

UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PERSIO AZENHA FABER

AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA DO USO DE PROTOTIPAGEM
RÁPIDA E IMPLANTES DE POLIURETANA PARA RESTAURAÇÃO
DE CONTORNO DE MAXILAS ATRÓFICAS

São Paulo

2004

PERSIO AZENHA FABER

AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA DO USO DE PROTOTIPAGEM
RÁPIDA E IMPLANTES DE POLIURETANA PARA RESTAURAÇÃO
DE CONTORNO DE MAXILAS ATRÓFICAS

Dissertação apresentada à Universidade de Santo Amaro, para obtenção do título de mestre, pelo programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de concentração em Implantodontia, sob a orientação do Prof. Dr. Wilson Roberto Sendyk

São Paulo

2004

Class. U 617.69
Cutter F-115a
Patri nº 3821
Tipo entrada DOA CAS
Nota Fiscal
Data rec. 03/10/04
Preço
Origem UNISA, Fac
de Odontologia

**Ficha Catalográfica elaborada pela
Biblioteca Dr. Milton Soldani Afonso – Campus I**

F115a Faber, Persio Azenha
Avaliação radiográfica do uso de prototipagem
rápida e implantes de poliuretana para restauração de
contorno de maxilas atróficas / Persio Azenha Faber.
Orientação do Prof. Dr. Wilson Roberto Sendyk.
--São Paulo: 2004.
62 p.

Dissertação (Mestrado). Área de Concentração em
Implantodontia. Faculdade de Odontologia da
Universidade de Santo Amaro.

1. Maxila 2. Poliuretanas 3. Implantes absorvíveis
I. Título

Pérsio Azenha Faber

AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA DO USO DE PROTOTIPAGEM
RÁPIDA E IMPLANTES DE POLIURETANA PARA RESTAURAÇÃO
DE CONTORNO DE MAXILAS ATRÓFICAS

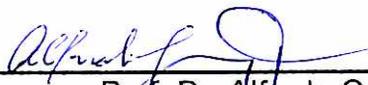
Dissertação apresentada à Universidade de Santo Amaro, para
obtenção do título de mestre, pelo programa de Pós-Graduação em
Odontologia. Área de concentração em Implantodontia, sob a
orientação do Prof. Dr. Wilson Roberto Sendyk

APROVADA EM __/__/__

BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. Wilson Roberto Sendyk
Doutor em Periodontia pela Universidade de São Paulo – USP



Prof. Dr. Alfredo Gromatzky
Doutor em Periodontia pela Universidade de São Paulo – USP

Prof. Dr. Israel Chilvarquer
Livre Docente em Radiologia pela Universidade de São Paulo

Média Final de Aprovação: _____

Menção: _____

DEDICATÓRIA

À minha esposa Vali e minhas filhas Karina e Andressa, razões pelas quais vivo, dedico este trabalho.

AGRADECIMENTOS

A Deus, que dentro de sua magnanimidade ajudou-nos a concluir mais esta etapa.

Ao Dr. Wilson Roberto Sendyk, que acreditando em nosso potencial, concedeu-nos a realização de um sonho.

Aos Doutores em Química Gilberto Chierice e Salvador Claro Neto, e aos Mestres em Ciências da Computação Ailton Santa Bárbara e Jorge Vicente da Silva.

Aos colegas, pela troca de informações, lealdade e retidão.

Às secretárias da pós-graduação Sabrina Morais e Juliana pela presteza e dedicação e às bibliotecárias Luciana, Renata Silva e Janeti Moura.

Às nossas secretárias Mara T. Silva e Andressa Brandi que souberam justificar aos clientes, de forma crédula, as ausências ao consultório durante o mestrado.

A nossos técnicos em prótese dental: Cícero Usberti Junior e Elber Pimenta, que se desdoblaram ajudando-nos nessa empreitada.

Aos amigos que não pertencem à área, pelos quais nutro especial estima, pelo estímulo constante.

Às empresas Conexão, Emfils e Active Inter ,da área implantodôntica que sempre nos prestigiaram.

À Poliquil Araraquara pela inestimável colaboração.

Ao Indor pelos excelentes serviços prestados na área de Radiologia e Imageologia.

"Pouco conhecimento faz que as criaturas se sintam orgulhosas. Muito conhecimento, que se sintam humildes. É assim que as espigas sem grãos erguem desdenhosamente a cabeça para o céu, enquanto as cheias abaixam para a terra, sua mãe." — **Leonardo da Vinci.**

"Há homens que parecem nunca envelhecer. Sempre mentalmente ativos, sempre prontos para adotar idéias novas; satisfeitos e, contudo, querendo mais; realizados e contudo, cheios de aspirações. Sabem gozar o que há de melhor, sendo os primeiros a descobrir o que de melhor há de vir." — **Shakespeare.**

RESUMO

O autor realizou estudo radiográfico da aplicação de implantes personalizados na região vestibular anterior de maxilas atroficas. Avaliou radiograficamente a restauração de contorno (melhoria dos perfis mole e ósseo), usando como material para confeccionar os implantes personalizados, a poliuretana derivada do óleo de mamona (*Ricinus communis*). Os modelos das maxilas atroficas foram gerados pelo processo de sinterização a laser seletiva a partir de tomografias computadorizadas. A personalização foi obtida pela técnica de enceramento de modelos plásticos tridimensionais e prensagem da poliuretana. O autor modificou a incisão para instalação dos implantes, deslocando-a para vestibular com objetivo de evitar exposições e contaminações. Apresentou também resultados lineares e percentuais que comprovaram melhoria do contorno vestibular, em percentuais que variaram, para o perfil ósseo de 9,04% a 10,52% e para o perfil de tecidos moles, de 3,82 % a 5,28%. Através deste estudo foi possível concluir que o uso da poliuretana para restauração do contorno de maxilas atroficas mostrou-se viável, podendo ser avaliado radiograficamente, evitando um segundo sítio cirúrgico (área doadora) e que a sinterização a laser seletiva pode ser utilizada na elaboração de implantes aloplásticos personalizados e planejamento, proporcionando economia de tempo cirúrgico, facilitando o entendimento profissional / paciente.

Palavras-chave: Maxila, Poliuretanas, Implantes absorvíveis.

ABSTRACT

The author performed a radiographic study on the application of custom-made implants in the anterior vestibular region of the atrophic maxillae. The author also evaluated radiographically the profile restoration (improvement of the soft tissue and bone profiles). To produce the custom made implants, the author used as material the poliurethane derived from the castor oil plant (*Ricinus communis*). The selective laser syntering process generated the models of the atrophic maxillae through CT scans. The customization was obtained through a technique consisting of tridimensional plastic prototypes waxing and poliurethane pressing. The author modified the incision for implant installation, moving it to the vestibular area in order to avoid exposition and contamination. The author presented linear and percentage based results which proved an improvement of the vestibular contour on the bone profile and on the soft tissue, with percentages varying from 9,04% to 10,52% for bone profile and 3,82 to 5,28% for the soft tissue profile. So we can conclude that the use of poliurethane for reconstruction of the atrophic maxillae contour (profile) has proved to be a viable alternative, allowing evaluation through x-rays, and at the same time, avoiding a donor site. The selective laser syntering process has become a very useful resource in the making of personalized alloplastic implants and surgical planning, reducing surgery time and improving the relationship of the professional with the patients and staff.

Key words: Maxilla, Polyurethanes, Absorbable Implants

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Superfície da poliuretana com e sem adição de CaCO_3	25
Figura 2. Aspecto clínico - perfil.....	34
Figura 3. Aspecto clínico - frente.....	34
Figura 4. Protótipo por sinterização a laser seletiva.....	35
Figura 5. Início do enceramento do biomodelo.....	35
Figura 6. Enceramento concluído.....	35
Figura 7. Peças em cera.....	35
Figura 8. Peças incluídas.....	35
Figura 9. Aspecto da poliuretana esterilizada a óxido de etileno.....	36
Figura 10. Aspecto do defeito.....	36
Figura 11. Delineamento da incisão modificada pelo autor.....	37
Figura 12. Delineamento da incisão modificada pelo autor.....	37
Figura 13. Delineamento da incisão modificada – caso clínico.....	37
Figura 14. Campo cirúrgico obtido	37
Figura 15. Aspecto trans-operatório.....	37
Figura 16. Testando acomodação do implante	37
Figura 17. Preparo dos implantes de poliuretana para fixação.....	38
Figura 18. Fixação do implante com parafuso de titânio de 1,5 mmØ.....	38
Figura 19. Implante fixado.....	38
Figura 20. Aspecto dos implantes restaurando o contorno.....	38
Figura 21. Sutura.....	38

Figura 22. Reta SA para perfil ósseo.....	39
Figura 23. Reta SA' para perfil mole.....	39
Figura 24. Reta SA'' para perfil ósseo restaurado.....	40
Figura 25. Reta SA''' para perfil mole restaurado.....	40
Figura 26. Detalhamento dos perfis ósseo (SA'') e mole (SA''') após intervenção.....	41
Figura 27. Hematoma no lábio superior (em todos os casos).....	41
Figura 28. Pós-operatório 90 dias.....	41
Figura 29. Pós-operatório 90 dias.....	41

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Paciente nº 1	42
Quadro 2: Paciente nº 2	43
Quadro 3: Paciente nº 3	43
Quadro 4: Paciente nº 4	44
Quadro 5 : Médias.....	44

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BMP	— Bone Morphogenetic Protein
CAD	— Computer Aided Design
CAM	— Computer Aided Manufacturing
CD Rom	— Disco compacto (mídia)
FDM	— Fused Deposition Modeling
MDI	— Difenilmetano di-isocianato
MOD	— Matriz óssea desmineralizada
P.O.	_ Pós Operatório
SA	---Retas entre os pontos S e A, A', A'', e A'''
SL	--- Estereolitografia
SLS	— Sinterização a laser seletiva
TC	— Tomografia computadorizada

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

LISTA DE QUADROS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

1 INTRODUÇÃO.....	12
2 PROPOSIÇÃO.....	17
3 REVISÃO DA LITERATURA.....	18
3.1 Técnica cirúrgica.....	18
3.2 Materiais de enxerto.....	22
3.2.1 Homoenxertos.....	22
3.2.2 Xenoenxertos.....	23
3.2.3 A poliuretana como biomaterial.....	24
3.3 Prototipagem rápida.....	29
4 MATERIAIS E MÉTODO.....	32
4.1 Materiais.....	32
4.2 Método.....	33
4.3 Técnica Cirúrgica	36
5 RESULTADOS.....	42
6 DISCUSSÃO.....	45
7 CONCLUSOES.....	50
REFERÊNCIAS.....	51
ANEXOS.....	58

1 INTRODUÇÃO

A avulsão ou perda precoce de dentes, devida aos mais diversos fatores causais como cárie, doença periodontal e trauma dental, associada à falta de estímulos intra-ósseos, leva o osso maxilar, especialmente na região anterior, a um quadro de reabsorção que dificulta sobremaneira tanto o tratamento reabilitador tradicional, como os realizados com implantes dentais osseointegráveis. Paralelamente ocorrem alterações de contorno da região edêntula. Esse fenômeno acarreta enormes transtornos à estabilidade das próteses reabilitadoras, tradicionais ou não. O quadro de atrofia caracteriza-se pela presença de depressões acentuadas no sentido vestibulo palatino da região anterior da maxila. O osso normalmente apresenta-se em forma de lâmina de faca, frustrando qualquer tentativa reabilitadora .

Várias etiologias além das citadas devem ser ainda mencionadas. Entidades como doenças ósseas metabólicas, distúrbios nutricionais, forças oclusais mal distribuídas, próteses inadequadas e seqüelas de retiradas de tumores irão fatalmente dificultar a estabilidade alterando a função mastigatória, deglutição e digestão (MERCIER, 1995).

A velocidade de reabsorção da maxila parcial ou totalmente edêntula bem como a qualidade e quantidade óssea perdida variam de indivíduo para indivíduo, sendo menor na mandíbula. As alterações morfológicas da maxila exigem abordagens distintas conforme a região (ELLIS III; ZIDE, 1995b).

Diversas soluções têm sido propostas para a resolução do problema da atrofia óssea. Está absolutamente consagrado o uso de enxertos ósseos

principalmente autógenos obtidos de diversas fontes intra ou extra-orais, dependendo do volume necessário para restauração de contorno que se deseja (NYSTROM et al., 2004).

Biomateriais como matriz óssea bovina, vidros bioativos, sulfato de cálcio, osso humano desidratado liofilizado e congelado, osso humano liofilizado e desidratado, proteínas morfogenéticas e fatores de crescimento associados a enxertos autógenos, compõe o arsenal terapêutico que tenta resolver o problema (BECKER et al., 1995).

Existem ainda próteses metálicas usadas nas substituições dos componentes das articulações têmporo mandibulares (BUREL; VAN RECK, 1997).

Paralelamente, a indústria de biomateriais disponibilizou peças de poliestirenos ou polietilenos bioinertes em tamanhos diversos usadas para restauração de contornos ósseos dos malares em casos de perda de substância por trauma e para suavização de quadros sindrômicos tipo Treacher-Collins (POSNICK; GOLDSTEIN; WAITZMAN, 1993).

Esses materiais apresentam difícil moldabilidade e adaptação ao leito ósseo receptor pois são comercializados em tamanhos pré-determinados que exigem a busca de adaptação na hora da cirurgia, consumindo precioso tempo de trabalho (D'URSO et al., 2000).

O alto custo de matérias primas e de fabricação dos biomateriais torna inviável seu uso indiscriminado. O processamento desses materiais implica riscos de contaminação graves como as hepatites, síndrome de imunodeficiência adquirida, e outras tantas doenças passíveis de contagiar o receptor desses enxertos (BUCK; MALININ; BROWN, 1989).

No caso de uso de fontes ósseas autógenas, por vezes persistem seqüelas no sítio doador (BEIRNE et al., 1996).

As experiências de Bayer que em 1947 produziu os primeiros polímeros utilizando reações com formação de grupos uretanos são relatadas por diversos autores (OERTEL, 1985).

A partir daí, foi desenvolvida ampla gama de materiais com aplicações industriais diversas. Assim, encontramos poliuretanos em diversos produtos, desde calçados, roupas, estofamentos, isolantes, tintas, adesivos de alta performance e finalmente na aplicação que mais vem sendo estudada por diferentes pesquisadores: o uso dos poliuretanos como biomaterial (CLARO NETO, 1997).

Embora o polímero derivado do óleo de mamona venha sendo desenvolvido desde a década de 40, onde foi usado na manufatura de tintas e vernizes, o aparecimento de polióis poliéteres derivados de petróleo e portanto muito menos dispendiosos, relegou a segundo plano as pesquisas com os poliuretanos derivados do óleo de mamona. Hoje, busca-se mundialmente material biodegradável, tornando os derivados da mamona atualíssimos (CLARO NETO, 1997).

Há aproximadamente vinte anos o Grupo de Química Analítica e Tecnologia de Polímeros da USP – São Carlos, desenvolve e aplica tecnologias baseadas nesse material. A versatilidade dos materiais poliméricos reside no fato de poderem ser sintetizados com diferentes propriedades mecânicas, e alta moldabilidade. Vários estudos relataram que estes polímeros apresentaram-se compatíveis com organismos vivos, o que reduziria o risco de rejeição quando utilizados como implantes (IGNÁCIO, 1995; IGNACIO et al., 1997).

Estudos recentes, evidenciaram a capacidade de integração da poliuretana com o tecido ósseo quando implantado em regiões de perda óssea com irrigação sangüínea, sendo que o polímero promove o crescimento de células que vão recompondo o osso original em substituição a ele, ou seja, este vai sendo metabolizado, ocorrendo em seu lugar um crescimento ósseo. A incorporação de cálcio na matriz polimérica na forma de carbonato (Fig.1), atua como ativador de superfície na interface osso/polímero (KHARMANDAYAN, 1997).

A prototipagem rápida foi desenvolvida inicialmente para a área industrial e atualmente tem-se mostrado de grande utilidade na área médica.

A aplicação dessa tecnologia na área médica como se conhece hoje, é bem recente (CHASSAGNE et al., 1999).

Novos softwares têm sido desenvolvidos visando a transferência de informações médicas para os computadores que dependendo da seleção do paciente, forma de aquisição, transferência e manipulação de imagens, nos darão modelos fiéis das estruturas a estudar, em tamanho real, com distorções entre 0,1 a 0,5 mm. O índice de acuidade depende do número de cortes tomográficos. A perfeição do protótipo, agora chamado de biomodelo, facilitará a personalização dos enxertos tornando-os únicos para cada caso, economizando tempo cirúrgico, facilitando o diagnóstico e a comunicação entre os profissionais e os pacientes (MEURER et al., 2003).

Decididamente a prototipagem marca uma nova fronteira aberta à exploração. As aplicações na área médica são inimagináveis, pois a partir da transferência informatizada de dados obtidos a partir de tomografias computadorizadas em cortes milimétricos que são interpretados por máquinas especiais, podemos ter biomodelos confeccionados em resina fotocurável transparente (modelos estereolitográficos), em

plástico sinterizado (modelos por sinterização a laser seletiva) ou plásticos fusíveis modelados. Essas técnicas, certamente facilitam novas formas de terapia e diagnóstico, refletindo-se na melhoria de resultados (SILVA, 1999).

Sabemos que existem regras e limitações a respeito da utilização e manipulação dos enxertos/implantes, sejam eles autógenos, homogêneos, heterogêneos ou xenogêneos.

As limitações que as técnicas de enxertia ou implantares apresentam, dizem respeito a:

1. Quantidade de tecido mole: deverá haver tecido mole suficiente para recobrir o enxerto ao final do procedimento.
2. Quanto às incisões: deverão ser suficientemente grandes para que se visualize todo o campo cirúrgico e se possa trabalhar eficazmente com instrumental adequado ao procedimento, para que se viabilize a decorticalização do leito receptor.
3. Posicionamento, adaptação e imobilização do enxerto/implante no leito receptor. Aqui aparece talvez uma das principais dificuldades que consiste em adequar a forma do enxerto/implante ao leito receptor e fixá-lo em íntimo contato superficial, permitindo trocas de fatores de crescimento entre o enxerto/implante e área receptora.
4. Evitar a deiscência de suturas que se acontecerem, fatalmente levarão à contaminação do enxerto/implante e área receptora provocando falência da intervenção (NARY FILHO; ILG, 2001).

2 PROPOSIÇÃO

1. Avaliar tecnicamente o uso da prototipagem rápida para a confecção de biomodelos personalizados.
2. Avaliar clinicamente as vantagens e dificuldades do emprego de implantes de poliuretano na maxila.
3. Avaliar radiograficamente a melhoria de contorno vestibular da maxila anterior atrófica com o uso de prototipagem rápida e implantes de poliuretano.

3 REVISÃO DA LITERATURA

Para melhor entendimento, alguns assuntos relacionados foram selecionados, como: técnica cirúrgica, materiais alternativos para implantes, utilização de biomodelos obtidos por prototipagem rápida e avaliações radiográficas. Passamos então a comentar cada um deles.

3.1 Técnica Cirúrgica

Desde os primórdios da história da medicina, diversos manuscritos descrevem técnicas cirúrgicas, a maioria delas, envolvendo incisões. Ao longo do tempo, progressos em relação ao planejamento, execução e manuseio dos tecidos moles, obrigaram a criação dos conceitos de retalhos e incisões cirúrgicas. O termo retalho subentende uma divisão de tecidos moles demarcada por uma incisão que permite o acesso à área de interesse, podendo ser, posteriormente, recolocada em sua posição primitiva por intermédio de suturas as quais devem cicatrizar, já que recebem nutrição por seu pedículo (WALTON, 2000).

Os procedimentos envolvendo retalhos de tecido mole podem ser usados por diversas especialidades odontológicas que executam procedimentos cirúrgicos, tais como periodontia, endodontia, cirurgia oral e cirurgia ortognática. No planejamento do retalho, o operador visa adequada exposição e rápida cicatrização. Para que se consiga isso, devemos levar em consideração alguns princípios como: certeza de suprimento sangüíneo ao retalho, ausência de risco a estruturas anatômicas importantes adjacentes, tamanho adequado da incisão para facilitar a visualização

do campo cirúrgico e possível extensão quando necessários; bem como adequada cobertura ao campo operado, e praticabilidade do ato cirúrgico com instrumental apropriado (SPIEKERMANN et al., 1995).

A obediência a esses quesitos evitará necrose tecidual isquêmica total ou parcial, bem como deiscências de suturas. Incisões cortantes cicatrizam melhor e mais rapidamente do que dilacerações. A incisão que demarca o retalho deve ser realizada sobre osso sadio que estará presente ao fim do ato cirúrgico. Se a linha de incisão nessa ocasião não for sustentada por tecido ósseo hígido, a mucosa tenderá a entrar no defeito ósseo subjacente resultando em deiscência e retardo na cicatrização (MOLVEN; HALSE; GRUNG, 1996).

O retalho e o posicionamento das incisões devem respeitar estruturas anatômicas nobres como nervos, veias e artérias. Os retalhos na maxila, raramente levam riscos a essas estruturas. A face vestibular do processo alveolar do osso maxilar não apresenta nervos ou artérias que possam sofrer lesões cirúrgicas graves. Retalhos ou incisões no aspecto palatino maxilar devem levar em conta o trajeto da artéria palatina maior e suas anastomoses anteriores com a artéria nasopalatina. O retalho cirúrgico intra-oral mais comum é chamado de retalho em envelope ou sulcular que consiste na realização de uma incisão sobre o sulco gengival até a crista óssea e perióstio com rebatimento da espessura total do retalho no sentido apical. No caso de desdentados, essa incisão é realizada sobre a crista óssea alveolar. Não existem limitações quanto à extensão desse tipo de incisão, garantindo acesso adequado a qualquer intervenção. Se usarmos uma incisão relaxante em conjunto, teremos um retalho de três ângulos ou retalho triangular. O retalho quadrangular consiste numa incisão em envelope com duas incisões relaxantes. Quando não há necessidade de se traumatizar as papilas,

casos de cirurgias endodônticas, podemos usar as incisões chamadas de semilunares que reduzem o trauma aos sulcos e papilas com a desvantagem de, se localizadas sobre estruturas como a eminência canina correrem o risco de deiscência. No aspecto palatino dois tipos de retalho são importantes: Os retalhos em “Y” anterior, usado para remoção de torus palatino e os retalhos palatinos pediculados, destinados a fechamento de fístulas buco sinusais e buco nasais. As incisões devem ser realizadas com a lâmina formando um ângulo de 45° em relação à superfície da mucosa, pois esse posicionamento aumenta a área de contato entre as bordas da mesma (PETERSON et al., 2000).

São consagradas ainda entre as intra-orais, as incisões tipo V-Y e as mandibulares, usadas em cirurgias ortognáticas, descritas por Ellis III e Zide (1995a).

Faz-se interessante uma pequena revisão anatômica da região. Como já salientamos, a região anterior da maxila não apresenta estruturas muito importantes do ponto de vista do trauma cirúrgico. Ela é constituída pelo músculo orbicular da boca, apresentando no lado externo a pele, o filtro ou tabique sub nasal, que identifica a parte central do lábio superior, os ângulos laterais da boca, direito e esquerdo, e a região do vermelhão dos lábios. No aspecto superficial da face interna do lábio, aparece a mucosa labial interna. Na intimidade do lábio, encontramos o músculo orbicular da boca, de forma circular, e os músculos acessórios, que respondem pela complexa movimentação labial na fala, deglutição e expressão facial, como o músculo elevador do lábio superior e da asa do nariz, músculos zigomáticos maior e menor, músculo elevador do ângulo da boca, veia facial, artéria facial, artéria labial superior e as respectivas inervações sensitivas e

motoras. Internamente, perto da superfície mucosa, aparecem glândulas salivares menores e tecido adiposo (MCMINN; HUTCHINGS; LOGAN, 2000).

O insucesso das restaurações de contorno de maxilas total ou parcialmente atróficas deve-se a alguns fatores, tais como: natureza do material de enxertia e/ou de implantes, falhas na técnica cirúrgica usada para instalação desses itens, escolha indevida dos meios de fixação, moldabilidade e adaptabilidade do material restaurador. Os enxertos ósseos autógenos, considerados atualmente como primeira opção, mostram os melhores resultados em termos de integração, porém, por vezes não satisfazem as exigências, pois sua forma nem sempre adequada, apresenta grande dificuldade em ser adaptada aos sítios receptores (AL RUHAIMI, 2001).

A maior desvantagem dos enxertos ósseos autógenos é a necessidade de um segundo sítio cirúrgico e a eventual morbidade resultante da coleta (SANDOR, 2003).

Existem basicamente entre os não vascularizados, dois tipos de enxertos ósseos autógenos, (cortical e medular) com três grandes diferenças entre si. Os medulares sofrem angiogênese mais rápida que os corticais e o fazem completamente. A substituição de um enxerto medular, inicialmente, envolve uma formação óssea aposicional, seguida de uma fase de reabsorção; enquanto que enxertos corticais fazem esse processo de forma reversa (KELLER; TOLMAN; ECKERT, 1998).

Os enxertos medulares tendem à reparação completa com o tempo, ao passo que os corticais permanecem uma mistura de osso necrótico e osso viável (BURCHARDT, 1983; BEIRNE et al., 1996).

Os enxertos de osso cortical respondem melhor quando submetidos prematuramente a esforços. Os sítios mais comuns para coleta de osso autógeno cortical para enxertos são: a calota craniana, costelas, e as tábuas medial ou lateral da face anterior da crista ilíaca; ou ainda da crista posterior bem como a sínfise mandibular (KAINULAINEN et al., 2002).

A área doadora mais rica em osso esponjoso é a parte medular no interior do osso ilíaco. Do ponto de vista mecânico o osso medular não é satisfatório e quando usado entre segmentos, deve ser estabilizado por placas e telas de titânio. No esqueleto crânio maxilo facial, o enxerto medular é compactado em defeitos ósseos como fissuras palatais, e cirurgia de levantamento do seio maxilar (BOYNE, 1980).

Idealmente nesses casos, usam-se ambos os tipos de osso pois juntos facilitam a estabilização mecânica ao mesmo tempo em que favorecem a revascularização (STOELINGA et al., 1978; EGBERT et al., 1986).

3.2 Materiais de enxerto

3.2.1 Homoenxertos

Considera-se homoenxerto o osso humano não vital, tomado de um indivíduo e transferido a outro da mesma espécie. Três são as formas: Osso humano fresco congelado, congelado e desidratado e matriz óssea desmineralizada. O primeiro é usado muito raramente hoje em dia, por causa dos riscos de transmissão de doenças virais. O osso desidratado congelado é processado de forma a ter removida toda a água. Como resultado, temos um implante com resistência

mecânica que pode ser usado em enxertos *onlay* como carreador de osso autógeno. Este implante, embora osteocondutor, não possui propriedades osteogênicas nem tampouco osteoindutivas, necessitando sempre de uma fonte de células ósseas competentes, sendo sempre usado em conjunto com enxertos autógenos. Quando desmineralizamos esse osso, para criar a matriz óssea desmineralizada, o implante perde em resistência mecânica, crescendo em propriedades osteocondutoras (BURCHARDT, 1983)

Isso se dá com a remoção dos componentes minerais. A matriz óssea desmineralizada (MOD) serve como arcabouço e carreador de substâncias como osso autógeno, colágeno, e certos polímeros (SANDOR, 2003).

3.2.2 Xenoenxertos

Consistem em tecidos esqueléticos que retirados de determinadas espécies são transferidos para sítios receptores em outras espécies. Podem ser derivados de ossos de mamíferos ou de exoesqueletos de corais naturais.

Os enxertos de matriz óssea bovina foram usados maciçamente na década de 60, porém, desfavoravelmente, foram detectadas nesse período o aparecimento de doenças auto-imunes nos pacientes que tinham sido submetidos a enxertos dessa natureza (BURCHARDT, 1983).

A reintrodução desse produto no mercado deu-se nos anos 90, após o desenvolvimento de métodos de desproteínização das partículas ósseas. Esse tipo de processamento reduz a antigenicidade tornando esses implantes mais toleráveis pelos tecidos receptores.

Podem ainda advir de processos de síntese química, situação em que são denominados substitutos ósseos sintéticos. Entre eles, as hidroxiapatitas, cerâmicas e polímeros. (BASLE et al., 1998)

3.2.3 A poliuretana como biomaterial

Há vinte anos, o Grupo de Química Analítica e Tecnologia de Polímeros da USP – São Carlos, vem desenvolvendo pesquisas com os polímeros de mamona para os mais variados ramos da indústria. Atualmente os esforços estão em grande parte direcionados para a área médica. Diversos autores demonstraram ser esse material totalmente compatível com organismos vivos, não apresentando qualquer tipo de rejeição (IGNÁCIO, 1995).

A poliuretana sintetizada a partir do óleo de mamona é composta de um pré-polímero que somado a um polioli e carbonato de cálcio (CaCO_3) em proporções percentualmente diversas, geram como produto final a poliuretana biologicamente compatível (CLARO NETO, 1997).

Os poros do material ocupados pelo carbonato de cálcio tornam-se atraentes para células osteoblásticas que incorporando esse material, imbricam-se na intimidade da poliuretana, gerando o aparecimento de uma interface osso/polímero biomecanicamente conveniente (Fig.1) (KHARMANDAYAN, 1997).

A poliuretana usada neste trabalho foi sintetizada a partir do Difenilmetano diisocianato (MDI) e um poliálcool derivado do óleo de mamona. O óleo de mamona, devido sua composição (89% de triglicéride do ácido ricinoleico), é considerado um poliálcool poliéster natural conforme atesta o boletim técnico da companhia Baker Oil (1957).

Autores afirmam que o tecido ósseo apresenta um processo regenerativo totalmente diferente de outros que ocorrem nos demais tecidos. No osso, a regeneração se processa em fases distintas. Seqüencialmente, temos a formação de: coágulo sangüíneo, reação inflamatória e formação de tecido de granulação mesenquimal em substituição ao coágulo; a seguir, o processo regenerativo pode evoluir por dois caminhos diferentes, respectivamente denominado direto e indireto. O caminho direto forma calo osteogênico constituído por osso imaturo não lamelar, que substitui o tecido de granulação mesenquimal, e osso osteonal lamelar maduro que vem da remodelação do osso não lamelar imaturo. O caminho indireto gera o calo osteogênico através de uma cascata de eventos teciduais que envolvem, primeiro, a formação de tecido cartilaginoso em substituição ao tecido ósseo imaturo não-lamelar que em seqüência, sofre remodelação para tecido ósseo lamelar ou osteonal. As células dos diferentes sistemas podem encetar atividades regenerativas que competindo entre si, comprometem decisivamente o resultado do processo de regeneração óssea. Na reconstrução de defeitos, devemos criar condições para que aconteça a neoformação óssea. Para tanto, devemos impedir o rápido crescimento do tecido conjuntivo cicatricial que preenche o leito ósseo impedindo drásticamente a osteogênese. Embora não se saiba ainda o mecanismo específico de como o tecido conjuntivo cicatricial bloqueia a osteogênese, admite-se

que os fibroblastos em proliferação liberem fatores inibidores (GUIMARÃES, 1982; BECKER, 1995).

É possível que o problema esteja na falha celular de formação de matriz calcificável, provavelmente causada pela falta de liberação de fatores de crescimento e fatores de diferenciação óssea em tempo hábil. Como sabemos, os enxertos mais utilizados são de osso autógeno. (SHIMITZ, 1990)

Os enxertos autógenos de íliaco possuem, comprovada capacidade osteocondutora e osteoindutora, além de serem biocompatíveis e não imunogênicos, incorporando-se facilmente ao leito cirúrgico (FRIEDLAENDER,1987; HOROWITZ; FRIEDLAENDER,1987; KELLER et al., 1987; LIND, 1998).

Os inconvenientes desse tipo de enxerto vão desde aumento do tempo cirúrgico e morbidades, até o desconforto na marcha (ARRINGTON et al., 1996).

Com a finalidade de evitar os inconvenientes dos enxertos autógenos, vem sendo preconizada com desenvoltura, a utilização de substitutos ósseos sintéticos como material de implante (DACULSI; BOULER; LEGEROS, 1997; JOSCHEK et al., 2000).

A poliuretana derivada do óleo de mamona (*Ricinus Communis*) apresenta a maioria dos quesitos exigidos dos substitutos ósseos como: forma molecular compatível com os tecidos vivos, versatilidade de manipulação; ausência de emissão de vapores tóxicos; razoável poder de adesão; resistência à contaminação e baixo custo, coeficiente de elasticidade e resistência semelhantes aos do osso (WILLIANS, 1983).

Diversos pesquisadores, dentre eles SUGUIMOTO,(1997) e JAQUES,(2004) tem destacado em suas afirmativas a ausência de reações inflamatórias de rejeição

bem como a perfeita união entre a poliuretana e a superfície do leito ósseo receptor. A interface osso implante apresenta uma fina camada de material osteogênico revestindo a superfície da poliuretana. A ausência de tecido necrótico em contato com o polímero quando observado em microscopia óptica nos leva a concluir que a poliuretana é destituída de citotoxicidade.

Alguns autores observaram citotoxicidade "in vitro" porém, frente ao material manipulado no ato cirúrgico, o que não acontece nos dias de hoje, sendo a poliuretana manipulada previamente, apresentando então passividade de superfície (PASCON et al., 1991; FRASCINO.1998)).

A poliuretana apresenta também um processo lento de degradação bioquímica (lipossolubilidade) que a torna de grande interesse nas cirurgias de grandes falhas ósseas pois abre a perspectiva de esse material sofrer gradual reabsorção à medida que vai sendo substituído por osso neoformado (*creeping substitution*). Esse comportamento indica ser a poliuretana um substituto ósseo ideal pois mantém a estabilidade mecânica e volumétrica nas fases iniciais do implante e subseqüentemente, pode sofrer reabsorção (ISAKSSON, 1992).

Como a poliuretana contém triglicerídeos do ácido ricinoleico, é considerada um poliálcool vegetal, sendo provável que seu processo de degradação envolva uma cascata bioquímica na qual a molécula central seria uma lipase, a qual atuaria na interface osso/polímero e no interior dos poros do material. A natureza dessa interface determina o tipo de reatividade do material implantado: se biotolerante, bioinerte ou bioativo (OSBORN; NEWSELY, 1980) .

Os metais (exceto o titânio que é considerado um material bioinerte pois não interage com o meio que o recebe), são exemplos de materiais biotolerantes, as

cerâmicas de alumina e zircônio são também exemplos de materiais bioinertes e finalmente, cerâmicas de hidroxiapatita e cerâmicas vítreas são exemplos de materiais bioativos (DACULSI; BOULER; LEGEROS, 1997).

O aspecto mais importante dos materiais de implante bioativos é sua capacidade de estabelecer conexão com o leito ósseo receptor, na forma de uma conexão do osso neoformado com a superfície do material osteocondutor e/ou osteoindutor (BELMONTE, 2001).

Devido à capacidade de integração e promoção de crescimento celular, quando implantado em regiões de falhas ósseas aonde existe irrigação sanguínea, a poliuretana derivada do óleo de mamona tornou-se um material muito atraente para restauração de contornos perdidos, especialmente dos ossos da face (FRASCINO, 1998).

3.3 Prototipagem rápida

Embora a prototipagem rápida tenha surgido principalmente como um recurso para a indústria baseada nas técnicas de CAD (*computer aided design*) CAM (*computer aided manufacturing*), por volta de 1990, um pequeno número de pesquisadores em Brisbane, Austrália, começou a criar modelos do osso da pelve a partir de filmes planos de técnicas tomográficas ampliadas até o tamanho real do paciente, usando-os então para traçar o contorno que seria fabricado em espuma plástica (*Styrofoam*[®]), na espessura correspondente ao intervalo entre os cortes do tomógrafo, que seriam então empilhados, construindo-se assim o modelo. O primeiro biomodelo construído usando técnicas mais avançadas data de junho de 1992 e reproduzia uma deformidade crânio facial.

Existem diversos tipos de prototipagem porém os mais usados em odontologia são a estereolitografia (SL) e a sinterização a laser seletiva (SLS). A estereolitografia confecciona protótipos (biomodelos) transparentes, apresentando a vantagem de se poder ver os acidentes anatômicos internos à peça, perdendo, do ponto de vista de visualização, detalhes de superfície. A sinterização a laser seletiva usa pós plásticos que vão sendo fundidos (sinterizados), apresentando superfície opaca, mantendo os detalhes de superfície, enquanto perde, embora presentes, detalhes de profundidade. Ambos os tipos de biomodelos permitem procedimentos de esterilização a óxido de etileno ou radiação gama (BILL et al., 1995).

Desenvolvida inicialmente para a área industrial, a prototipagem rápida tem se mostrado de incrível utilidade na área médica. A técnica consiste em reproduzir espécimens anatômicos a partir de imagens “escaneadas”. (CHASSAGNE et al., 1999).

Com o uso de biomodelos consegue-se antecipar a fabricação do implante personalizado o que acarreta uma diminuição do tempo cirúrgico melhorando sensivelmente a cosmética. Podem ser usadas técnicas de espelhamento e interpolação que extrapolam uma anatomia existente, a fim de se obter a prótese para a região lesada baseada no lado sã (D'URSO et al., 2000).

Existem ainda outras tecnologias de prototipagem pouco comuns em nosso país, como: fabricação por camadas, fabricação sólida de formas livres (*solid freeform fabrication*), impressão tridimensional. As principais tecnologias de prototipagem rápida são: a estereolitografia, a sinterização a laser seletiva e a FDM (*fused deposition modeling*), Tais técnicas usam para a confecção dos biomodelos respectivamente , resina fotocurável líquida, pós termoplásticos e filamentos de material termoplástico extrudado (MEURER, 2003).

No campo da implantodontia diversas empresas como a Materialize da Bélgica, a Analyze e a BioModelling americanas e algumas outras francesas e australianas desenvolveram a confecção de conjuntos de guias cirúrgicas personalizadas facilitando a medida e execução das perfurações para instalação de fixações com extrema precisão quanto a diâmetro e profundidade, tornando a operacionalização do planejamento mais fácil e rápida (LEVIN, 2004).

A capacidade de se reproduzir a morfologia das estruturas anatômicas tem demonstrado uma série de vantagens principalmente no campo da Cirurgia Crânio Maxilo Facial e Implantodontia, onde devido a grande variabilidade anatômica, enfrentamos dificuldades no planejamento e na execução do procedimento cirúrgico, especialmente quando não existe uma técnica cirúrgica protocolada para resolução daquela situação, seja ela traumática ou patológica (CHILVARQUER et al., 2004).

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 Materiais

Relação de materiais utilizados:

O atual estudo foi realizado utilizando-se técnicas radiográficas, fotográficas, tomográficas, de prototipagem rápida, e laboratoriais de prótese dental para obtenção de implantes personalizados, confeccionados em biomaterial. A Poliquil® forneceu o material utilizado para confecção dos implantes personalizados. Tal material é apresentado em kits contendo três frascos, sendo um de pré polímero, outro de polioliol e mais um terceiro de carbonato de cálcio para obtenção da poliuretana. Foram solicitadas a cada paciente duas telerradiografias em norma lateral, uma pré e uma pós-operatória¹. Foram também realizadas nessa ocasião, tomografias especiais para prototipagem rápida². As informações tomográficas foram gravadas em sistema *DICOM* em disco compacto (CD Rom) e enviadas para serem processadas na estação de prototipagem *Sinterstation*³ do Centro de Pesquisas "Renato Archer" do Ministério da Ciência e Tecnologia em Campinas, SP, que nos devolveu prontos os biomodelos afim de que pudéssemos proceder ao enceramento dos mesmos para obtenção dos implantes de poliuretana pela técnica de cera perdida. Os procedimentos foram iguais aos exigidos na confecção de próteses dentais prensadas em muflo odontológico.

¹ INSTRUMENTARIUM – MOD ORTHOPANTOMOGRAPH – OP 100 57 A 85 kVp – 2 A 16 mA Helsink Sweden

² CT ELSCINT – MOD – seleCT –SP 120kVp- 90 mAS – Telaviv - Israel

³ SINTERSTATION HIQ SLS SYSTEM - 3D Systems Corporation – Valencia, CA - USA

Foram usados tantos kits Poliquil quanto necessários por paciente, na obtenção de seus implantes. O acabamento dos implantes foi realizado com brocas estéreis tipo drill⁴. Os implantes foram esterilizados por radiação gama ou óxido de etileno. A fixação dos implantes no leito ósseo receptor foi feita usando-se instrumental cirúrgico para pequena cirurgia, peças rotatórias de baixa velocidade, irrigação profusa com soro fisiológico e um sistema de fixação de enxertos ósseos com parafusos⁵ de 1,5mm de diâmetro e comprimentos que variaram de 9,00 a 13,00 mm. As fotos de frente e perfil foram realizadas em distância padronizada com máquina fotográfica marca *Sony DSC 117 Cybershot*®. Para se obter melhor perfil radiográfico, foi usado sulfato de bário. Materiais básicos de laboratório de prótese dental como gesso pedra, cera em lâminas, muflos odontológicos de prensagem e vernizes comuns para gesso, foram também utilizados. As suturas foram realizadas com fios de seda 4-0⁶.

4.2 Método

Foram selecionados quatro pacientes, dois do sexo feminino e dois do sexo masculino com idades entre 35 e 42 anos, com média etária de 38,5 anos, 3 da raça branca e um da raça negra, com saúde perfeita como atestam os exames constantes de seus prontuários arquivados na Universidade de Santo Amaro, UNISA, tendo os mesmos assinados o termo de consentimento livre e esclarecido bem como o recebimento e leitura da carta de informações sobre os procedimentos a serem realizados. Esta pesquisa foi aprovada pela Comissão de Ética da Universidade

⁴ K. G. Sorensen

⁵ Marca MDT[®] da Bio Technologies de Rio Claro, São Paulo

⁶ Ethicon do Brasil

Santo Amaro, levando Parecer número 115/2003 e Registro CEP UNISA N. 136/2003, apresentado em 25/10/2003. Os termos de consentimento e cartas de ciência constam nos anexos 1 e 2 respectivamente. Todos os pacientes portavam maxilas atróficas na região vestibular com hipotonicidade labial e depressão óssea vestibular marcante no processo ósseo alveolar (fig. 10). Foram realizadas telerradiografias em norma lateral, contrastadas com aplicação de cloreto de bário para melhor delineamento do perfil mole dos pacientes. Os pacientes foram fotografados de frente e perfil, à distância padronizada de 1,20 m (figs.2 e 3).



Fig. 2 Aspecto Clínico - Perfil



Fig.3 Aspecto Clínico - Frente

Foram obtidas tomografias helicoidais para confecção de biomodelos por prototipagem rápida. Tais tomografias devem ser obtidas com o *gantry* do tomógrafo em posição zero, sendo a distância entre cortes de no máximo um milímetro. Isto posto, as imagens são gravadas pelo sistema *DICOM* em CD Rom e enviadas para processamento na estação de prototipagem rápida denominada *Sinterstation 2500*[®] que elabora o biomodelo. Uma vez obtido o biomodelo (fig.4) correspondente

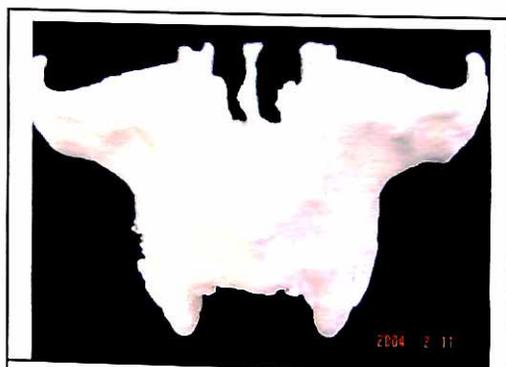


Fig.4 – Protótipo por sinterização a laser seletiva.

à região de interesse que em nosso caso é o terço médio da face, procede-se ao enceramento da região considerada com cera odontológica nº 7, esculpindo as peças para restauração do contorno vestibular atrofiado (figs. 5 e 6).

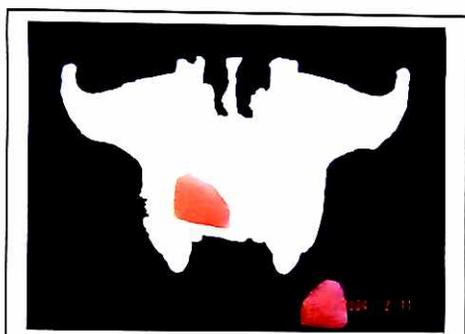


Fig. 5 – Início do enceramento do biomodelo

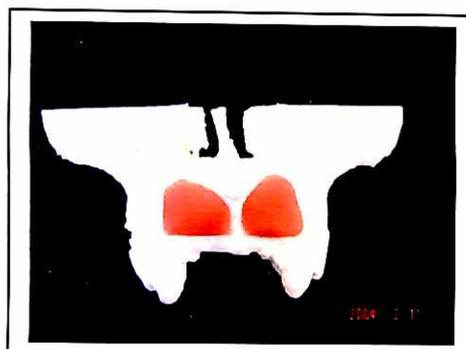


Fig.6 – Enceramento concluído

Prontas as peças, estas são incluídas em gesso pedra Herjos® em muflos de prensagem para prótese dentária (figs. 7 e 8).

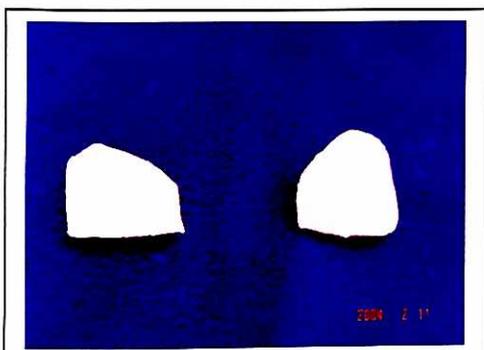


Fig. 7 – Peças em cera



Fig. 8 – Peças incluídas

Após o tempo de presa do gesso, procede-se à eliminação da cera com água fervente, obtendo-se o negativo da peça restauradora. Isolamos as superfícies internas do muflo com verniz Cel Lac[®], respeitando seu tempo de secagem. Manipulamos então os componentes que darão origem a poliuretana derivada do óleo de mamona (Pré-polímero + Polioliol + CaCO₃ - Poliquil[®]) nas proporções indicadas pelo fabricante, introduzindo o material nos espaços vazios dos muflos respeitando o tempo de polimerização. Após acabamento das peças restauradoras de contorno em poliuretana, realizamos uma prova de adaptação sobre a superfície do biomodelo, conferindo sua exatidão. Enviamos-las então para esterilização que pode ser realizada por raios gama ou óxido de etileno (fig.9). Assim procedendo, temos pronto o material de enxerto personalizado.



Fig. 9 – Aspecto da poliuretana esterilizada a óxido de etileno.

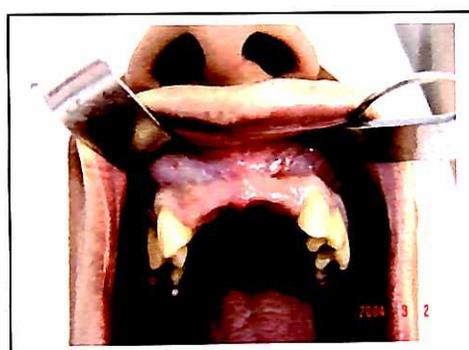


Fig. 10 – Aspecto do defeito.

4.3 Técnica Cirúrgica

Respeitadas as orientações quanto à profilaxia antibiótica preconizadas por Tong e Rothwell (2000), abordamos a face vestibular da maxila por intermédio de uma incisão realizada horizontalmente, 5 mm além do aspecto labial do fundo de sulco vestibular, praticando-se bilateralmente, na região distal dos 2^{os} pré-molares

superiores duas incisões verticais relaxantes e curta tunelização em direção à região do primeiro molar (figs. 11, 12, 13).



Fig. 11 – Delineamento da incisão modificada pelo autor.



Fig. 12– Delineamento da incisão modificada pelo autor.



Fig. 13 – Delineamento da incisão modificada – caso clínico.



Fig. 14– Campo cirúrgico obtido.

Após realizada minuciosa sindesmotomia, com especial atenção para que não se dilacerasse o tecido muscular e mucoso (figs.14 e 15),



Fig. 15 – Aspecto trans-operatório.

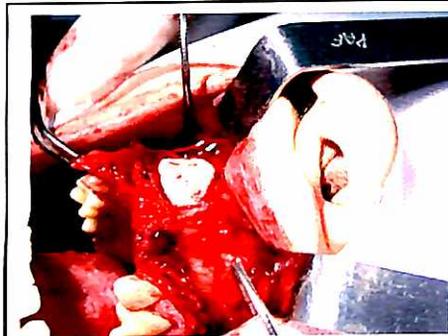


Fig. 16 – Testando acomodação do implante.

Procedemos ao assentamento do implante de poliuretano que se acomodou passivamente, tendo sido fixado ao leito ósseo receptor por parafuso passante de Ti (Sistema de 1,5 mm de Ø e comprimento adequado para a região), que foi introduzido no furo criado na peça para esse fim, fixando-a de forma eficaz sobre a face atrofiada da maxila que foi decorticalizada previamente, afim de que tivéssemos na região os fatores de crescimento ósseo (figs. 16, 17, 18, 19 e 20).



Fig. 17 – Preparo dos implantes de poliuretano para fixação.



Fig. 18 – Fixação do implante com parafuso de titânio de 1,5 mm Ø.



Fig. 19 – Implante fixado.



Fig. 20 – Aspecto dos implantes restaurando o contorno.

As suturas foram praticadas com fios de seda 4-0 por pontos separados e a remoção das mesmas aconteceu dentro de 7-10 dias (fig. 21).



Fig. 21 – Sutura.

Foram então tomadas novas telerradiografias contrastadas para perfil mole e fotos em distância padronizada.

Do ponto **S** localizado no centro da sela turca, na primeira telerradiografia de perfil, desenhamos e medimos o comprimento de uma reta até o ponto **A** de DAWSON que é definido como o ponto mais profundo do contorno anterior da maxila (Reta S A)

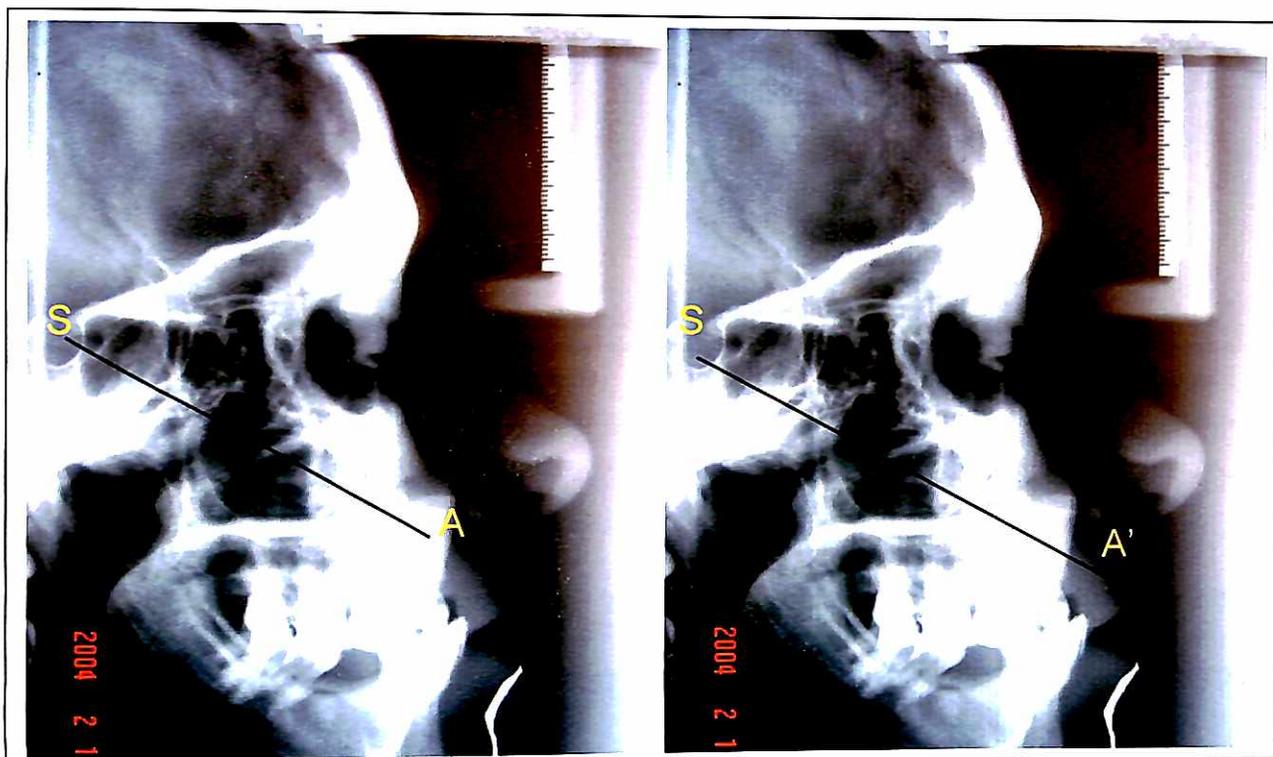


Fig 22 – Reta TA para perfil ósseo.

Fig 23 – Reta TA' para perfil mole.

Repetimos o mesmo procedimento para os perfis: ósseo (Reta SA'')

e mole (Reta S A''') na telerradiografia pós-operatória.

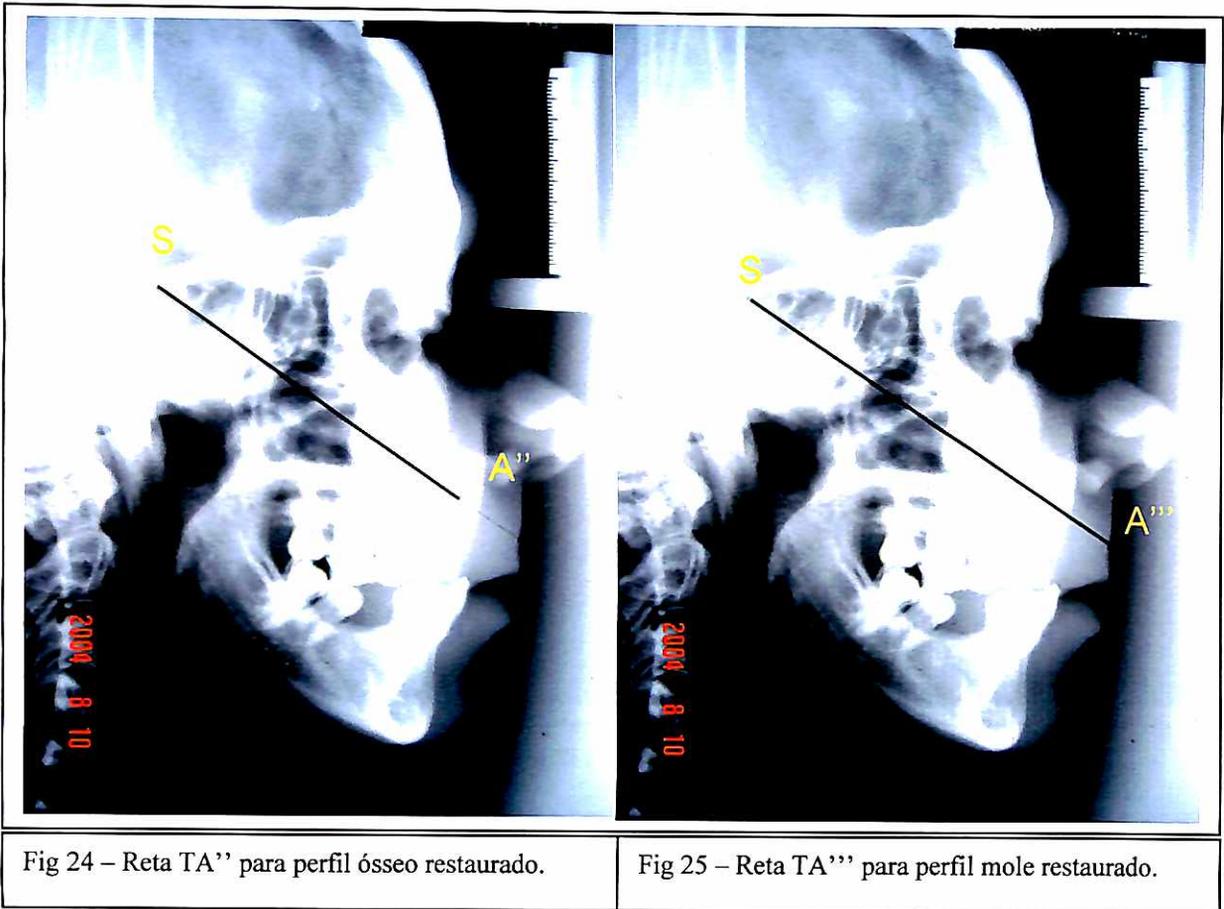


Fig 24 – Reta TA'' para perfil ósseo restaurado.

Fig 25 – Reta TA'''' para perfil mole restaurado.

Tabulamos essas grandezas e comparamo-las. As diferenças entre as situações pré e pós-operatórias confirmam a recuperação do contorno (Quadros 1, 2, 3, 4). A adaptação das peças de poliuretano é macroscopicamente comprovada tentando-se introduzir a ponta de uma sonda periodontal na interface polímero osso no ato de fixação do implante com parafusos, o que não se consegue senão com muito esforço visto ambas as superfícies possuírem coeficientes de elasticidade muito próximos.

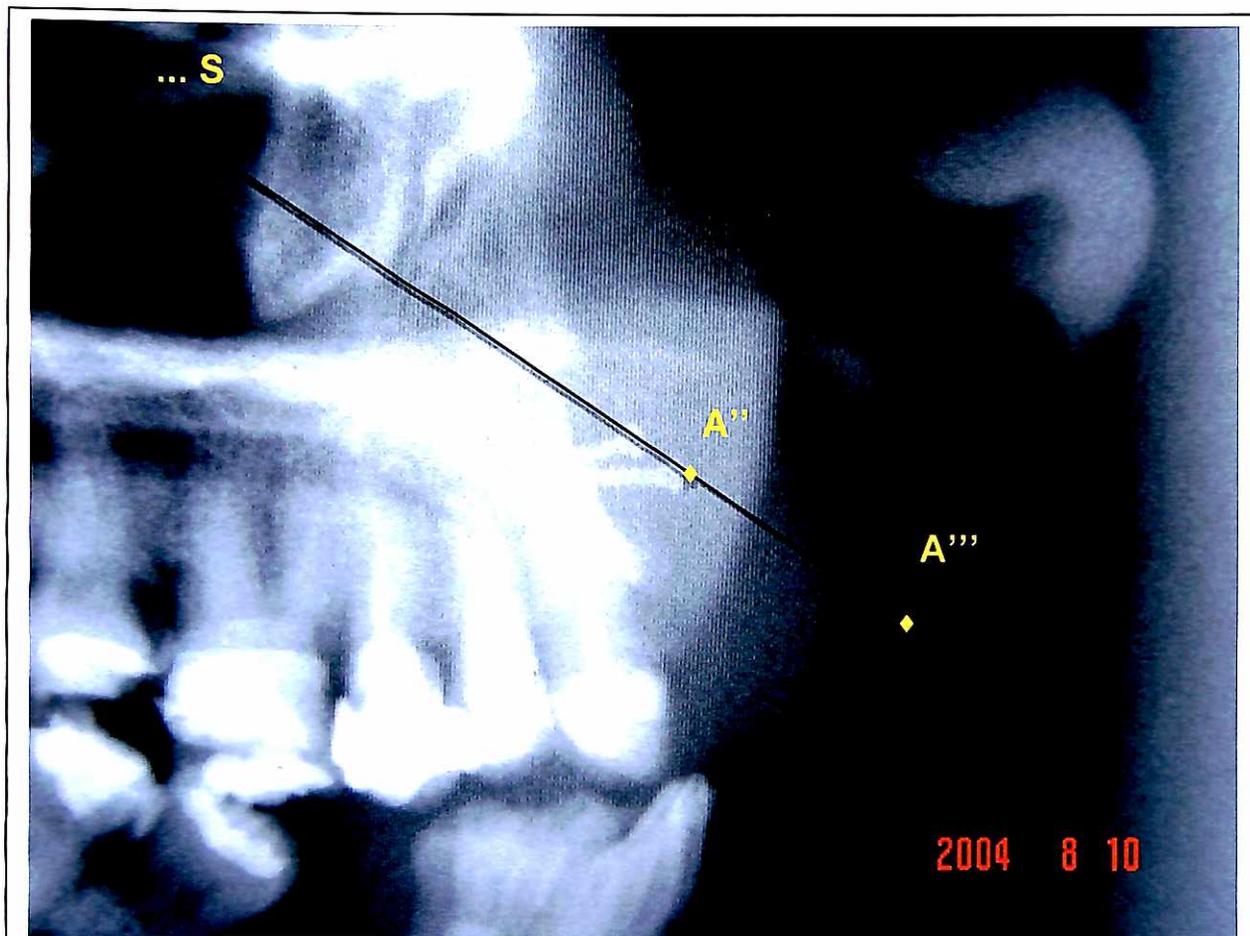


Fig 26 – Detalhamento dos perfis ósseo (TA'') e mole (TA''') após intervenção.



Fig 27 – Aspecto pré operatório



Fig. 28 – Hematoma em todos os casos.



Fig 29 – Pós-operatório 90 dias.

5 RESULTADOS

Com a retirada das suturas entre o sétimo e décimo dia pós-operatório, não foi constatada nenhuma deiscência de sutura, não havendo conseqüentemente exposição do implante de poliuretano. O único inconveniente observado clinicamente e que foi também relatado pela totalidade dos pacientes operados foi o aparecimento de hematoma intra e extra labial na região incisada.

Conforme descrito em materiais e método, realizando mensurações nas tele radiografias pós-operatórias, observamos nos quatro pacientes que foram submetidos a restauração de contorno, aumentos lineares na reta escolhida como referência que variaram de 9,04 % a 10,52 % para perfil duro e 3,82 % a 5,28 % para perfil de tecidos moles como mostram os quadros abaixo.

	Perfil Duro Reta SA (cm)	Perfil Mole Reta SA' (cm)
Antes do implante	9,40	11,75
Após o implante	Reta SA'' 10,25	Reta SA''' 12,20
Ganho em cm	0,85	0,45
Ganho percentual	9,04	3,82

Quadro 1: Paciente nº 1.

	Perfil Duro Reta SA (cm)	Perfil Mole Reta SA' (cm)
Antes do implante	9,0	10,5
Após o implante	Reta SA'' 9,9	Reta SA''' 11,0
Ganho em cm	0,9	0,5
Ganho percentual	10,0	4,76

Quadro 2: Paciente nº 2.

	Perfil Duro Reta SA (cm)	Perfil Mole Reta SA' (cm)
Antes do implante	9,80	10,70
Após o implante	Reta SA'' 10,80	Reta SA''' 11,20
Ganho em cm	1,00	0,50
Ganho percentual	10,20	4,67

Quadro 3: Paciente nº 3.

	Perfil Duro Reta SA (cm)	Perfil Mole Reta SA' (cm)
Antes do implante	9,50	10,40
Após o implante	Reta SA'' 10,50	Reta SA''' 10,95
Ganho em cm	1,00	0,55
Ganho percentual	10,52	5,28

Quadro 4: Paciente nº 4

	Perfil Duro Reta SA (em cm) (média)	Perfil Mole Reta SA' (em cm) (média)
Antes do implante	9,42	10,83
Após o implante	Reta SA'' 10,36	Reta SA''' 11,33
Ganho em cm	0,9	0,5
Ganho percentual	9,01	4,6

Quadro 5: Médias

6 DISCUSSÃO

A Implantodontia, especialidade jovem dentro do universo odontológico, vem apresentando no decorrer de sua evolução, diversos aspectos que se tornaram seqüencialmente objetos de estudos. Inicialmente, a teoria da ósseointegração foi discutida à exaustão. Em seguida, vieram os problemas e as respectivas soluções protéticas na forma de componentes e sistemas de prótese. Atualmente, o foco de discussão está centrado em temas referentes ao refinamento cirúrgico, tais como enxertos, biomateriais, técnicas e procedimentos periodontais aplicados à cirurgia de instalação e manutenção dos implantes, passividade no assentamento das próteses e suas prováveis repercussões nos aspectos estéticos. E, em se tratando de estética, os pesquisadores são unânimes quanto à dificuldade em se viabilizar um resultado razoável em maxilas atróficas quando submetidas às terapias com implantes.

Principalmente na década de 90 os cirurgiões da área odontológica voltaram-se para o campo dos enxertos embora os cirurgiões de cabeça e pescoço já o fizessem há muito mais tempo.

As características histológicas fazem do tecido ósseo autógeno o material de escolha para procedimentos de enxertia óssea. Entretanto a morbidade associada a locais de coleta e a limitação de disponibilidade óssea têm estimulado o uso alternativo de biomateriais.

Os resultados encontrados em nosso trabalho sugerem que o caminho a trilhar deve estar correto pois confirmam os dados obtidos por diversos autores entre eles, Sandor (2003) e Eufinger (1995). Nossas observações nos levam a acreditar que bons resultados podem ser obtidos desde que aplicadas as condições

já comentadas na metodologia que nos obrigam a respeitar as limitações das técnicas de implantes referentes a biomateriais.

Ao profissional que for aplicar o biomaterial, deve ser ministrado treinamento intenso pois o material assim o exige. Como pode ser notado na revisão da literatura, os trabalhos científicos referentes ao polímero de mamona concentraram-se da metade da década de 80 até início dos anos 90, aparecendo um hiato de tempo, fruto do abandono transitório da pesquisa em razão de resultados insatisfatórios, devido à falta de treinamento racional, precipitação e mau uso. De 1996 em diante, os pesquisadores retomaram suas observações havendo até hoje forte interesse no uso desse material, genuinamente nacional e economicamente acessível.

Novos autores vem pesquisando e relatando resultados positivos como os obtidos por nós (JAQUES et al., 2004), embora outros (CARVALHO et al., 1997) relatem discreto atraso de formação óssea na região da interface osso/polímero. Em nossa opinião o ponto negativo no uso do polímero de mamona estaria na manipulação e aplicação imediata. As reações químicas consomem até seu final cerca de duas horas sendo exotérmicas podendo haver reações paralelas à reação básica isocianato/hidroxila. Grupos isocianato reagindo com a água presente geram CO_2 , levando a alterações químicas tóxicas e expansão dimensional do polímero que causariam reações inflamatórias e fracasso na adaptação do implante. (AKAGAWA et al., 1985; SUGUIMOTO, 1997).

O material na ocasião da aplicação deve apresentar-se totalmente passivado, polimerizado e frio.

Em nossa opinião, o trabalho fortaleceu as teorias que preconizam se evitar a abertura de um segundo sítio cirúrgico para coleta de enxertos nas restaurações de contornos faciais, substituindo-os pelas poliuretanas.

O potencial biológico do polímero de mamona é menor que o do osso autógeno, porém, justifica-se plenamente seu uso em face de evitar morbidades ou pela necessidade de forma, tamanho ou quantidade de material para o procedimento.

Nossas observações clínicas a respeito do comportamento do polímero de mamona em íntimo contato com o tecido ósseo apresentaram num primeiro momento um aspecto de estabilidade dimensional quanto a volume como se fora um material bioinerte, porém como confirmam os trabalhos dos autores citados na revisão da literatura, nessa primeira fase, o tecido receptor tenta encapsular o material, mas, já a partir da segunda semana, essa cápsula fibrosa vai se adelgaçando, sendo substituída por osso trabecular maduro, sendo que na sexta semana já existe contato íntimo entre o implante e o osso do sítio receptor (CARVALHO et al., 1997).

Em pacientes submetidos pelo autor a preenchimento de cavidades císticas ou áreas apicectomizadas, ocorreu, após o período de dois anos, a recuperação total do defeito ósseo, não havendo possibilidade de se diferenciar radiográfica ou clinicamente o polímero dentro das cavidades.

Kharmandayan (1997) em sua tese de doutoramento, prova que com o passar do tempo há uma absorção do polímero com conseqüente formação óssea a partir da interface. O citado autor estendeu suas observações referentes à integração do polímero por 360 dias.

Por diversas ocasiões o autor desta dissertação restaurou com sucesso o contorno de malares sindrômicos ou prejudicados por traumas, substituindo os enxertos ósseos (POSNICK; GOLDSTEIN; WAITZMAN, 1993), por poliuretana, melhorando sobremaneira os resultados estéticos.

Faz-se importante notar que certas falhas são evitáveis e outras podem ser minimizadas pela natureza do implante cirúrgico e cuidados pós operatórios.

A escolha do material de implante mais apropriado e a otimização de seu uso, reflete não só o conhecimento desse material bem como a fisiologia do osso que vai recebe-lo.

É nossa intenção pesquisar se clínica e mecanicamente a interface osso implante de poliuretana é suficientemente resistente para que o ápice de um implante metálico osseointegrável penetre, a partir do osso remanescente, na intimidade da poliuretana sem fenestrar-se , passando esta a funcionar também como barreira, possibilitando a instalação de fixações nessa área, vez que com a lise do biomaterial naquela interface, ficou comprovado o aparecimento de osso neoformado

De acordo com Hagiwara, Koizumi e Igarashi (1999), devemos priorizar os exames pré operatórios e simulações utilizando tomografias especiais e modelos estereolitográficos ou sinterizados a laser. Esses recursos facilitam a operacionalização do tratamento enquanto aumentam a segurança do procedimento. Essas opiniões são reforçadas em diversos outros trabalhos (STOKER; MANKOVICH; VALENTINO, 1992)

Assim, devemos dar preferência aos implantes personalizados que podem ser obtidos facilmente moldando-se o biomaterial direta ou indiretamente sobre os modelos sinterizados a laser. A geometria dos implantes de poliuretana

manufaturados corretamente sobre os biomodelos deve adaptar-se ao defeito ósseo confortavelmente, sofrendo mínimas modificações (ajustes trans cirúrgicos), afim de que decresçam as probabilidades de deslocamento e posterior extrusão (BILL et al., 1995).

Diminuir o tempo e conseqüentemente o custo de anestesia, reduzir a perda de sangue, diminuir a exposição do ferimento cirúrgico evitando infecções são todos benefícios obtidos com a redução do tempo de cirurgia que se consegue quando utilizamos a estereolitografia ou a sinterização a laser seletiva.

A habilidade de completar os aspectos não cirúrgicos do tratamento do paciente no laboratório, traz-nos uma precisão que geralmente não é conseguida durante o procedimento operatório (D'URSO et al., 2000).

A SLS torna esses objetivos uma realidade.

Embora o custo de tais modelos ainda seja alto (MAZZONETTO et al., 2002), é nossa opinião que só a popularização do uso da técnica poderá atrair investimentos para um número maior de maquinas que possam produzir tais modelos (EUFINGER et al., 1995; WEHMOLER et al., 1995).

Autores como Downs (1948), Houston (1983) , Martins (1995) e Amad Neto (2004) criticam o processo de obtenção de medidas cefalométricas por radiografias. Usamos como já descrito, telerradiografias, sempre tomadas pelo mesmo técnico, no mesmo aparelho e em condições controladas, o que certamente valorizou a documentação.

Deveríamos prestigiar mais a poliuretana derivada do óleo de mamona como biomaterial, pois enquanto paralelamente surgem novidades nessa área no exterior, temos, como ficou provado, uma ótima e nova alternativa genuinamente nacional.

7 CONCLUSÕES

1 – A prototipagem mostrou-se uma técnica viável, principalmente para as áreas que necessitam uma noção tridimensional física para estudo e execução do planejamento cirúrgico. É de extrema valia para a cirurgia em geral e em especial para aquelas cirurgias que ainda não possuem protocolos estabelecidos

2 – O material eleito para confecção dos implantes desempenhou a contento suas funções.

3 – Em pacientes portadores de atrofia vestibular na maxila anterior, a avaliação radiográfica mostrou resultados lineares e percentuais que comprovaram melhoria do contorno vestibular.

REFERÊNCIAS⁷

- AKAGAWA, Y. et al. Tissue reaction to implanted biomaterials. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 53, n. 5, p. 681-686, May 1985.
- AL RUHAIMI, K. A. Bone graft substitutes: a comparative qualitative histologic review of current osteoconductive grafting materials. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 16, n. 1, p. 105-114, Jan.-Feb. 2001.
- AMAD NETO, M. **Estudo a padronização para a determinação de pontos cefalométricos utilizados na cefalometria radiológica**. 2004. 65 f. Tese (Doutoramento). Programa de Pós Graduação em Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2004.
- ARRINGTON, E. D. et al. Complications of iliac crest bone graft harvesting. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, n. 329, p. 300-309, Aug. 1996.
- BAKER OIL CO. Tech. Bull. n.31, 1957.
- BASLE, M. F. et al. Shape and orientation of osteoblast-like cells (Saos-2) are influenced by collagen fibers in xenogenic bone biomaterial. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 40, n. 3, p. 350-357, June 1998.
- BECKER, W. et al. Variations in bone regeneration adjacent to implants augmented with barrier membranes alone or with demineralized freeze-dried bone or autologous grafts: a study in dogs. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 10, n. 2, p. 143-154, Mar.-Apr. 1995.
- BEIRNE, J. C. et al. Donor site morbidity of the anterior iliac crest following cancellous bone harvest. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, Copenhagen, v. 25, n. 4, p. 268-271, Aug. 1996.
- BELMONTE, G. C. **Avaliação histológica qualitativa da reação tecidual ao implante do polímero de mamona analisada pela microscopia de luz transmitida e microscopia eletrônica de varredura**. 2001. 112 f. Dissertação (Mestrado) - Centro de Pesquisa e Pós-graduação, Universidade Sagrado Coração, Bauru, 2001.

⁷ De acordo com a NBR 14724 e NBR 6023 da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), 2002. Abreviaturas dos Periódicos segundo "Index to Dental Literature" e SECS (Seridos em Ciências da Saúde).

BILL, J. S. et al. Stereolithography in oral and maxillofacial operation planning. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, Copenhagen, v. 24, n. 1 pt 2, p. 98-103, Feb. 1995.

BOYNE, P. J; JAMES, R. A. Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. **J. Oral Surg.**, Chicago, v. 38, n. 8, p. 613-616, Aug. 1980.

BUCK, B. E.; MALININ, T. I.; BROWN, M. D. Bone Transplantation and Human Immunodeficiency Virus. An estimate of risk of acquired immunodeficiency syndrome(AIDS). **Clin. Orthop.**, Philadelphia, n. 240, p.129-136, Mar. 1989.

BURCHARDT, H. The biology of bone graft repair. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, n.174, p. 28-42, Apr. 1983.

BUREL, J. P; VAN RECK, J. Temporomandibular joint prosthesis. A retrospective study from 1947. **Acta Stomatol. Belg.**, Bruxelles, v. 94, n. 1, p. 9-21, Mar. 1997.

CARVALHO, T. L. et al. Histologic and histometric evaluation of rat alveolar wound healing around polyurethane resin implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, Copenhagen, v. 26, n. 2, p. 149-152, Apr 1997.

CHASSAGNE, J. F. et al. Rapid prototyping and bone reconstruction. **Ann. Chir. Plast. Esthet.**, Paris, v. 44, n. 5, p. 515-524, Oct. 1999.

CHILVARQUER, I. et al. A prototipagem na odontologia do Novo Milênio. In: QUERIDO, M. R. M.; FAN, Y. L. **Implantes ósseointegrados: inovando soluções.** São Paulo: Artes Médicas, 2004. cap.17, p.317-28.

CLARO NETO, S. **Caracterizações físico-químicas de um poliuretano derivado de óleo de mamona utilizado para implantes ósseos.** 1997. 127 f. Tese (Doutorado em Ciências) - Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1997.

D'URSO, P. S. et al. Custom cranioplasty using stereolithography and acrylic. **Br. J. Plast. Surg.**, Edinburgh, v. 53, n. 3, p. 200-204, Apr. 2000.

DACULSI, G.; BOULER, J. M.; LEGEROS, R.Z. Adaptive crystal formation in normal and pathological calcifications in synthetic calcium phosphate and related biomaterials. **Int. Rev. Cytol.**, New York, v. 172, p. 129-191, 1997.

DOWNS, W. B. Variations in facial relationships Their significance in treatment and prognosis. **Am J. Orthod.**, St. Louis, v. 34, n. 10, p. 812-40, 1948.

EGBERT, M et al. The "three-piece" osteotomy and interpositional bone graft for augmentation of the atrophic mandible. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, Philadelphia, v. 44, n. 9, p. 680-687, Sept. 1986.

ELLIS III, E.; ZIDE, M.F. Mandibular vestibular approach. In: **Surgical Approaches to the Facial Skeleton**. Baltimore: Williams & Wilkins, 1995. cap. 8, p.109-120.

ELLIS III, E.; ZIDE, M. F. Maxillary vestibular approach. In: **Surgical Approaches to the Facial Skeleton**. Baltimore: Williams & Wilkins, 1995. cap. 7, p.98-108

EUFINGER, H. et al. Reconstruction of craniofacial bone defects with individual alloplastic implants based on CAD/CAM-manipulated CT-data. **J. Craniomaxillofac. Surg.**, Stuttgart, v.23, n. 3, p. 175-181, June 1995.

FRASCINO, L. F. **Implante de resina poliuretana vegetal em cranioplastia. Estudo experimental em coelhos**. 1998. 108 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Medicina de São José do Rio Preto, São José do Rio Preto, 1998.

FRIEDLAENDER, G. E. Bone grafts. The basic science rationale for clinical applications. **J. Bone Joint Surg. Am.**, Boston, v. 69, n. 5, p. 786-90, June 1987.

GUIMARÃES, S. A. C. **Patologia básica da cavidade Bucal**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1982. 419 p.

HAGIWARA, Y; KOIZUMI, M.; IGARASHI, T. Application of CT imaging for dental implant simulation. **J. Oral Sci.**, Tokyo, v. 41, n. 4, p. 157-161, Dec. 1999.

HOROWITZ, M. C.; FRIEDLAENDER, G. E. Immunologic aspects of bone transplantation. A rationale for future studies. **Orthop. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 18, n. 2, p. 227-233, Apr. 1987.

HOUSTON, W. J. B. The analysis of errors in orthodontic measurements. **Am. J. Orthod.**, St. Louis, 1983; v. 83, p. 382-90, 1983.

IGNÁCIO, H. **Utilização do Cimento Derivado do Polímero da Mamona no preenchimento de Falha Óssea. Estudo Experimental em Coelhos.** 1995. 113 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1995.

IGNACIO, H. et al. Uso da poliuretana derivada de óleo de mamona para preencher defeitos ósseos diafisários segmentares do rádio. Estudo experimental em coelhos. **Rev. Bras. Ortop.**, Rio de Janeiro, v.32, n.10, p. 815-821, out. 1997.

ISAKSSON, S. Aspects of bone healing and bone substitute incorporation. An experimental study in rabbit skull bone defects. **Swed. Dent. J. Suppl.**, Malmo, v. 84, p. 1-46, 1992.

JAQUES, J. W. et al. O papel da poliuretana de mamona como substituto do enxerto ósseo autógeno em coelhos. **Rev. Col. Bras. Cir.**, Rio de Janeiro, v. 31, n. 4, p. 236-241, jul.-ago. 2004.

JOSCHEK, S. et al. Chemical and physicochemical characterization of porous hydroxyapatite ceramics made of natural bone. **Biomaterials**, Guildford, v. 21, n. 16, p. 1645-1658, Aug. 2000.

KAINULAINEN, V. T. et al. Zygomatic bone: an additional donor site for alveolar bone reconstruction. Technical note. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 17, n. 5, p. 723-728, Sept.-Oct. 2002.

KELLER, E. E. et al. Prosthetic-surgical reconstruction of the severely resorbed maxilla with iliac bone grafting and tissue-integrated prostheses. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 2, n. 3, p. 155-165, Summer 1987.

KELLER, E. E.; TOLMAN, D.; ECKERT, S. Endosseous implant and autogenous bone graft reconstruction of mandibular discontinuity: a 12-year longitudinal study of 31 patients. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 13, n. 6, p. 767-80, Nov.-Dec. 1998.

KHARMANDAYAN, P. **Observação sobre a superfície de interface entre osso e implantes de poliuretano com e sem carbonato de cálcio. Estudo experimental em coelhos.** 1997. 203 f. Tese (Doutorado) - Universidade Federal de São Paulo, Escola Paulista de Medicina, São Paulo, 1997.

LEVIN, R. **A High-Tech Investment for a More Profitable Practice- A return on Investment Study**. Disponível em:

<http://materialize.com/simplant/sp_benefits_eng.html>. Acesso em: 20 abr. 2004.

LIND, M. Growth factor stimulation of bone healing. Effects on osteoblasts, osteomies, and implants fixation. **Acta Orthop. Scand. Suppl.**, Copenhagen, v. 283, p. 2-37, Oct. 1998.

MARTINS, L. P. et al. Erro de reprodutibilidade das medidas das análises cefalométricas de Steiner e Ricketts pelo método convencional e método computadorizado. **Ortodontia**, São Paulo, v. 28, n. 1, p. 4-16, 1995.

MAZZONETTO, R. et al. Uso de modelos estereolitográficos em cirurgia bucomaxilofacial. **Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.**, São Paulo, v. 56, n. 2, 115-118, mar.-abr. 2002

MCMINN, R. M. H.; HUTCHINGS, R. T.; LOGAN, B. M. Face. In: _____. **Atlas Colorido de Anatomia da Cabeça e Pescoço**. 2. ed. São Paulo: Editora Artes Médicas, 2000. p.110-3.

MERCIER, P. Resorption Patterns of the Residual Ridge. In: BLOCK, M. S.; KENT, J. N. **Endosseous Implants for Maxillofacial Reconstruction**. Philadelphia: W. B. Saunders, 1995. cap. 2, p.13-21.

MEURER, E. et al. Biomodelos de Prototipagem rápida em CTBMF. **Rev. Bras. Cir. Periodontia**, Curitiba, v. 1, n. 3, p.172-80, ago.-out. 2003.

MOLVEN, O.; HALSE, A.; GRUNG, B. Incomplete healing (scar tissue) after periapical surgery--radiographic findings 8 to 12 years after treatment. **J. Endod.** Baltimore, v. 22, n. 5, p. 264-268, May 1996.

NARY FILHO, H; ILG, J. P. Atrofia severa da maxila. In: DINATO, J. C.; POLIDO, W. D. **Implantes Ósseointegrados**. São Paulo: Artes Médica, 2001. cap.17, p.346-58.

NYSTROM, E. et al. 10-year follow-up of onlay bone grafts and implants in severely resorbed maxillae. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, Copenhagen, v. 33, n. 3, p. 258-262, Apr. 2004.

OERTEL, G. **Polyurethane Handbook**. Munich: Hanser Publisher , 1985.

OSBORN, J. F.; NEWSELY, H. The material science of calcium phosphate ceramics. **Biomaterials**, Guildford, v. 1, n. 2, p. 108-111, Apr. 1980.

PASCON, E. A. et al. Tissue reaction to endodontic materials: methods, criteria, assessment, and observations. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, St. Louis, v. 72, n. 2, p. 222-237, Aug. 1991.

PETERSON, L. J. et al. Princípios de exodontia complicada. In: _____. **Cirurgia Oral e Maxilofacial Contemporânea**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. cap.8, p.179-84.

POSNICK, J. C.; GOLDSTEIN, J. A.; WAITZMAN, A. A. Surgical correction of the Treacher Collins malar deficiency: quantitative CT scan analysis of long-term results. **Plast. Reconstr. Surg.**, Baltimore, v. 92, n. 1, p. 12-22, July 1993.

SANDÓR, G. K. B. **The minimization of morbidity in cranio-maxillofacial osseous reconstruction**. Academic Dissertation to be presented with the assent of the Faculty of Medicine, University of Oulu Finland. Oulu: Finland, 2003. Disponível em: <<http://herkules.oulu.fi/isbn9514269640/index.html>>. Acesso em: 25 abr. 2003.

SCHMITZ, J. P. Characterization of rat calvarial nonunion defects. **Acta Anat (Basel)**, Basel, v. 138, n. 3, p. 185-192, 1990.

SILVA, J. V. L. et al. **Rapid Prototyping**: concepts, applications and potential utilization in Brazil 15th International conference in CAD/CAM Robotics and Factories for Future, 1999.

SPIEKERMANN, H. et al. Color atlas of dental medicine. In: _____. **Implantology**. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1995. p.128-38

STOELINGA, P. J. et al. Interpositional bone graft augmentation of the atrophic mandible: a preliminary report. **J. Oral Surg.**, Chicago, v. 36, n. 1, p. 30-32, Jan. 1978.

STOKER, N. G.; MANKOVICH, N. J.; VALENTINO, D. Stereolithographic models for surgical planning: preliminary report. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, Philadelphia, v. 50, n. 5, p. 466-471, May 1992.

SUGUIMOTO, R.M.. **Implante de polímero de mamona (Ricinus Communis) sobre o mento: estudo histológico em macacos.** 1997. 102 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual de São Paulo, Araçatuba, 1997.

TONG, D. C.; ROTHWELL, B. R. Antibiotic prophylaxis in dentistry: a review and practice recommendations. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 131, n. 3, p. 366-374, Mar. 2000.

WALTON, R. E. Princípios de cirurgia endodôntica. In: PETERSON, L. J. **Cirurgia Oral e Maxilofacial Contemporânea.** 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. cap.18, p. 432-4

WEHMOLER, M. et al. CAD by processing of computed tomography data and CAM of individually designed prostheses. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, Copenhagen, v. 24, n. 1pt2, p. 90-97, Feb. 1995.

WILLIAMS, D. F. (Ed.) **Biocompatibility of tissue analogs.** Boca Raton: CRC Press., 1983. v.2, p.89-102.

ANEXOS

ANEXO A -TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito do conteúdo esclarecedor que li ou que foi lido para mim, descrevendo o estudo "AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA DO USO DE PROTOTIPAGEM RÁPIDA E IMPLANTES DE POLIURETANA PARA RESTAURAÇÃO DE CONTORNO DE MAXILAS ATRÓFICAS"

Discuti com Dr. Pêrsio Azenha Faber sobre minha decisão em participar desse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia de acesso a tratamento hospitalar, se necessário. Concordo voluntariamente em participar desse estudo e poderei retirar meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízos ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido, ou no meu atendimento nesse serviço.

Assinatura do paciente ou representante legal

Local e data

Assinatura de testemunha

Local e data

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o **CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO** deste paciente ou representante legal para participação neste estudo.

Assinatura do responsável pelo estudo

Local e data.

ANEXO B - CARTA DE INFORMAÇÕES

Sr Paciente:

Tem esta o intuito de informar as razões, os benefícios e riscos aos quais Vsa. Estará sujeito , caso concorde, depois de suficientemente informado, a ser submetido aos procedimentos propostos pelo pesquisador, mestrando da UNISA em Implantodontia, Dr. Pérsio Azenha Faber, orientado pelo Prof. Dr. Wilson Roberto Sendyk durante o desenvolvimento prático e teórico da pesquisa.

1. Vsa. É portadora de perda de tonicidade labial e regularidade no contorno da maxila porque sofreu de alguma forma perdas dentais precoces e hoje busca na UNISA a solução para este problema.
2. Para recuperar essa tonicidade, nossa proposta é restaurar o contorno de seu maxilar por regularização da parte externa com material biocompatível que será avaliado posteriormente por radiografias
3. Tal procedimento será cirúrgico, realizado ambulatorialmente, sob anestesia local.

4. Desde que obedecidas as recomendações de higiene e cuidados pós operatórios, o procedimento é considerado de baixo risco, ficando por conta dos problemas de contaminação os possíveis insucessos.
5. Como ficou definida no projeto dessa pesquisa, os autores citados mostram a perfeita biocompatibilidade do material.
6. Em caso de insucesso, o material será retirado sem nenhum prejuízo ao sujeito da pesquisa, que retornará à situação inicial.

Assim, eu,,
RG.....declaro-me plena e suficientemente informado
a respeito das propostas do Dr. Pérsio Azenha Faber e seu
orientador Dr. Wilson Roberto Sendyk.

São Paulo,.....de.....de.....

Assinatura do paciente

Dr. Pérsio Azenha Faber

Dr. Wilson Roberto Sendyk