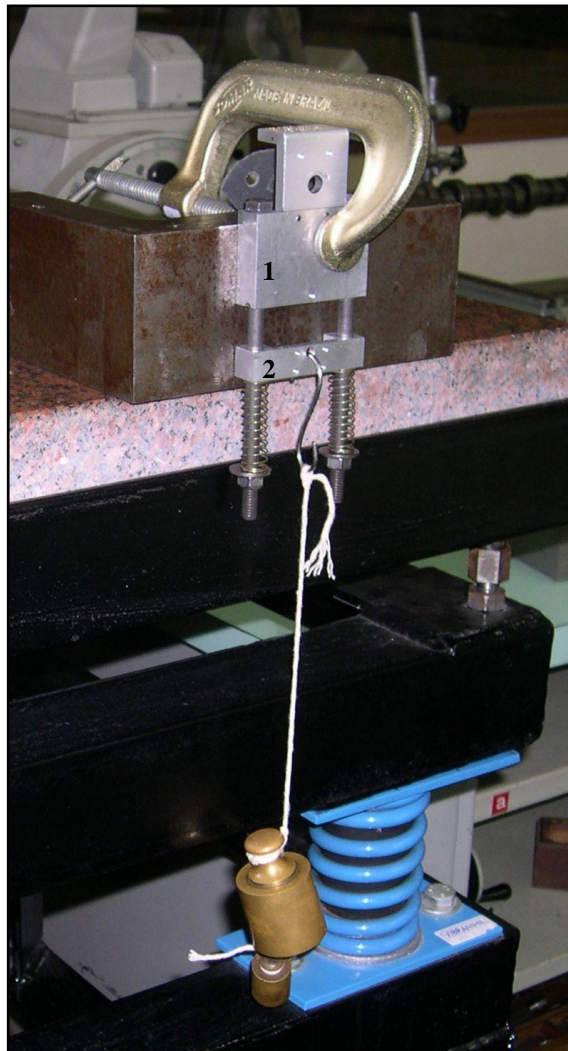


Figura 32 - Montagem para a determinação das relações cargas versus deslocamento do modelo de bancada. Visão geral. O modelo de bancada foi fixado em posição vertical através da sua placa 1, enquanto que à placa 2 foram fixadas diversas massas para a determinação do deslocamento desta placa em relação à placa 1.

Os resultados foram processados estatisticamente através da determinação do deslocamento médio para cada massa aplicada (convertida em força, expressa em newtons) aplicada, desvio padrão e repetitividade do resultado com um intervalo de confiança de 95,45% (PALMA, 2006) (Tabela 3).

Tabela 3 - Dados referentes à determinação das relações deslocamento versus carga do sistema de bancada.

Massa (kg)	Força (N)	Deslocamento médio (mm)	Desvio Padrão (s) (mm)	Repetitividade (Re) (mm)
0,126	1,23	2,3	0,2	+ - 0,5
0,326	3,2	7,1	0,6	+ - 1,4
0,524	5,14	11,9	0,5	+ - 1,2
0,726	7,12	19,7	0,7	+ - 1,7
1.021	10.01	23,5	0,6	+ - 1,4
1.224	12	31,7	0,5	+ - 1,2

Na sequência da obtenção destes valores, foi possível construir um gráfico representando o deslocamento sobre a carga imposta ao sistema empregado como modelo de bancada (Gráfico 3), bem como determinar o coeficiente de correlação (R^2) e a equação da regressão linear através do programa Excel 2007.

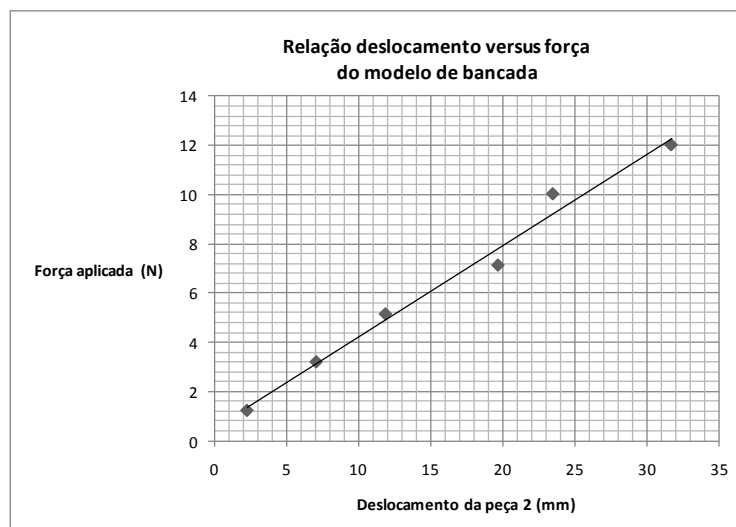


Gráfico 3 - Relações deslocamento versus carga do sistema de bancada.

O índice de correlação R^2 foi de 0,9852 e equação da reta obtida (Equação 3) está representada a seguir:

$$F = 0,3701 \cdot \Delta x + 0,5157, \quad (3)$$

onde F corresponde à força em newtons e Δx ao deslocamento da placa 2 em mm.

A lei de Hooke (Equação 4), determina que a força aplicada sobre determinado sistema é diretamente proporcional ao deslocamento resultante multiplicado pela constante elástica (k) do sistema

$$F = k \cdot x, \quad (4)$$

onde x representa o deslocamento, F a força aplicada e k a constante do sistema que pode ser obtida calculando-se o coeficiente angular do gráfico 3.

O coeficiente angular da reta é dado pela tangente do ângulo α da reta com o eixo das abscissas no gráfico 3. Ou seja, k vale 0,3701 N/m. A constante elástica obtida foi adequada para o sistema em questão, um vez que simula adequadamente as forças e deslocamentos encontrados clínica e laboratorialmente (DORNELLES *et al.*, 2010; DAVIS C; WINDH; LAURITZEN 2010; PYLE *et al.*, 2009).

4.4 MÉTODO DE INSTALAÇÃO DO PROTÓTIPO

A instalação do protótipo sobre o modelo de bancada se inicia com a fixação da base sobre a placa 2 através de 2 parafusos tipo Allen (SAE 9254), sem cabeça, com 3mm de diâmetro e 8 mm de comprimento. Em seguida o cursor é fixado à placa 1 através de 1 parafuso com as mesmas características. O mecanismo de travamento unidirecional é então acoplado ao sistema, finalizando-se a instalação do protótipo com a instalação da caixa de proteção. Em seguida procede-se com a fixação da peça ferromagnética de ativação sobre a porção vertical da extensão de alumínio conectada com a peça 1 (Figura 33).

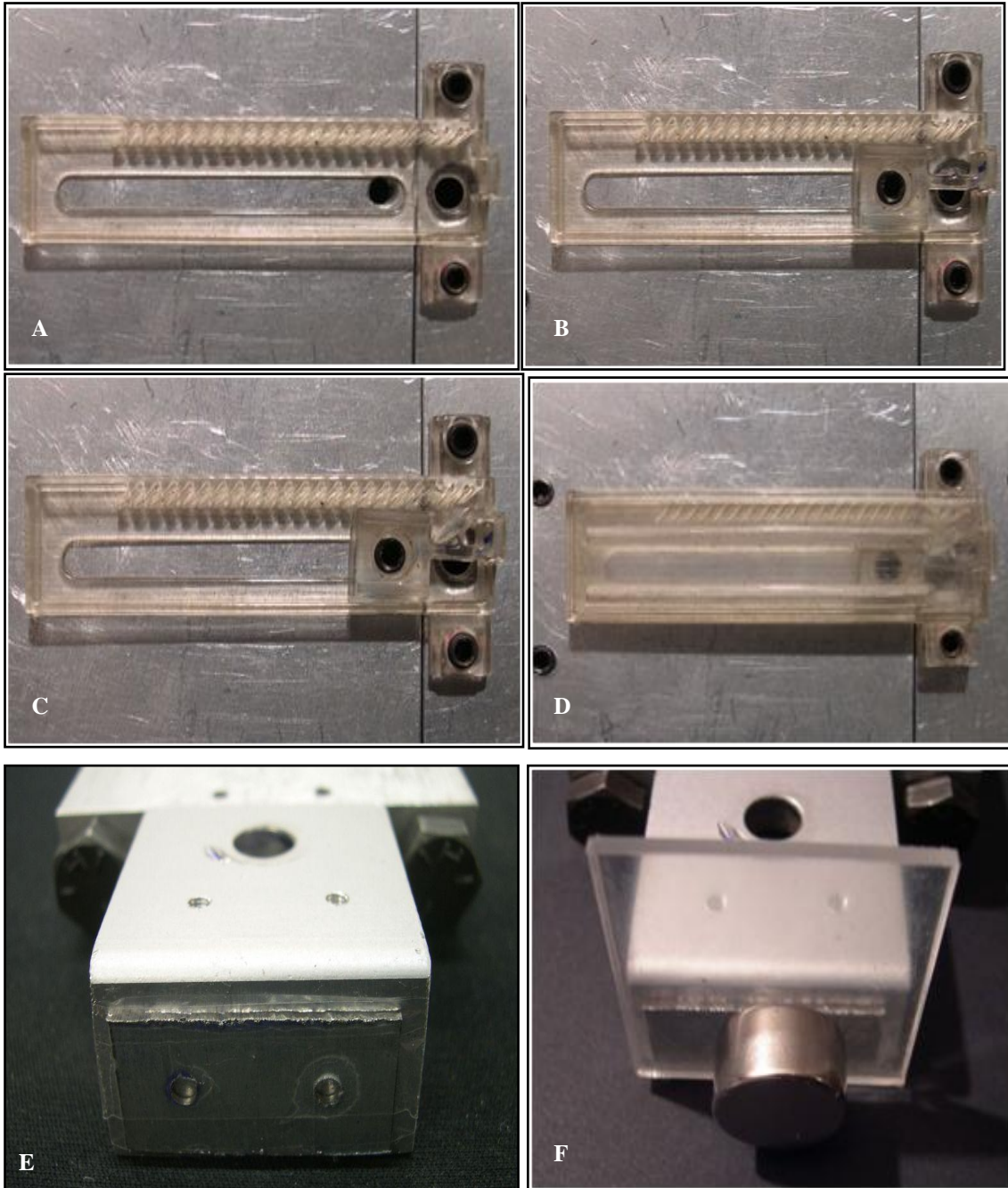


Figura 33 - Instalação, em etapas, do distrator sobre o modelo de bancada: A) fixação da base, B) fixação do cursor, C) introdução do mecanismo de travamento, D) isolamento de todo o sistema com a capa de proteção, E) detalhe da peça ferromagnética instalada sobre a cantoneira da peça 1, F) Acoplamento com o ímã externo com placa de acrílico interposta.

4.5 ATIVAÇÃO E FUNCIONAMENTO DO DISTRATOR

Após devidamente instalado, o acionamento do distrator é efetuado através do acoplamento magnético entre o ímã externo de Neodímio-Ferro-Boro ($\text{Nd}_2\text{Fe}_{14}\text{B}$) e a peça

ferromagnética através das placas de polimetacrilato de metila (acrílico). O ímã externo é aproximado sobre a região da placa ferromagnética encoberta por placas de acrílico que simulam a espessura do escalpo dos pacientes lactentes, até que ocorra o acoplamento magnético caracterizado pelas forças de atração entre os dois materiais. A ativação do sistema de distração se faz quando o ímã localizado externamente é tracionado, provocando o movimento da peça ferromagnética interna na mesma direção, e, por conseguinte ocasionando o deslocamento da placa 2 sobre a placa 1. O afastamento entre as placas horizontais ocorre através do distrator que permite a livre distração, mas a mantém através da ação do dispositivo de trava unidirecional. (Figura 34). Este procedimento pode ser repetido até que se alcance o nível de distração almejado ou se ultrapasse o limite do acoplamento magnético. Ao final do procedimento de distração, o ímã de ativação é removido através de uma tração em sentido paralelo à placa de acrílico, evitando-se desta maneira a indução inadvertida de mais um estágio da distração.

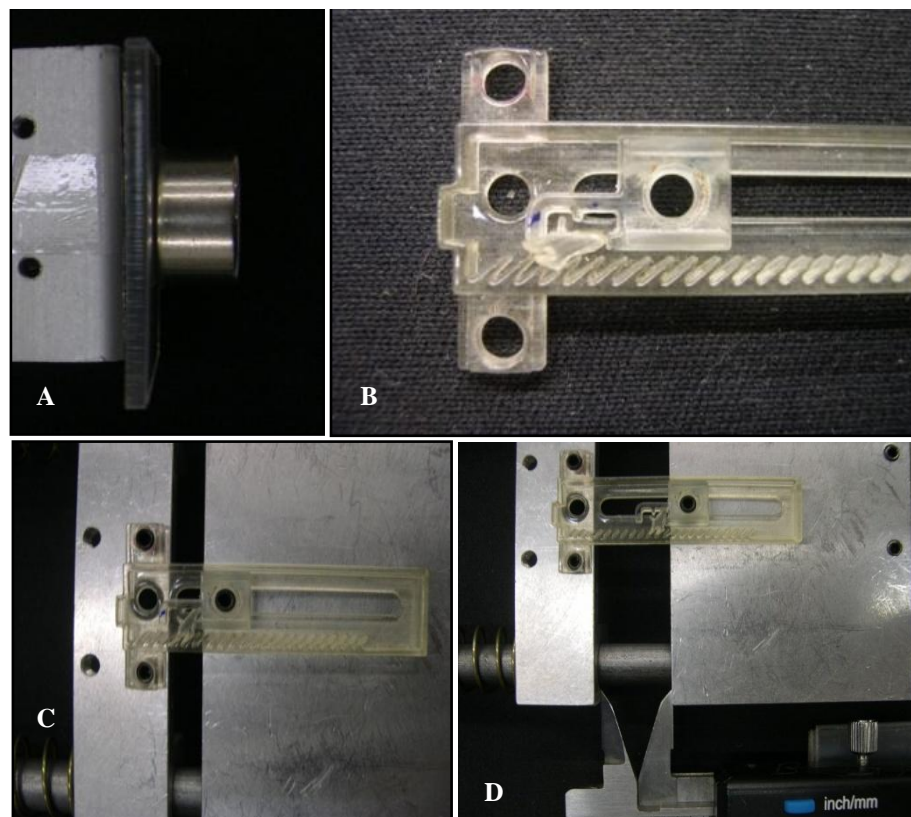


Figura 34 - Ativação e funcionamento do distrator com a caixa de proteção removida: A) acoplamento magnético entre o ímã externo e a peça de aço com a interposição de 1 placa de acrílico. B) simulação de distração em progressão, demonstrando a posição intermediária do mecanismo de travamento, C) finalização de um estágio de distração demonstrando a posição de travamento do dispositivo de contenção do distrator, D) distração mantida pelo travamento.

4.6 AVALIAÇÃO DO DISTRATOR

O sistema de distração foi testado com relação aos parâmetros descritos abaixo e depois analisados estatisticamente:

1 - Determinação da resolução, em milímetros, do distrator na faixa de carga do sistema (0 a 10 N);

2 - Máxima amplitude de distração, medida em mm, e a correspondente carga de distração (medida em N), conforme extrapolação da curva deslocamento versus carga do modelo de bancada adotado. Este teste de distração máxima apresentou como limites pré-definidos a extensão máxima do curso de ativação (30 mm), ruptura de alguma das partes do sistema de distração ou perda do acoplamento magnético. Estes testes foram realizados com distâncias de ativação de 3 mm, 5 mm e 8 mm correspondentes às placas de acrílico interpostas entre o ímã externo e a peça de aço (Figura 35);

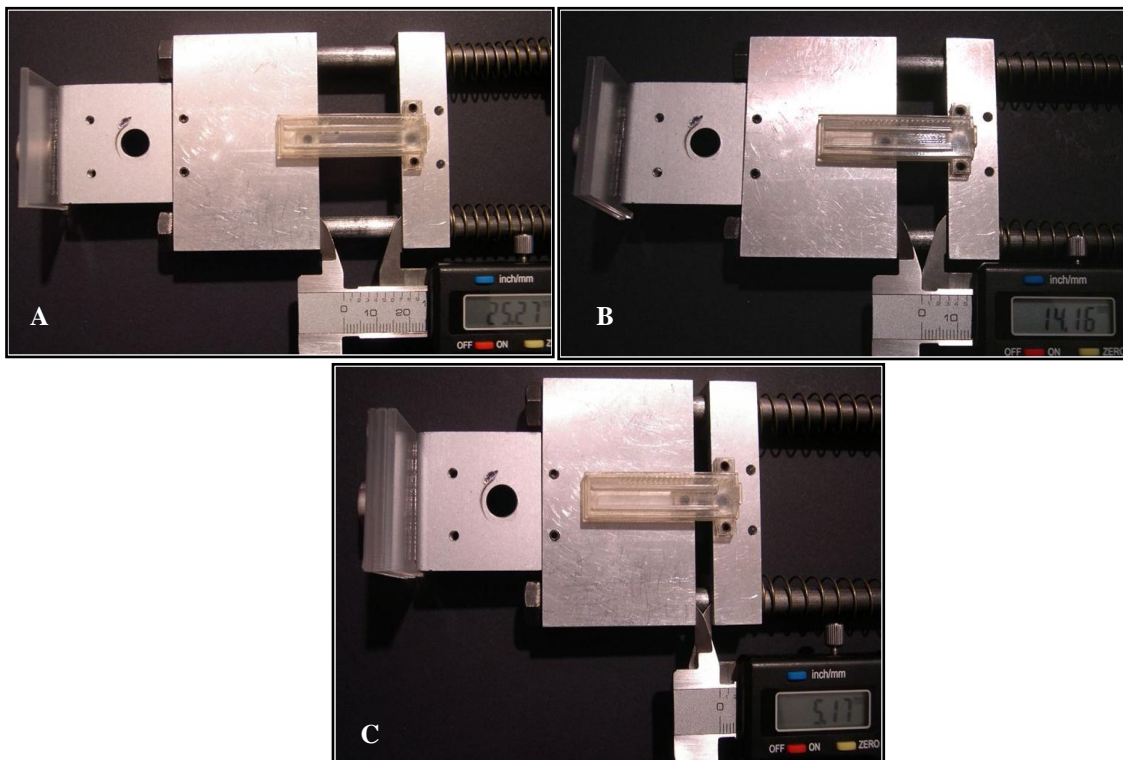


Figura 35 - Distração em função da distância de ativação. A) Distância de ativação mantida com 1 placa de acrílico (3 mm), B) Distância de ativação mantida com 2 placas de acrílico (5 mm) e C) Distância de ativação mantida com 3 placas de acrílico (8 mm).

3 - Manutenção da distração durante os todos os testes.

Observação: cada medida foi efetuada 10 vezes com o paquímetro descrito anteriormente, determinando-se em seguida a média dos valores, desvio padrão e repetitividade das medições com intervalo de confiança de 95%.

5 RESULTADOS

Os testes de resolução demonstraram que a distração mínima possível ao longo de toda a faixa de deslocamentos foi de 1,47 mm, o que equivale a uma carga adicional de 0,978 N a cada distração (ver Gráfico 3).

Os demais resultados dos testes envolvendo o distrator estão relacionados na Tabela 4. Para 3 mm de distância de ativação, obteve-se um deslocamento médio máximo de 25 mm, equivalente a uma carga de 9,77 N. Com 5 mm de intervalo entre o ímã de ativação e a placa de aço, o sistema de distração permitiu um deslocamento de 14 mm, equivalente a uma carga de 5,70 N. Quando a distância de separação foi de 8 mm, o distrator provocou um deslocamento médio de 5 mm, equivalente a 2,37 N.

Tabela 4 - Distração máxima obtida e carga máxima tolerada pelo sistema de distração em função das diferentes espessuras das placas de acrílico separadoras

Espessura da placa de acrílico (mm)	Distração máxima obtida Média (mm)	Desvio Padrão (mm)	Repetitividade (mm)	Carga equivalente (N)
3	25	0,10	+ - 0,22	9,77
5	14	0,09	+ - 0,21	5,70
8	5	0,06	+ - 0,15	2,37

Foram então plotados no Gráfico 4 as cargas de oposição à distração equivalentes às médias das distrações máximas obtidas em função da espessura das placas de acrílico, obtendo-se a partir do mesmo uma equação correspondente à regressão linear (Equação 5) e o índice de correlação R^2 ,

$$F = -1,4508.dAt + 13,684, \quad (5)$$

onde F corresponde à carga de oposição à distração obtida em newtons, enquanto que dAt corresponde à distância de ativação imposta pelas placas de acrílico, em milímetros.

O índice de correlação (R^2) encontrado foi igual a 0,9705.

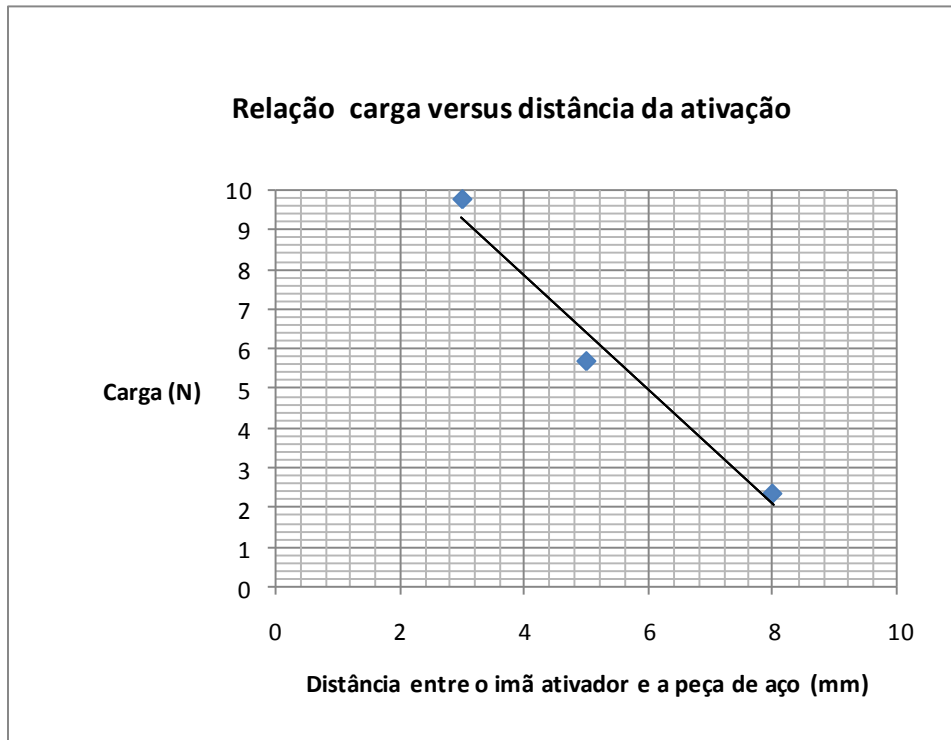


Gráfico 4 - Relação das cargas de oposição à distração toleradas pelo sistema de ativação em função das distâncias entre o ímã ativador e a placa de aço.

Durante todos os testes de distração, a força máxima suportada pelo acoplamento magnético foi de 10,88 N, equivalentes a um deslocamento de 28 mm. O sistema de mecanismo de travamento impediu adequadamente o retrocesso do cursor durante todos os deslocamentos.

6 DISCUSSÃO

As craniossinostoses são processos patológicos que apresentam repercussões negativas sobre as crianças acometidas, podendo causar sérios prejuízos do ponto de vista funcional, estético e mesmo psicológico. Com raras exceções, o tratamento é cirúrgico, tendo como objetivo proteger o cérebro de eventuais danos, bem como de melhorar o aspecto estético do crânio e da face. Não obstante, muitas das técnicas ainda hoje utilizadas apresentam inconvenientes, como a necessidade de transfusões sanguíneas, procedimentos de longa duração e complicações como infecções e fístulas liquóricas (HAYWARD *et al.*, 2004).

Com o objetivo de se oferecer procedimentos menos invasivos, mas ao mesmo tempo eficazes, introduziu-se o uso dos distratores craniofaciais no início dos anos noventa (MCCARTHY; SCHREIBER; KARP, 1992). Desde então, diversos serviços de cirurgia craniofacial têm empregado distratores no tratamento de vários tipos de craniossinostoses com bons resultados. No entanto, a realização de osteotomias, seguidas da inserção de distratores são procedimentos de alta complexidade e com risco de complicações potencialmente graves. Outra dificuldade persistente reside no fato de que a maioria dos distratores, sejam externos ou internos, necessitam de ativação externa e nova cirurgia para remoção dos dispositivos (MAULL, 1999).

Em virtude das limitações inerentes àqueles métodos, tem-se buscado o desenvolvimento de técnicas e materiais que permitam uma cirurgia menos agressiva e com menor índice de complicações. Como exemplos, destacam-se as cirurgias endoscópicas em associação com o uso de capacetes moldantes e o uso de distratores internos auto-expansíveis e reabsorvíveis. Nestes casos a manipulação óssea é menor, o que diminui o volume de sangramento intra-operatório e permite a preservação da nutrição vascular normal dos ossos cranianos (CHO *et al.*, 2004). Com o sistema de distração devidamente instalado, as correções morfológicas são realizadas paulatinamente ao longo das sessões de ativação e depois mantidas durante o período de consolidação. Porém, convém salientar que os sistemas totalmente implantáveis e auto-expansíveis apresentam a limitação de não oferecer ao cirurgião a possibilidade de ajustes no período pós-operatório. Outra desvantagem reside no fato de que os distratores auto-expansíveis apresentam um decaimento importante do poder de distração alguns dias após o implante.

Através do presente estudo, idealizou-se um distrator interno de acionamento remoto, que permitisse ao cirurgião manter total controle sobre a distração desejada, sem o inconveniente de uma solução de continuidade através da pele durante a fase de ativação.

O uso da cremalheira com travamento unidirecional nos pareceu adequado para este fim, pois durante a ativação o mecanismo ofereceu muito pouca resistência ao movimento do cursor. Evidentemente, outros modelos de princípios de distração poderiam ser utilizados, como o uso de hastes telescopadas e catraca excêntrica por exemplo.

O mecanismo de travamento unidirecional funcionou satisfatoriamente, uma vez que tolerou as cargas impostas pelo sistema de bancada. Entretanto, ao final de cada ciclo de ativação, a trava permite um retrocesso de aproximadamente 1 mm do cursor, até que o mecanismo de bloqueio do movimento se faça por completo. Esta característica não comprometeu a eficácia do distrator dentro da faixa de cargas às quais foi submetido neste experimento.

Para o mecanismo de ativação optou-se pelo uso dos ímãs permanentes de Neodímio-Ferro-Boro, devido às suas propriedades de alto produto energético, facilidade de uso, baixo custo e baixo risco biológico (BURATTINI; BATTISTELLI; FALCIERI, 2010).

Os testes de bancada do dispositivo de distração proposto demonstraram que o princípio de cremalheira unidirecional de acionamento magnético à distância permitiu níveis de distração máxima com carga aproximada de 10 N, equivalente a 25 mm com o modelo de bancada utilizado. Esta amplitude de carga é compatível com os demais estudos que determinaram estas forças clínica e laboratorialmente (DORNELLES *et al.*, 2010; DAVIS C; WINDH; LAURITZEN 2010; PYLE *et al.*, 2009). A resolução de 1,47 mm confere ao cirurgião o controle adequado sobre o ritmo de distração esperado clinicamente.

Em casos selecionados, onde as cargas poderiam exceder o limite de 10 N, o uso de duas ou mais placas de ativação magnética poderia elevar a capacidade de carga de todo o sistema. Ademais, o ímã ativador externo poderia ser re-dimensionado. Como fator limitador cita-se a importante perda de eficácia do mecanismo magnético ativador em virtude do aumento da distância entre as partes do mesmo (Tabela 4). Em pacientes maiores, ou naqueles com escalpo espesso, estaria também indicado o uso de ímãs maiores e um número maior de placas internas de ativação. Embora o protótipo tenha sido projetado para promover

distrações, poder-se-ia projetar dispositivos de contração, também acionados magneticamente, o que permitiria correções ainda mais precisas das craniossinostoses.

7 CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS

Este experimento demonstrou o potencial da ativação magnética à distância para o acionamento de um distrator ósseo interno. O distrator testado promoveu uma distração máxima de 28 mm, correspondendo à força de 10,88 N. A amplitude de distração decaiu com o aumento da distância de ativação.

Dentre as várias possibilidades de investigação futura citam-se os estudos *in vivo* empregando o protótipo desenvolvido, o uso de distratores absorvíveis, a aplicação de eletroímãs na ativação do distrator, o desenvolvimento de distratores mais longos e estudos de biosegurança envolvendo todos os materiais a serem implantados.

REFERÊNCIAS

ACKERMAN, K. **High performance FeNdB Materials and annular geometries.** Electrical Insulation Conference and Electrical Manufacturing & Coil Winding Technology Conference, 2003, Indianapolis, U.S.A, p. 51-52, Sept. 2003.

AMIEL-TISON, C.; SOYEZ-PAPIERNIK, E. **Cranial osteopathy as a complementary treatment of postural plagiocephaly.** Arch Pediatr, vol. 15, Suppl. 1, p. S24-30, Jun. 2008.

ARNAUD, E.; MARCHAC, D.; RENIER, D. **Distraction osteogenesis with double internal devices combined with early frontal facial advancement for the correction of facial craniosynostosis. Report of clinical cases.** Ann Chir Plast Esthet, v. 46, n. 4, p. 268-76, Aug. 2001.

AVIV, R. I.; RODGER, E.; HALL, C.M. **Craniosynostosis.** Clin Radiol, vol. 57, n. 2, p. 93-102, Feb. 2002.

BAUMGART, R.; BETZ, A.; SCHWEIBERER, L. **A Fully Implantable Motorized Intramedullary Nail for Limb Lengthening and Bone Transport.** Clinical Orthopaedics & Related Research, v. 343, p. 135–143, October 1997.

BHADESHIA, H. K. D. H. **The Bain Correspondence.** Materials Science and Metallurgy. University of Cambridge. Disponível em <http://www.msm.cam.ac.uk/phase-trans/2000/C9/lectures45.pdf>>. Acesso em 17 aug. 2010.

BURATTINI, S.; BATTISTELLI, M.; FALCIERI, E. **Morpho-functional features of in-vitro cell death induced by physical agents.** Curr Pharm Des, vol. 16, n. 12, p. 1376-86, 2010.

BURSTEIN, F. D.; WILLIAMS, J. K. **Resorbable bone distraction: current status and future directions.** Clin Plastic Surg, vol. 31, p. 407– 414, 2004.

CHAIB, J. P. M. C.; ASSIS, A. T. **Ampère e a origem do magnetismo terrestre.** I Simpósio De Pesquisa Em Ensino E História De Ciências Da Terra, III Simpósio Nacional Sobre Ensino de Geologia no Brasil, p. 315-320, 2007.

CHIEFFO, D.; *et al.* **Long-term neuropsychological development in single-suture craniosynostosis treated early.** J Neurosurg Pediatr, vol. 5, n. 3, p. 232-7, Mar. 2010.

CHIN, M.; TOTH, B. A. **Distraction osteogenesis in maxillofacial surgery using internal device: review of five cases.** J Oral Maxillofac Surg, vol. 54, n. 1, p. 45–53, 1996.

CHO, B. C.; HWANG, S. K.; UHM, K. I. **Distraction osteogenesis of the cranial vault for the treatment of craniofacial synostosis.** J Craniofac Surg, vol. 15, p. 135-144, 2004.

COLE, J. D.; *et al.* **The intramedullary skeletal kinetic distractor (ISKD): first clinical results of a new intramedullary nail for lengthening of the femur and tibia.** Injury, vol. 32, suppl 4, p. 129-139, Dec.2001.

DAVIS, C.; WINDH, P.; LAURITZEN, C. G. **Do expansile cranial springs erode through the cranium?** J Craniofac Surg, v. 20, n. 1, p. 168-70, Jan. 2009. (a)

DAVIS, C.; WINDH, P.; LAURITZEN, C. G. **Spring-assisted cranioplasty alters the growth vectors of adjacent cranial sutures.** Plast Reconstr Surg, vol. 123, n 2, p. 470-4, Feb. 2009. (b)

DAVIS, C.; WINDH, P.; LAURITZEN, C. G. **Spring Expansion Is Influenced by Cranial Biomechanics.** J Craniofac Surg, v. 21, p. 843-846, 2010.

DI ROCCO, C. **Craniosynostosis in old Greece: political power and physical deformity.** Childs Nerv Syst, v. 21, p. 859, cover picture, 2005.

DORNELLES, R. F. V.; *et al.* **Spring-mediated skull expansion: overall effects in sutural and parasutural areas. An experimental study in rabbits.** Acta Cir Bras, vol. 25, n. 2, Mar-Apr. 2010.

GATENO, J.; *et al.* **Prototype testing for a new bioabsorbable Le Fort III distraction device: a pilot study.** J Oral Maxillofac Surg, vol. 62, n. 12, p. 1517-23, Dec. 2004.

GOODRICH, J.T.; STAFFENBERG, D. A. **Plastic techniques in Neurosurgery.** Second Edition. New York: Thieme, 2004.

GOODRICH, J.T.; TUTINO, M. **An annotated history of craniofacial surgery and intentional cranial deformation.** Neurosurgery Clinics of North America, v.12, n. 1, p. 45-68, Jan. 2001.

GRACIA, A.; *et al.* **The earliest evidence of true lamboid craniosynostosis: the case of "Benjamina", a Homo heidelbergensis child.** Childs Nerv Syst, v. 26, p. 723-727, 2010.

GUIMARÃES-FERREIRA, J.; *et al.* **Calvarial bone distraction with a contractile bioresorbable polymer.** Plast Reconstr Surg, v. 109, n. 4, p. 1325-31; discussion 1332, Apr. 2002.

HANKEMEIER, S.; *et al.* **Improved comfort in lower limb lengthening with the intramedullary skeletal kinetic distractor.** Principles and preliminary clinical experiences. Arch Orthop Trauma Surg, v. 124, n. 2, p. 129-3, Mar. 2004.

HAYWARD, R.; *et al.* **The clinical management of craniosynostosis.** First edition. London: Mac Keith press, 2004.

HINOJOSA, J.; ESPARZA, J.; MUÑOZ, M. J. **Endoscopic-assisted osteotomies for the treatment of craniosynostosis.** Childs Nerv Syst, v. 23, n. 12, p. 1421-30. Dec. 2007.

IDELSOHN, S.; *et al.* **Continuous mandibular distraction osteogenesis using superelastic shape memory alloy (SMA).** J Mater Sci Mater Med, vol. 15, n. 4, p. 541-6, Apr. 2004

ILIZAROV, G. A. **The principles of the Ilizarov method.** Bull Hosp Jt Dis Orthop Inst, vol. 48, n. 1, p. 1-11, Spring, 1988.

JIMENEZ, D. F.; BARONE, C. M. **Early treatment of anterior calvarial craniosynostosis using endoscopic-assisted minimally invasive techniques.** Childs Nerv Syst, v. 23, n. 12, p. 1411-9, Dec. 2007.

JIMENEZ, D.F.; BARONE, C.M. **Endoscopic craniectomy for early surgical correction of sagittal craniosynostosis.** J Neurosurg, v. 88, n. 1, p. 77-81, 1998.

KARP, N. S.; *et al.* **Bone lengthening in the craniofacial skeleton.** Ann Plast Surg, vol. 24, n. 3, p. 231-7, Mar. 1990.

KIM, Y. O.; *et al.* **Cranial growth after distraction osteogenesis of the craniosynostosis.** J Craniofac Surg, v. 19, p. 45-55, 2008.

KOIZUMI, T.; *et al.* **Cephalic index of Japanese children with normal brain development.** J Craniofac Surg, vol. 21, n. 5, p. 1434-7, Sep. 2010.

KOMURO, Y.; HASHIZUME, K.; KOIZUMI, T. **Cranial expansion with distraction osteogenesis for multiple-suture synostosis in school-aged children.** J Craniofac Surg, vol. 20, p. 457-460, 2009.

KRIEG, A. H.; BERNHARD M. S.; FOSTER, B. K. **Leg Lengthening With a Motorized Nail in Adolescents An Alternative to External Fixators?** Clin Orthop Relat Res, vol. 466, p. 189–197, 2008.

LAURITZEN, C.; *et al.* **Spring mediated dynamic craniofacial reshaping.** Scand J Plast Reconstr Hand Surg, v. 32, n. 3, p. 331-8, Sep. 1998.

LEIDINGER, B.; WINKELMANN, W.; ROEDL, R. **Limb lengthening with a fully implantable mechanical distraction intramedullary nail.** Z Orthop Ihre Grenzgeb, v. 144, p. 419–426, 2006.

MACKENZIE, K. A.; *et al.* **Evolution of surgery for sagittal synostosis: the role of new technologies.** J Craniofac Surg, v. 20, n. 1, p.129-33, Jan. 2009.

MAULL D. J. **Review of devices for distraction osteogenesis of the craniofacial complex.** Semin Orthod, vol. 5, n. 1, p. 64-73, Mar. 1999.

MCCARTHY, J. G.; SCHREIBER, J.; KARP, N. S. **Lengthening the human mandible by gradual distraction.** Plast Reconstr Surg, v. 89, n. 1, p. :1-8, discussion 9-10, 1992.

MILLER, J. J.; *et al.* A. **Infant mandibular distraction with an internal curvilinear device.** J Craniofac Surg, vol. 18, n. 6, p.1403-7, Nov. 2007.

MODELO DE CAPACETE MOLDANTE. Disponível em <<http://www.cranialtech.com>>. Acesso em 01 jul. 2010.

MORAWIEC, H. Z.; *et al.* **Superelastic NiTi springs for corrective skull operations in children with craniosynostosis.** J Mater Sci Mater Med, 18(9):1791-8. Sep. 2007.

ORTIZ-MONASTERIO, F.; DEL CAMPO, A. F.; CARRILLO, A. **Advancement of the orbits and the midface in one piece, combined with frontal repositioning, for the correction of Crouzon's deformities.** Plast Reconstr Surg, v. 61, n. 4, p. 507–516, 1978.

PALMA, E. S. **Metrologia.** Capítulo 8, p. 187-227, 2006. Disponível em <<http://mea.pucminas.br/palma/metrolapostindice.pdf>>. Acesso em 10 ago. 2010.

PELO, S.; *et al.* **Distraction osteogenesis in the surgical treatment of craniostenosis: a comparison of internal and external craniofacial distractor devices.** Childs Nerv Syst, v. 23, n. 12, p. 1447-53, Dec. 2007.

PERSING, J.; *et al.* **Prevention and Management of Positional Skull Deformities in Infants.** Pediatrics, vol. 112, n. 1, parte 1, p. 199-202, Jul. 2003.

POLLEY, J. W.; FIGUEROA, A. A. **Management of severe maxillary deficiency in childhood and adolescence through distraction osteogenesis with an external, adjustable, rigid distraction device.** J Craniofac Surg, v. 8, p. 181–185, 1997.

PYLE, J.; *et al.* **Spring-assisted surgery-a surgeon's manual for the manufacture and utilization of springs in craniofacial surgery.** J Craniofac Surg, v. 20, n. 6, p. 1962-8, Nov. 2009.

RAPPO, P. D. **Management of positional skull deformities: who needs a helmet?** Pediatrics, vol. 113, n. 2, p. 422-4, author reply 422-4, Feb. 2004.

RENIER, D.; *et al.* **Management of craniosynostosis.** Childs Nerv Syst, v. 16, n. 10-11, p. 645-58, Review, Nov. 2000.

ROBINSON, R. C.; KNAPP, T. R. **Distraction Osteogenesis in the Craniofacial Skeleton.** Otolaryngol Clin N Am, vol. 38, p. 333–359, 2005.

RUIZ-GÓMEZ, M. J.; *et al.* **No evidence of cellular alterations by MilliTesla-Level static and 50 Hz magnetic fields on *S. cerevisiae*.** Epub ahead of print. Electromagn Biol Med, Oct. 2010.

SHIRAZEE, N. A.; BASAK, A. **Electropermanent suspension system for acquiring large air-gaps to supend loads.** IEEE Transaction on Magnetics, vol. 31, n. 6, p. 4193-5, 1995.

SINGH, S.; LAHIRI, A.; IQBAL, M. **The results of limb lengthening by callus distraction using an extending intramedullary nail (Fitbone) in non-traumatic disorders.** J Bone Joint Surg Br, vol. 88, n. 7, p. 938-42, Jul. 2006.

SMITH, R. J. **Circuitos, Dispositivos y Sistemas.** 828 p. (em espanhol), New York, John Willey and Sons Inc, 1966.

SNYDER, C. C.; *et al.* **Mandibular lengthening by gradual distraction: preliminary report.** Plast Reconstr Surg, vol. 51, n. 5, p. 506-8, 1973.

SOBOTTA, J.; FERNER, H. (Editor); STAUBESAND, J. (Editor). **Atlas de Anatomia Humana.** 2v. Tradução: Carlo Américo Fattini e José Geraldo Dangelo. 18. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1984.

TATUM, S.A.; LOSQUADRO, W.D. **Advances in craniofacial surgery.** Arch Facial Plast Surg, v. 10, n 6, p. 376-80, Nov.-Dec. 2008.

TEICHGRAEBER, J. F.; *et al.* **Microscopic minimally invasive approach to nonsyndromic craniosynostosis.** J Craniofac Surg, v. 20, n. 5, p. 1492-500, Sep. 2009.

TESSIER, P. L. **The definitive plastic surgical treatment of the severe facial deformities of craniofacial dysostosis, Crouzon and Apert disease.** Plast Reconstr Surg, v. 48, p. 419–42, 1971.

VOKOUN, D.; *et al.* **Magnetostatic interactions and forces between cylindrical permanent magnets.** Journal of Magnetism and Magnetic Materials, v. 321, p. 3758 – 3763, 2009.

VOLPATO, N. *et al.* **Prototipagem Rápida: Tecnologia e Aplicações;** Editora Blücher; 2007 São Paulo; 1ª edição

WINDH, P.; *et al.* **Spring-assisted cranioplasty vs pi-plasty for sagittal synostosis--a long term follow-up study.** J Craniofac Surg, vol. 19, n. 1, p. 59-64, Jan. 2008.