PRISCILA GALZO MARAFON

**Avaliação da posição do modelo auricular virtual gerado por imagem captada
por escâner a laser e desenvolvimento de dispositivo posicionador 3D**

São Paulo
2013

PRISCILA GALZO MARAFON

**Avaliação da posição do modelo auricular virtual gerado por imagem captada
por escâner a laser e desenvolvimento de dispositivo posicionador 3D**

Versão Corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia
da Universidade de São Paulo, para obter o
título de Doutor pelo Programa de Pós-
Graduação em Ciências Odontológicas.

Área de Concentração: Prótese Buco Maxilo
Facial

Orientador: Profa. Dra. Beatriz Silva Câmara
Matos

São Paulo

2013

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Marafon, Priscila Galzo.

Avaliação da posição do modelo auricular virtual gerado por imagem captada por escâner a laser e desenvolvimento de dispositivo posicionador 3D / Priscila Galzo Marafon : orientador Beatriz Silva Câmara Matos. -- São Paulo, 2013.

103 p. : fig.: tab. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas - Área de Concentração: Prótese Buco Maxilo Facial. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida.

1. CAD/CAM - Modelo computacional - Odontologia. 2. Prótese Bucomaxilofacial 3. Assimetria facial 4. Antropometria - Odontologia. I. Rezende, Nathalie Pepe Medeiros de. II. Título.

Marafon PG. Avaliação da posição do modelo auricular virtual gerado por imagem captada com escâner a laser e desenvolvimento de dispositivo posicionador 3D [tese] apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas.

Aprovado em ____/____/2013

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Aos meus queridos pais, **Antonio Marafon e Elzi Galzo Marafon**, agradeço a **Deus** pela vida dos senhores, um exemplo para mim, de determinação, força de vontade, e respeito. A concretização deste projeto dedico aos senhores, por estarem sempre ao meu lado dando apoio, amor, carinho e toda a dedicação que sempre tiveram comigo. Abrindo mão dos seus sonhos para que eu pudesse realizar os meus. Amo muito vocês, meus queridos pais.

À minha querida irmã, **Joyce Galzo Marafon**, está sempre ao meu lado, obrigada pelo apoio, pelo amor e carinho, te amo muito.

AGRADECIMENTOS

À Professora Livre Docente Beatriz Silva Câmara Mattos, por toda atenção dedicada à orientação desta tese, pelos ensinamentos, pelo carinho, pelo incentivo, pelas palavras sábias nos momentos necessários e por acreditar em mim. Mais do que uma orientadora, uma amiga, que admiro muito. Meu eterno agradecimento.

Ao Professor Dr. Antonio Carlos Lorenz Saboia, por ter sido o meu primeiro contato dentro do departamento, oferecendo-me a oportunidade de estagiar junto a ele no ambulatório, onde pude aprender um pouco mais sobre a Prótese Buco. Agradeço pelo aprendizado, pela atenção, desprendimento, carinho e amizade.

Às Professoras Doutoras Márcia André, Neide Pena Couto e Cleuza Aparecida Campanini Geraldini, ao Professor Titular Reinaldo Brito e Dias, e Professor Doutor Dorival Pedroso da Silva, pela confiança e disponibilidade em compartilhar seus conhecimentos.

Ao Centro de Tecnologia da Informação - Renato Archer, CTI, na pessoa Doutor Jorge Vicente Lopes da Silva, Chefe da Divisão de Produtos, em especial ao Doutor Pedro Yoshito Noritomi, Airton Moreira da Silva, Anderson Aparecido Camilo, Daniela Sato, Tathy Aparecida Xavier e Frederico David Sena pelo apoio e incentivo na realização deste trabalho tornando possível a realização desta pesquisa, sem os quais, esta tese não seria uma realidade.

Aos meus amigos de turma do doutorado: Agda Maria de Moura, Élcio Ricardo Miyashita, Giorgia Borges de Carvalho, Margareth Torrecillas Lopez e Ricardo Reis pela amizade, carinho e companheirismo construídos neste doutorado.

À secretária Sr^a. Belira de Carvalho e Silva, pela atenção, apoio e amizade que sempre demonstrou no decorrer desses anos e por compartilhar a alegria nas conquistas.

Aos funcionários Edison Henrique Vicente, Ana Lúcia Figueira e demais funcionários do Departamento de Cirurgia, Prótese e Traumatologia Maxilo Facial pela atenção e amizade durante este curso de doutorado.

À funcionária da Biblioteca da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, a bibliotecária Sr^a. Glauci Elaine Damasio pela correção desta tese.

À Professora Sirley Strobel, pela amizade, prontidão e ajuda na revisão linguística deste trabalho.

Aos meus 10 indivíduos que voluntariamente contribuíram para o desenvolvimento desta pesquisa, por entenderem o significado clínico maior desta proposição.

“Suba o primeiro degrau com fé.

Não é necessário que você veja toda a escada.

Apenas dê o primeiro passo.”

Martin Luther King

Marafon PG. Avaliação da posição do modelo auricular virtual gerado por imagem captada com escâner a laser e desenvolvimento de dispositivo posicionador 3D [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013. Versão Corrigida.

RESUMO

Este trabalho fundamenta a aquisição de modelo digital auricular por meio do escâner de superfície e avalia o posicionamento tridimensional do modelo auricular digital, espelhado segundo medidas antropométricas faciais, com e sem referência anatômica do canal auditivo externo, bem como desenvolve um dispositivo posicionador tridimensional para prótese auricular. Os dados de dez indivíduos voluntários, adultos maiores de 25 anos de idade, não portadores de lesão congênita ou adquirida na região craniofacial e de ambos os gêneros foram submetidos ao Teste dos Postos Sinalizados de Wilcoxon ($p \leq 0,05$) e a medida angular C6 foi avaliada de forma porcentual. Os resultados demonstram que ocorre assimetria nas medidas lineares da posição dos modelos auriculares direitos e esquerdos espelhados nos respectivos lados contralaterais da face sem a referência do conduto auditivo externo, sendo duas vezes mais frequente no espelhamento do modelo auricular esquerdo no lado direito da face. Observa-se menor assimetria dos modelos auriculares direitos espelhados no lado esquerdo da face e simetria na posição dos modelos esquerdos espelhados no lado direito da face, com a referência do conduto auditivo externo. A medida angular **C6** apresenta menor assimetria na posição dos modelos auriculares direitos do que nos esquerdos, espelhados nos respectivos lados contralaterais da face, com e sem a referência do conduto auditivo externo. Conclui-se que a utilização do conduto auditivo externo como referência anatômica proporciona melhor simetria linear e angular da posição dos modelos auriculares virtuais direitos e esquerdos, espelhados nos respectivos lados contralaterais da face. O dispositivo posicionador projetado possibilita o ajuste das assimetrias detectadas no espelhamento de modelos auriculares, promovendo a compensação das discrepâncias evidenciadas durante o planejamento virtual para posicionamento do modelo auricular.

Palavras-Chave: Prótese auricular. Pontos antropométricos. Medidas lineares. Sistema CAD/CAM

Marafon PG. Evaluation of the position of the virtual auricular model generated by image captured by laser scanning and development of 3D positioner device [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013. Versão Corrigida.

ABSTRACT

This study substantiates the acquisition of auricular digital model, by means of surface scanner, and assesses the placement of three-dimensional auricular digital models, mirrored according to facial anthropometric measurements, with and without anatomical reference of the external auditory canal, as well as developing a prosthetic device for three-dimensional positioning of the mirrored auricular model. The digital data of ten volunteers, adults over 25 years old, not suffering from congenital or acquired lesions in the craniofacial region and of both genders underwent Wilcoxon Ranking Test ($p \leq 0.05$) and angular measurement C6 was assessed as percentage. The results show that occurs asymmetry regarding the linear measurements in the positioning of the right and left ear models when mirrored in their contra lateral side of the face without reference of the external auditory canal, being twice as common in mirroring the left auricular model on the right side of the face. It is observed less asymmetry in the right auricular models mirrored on the left side of the face and symmetry in the positioning of the left models mirrored on the right side of the face, with the reference of the external auditory canal. The angular measurement C6 shows less asymmetry in the positioning of the models right auricular model than in those of the left, mirrored in their contra lateral side of the face, with or without reference to the external auditory canal. The use of the external auditory canal as anatomical reference provides better linear and angular symmetry in positioning the virtual auricular right and left models, mirrored in their contra lateral side of the face. The three-dimensional positioner device designed enables the adjustment of the asymmetries found in mirroring the digital auricular models, providing compensation for discrepancies evidenced during the virtual positioning of the auricular model.

Keywords: Auricular prosthesis. Anthropometric landmarks. Linear measurements. CAD/CAM system

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 - Nomenclatura	41
Figura 4.2 - Voluntário utilizando a touca.....	43
Figura 4.3 - Escâner EXAscan - Handyscan 3D Creaform	43
Figura 4.4 - Especificações técnicas Fonte: http://www.creaform3d.com/en/handyscan3d/products/exascan.aspx ..	44
Figura 4.5 - Ajuste do escâner	44
Figura 4.6 - Monitor mostrando o momento do ajuste.....	45
Figura 4.7 - Face lateral esquerda da cabeça durante o escaneamento	45
Figura 4.8 - A - Plano Tridimensional Cartonado; B - Dispositivo Posicionador da cabeça	46
Figura 4.9 - Plano cartonado craniano para referencial da orelha	47
Figura 4.10 - Imagens formadas no momento do escaneamento da face	47
Figura 4.11 - Cabeça e orelhas digitalizadas, para o início do trabalho	51
Figura 4.12 – Pontos anatômicos marcados na orelha direita	52
Figura 4.13 – Medições com a orelha original esquerda.....	52
Figura 4.14 – Recorte virtual da orelha externa esquerda	53
Figura 4.15 – Espelhamento da orelha direita integra.....	54
Figura 4.16 – Espelhamento da orelha direita integra – posicionamento espacial....	54
Figura 4.17 – Canal auditivo externo.....	55

Figura 4.18 – Espelhamento da orelha externa - referência canal auditivo externo..	55
Figura 4.19 – Orelha direita encaixada no lado esquerdo	56
Figura 4.20 – Dispositivo posicionador 3D conceitual...	58
Figura 5.11 – Orelha direita externa espelhada no lado esquerdo – referência medidas lineares.....	71
Figura 5.12 – Orelha esquerda externa espelhada no lado direito – referência medidas lineares.....	71
Figura 5.13 – Orelha direita externa espelhada no lado esquerdo – referência canal auditivo externo.....	72
Figura 5.14 – Orelha esquerda externa espelhada no lado direito – referência canal auditivo externo.....	72

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - Variação intraexaminador – Teste dos Postos Sinalizados de Wilcoxon	61
Tabela 5.2 - Variação intraexaminador - Análise percentual da medida angular C6	62
Tabela 5.3 - Simetria do posicionamento auricular nos modelos virtuais da face - Teste dos Postos Sinalizados de Wilcoxon.	63
Tabela 5.4 - Simetria do posicionamento auricular nos modelos virtuais da face - Análise percentual da medida angular C6	63
Tabela 5.5 - Simetria do posicionamento do modelo auricular direito espelhado no lado esquerdo - Teste dos Postos Sinalizados de Wilcoxon.....	65
Tabela 5.6 - Simetria do posicionamento do modelo auricular esquerdo espelhado no lado direito - Teste dos Postos Sinalizados de Wilcoxon.....	66
Tabela 5.7 - Simetria do posicionamento do modelo auricular direito espelhado no lado esquerdo – Teste dos Postos Sinalizados de Wilcoxon.....	67
Tabela 5.8 - Simetria do posicionamento do modelo auricular esquerdo espelhado no lado direito – Teste dos Postos Sinalizados de Wilcoxon.....	68
Tabela 5.9 - Simetria do posicionamento do modelo digital auricular direito espelhado no lado esquerdo, medida angular C6 – Análise percentual	69
Tabela 5.10 - Simetria do posicionamento do modelo digital auricular esquerdo espelhado no lado direito, medida angular C6 – Análise percentual	70

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

CAD	computer – aided designing
CAM	computer – aided manufacturing
cm	centímetros
Com	comércio
DICOM	digital imaging and communications in medicine
GB	gigabytes
EL	escâner a laser
MB	megabytes
MHz	mega hertz
MGy	miligray
mm	milímetros
min	minuto
RAM	random access memory
RNM	ressonância nuclear magnética
Sc	escâner
S	segundo
SLS	sinterização seletiva a laser
STL	stereolithography triangle language
TB	terabyte
TC	tomografia computadorizada
3D	tridimensional

LISTA DE SÍMBOLOS

°C	graus Celsius
°	graus
®	marca registrada
≤	menor igual
%	porcentagem
p	significância
™	trade mark

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DA LITERATURA	18
3 PROPOSIÇÃO	37
4 MATERIAL E MÉTODOS	39
5 RESULTADOS.....	59
6 DISCUSSÃO	73
7 CONCLUSÕES	80
REFERÊNCIAS.....	82
APÊNDICES	89
ANEXO	102

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Os pacientes portadores de perdas de estruturas anatômicas na região facial auricular, decorrentes de alterações congênitas, onde se configura como a segunda má formação mais comum no complexo crânio facial, depois das fissuras de lábio e palato, ou adquiridas, podendo ser patológicas ou traumáticas, apresentam distúrbios estético, funcional e psíquico, o que impõe a reparação destas deformidades no intuito de minimizá-los.

A reparação dos defeitos auriculares é tradicionalmente realizada mediante a cirurgia plástica reparadora ou reabilitação protética, na dependência da melhor indicação para cada caso. Embora a reabilitação autógena deva ser vista como o processo de reconstrução ideal, sua oportunidade é restringida por fatores como número de intervenções cirúrgicas necessárias em função da complexidade da estrutura anatômica, tempo, consistência na previsibilidade dos resultados e ausência de condições sistêmicas do paciente. A prótese auricular demanda menor tempo para sua conclusão, permitindo um resultado clínico previsível e imediato no qual o paciente atinge prontamente um patamar que permite a sua reintegração social, sendo reversível e duplicável ao longo do tempo.

Tradicionalmente a reabilitação protética está sujeita à habilidade técnica e artística do profissional para escultura, fundamentada em princípios de antropometria, biotipologia e cartografia da face que permitam o espelhamento da estrutura anatômica do lado contra lateral, como ocorre nas perdas auriculares e óculo-palpebrais.

A evolução das técnicas de aquisição digital de imagem, notadamente tomografia computadorizada, ressonância nuclear magnética e escâner de superfície e o concomitante desenvolvimento do sistema CAD/CAM (computer-aided design e computer-aided manufacturing) proporcionaram novas metodologias de confecção de próteses faciais, favorecendo o processo de reabilitação protética.

Imagens digitais são processadas em computador por meio de *softwares* específicos, gerando, por espelhamento do lado contralateral íntegro, uma imagem

tridimensional (3D) a ser utilizada na reabilitação protética do lado lesionado. O processamento deste modelo virtual 3D pelo sistema CAM em uma máquina de prototipagem rápida possibilita o desenvolvimento físico de um modelo que constitui o protótipo da prótese facial.

A existência de assimetrias, ainda que diminutas, na superfície da anatomia craniofacial impõe que sejam realizadas adaptações no posicionamento clínico da prótese auricular. O objetivo deste trabalho é avaliar o posicionamento tridimensional na face da imagem auricular, adquirida por meio de Escâner de Superfície Classe II e digitalmente espelhada, com e sem referência anatômica do canal auditivo externo.

Adicionalmente é desenvolvido um dispositivo para posicionamento tridimensional de prótese auricular que, uma vez regulado de acordo com as discrepâncias antropométricas observadas entre os lados da face, irá permitir o melhor espelhamento clínico da prótese auricular.

REVISÃO DA LITERATURA

2 REVISÃO DA LITERATURA

Em 1966 Fonseca considerou a habilidade artística e os conhecimentos do profissional sobre biotipologia, antropologia e prosopometria requisitos fundamentais para realizar a escultura de uma prótese facial, assim como a boa adaptação das margens na pele, caracterização, translucidez, cor, forma e retenção adequada são aspectos determinantes para o sucesso de uma reabilitação protética facial.

Fonseca e Rezende (1970) estudaram em um grupo de 40 homens na faixa etária entre 22 e 35 anos, brasileiros e de ascendência latina, a relação entre as medidas intercantos mediais, largura do nariz e altura da base nasal e as medidas intercantos mediais para o olho esquerdo e o direito. Os autores verificaram significância estatística somente para a correlação das medidas entre cantos mediais e largura do nariz.

Nusinov e Gay (1980) reproduziram uma orelha, por meio de uma câmera vertical e utilizando o método da imagem reversa, considerando que a técnica desenvolvida elimina quase que totalmente o caráter de subjetividade inerente a outros métodos.

Farkas e Cheung (1981), empregando mensurações antropométricas nos planos lateral, horizontal-oblíquo e perpendicular, estudaram uma amostra de 308 indivíduos normais para avaliar a assimetria na anatomia da superfície facial. Os autores consideraram uma medida assimétrica quando a diferença entre os lados direito e esquerdo era igual ou superior a 2 mm. Observaram que as assimetrias faciais presentes neste grupo de estudo foram pequenas e comuns, embora nem sempre evidentes, situando-se em torno de 3 mm.

Moss et al. (1989) descreveram a utilização do sistema escâner a laser (EL) para aquisição das dimensões da face humana, relatando que este sistema tem sido aplicado em antropologia, medicina e cirurgia. O aparelho de LE utilizado pelos autores registra 20.000 coordenadas da superfície facial com uma resolução de aproximadamente 0.9 mm em 30 s, tendo sido desenvolvido para o estudo da face em cirurgia reparadora. Porém, este sistema também foi empregado na

determinação das alterações na morfologia facial de crianças portadoras de fissura palatina.

Aung et al. (1995), utilizando escâner a laser, realizaram 83 medidas antropométricas na face de 30 indivíduos, empregando 41 pontos de referência identificáveis na digitalização. As mensurações realizadas na imagem virtual foram comparadas às medidas previamente registradas por meio do protocolo da documentação antropométrica e cefalométrica padrão do Laboratório de Singapura. Observaram que 12 medidas (14,0%) apresentaram uma diferença média inferior a 1,0 mm, sendo estas medições consideradas altamente confiáveis e ocorrendo principalmente nas regiões nasais, e 16 medições (19,0%) inferiores a 1,5 mm, tendo estas sido consideradas confiáveis. Os autores concluíram que o EL pode ser uma ferramenta útil para mensuração facial em determinadas partes anatômicas da face, sendo que a localização exata dos pontos de referência e habilidade do operador são fatores importantes na obtenção de resultados confiáveis.

Bill et al. (1995) relataram as vantagens da técnica de estereolitografia como sendo a reprodução física de estruturas anatômicas complexas, alta precisão e exatidão dos modelos. Através de um caso clínico de uma mulher de 70 anos que foi operada de um meningeoma do lado esquerdo na região do osso esfenoide, tendo o osso temporal sido removido durante o acesso cirúrgico. A paciente foi submetida a uma tomografia computadorizada, a imagem assim obtida foi processada de modo que o lado contralateral fosse espelhado, criando-se um modelo virtual 3D.

De acordo com Lambrecht et al. (1995) a evolução no campo da imageologia craniofacial gerou uma ampla variedade de técnicas de captação de imagens baseadas em Tomografia Computadorizada (TC), Ultrassom e Ressonância Nuclear Magnética (RNM). As imagens 3D de estruturas anatômicas geradas por essas tecnologias permitiram que os dados do relevo da superfície das estruturas anatômicas fossem captados e disponibilizados para posterior utilização.

Wehmöller et al. (1995) utilizaram a técnica CAD/CAM para a confecção de próteses na reconstrução de defeitos cranianos em quatro pacientes com grande defeito ósseo. Os pacientes foram previamente submetidos à tomografia helicoidal com posterior reconstrução 3D. Os autores concluíram que esta técnica produziu modelos 3D que viabilizaram um diagnóstico preciso, a visualização pré-cirúrgica da

lesão e detalhes para a confecção da prótese, o que culminou na otimização do tempo cirúrgico.

Bush e Antonyshyn (1996), baseando-se em imagens faciais digitalizadas com o uso do escâner a laser, relataram confiabilidade na localização de pontos antropométricos. Um mesmo modelo antropomórfico, com pontos anatômicos demarcados, foi escaneado repetidamente, variando-se a inclinação e a posição do modelo dentro do *gantry* com o objetivo de determinar o efeito dessas variáveis na confiabilidade da técnica. Os melhores resultados foram obtidos ao se posicionar o modelo da cabeça no centro do *gantry* do escâner, com o plano de Frankfurt elevado a 10° em relação ao plano horizontal. A variação na inclinação da cabeça causou significativa degradação na imagem digitalizada, sendo este um aspecto importante a ser observado na avaliação quantitativa da anatomia da superfície facial.

Lemon et al. (1996) sugeriram uma técnica para escultura de prótese auricular baseando-se no espelhamento do modelo da estrutura contralateral sadia. O modelo foi submetido a um escâner e a imagem decorrente foi espelhada e impressa em uma transparência. Sobre esta imagem foi sobreposta uma grade e o conjunto assim obtido foi recortado, posicionado e fixado sobre uma cera para facilitar a escultura da orelha lesada.

Chen et al. (1997) relataram o caso clínico de um paciente de 45 anos, portador de ressecção oncocirúrgica na região óculo-palpebral direita, em quem foi utilizado o laser escâner de superfície *Surflacer VMR – 301* para captação de imagens 3D. As imagens foram transmitidas para a estação *Titan Vistra 800 ex - Kubota Computer* e o trabalho de espelhamento da imagem para a posterior produção de um modelo 3D foi realizado empregando-se o software específico. A partir do protótipo, sob a forma de modelo em resina, foi obtido um modelo em cera que, após ser adaptado ao paciente, foi processado em silicone.

Coward et al. (1997) realizaram um estudo onde as faces de 20 indivíduos foram escaneadas. Dois examinadores determinaram 21 pontos nas imagens das orelhas escaneadas e de suas relações com a face, em duas ocasiões distintas. Não foram observadas diferenças significantes entre os dois observadores para as coordenadas x, y e z de cada um dos 21 pontos. Concluíram que os pontos da

orelha externa e da face puderam ser localizados de maneira consistente na imagem escaneada por laser, demonstrando ser esta uma técnica de grande precisão.

Ferrario et al. (1998) avaliaram a precisão de um digitalizador 3D eletromagnético para o registro de pontos antropométricos da face de 10 indivíduos adultos, com idade variando entre 20 e 22 anos, e de um modelo em gesso da face. Os autores relatam que os 50 pontos antropométricos foram demarcados pelo mesmo pesquisador, sendo realizados dois registros das medidas para cada indivíduo. As digitalizações duplicadas foram sobrepostas e as diferenças métricas entre os pontos homólogos foram verificadas. Mais de que 80% das medidas lineares, ângulos, volumes e superfícies apresentaram coeficientes de variação abaixo de 1%. Os autores concluíram que este método é confiável e permite determinar com suficiente precisão as medidas entre os pontos faciais.

Coward et al. (1999) utilizaram dados de RNM para a captação de imagem 3D de uma orelha externa normal. Esta imagem foi reformatada, espelhada e os dados foram enviados para a máquina de prototipagem rápida, obtendo-se um modelo físico idêntico ao contra lateral. O modelo de cera foi provado no paciente e posteriormente prensado em silicone. Os autores relataram que tanto as técnicas de aquisição de imagem por meio de TC como por RNM ou escâner de superfície possibilitam o desenvolvimento de imagem 3D. Destacaram o fato de que a utilização do escâner de superfície para a aquisição de imagem facial não consiste em uma técnica invasiva, demandando cerca de 30 s., enquanto que a TC apresenta o inconveniente da radiação de aproximadamente 30 a 40 mGy e a RNM possui a desvantagem do longo tempo em que o paciente deve permanecer imóvel durante a sua realização.

Erickson et al. (1999) apresentaram o relatório de um questionário sobre a utilização de modelos de estereolitografia 3D produzidos a partir de dados obtidos por TC e RNM. Os 76 modelos foram utilizados para diagnóstico, tratamento, planejamento cirúrgico e o uso durante os procedimentos cirúrgicos por 38 cirurgiões das áreas de cirurgia plástica reparadora, otorrinolaringologia, neurocirurgia, bucomaxilofacial, pediatria, ortopedia e prótese. Foi observado que 69% dos profissionais utilizaram os modelos para diagnósticos, 73% para explicar aos seus pacientes a respeito da cirurgia e 77% declararam que o tempo de cirurgia foi

reduzido. Os autores concluíram que o uso de modelos obtidos por estereolitografia facilita a visualização da estrutura pelo profissional e o entendimento do paciente de sua situação clínica.

Wang e Andres (1999) citaram que as imagens tridimensionais adquiridas a partir de TC e de escâner de superfície têm sido associadas à tecnologia CAD/CAM para confecção de próteses faciais. Acrescentaram que a transformação de dados de imagem tridimensional para o sistema CAD/CAM permite o processamento matemático, simulação de desenho e produção de modelo, minimizando o tempo e a habilidade necessários para a confecção da prótese. Entretanto, lembram que a sofisticação do sistema deverá ser simplificada e os custos reduzidos de modo a que seja acessível aos profissionais clínicos.

Coward et al. (2000) realizaram um estudo com escâner a laser Classe III em 20 indivíduos com simetria facial e idade variando entre 16 e 24 anos. Um feixe de laser de baixa potência foi projetado na face e as imagens escaneadas foram submetidas a um software para permitir o posicionamento em relação ao plano de Frankfurt. A diferença entre as medidas dos pontos da orelha foi muito pequena, assim como naquelas realizadas entre os pontos da orelha e a linha mediana da face, não tendo sido observado diferença significativa entre as orelhas direita e esquerda. Os autores concluíram que as dimensões da orelha e a sua posição com relação à linha mediana da face puderam ser determinadas com segurança em indivíduos com simetria facial.

Soncul e Bamber (2000) avaliaram a capacidade de reprodução da posição da cabeça pelo EL para a reprodução 3D do tecido mole no planejamento de cirurgia ortognática. Os autores realizaram 60 escaneamentos a laser em cinco indivíduos, sendo a cabeça posicionada de tal forma que o plano horizontal fosse paralelo ao plano horizontal de Frankfurt. Concluíram que a posição da cabeça interfere na boa aquisição da imagem.

Webb (2000) apresentou uma revisão a respeito do uso das técnicas de prototipagem rápida na área médica e biomédica, considerando que esta tecnologia pode ser utilizada para planejamento cirúrgico e desenvolvimento de próteses. O autor relatou que a evolução da técnica da prototipagem rápida foi o resultado da interação entre *softwares* e de várias tecnologias que possibilitaram a construção de

protótipo em camadas. Relata as vantagens de que o uso de modelos estereolitográficos facilita o planejamento reduzindo o tempo cirúrgico, ajuda no resultado estético e reduz as complicações pós-operatórias. Considerando a necessidade da utilização de próteses, o uso desta tecnologia permite a reprodução do órgão perdido por meio do espelhamento, obtendo-se assim uma boa anatomia e planejamento da melhor posição da prótese na face. O autor concluiu que a prototipagem rápida na área médica tem ajudado a diminuir tempo cirúrgico, realizar um bom planejamento e a produzir próteses com uma boa anatomia e adaptação.

Dahlmo et al. (2001) relatam que a técnica convencional da moldagem facial causa ansiedade e incômodo ao paciente, podendo ocorrer uma deformação dos tecidos moles devido à distorção causada pelo material. Consideram que a escultura à mão livre, ainda que fundamentada no espelhamento das medidas do lado contralateral, está afeita às variações de habilidade do profissional. Eles enfatizam que o sistema CAD/CAM apresenta como vantagens a precisão da medida do dispositivo usado para gravar os contornos do objeto, a transferência dos arquivos de dados ao computador, a capacidade do *software* do computador de modificar os dados na simulação da restauração e a precisão com que é construído o objeto.

Beahm e Walton (2002) discutiram sobre as técnicas cirúrgicas para reconstrução da orelha externa, incluindo métodos protéticos e autógenos, ambos históricos e contemporâneos. Consideraram que a microtia ocorre dentro de um amplo espectro de deformidades, envolvendo em diferentes graus o primeiro e segundo arco branquial, incluindo Microsomia Hemifacial, Displasia Oculoauriculo-vertebral e Síndrome Goldenhar. Citam que bancos multinacionais de registro de malformações congênitas referem que a incidência de microtia varia de 0,76 a 2,35 casos em cada 10.000 nascimentos.

Coward et al. (2002) avaliaram a posição espacial da orelha na face usando a técnica de EL em 20 indivíduos com simetria facial e idade entre 16 e 24 anos. Diagramas de referência foram construídos para a localização de pontos antropométricos sobre a face, a partir dos quais foram estabelecidos três planos ortogonais, identificando-se um ponto de referência central na intersecção dos três planos. Mensurações foram feitas entre os pontos antropométricos na orelha e os planos ortogonais de referência. As diferenças entre os pontos antropométricos e os

planos de referência estabelecidos no lado esquerdo e no lado direito da face foram pequenas. Os autores concluíram que o desenvolvimento de um diagrama para referência combinado ao ponto central proporciona muitas vantagens na avaliação e determinação da posição da orelha externa na face.

Runte et al. (2002) investigaram o uso de uma técnica óptica de modelagem baseada na aquisição de dados 3D utilizando duas câmeras e o projetor Topometric Sensor Head conectado ao computador. As imagens foram transferidas ao computador onde um *software* transformou a nuvem de pontos com coordenadas tridimensionais, em uma rede de triângulos. A superfície mensurada pode ser copiada e espelhada, superpondo-se ao lado defeituoso com diferentes cores. A adaptação das margens foi realizada utilizando os *softwares Rhinoceros e NURBS* e os dados do modelo virtual foram utilizados para a fabricação de um protótipo. Os autores concluíram que a aquisição dos dados é mais rápida, a ausência de contato direto que ocorre durante a moldagem convencional evita a distorção dos tecidos proporcionando fidelidade aos dados registrados e o modelo digital proporciona um melhor registro dos detalhes anatômicos.

Cheah et al. (2003a) discutiram sobre a integração do escâner a laser e o sistema CAD/CAM para a confecção de uma prótese facial anatomicamente precisa, descrevendo o sistema usado para produzir réplicas das deformidades da face e do modelo da prótese. Consideraram que o modelo de prototipagem rápida, similar ao modelo de cera convencional, pode ser provado no paciente, sendo subsequentemente convertido em modelo de cera a ser transformado em prótese. Os autores estabeleceram que a técnica CAD/CAM divide-se em quatro estágios: aquisição dos dados, modelo CAD remodelado, modelo CAM fabricado por meio de prototipagem rápida e produção da prótese.

Cheah et al. (2003b) relatam o desenvolvimento de réplicas em negativo, ou moldes, de três diferentes tipos de próteses faciais empregando o sistema CAD e a prototipagem rápida. As próteses foram processadas diretamente nos moldes desenvolvidos neste sistema, eliminando o procedimento convencional de inclusão em mufla para obtenção do molde.

Kalcioglu et al. (2003) realizaram um estudo sobre o crescimento antropométrico da orelha externa, desde o nascimento até a idade de 18 anos,

proporcionando informações sobre as dimensões e o padrão de crescimento da orelha externa para substanciar o tratamento cirúrgico de deformidades auriculares. O estudo compreendeu a avaliação de 1552 crianças, divididas em 50 grupos, sendo que seis medidas de superfície foram realizadas diretamente na aurícula direita: comprimento do ponto auricular superior ao auricular inferior, largura do tragus à hélice, largura do tragus à anti-hélice, profundidade da concha, a altura da hélice para mastoide ao nível do auricular superior; e a altura da hélice para mastoide ao nível do tragus. A frequência da deformidade orelha proeminente e o grau de fixação do lóbulo também foram observados. Os autores relataram que o crescimento auricular vertical foi concluído nas meninas com a idade de 11 anos e nos meninos com idade de 12 anos. A largura do tragus à hélice, a altura da hélice para mastoide no nível auricular superior e a altura da hélice para mastoide no nível do tragus encontravam-se quase completas com a idade de 6 anos. A largura auricular do tragus à anti-hélice atingiu seu tamanho máximo com menos de 6 meses para as meninas e com 12 meses para os meninos. A profundidade da concha revelou-se quase completa aos 5 anos de idade em ambos os gêneros. A incidência de deformidade do lóbulo proeminente foi de 9,8% nas meninas e 26,5% nos meninos. Concluíram que ocorrem diferenças no crescimento, sendo necessários maiores estudos comparando populações e etnias, de modo a ter um conhecimento adequado sobre o padrão de crescimento da orelha externa.

Ciocca e Scotti (2004) descreveram uma técnica para fabricação de próteses faciais usando a tecnologia CAD/CAM. Um EL foi usado para desenvolver a imagem 3D a partir do modelo em gesso da orelha contralateral íntegra do paciente, obtendo-se posteriormente um modelo de cera a partir das ferramentas de prototipagem rápida. O modelo auricular foi posicionado ao acaso numa plataforma, utilizando-se o escâner de superfície *Minolta VIVID900®* conectado a um computador para aquisição das coordenadas 3D. Os dados foram elaborados, arquivados em STL e exportados para a máquina *Z Print 310®*, gerando uma imagem espelhada do modelo auricular em gesso. Um protótipo em resina acrílica foi obtido e posteriormente a prótese auricular em silicone foi confeccionada. Os autores concluíram que o uso deste escâner 3D convencional e uma impressora comercial são mais rápidos do que o trabalho realizado por um profissional

especialista e que os dados da superfície podem ser adaptados e corrigidos antes da confecção da prótese, tendo assim uma prótese mais precisa.

Jiao et al. 2004, apresentaram o caso clínico de um paciente com 30 anos de idade portador de ablação da orelha direita devido a acidente automobilístico. O paciente foi submetido à TC, os dados foram convertidos ao sistema DICOM e trabalhados no arquivo STL. No *software Magics–Materialise* a imagem da orelha íntegra foi espelhada e posicionada no lado da face com o defeito. No programa de computação *FreeForm* foram realizadas as modificações necessárias para se obter uma melhor adaptação na região deformada. Os dados finais da imagem da orelha foram exportados para a máquina *Zippy-I RP®* e foi criado um modelo da orelha. Os autores concluíram que a fabricação da prótese auricular pelo sistema CAD/CAM é vantajosa, uma vez que não requer habilidade técnica para a escultura. O paciente pode antever o resultado da prótese sob a forma virtual e os dados podem ser arquivados para eventuais trocas da prótese.

Reitemeier et al. (2004), utilizaram o aparelho *Kolibri-mobile®*, cuja tecnologia permite que a face seja registrada por duas grandes sequências simultâneas de tomadas de imagem rodando 90° em direções diferentes, o que resulta em pelo menos quatro fotos de cada ângulo. Com esta técnica a imagem da estrutura selecionada foi obtida sem a manipulação adicional de qualquer *software* e a duração da gravação em 3D foi de aproximadamente 20 s. Os autores descreveram o caso clínico de confecção de uma prótese óculo-palpebral na região facial direita, tendo concluído que este protocolo não apenas evita o desgaste que o paciente enfrenta no método convencional, como também a exposição à radiação causada pela TC e desconforto da RNM.

Sykes et al. (2004) compararam o tempo despendido e a vantagem da tecnologia da prototipagem rápida frente ao método convencional para a fabricação de modelos em cera na confecção de prótese auricular. Foram obtidos dois modelos em cera de uma orelha, sendo um modelo confeccionado a partir da moldagem convencional do paciente e o outro desenvolvido a partir de um protótipo gerado pelo escaneamento da orelha. A avaliação das próteses apontou uma diferença significativa com relação aos valores relacionados ao padrão e à estética, sendo a

prótese desenvolvida manualmente a partir da técnica convencional considerada de qualidade inferior.

Tsuji et al. (2004) utilizaram o EL - *Surflacer VM-300P-4* para aquisição das dimensões faciais a serem trabalhadas no sistema CAD/CAM para a fabricação de uma prótese óculo-palpebral. Abordaram o desconforto do procedimento de moldagem facial e a possível ocorrência de distorção dos tecidos moles. Os dados obtidos foram trabalhados no computador gerando um modelo virtual 3D espelhado que foi posteriormente enviado para a máquina *CNC Milling®* para a fabricação do protótipo. Após a adaptação clínica do protótipo foi confeccionada a prótese óculo-palpebral em silicone. Os autores concluíram que uma das vantagens é a aproximação quantitativa das dimensões faciais para fabricação da prótese óculo-palpebral.

Coward et al. (2005) realizaram um estudo comparativo sobre a aquisição de imagem 3D a partir de TC, RNM e LE. Observaram diferença significativa entre as medidas das imagens adquiridas a partir dos diferentes sistemas devido à pequena variação apresentada pelas medidas do LE quando comparadas àquelas dos outros dois sistemas. Os autores observaram que a magnitude destas diferenças era bastante pequena, com uma média de 0,71 mm, tendo concluído que os três métodos de aquisição de imagem considerados são satisfatórios e promissores para a confecção de complexas próteses faciais.

Huang et al. (2005) relataram que atualmente na China o tratamento das anomalias presentes em microssomia hemifacial ainda são dependentes da habilidade de um profissional em reproduzir a orelha contralateral íntegra em cera. Entretanto, as técnicas do sistema CAD/CAM vêm sendo integradas com sucesso, confeccionando-se próteses em silicone a partir de dados de TC ou LE. Os resultados clínicos obtidos com o uso destas técnicas apontaram ótima precisão com relação à forma, tamanho e projeção da prótese facial, o que indica que a aplicação do sistema CAD/CAM leva a uma otimização na fabricação das próteses faciais.

Littlefield et al. (2005) empregaram um novo sistema de digitalização de imagens para desenvolver um modelo 3D da cabeça de uma criança, com o objetivo de substituir a técnica convencional de moldagem e obtenção de modelo. A

avaliação entre os métodos foi realizada empregando-se 10 crianças que foram submetidas à digitalização da cabeça e à moldagem convencional com hidrocolóide irreversível para obtenção de modelos em gesso. Estes modelos em gesso foram posteriormente digitalizados, sendo as imagens digitais obtidas pelos dois métodos submetidas a um *software* específico, de modo a estabelecer possíveis variações entre as superfícies geradas por cada um dos métodos. Os autores não observaram grande diferença entre as imagens dos modelos geradas pelo novo sistema e aquelas dos obtidos pela técnica tradicional de moldagem, confirmando que o sistema de imagem e os modelos em gesso convencionais produzem modelos equivalentes.

Mardini et al. (2005) descreveram uma técnica para confecção de prótese auricular com o uso do escâner. Realizada a moldagem da orelha do lado contralateral, obteve-se o modelo auricular que foi então escaneado. Com o uso do sistema CAD a imagem foi espelhada utilizando o editor de imagem *Adobe PhotoShop 7*, *Adobe Systems Inc®*, tendo assim um modelo auricular virtual. A prototipagem rápida deu origem a um protótipo, a partir do qual foi posteriormente confeccionada a prótese auricular em silicone. Os autores concluíram que o uso deste método facilita a escultura, mantendo a simetria, anatomia e morfologia da orelha.

Coward et al. (2006) realizaram uma pesquisa empregando RNM para a aquisição de imagens tridimensionais da orelha externa de 14 indivíduos e TC e LE para a aquisição de imagens de modelos em gesso das mesmas orelhas. Observaram que as medidas das imagens reformatadas proporcionadas pelos três métodos de aquisição considerados foram estatisticamente semelhantes à fonte original, concluindo que estes métodos são apropriados para a aquisição de modelos tridimensionais a serem empregados em prótese facial.

Gion (2006) considerou que a assimetria facial é prontamente detectada na relação social de um indivíduo, desviando o foco de atenção da interação humana, e que a simetria bilateral em prótese facial constitui o principal fator de satisfação e aceitação da prótese pelo paciente. O autor relatou que após 25 anos de escultura de prótese à mão livre, baseando-se em espelhamento e modelo em gesso, passou a utilizar o sistema óptico *Roland MDX-25* com escâner e impressora para aquisição

da simetria inicial. Acrescentou que a explosão das aplicações digitais na área biomédica deverá não apenas aprimorar a precisão morfológica da prótese facial como também minimizar o tempo de escultura e de sessões clínicas.

Holberg et al. (2006) avaliaram a deformação qualitativa e quantitativa da moldagem facial com hidrocolóide irreversível empregando a digitalização com EL da face do paciente e do respectivo modelo obtido pela técnica de moldagem convencional. Os autores relataram que os maiores desvios foram encontrados nas regiões dos lábios, nariz, bochechas e em toda região do terço inferior da face. Concluíram que a superfície dos modelos faciais em gesso obtidos por meio da moldagem com hidrocolóide irreversível é inadequada para as análises morfométricas, porque as regiões faciais menos rígidas são susceptíveis de deformação durante a moldagem. Os autores acrescentaram que existe a possibilidade de aumentar a precisão da técnica e diminuir as deformidades se a face for moldada em uma posição mais vertical.

Kovacs et al. (2006) realizaram o escaneamento, sem contato, dos rostos de cinco pessoas do gênero masculino em diferentes configurações experimentais utilizando EL, tipo Minolta Vivid 910. Entre outros, foram investigados a influência do número de escâneres utilizados, o ângulo de gravação, a posição da cabeça, o impacto do examinador e do tempo de exame sobre a exatidão e precisão dos modelos faciais virtuais gerados a partir dos dados do escâner com *software* especializado. Os dados derivados dos modelos virtuais gerados no computador foram comparados com as correspondentes medições de referência realizadas manualmente entre pontos definidos na face. Os autores descreveram condições para aperfeiçoamento da qualidade de gravação do escâner e a confiabilidade das imagens tridimensionais geradas.

Ciocca et al. (2007) descreveram a técnica de confecção de uma prótese auricular implanto-retida, usando a tecnologia CAD/CAM. Os autores citaram como vantagem a integração da imagem virtual 3D da superfície defeituosa com a orelha íntegra digitalizada e espelhada. A realização da moldagem do lado do defeito não foi necessária porque a posição dos implantes foi registrada para desenvolver a barra de retenção da prótese. Este procedimento permitiu realizar o posicionamento da orelha em linha reta no monitor do computador, não sendo necessária a

realização de moldagem, modelo em gesso e enceramento em função do emprego da técnica de prototipagem rápida.

Coward et al. (2007) compararam as medidas e a topografia superficial de modelos estereolitográficos gerados a partir de TC, RNM e LE com os dados das orelhas externas e modelos em gesso destas orelhas. Ocorreram apenas pequenas diferenças entre a topografia de superfície nos modelos gerados a partir de TC, RNM e LE. Concluíram que as medidas dos modelos estereolitográficos foram estatisticamente semelhantes às daquelas das orelhas naturais. Consideraram ainda que a utilização de RNM para a confecção de próteses faciais é particularmente interessante, uma vez que esta técnica possibilita a aquisição de imagens internas sem submeter o indivíduo à radiação.

Purkait e Singh (2007) estudaram, em 415 homens indianos, seis dimensões lineares da orelha externa, incluindo a altura e largura da aurícula, lóbulo e concha, assim como a protrusão. Quase todas as medidas lineares mostraram aumento estável no tamanho com o passar da idade. Observaram assimetria bilateral em todas as mensurações de comprimento, embora poucas tenham sido estatisticamente significantes. A orelha humana continua a crescer ao longo da vida, sendo o lóbulo a estrutura anatômica que mais contribuiu para o alongamento total da orelha externa. Relataram que em comparação com os outros grupos étnicos, os homens indianos parecem ter menor comprimento auricular e lobular, embora as respectivas larguras tenham sido comparáveis às de outros grupos étnicos.

Subburaj et al. (2007) descreveram um caso clínico de um paciente de 19 anos com ausência congênita da orelha externa direita. Os autores utilizaram TC para obtenção da imagem e, empregando o sistema CAD – *Free Form, SensAble Technologies* realizaram o espelhamento da orelha normal para o lado direito. Foram feitos dois modelos, um da orelha espelhada e outro do lado sem a orelha externa. Utilizaram dois tipos de prototipagem rápida, o sistema FDM 1650 – *Stratasys Inc.*, que produz um protótipo termoplástico em acrilonitrila-butadieno-estireno e o sistema 3D *InVision*, que fabrica o protótipo em polímero. Realizaram mensurações entre os dois sistemas de obtenção dos protótipos e o modelo virtual CAD. Ambos os sistemas de prototipagem rápida mostraram reproduzir de forma confiável a

imagem, sendo o sistema FDM 1650 economicamente mais favorável. Os autores concluíram que este método reproduz uma prótese morfolologicamente adequada e posicionamento correto, não dependendo das habilidades do profissional para escultura, além de ser um método rápido quando comparado ao método convencional.

Meurer et al. (2008) relataram a importância de uma equipe multiprofissional para a aquisição e a manipulação de imagens obtidas por meio de TC do complexo maxilofacial, visando a obtenção de protótipos biomédicos com finalidade cirúrgica. Os autores consideraram que o processo de construção de protótipos biomédicos surgiu da união das tecnologias de prototipagem rápida e do diagnóstico por imagens, sendo necessária a interação entre as ciências biomédicas e a engenharia para que bons resultados sejam obtidos.

Ciocca et al. (2009) descreveram um caso clínico onde utilizaram o escâner *NextEngine Desktop* 3D para obtenção de imagens, antes e depois da cirurgia de remoção do tumor de nariz de um paciente, procedendo ao escaneamento da face em três posições aleatórias, de modo a obter três medições do defeito a partir de ângulos diferentes. As superfícies digitalizadas foram trabalhadas utilizando o *software Inus Rapioform* 2006 CAD versão 2006 para recombinar, alinhar e misturar as diferentes superfícies em um modelo virtual único. As imagens 3D pré e pós-operatórias foram sobrepostas e a posição correta do nariz em relação à face do paciente foi determinada. O arquivo STL foi enviado para a máquina de prototipagem *Z Print* 310 para assim obter o protótipo nasal e a subestrutura. Assim, após a escolha da cor do silicone *VST 50F*, Factor II, a prótese nasal foi confeccionada e fixada nos óculos. Os autores concluíram que o procedimento de CAD/CAM apresentado reduz o número de etapas manuais e todas as correções podem ser feitas diretamente na tela do computador.

Turgut et al. (2009) apresentaram dois casos clínicos de ausência de uma das orelhas externas, sendo o primeiro descrito como um menino de 10 anos de idade que apresentava microtia do lado direito e que não teve sucesso com a reconstrução autógena, para quem foram instalados implantes para o sistema de retenção. O outro caso consistiu de um homem de 46 anos, com histórico de queimaduras, para quem foi realizada uma prótese auricular na tentativa de melhorar a aparência em

torno da região da cicatriz auricular. Ambos os casos utilizaram o sistema CAD/CAM para obtenção da prótese auricular. Os autores concluíram que a prototipagem rápida é eficaz e de baixo custo, proporcionando anatomia quase perfeita e satisfação dos pacientes, devendo ser amplamente utilizada no futuro.

Saracoglu et al. (2009) relataram um caso clínico de um paciente de 24 anos, com microtia congênita e uma assimetria facial que apresentava dois implantes craniofaciais para retenção da prótese auricular, instalados há cinco anos. Devido ao mau posicionamento da prótese, o paciente foi submetido à TC, utilizando-se o sistema CAD/CAM para confecção do protótipo auricular, sendo a imagem trabalhada no software *Mimics, Materialise NV*. O modelo 3D foi obtido tendo como referência a linha média e a orelha contra lateral foi espelhada e colocada na posição da orelha ausente. Para realizar os ajustes de alinhamento foi utilizado um software adicional *Freehand, Adobe*. Os dados foram enviados para a máquina de prototipagem rápida *Z Printer 310* para a obtenção do protótipo auricular. A partir do protótipo foi obtido um modelo em cera, que foi provado no paciente, e realizadas as devidas correções clínicas para ser então processado em silicone convencional VST – 50F, Factor II. Os autores concluíram que a utilização da tecnologia tridimensional de impressão é algo extremamente versátil e rápido e reproduz de forma precisa a geometria auricular assim como o seu posicionamento na face.

Turgut et al. (2009) avaliaram as vantagens da prototipagem rápida na confecção de prótese auricular. Os autores ponderaram que, apesar da primeira opção ser a reconstrução autógena, esta pode apresentar inconveniente como várias intervenções para que seja atingido um bom resultado estético, a condição de saúde do paciente e o alto custo financeiro. Os autores relatam o sucesso dos resultados obtidos com a utilização da prototipagem rápida a partir da imagem espelhada da orelha externa do lado contralateral, produzindo excelentes formas, eliminando o aspecto subjetivo, reduzindo os custos da reabilitação e minimizando o número de sessões sem mesmo necessitar de internação hospitalar.

Ciocca et al. (2010) apresentaram um caso clínico de uma prótese facial extensa provisória para uma paciente de 73 anos vítima de um carcinoma de pele. Os autores utilizaram um protocolo baseado em digitalização a laser e sistema CAD/CAM com prototipagem rápida, seguido pela obtenção da prótese provisória

em silicone, retida com o uso de óculos. O escâner a laser NextEngine Desktop 3D Scanner foi utilizado para obtenção da imagem virtual do defeito da face e um modelo digital da face do paciente foi construído com espelhamento virtual do lado saudável, tendo sido utilizado um nariz da Ear & Nose Digital Library para realizar a reabilitação protética nasal. Foi obtido um protótipo da região para fabricação da prótese facial em silicone. Os autores concluíram ser esta uma alternativa viável para restaurar rapidamente os defeitos faciais por meio de reabilitação protética provisória com o uso de técnicas modernas, como o sistema CAD/CAM e o uso da biblioteca virtual de nariz e orelha, facilitando assim a fabricação da prótese, garantindo uma recuperação imediata após a cirurgia de câncer ablativo e proporcionando uma melhor qualidade de vida.

Davis (2010) apresentou uma revisão dos avanços tecnológicos representados pela fotografia digital tridimensional, planejamento cirúrgico virtual, digitalização de superfície e imagem tridimensional empregada na obtenção do padrão de cera considerando que a imageologia 3D tem sido utilizada com sucesso na confecção de próteses faciais, permitindo ao profissional planejar a instalação de implantes osseointegráveis e facilitando a confecção de próteses faciais. Considerou que a incorporação destas tecnologias no processo de fabricação de próteses faciais pode desenvolver um processo de reabilitação biotecnológico reconstrutivo.

Marafon et al. (2010) avaliaram a precisão dimensional da prótese óculo-palpebral com base em imagens geradas e processadas pelo sistema CAD/CAM, a partir de TC de 15 indivíduos adultos, voluntários maiores de 25 anos. O sistema CAD gerou 30 modelos 3D espelhados da região óculo-palpebral que foram processados no sistema CAM por meio de sinterização seletiva a laser, gerando protótipos de superfície das regiões óculo-palpebrais. Duas moldagens da face de cada voluntário originaram 30 modelos em gesso, onde foram realizados defeitos na região óculo-palpebral, 15 do lado direito e 15 do lado esquerdo. Os protótipos de superfície foram adaptados nos modelos em gesso, incluídos em laboratório e processados em silicone. Pontos antropométricos na região orbital e linha média facial definiram 31 medidas lineares, utilizadas para avaliar a precisão dimensional das próteses orbitais e de sua localização na face. A análise comparativa das medidas lineares tomadas a partir da prótese óculo-palpebral obtida através do lado contra lateral que originou a superfície dos protótipos demonstrou que as próteses

óculo-palpebrais apresentaram semelhança nas dimensões vertical, transversal e oblíqua, bem como na profundidade, não tendo ocorrido deslocamento transversal ou oblíquo das próteses.

Liacouras et al. (2011) descreveram um caso clínico de confecção de uma prótese auricular em um homem de 30 anos de idade acometido por um carcinoma, o qual foi submetido a uma cirurgia de ressecção da orelha direita. Utilizaram cinco câmeras 3DMD Cranial System; 3DMD, sincronizadas e posicionadas para aquisição da imagem de toda a cabeça do paciente, de modo a permitir a reconstrução 3D do tecido mole. A imagem virtual foi trabalhada com os *softwares* *Magicsx64* v13.02; *Materialise NV*, sendo o lado contralateral espelhado na região direita, e após isto os dados foram enviados para uma máquina de prototipagem – formato STL – e obtido um protótipo auricular para dar origem à prótese auricular. Utilizando a técnica descrita neste caso clínico os autores concluíram que os contornos da prótese auricular foram alcançados, assim como a sua geometria e simetria com o lado contralateral conseguindo assim uma melhor reabilitação protética.

Coward et al. (2012) realizaram um estudo com 14 pacientes portadores de microssomia hemifacial que apresentavam ausência da orelha externa na hemiface deficiente. O objetivo do estudo foi comparar três métodos para identificar os pontos traçados na superfície 3D escaneada e avaliar a posição da orelha espelhada com a orelha contralateral. As faces foram escaneadas com o laser de superfície e pontos de reparo anatômico foram identificados na face e na orelha externa normal. Três métodos foram avaliados para o espelhamento da orelha, tomando como referências um ponto zero localizado na área orbital e os outros pontos zero foram gerados da intersecção dos três planos ortogonais sobre uma armação de referência. Estes pontos produziram mensurações pares que puderam ser comparadas entre o lado normal e o deficiente. Concluíram que os efeitos da deformidade presente na microssomia hemifacial podem resultar em limitações em relação ao posicionamento da orelha.

Hatamleh e Watson (2012) apresentaram um caso de reabilitação com prótese auricular em que a orelha externa perdida foi reconstruída. Utilizaram um escâner a laser para digitalizar a orelha externa sem defeito. A orelha externa 3D

digitalizada foi então manipulada por um software especializado, espelhada de modo a refletir ao lado oposto, e uma máquina de prototipagem rápida foi utilizada para a fabricação do protótipo. Consideraram que próteses auriculares implanto-retidas são uma modalidade de tratamento eficaz para crianças com microtia, permitindo obter um resultado esteticamente agradável. Consideraram que a integração das tecnologias digitais no processo de reconstrução protética é uma nova abordagem em direção a melhores resultados protéticos e estéticos, economiza tempo e permite que as imagens armazenadas digitalmente sejam posteriormente utilizadas.

Nanda et al. (2012) compararam a cirurgia reconstrutiva e a reabilitação protética de pacientes com defeitos auriculares, listando os benefícios, limitações, indicações e contraindicações. Afirmaram que ambas as técnicas citadas propiciam excelentes resultados quando adequadamente indicadas e o profissional deve apresentar todas as alternativas ao paciente, independentemente da causa, das alterações na forma, tamanho e posição da orelha externa. Os autores concluíram que a alta taxa de sucesso dos implantes osseointegráveis na região mastóidea pode ser atribuída à elevada densidade do osso na região mastóide, o que facilita a estabilização do implante no momento da cirurgia. Adicionalmente consideraram que a utilização de implantes osseointegráveis para retenção de prótese auricular é uma opção viável de reconstrução que deve complementar e não minimizar a importância da reconstrução autógena.

Reitemeier et al. (2012) descreveram um caso onde foram usados dados digitais de uma TC para gerar um modelo virtual e um molde sintético usando prototipagem rápida. Os dados digitais foram utilizados para espelhar a orelha externa contralateral intacta para a restauração do lado comprometido. A orelha externa virtual é integrada a um modelo que abrange o defeito auricular até a área nasal com a ajuda da tecnologia CAD/CAM. Este modelo virtual é convertido em um modelo de resina acrílica. Este dispositivo guia serviu para que o cirurgião tivesse referência para o posicionamento dos implantes no momento da instalação dos implantes osseointegráveis, determinando assim a posição mais ideal da prótese auricular. Os autores concluíram que este método auxiliou de forma mais precisa o posicionamento simétrico da prótese auricular em relação ao lado contralateral.

PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho é fundamentar a aquisição do modelo digital e de seu posicionamento na face para a confecção de prótese auricular:

1. Avaliando o posicionamento tridimensional do modelo auricular na face, adquirido por meio do Escâner de Superfície Classe II e digitalmente espelhado, segundo as variáveis:
 - espelhamento das medidas antropométricas faciais
 - referência anatômica do canal auditivo externo
2. Desenvolvendo um dispositivo virtual posicionador para prótese auricular.

MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

4.1.1 Grupo de estudo

Dez indivíduos voluntários, adultos, maiores de 25 anos de idade, não portadores de lesão congênita ou adquirida na região craniofacial e de ambos os gêneros.

4.1.2 Aquisição dos modelos virtuais

- Laser Scanner de superfície: classe II, EXAscan™
- Computador do scanner: Workstation gráfica da Sun Microsystems modelo Ultra 40, 8GB de memória RAM, 500GB de HD, placa de vídeo com aceleração gráfica 3D e 512MB de memória dedicada e processador Intel Xeon com 2.4GHz
- Dispositivo para estabilização da cabeça
- Resina acrílica incolor de rápida de polimerização da Orto Clas - Clássico®
- Tiras de borracha
- Tira de velcro
- Touca de natação em tecido – marca Nabaiji
- 10 cm de tubo de PVC (cloreto polivinílico) da marca Tigre®
- Plano tridimensional cartonado com fixação dos marcadores da Handy Scan do tipo circular, Black Contour
- Plano cartonado craniano para referencial da orelha, com fixação dos marcadores da Handy Scan do tipo circular, Black Contour

4.1.3 Processamento dos modelos virtuais

- Software Rhinoceros 4.0
- Computador – Sgi Workstation Silicone Graphics (Intel Xeon 3.2 mhz clock 2 processadores com 6 núcleos por processadores, 32 GB RAM 4 TB HD2, placas de vídeo Nvidia.

4.1.4 Dispositivo posicionador da prótese auricular

- Software - SolidWorks 2012 - Dassault Systemes
- Computador Workstation Gráfico Dell™, modelo Precision T3500, com 6GB de memória RAM, 1TB de HD, placa de vídeo com aceleração gráfica 3D Nvidia Quadro com 1GB de memória dedicada, processador Intel Xeon 3.2 GHz.

4.1.5 Tabulação dos dados

- Nomenclatura dos modelos digitais

<i>Abreviatura</i>	<i>Descrição</i>
M 1-10	Modelo virtual – casos 1 a 10
D	Lado direito
E	Lado esquerdo
A	Lado direito espelhado no lado esquerdo
B	Lado esquerdo espelhado no lado direito

Figura 4.1 - Nomenclatura

4.2 Métodos

4.2.1 Composição do grupo de estudo

O grupo de estudo foi composto por 10 indivíduos adultos, voluntários maiores de 25 anos de idade, não portadores de lesão congênita ou adquirida da região craniofacial, de ambos os gêneros. Foi fornecido o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para a adesão ao grupo de estudo, após a aprovação do Protocolo de Pesquisa pelo Comitê de Ética da Faculdade de Odontologia de São Paulo – USP, sob o número 151/2009 (Anexo A).

4.2.2 Aquisição dos modelos virtuais

Os indivíduos foram informados sobre o procedimento da técnica para a captação da imagem e posicionados sentados em uma cadeira com braços e dobrável de madeira reflorestável de eucalipto (marca Sauipe). A cadeira foi devidamente encostada na parede onde havia sido previamente fixado um plano tridimensional cartonado com fixação de marcadores da Handy Scan do tipo circular, Black Contour referenciais. Os indivíduos foram orientados a permanecer imóveis, com os olhos fechados e musculatura facial relaxada.

Foi utilizada uma touca de natação em tecido (marca Nabaiji) para contenção de todo o cabelo, de modo que não houvesse interferência de sua estrutura na definição do contorno da cabeça no momento da captação da imagem (Figura 4.2).

Figura 4.2 – Voluntário utilizando a touca

O procedimento de captação de imagem foi realizado com o escâner EXAscan, de alta resolução e portátil, da linha Handyscan 3D da Creaform, no Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI, localizado em Campinas, SP (Figura 4.3)

Figura 4.3 - Escâner EXAscan - Handyscan 3D Creaform

As especificações técnicas fornecidas pelo fabricante são apresentadas na Figura 4.4.

Peso	1,25 kg (2,75 lb)
Dimensões	172 x 260 x 216 mm (6,75 x 10,2 x 8,5 pol.)
Medições	25.000 medições/s
Classe de Laser	II (seguro para a vista)
Resolução nos eixos X, Y, Z	0,05 mm (0,002 pol.)
Precisão	Até 40 µm (0,0016 pol.)
Precisão volumétrica	20µm + 0,1 L /1000
Profundidade do campo	30 cm (12 pol.)

Figura 4.4 - Especificações técnicas

Fonte: <http://www.creaform3d.com/en/handyscan3d/products/exascan.aspx>

Antes de iniciarmos o escaneamento da cabeça e orelhas externas houve a necessidade de ajustar o escâner de acordo com a cor da pele de cada voluntário, tomando-se como referência a face interna do antebraço. Este procedimento é automatizado e se fez necessário para que seja otimizada a captação da imagem (Figura 4.5).

Figura 4.5 – Ajuste do escâner

O computador, acoplado ao aparelho de escaneamento, indica o momento em que este ajuste ocorre pela intersecção das linhas na imagem apresentada pelo software VXelements na tela do monitor (Figura 4.6).

Figura 4.6 – Monitor mostrando o momento do ajuste

A face foi dividida em três partes, frontal e lados direito e esquerdo, para facilitar a captação da imagem, empregando-se uma resolução média no detalhamento da superfície.

Os indivíduos sentados de forma confortável, com o longo eixo da cabeça e tronco perpendicular ao plano horizontal e apoiando a cabeça no plano tridimensional cartonado previamente fixado na parede, foram submetidos ao escaneamento do plano frontal da face. No escaneamento dos planos laterais direito e esquerdo foi utilizado um dispositivo para apoio e estabilização da cabeça na região do osso temporal, rodando a cadeira 90° para o lado direito e posteriormente 90° lado esquerdo (Figura 4.7).

Figura 4.7 - Face lateral esquerda da cabeça durante o escaneamento

Este dispositivo para estabilização da cabeça foi confeccionado com 10 cm de tubo de PVC (cloreto polivinílico) e uma tampa arredonda de plástico foi colada no tubo com resina acrílica incolor de rápida de polimerização. Uma tira de velcro, acrescentada no plano tridimensional cartonado e na base do tubo em PVC, permitiu fixação entre as partes (Figura 4.8).

Figura 4.8 – A - Plano Tridimensional Cartonado; B - Dispositivo Posicionador da cabeça

Em um segundo momento, depois de realizado o escaneamento da cabeça, as orelhas externas foram escaneadas de forma mais detalhada, estando o aparelho regulado para alta resolução.

O escaneamento das orelhas externas foi realizado mediante o mesmo mecanismo de referência com papel cartonado e marcadores, com dispositivos agora fixados sobre a cabeça com tiras de borracha e no plano frontal, ficando assim as orelhas expostas para o escaneamento. A captação da imagem foi feita em duas etapas, onde primeiramente foi escaneada a parte anterior e depois a posterior, buscando obter o máximo de detalhes da inserção da orelha na cabeça (Figura 4.9).

Figura 4.9 – Plano cartonado craniano para referencial da orelha

A nuvem de pontos captados era automaticamente enviada ao computador do escâner, Workstation gráfica da Sun Microsystems modelo Ultra 40, onde foram armazenadas digitalmente para posteriormente serem trabalhadas com software Rhinoceros versão 4.0 (Figura 4.10).

Figura 4.10 - Imagens formadas no momento do escaneamento da face

4.2.3 Determinação de pontos antropométricos e medidas lineares e angular

- Pontos Antropométricos

Foram realizadas marcações de onze pontos anatômicos nos 10 modelos virtuais, tanto na linha média como na orelha externa direita e esquerda, pelo mesmo operador e de acordo com Farkas (1994).

Linha média da face:

- **n (nasio):** ponto mais proeminente entre os supercílios;
- **sb (subnasal):** ponto médio na base da columela e no encontro entre a borda inferior do septo nasal e superfície do lábio superior.

Pontos localizados na orelha:

- **(1) Tragus:** ponto mais proeminente do trágus;
- **(2) Auricular superior:** o ponto mais alto da borda livre da hélice;
- **(3) Auricular posterior:** ponto mais posterior da borda da hélice;
- **(4) Auricular inferior:** ponto mais inferior do lóbulo;
- **(5) Otobásio superior:** ponto da inserção superior da hélice;
- **(6) Otobásio inferior:** ponto da inserção inferior da hélice.

Além desses pontos acima descritos, utilizamos o Plano de Camper, que é a linha traçada entre o ponto **sbal** (ponto mais inferior da base alar), e o ponto **tragus**, assim como três pontos localizados no osso mastoide.

- Medidas Lineares e Medida Angular

A partir dos pontos antropométricos foram estabelecidas nove medidas lineares com o objetivo de avaliar o posicionamento da orelha externa após o espelhamento. Da mesma forma foi estabelecido uma medida angular a fim de analisar a posição da orelha externa no plano sagital.

Os pontos antropométricos foram agrupados, constituindo as seguintes medidas:

A – medida linear - abertura da inserção:

- **A1-** auricular superior-mastoide;
- **A2-** auricular posterior-mastoide;
- **A3-** auricular inferior-mastoide.

B – medida linear - plano vertical:

- **B4-** projeção do ponto auricular superior no plano de Camper;
- **B5-** projeção do ponto auricular inferior no plano de Camper.

C – medida angular - inclinação:

- **C6-** ângulo formado pelas linhas referentes ao plano de Camper com a linha entre os pontos auricular superior e inferior.

D – medida linear - inserção da orelha na face:

- **D7-** otobásio superior-nasal;
- **D8-** otobásio superior-subnasal;
- **D9-** otobásio inferior-nasal;
- **D10-** otobásio inferior-subnasal.

Estes agrupamentos são aqui estabelecidos para que sejam utilizados no momento oportuno em que venha ser feito o ajuste do dispositivo posicionador nas condições virtuais ou físicas. Nesta avaliação da posição do modelo auricular virtual espelhado pressupõe apenas a análise do conjunto das medidas lineares e medida angular descritas.

4.2.4 Processamento dos modelos virtuais

As 10 cabeças digitalizadas tridimensionalmente geraram 10 arquivos contendo a porção externa das cabeças virtuais, ou seja, as imagens virtuais a serem trabalhadas (Figura 4.11).

Primeiramente realizamos mensurações em dois momentos distintos, tanto da orelha externa direita como da esquerda, dos 10 indivíduos, com intervalo de uma semana entre elas, para verificar a variação intraexaminador, observando-se assim a precisão do examinador na marcação dos pontos na orelha externa e na face.

Figura 4.11 – Cabeça e orelhas digitalizadas, para o início do trabalho

A partir dos arquivos virtuais, em que ambas as orelhas externas apresentavam-se íntegras, foram determinados os pontos anatômicos nas orelhas externas, assim como na linha media da face: o ponto auricular posterior, o auricular superior, o auricular inferior, além dos três pontos que se localizam na região da mastoide. Outro ponto demarcado foi o tragus, localizado no ponto mais alto da eminência do reparo anatômico tragus (Figura 4.12).

Figura 4.12 – Pontos anatômicos marcados na orelha direita

A partir da determinação dos pontos anatômicos na orelha externa efetuou-se a mensuração das distâncias dos mesmos até os pontos localizados na face e na região da mastoide. Para determinação da medida **C6** foram consideradas as referências do tragus à base da narina do mesmo lado da face, do ponto mais superior da orelha ao mais inferior, compondo o ângulo resultante da intersecção destas retas (Figura 4.13).

Figura 4.13 – Medições com a orelha original esquerda

O procedimento para recorte virtual da orelha externa direita e esquerda dos 10 casos considerados, de modo a simular a perda total do pavilhão auditivo, foi realizado com o auxílio das ferramentas do programa Rhinoceros 4.0 (Figura 4.14).

Figura 4.14 – Recorte virtual da orelha externa esquerda

Para cada caso, realizou-se, então, o espelhamento virtual da orelha externa oposta íntegra, baseando-se em uma reta formada pelo espaçamento entre a comissura labial e o ponto mais externo da pálpebra ocular e o tragus. Neste procedimento utilizamos o espelhamento tendo como referência as medidas do lado contralateral (Figuras 4.15 e Figura 4.16).

Figura 4.15 – Espelhamento da orelha direita inteira

Figura 4.16 – Espelhamento da orelha direita inteira – posicionamento espacial

Posteriormente o espelhamento da orelha externa foi realizado tomando como referência o canal auditivo externo, que foram delimitados antes da remoção de cada orelha, ficando assim a imagem virtual do canal auditivo externo na imagem da malha da cabeça (Figura 4.17).

Figura 4.17 – Canal auditivo externo

A orelha contralateral foi espelhada empregando-se o melhor posicionamento possível na sobreposição da imagem do canal auditivo externo original sobre aquele do lado oposto (Figura 4.18).

Figura 4.18 – Espelhamento da orelha externa - referência canal auditivo externo

Na figura 4.19 pode ser observada uma orelha externa direita espelhada e inserida no lado esquerdo da face, cuja orelha foi previamente removida, podendo-se verificar os espaços entre a orelha e a cabeça, resultantes da dificuldade de um encaixe perfeito. Esses espaços são passíveis de serem mensurados de modo a estabelecer os valores numéricos a serem ajustados quando for utilizado o

dispositivo posicionador ou adaptados com cera no momento do posicionamento clínico – protético convencional.

Figura 4.19 – Orelha direita encaixada no lado esquerdo

4.2.5 Desenvolvimento do dispositivo virtual

O desenvolvimento do dispositivo virtual para facilitar o posicionamento do modelo auricular tem como conceito básico localizar um sistema cilíndrico de coordenadas sobre um referencial fixo à cabeça de um indivíduo, de maneira a possibilitar a localização de qualquer ponto na região da face, incluindo as duas orelhas externas.

O sistema de coordenadas cilíndrico é caracterizado por um eixo de simetria, ao longo do qual é possível medir a altura de um cilindro imaginário, sendo que este eixo se localiza exatamente sobre o longo eixo deste cilindro. Este eixo possibilita definir a primeira coordenada deste sistema que é uma altura. A partir deste eixo de simetria, girando ao redor dele, define-se um ângulo o qual permite identificar um setor circular que é associado ao perímetro de curvatura do cilindro, permitindo localizar uma distância no perímetro da curvatura do cilindro a partir de um ponto de referência inicial. Adicionalmente a este ângulo, define-se um raio, o qual identifica o afastamento da superfície do perímetro do cilindro em relação ao eixo de simetria, permitindo então localizar perfeitamente um ponto no espaço contido pela superfície externa do cilindro imaginário.

Finalmente, para facilitar a localização de uma prótese hipotética na região da face, foi definida uma quarta medida, um raio inverso, chamado assim porque origina-se perpendicularmente à superfície do cilindro virtual e se prolonga em direção ao eixo de simetria, inversamente a um raio direto, parando a uma distância específica da face, definida como referência para fixação da prótese. A aplicação deste sistema de coordenadas em um indivíduo poderá ser efetivada com o uso de um aro circular, fixado sobre um centro de giro ajustável, ao qual se fixou uma régua vertical, permitindo obter a altura a partir do topo.

Como o aro circular irá definir um raio fixo para o cilindro, este aro deverá ser obrigatoriamente maior que o diâmetro de cabeça, sendo o posicionamento da prótese sobre a face garantido pelo uso de uma segunda régua, horizontal e mantida

perpendicular ao aro circular, o que permite impor a distância radial inversa da prótese à face. Para fixar este sistema à cabeça do indivíduo, é empregado um capacete de proteção para ciclistas, por se tratar de uma plataforma bastante estável, mas ao mesmo tempo pequena o suficiente para reduzir as dimensões externas do aro e do sistema de posicionamento como um todo. O projeto é adaptado de modo a aproveitar detalhes geométricos do capacete, reduzindo a necessidade de alterações extensivas, ao mesmo tempo em que garante a flexibilidade para corrigir inclinações no eixo de simetria do sistema cilíndrico. Um sistema de rótula esférica para fixar o aro ao capacete garante a mobilidade para a escolha do melhor alinhamento do eixo de simetria do sistema cilíndrico. Além disso, permite que o aro gire ao redor da rótula, facilitando a escolha do ponto inicial de medida do ângulo de localização do setor do cilindro. Finalmente, uma régua deslizante é fixada ao aro, de modo que quando conduzida pelo giro deste, permite localizar a altura adequada para a prótese em relação ao topo da cabeça.

O desenvolvimento do dispositivo posicionador virtual, conduzido pelo Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI, unidade de Pesquisa do Ministério da Ciência e Tecnologia, por meio de sua Divisão de Tecnologia Tridimensionais, utiliza em seu projeto o software SolidWorks 2012 - Dassault Systemes. A validação do dispositivo posicionador do modelo auricular, sob a forma virtual e física, é objeto de futuro projeto de pesquisa.

Figura 4.20 – Dispositivo posicionador 3D conceitual

RESULTADOS

5 RESULTADOS

Os resultados observados frente à metodologia proposta encontram-se apresentados neste capítulo, sendo inicialmente descritos os testes referentes à Variação intraexaminador e Simetria da posição auricular na face.

5.1 Variação intraexaminador

Os dados das nove medidas lineares, coletados pelo mesmo examinador em dez modelos virtuais com o intervalo mínimo de uma semana, são apresentados nos Apêndices A e B. A análise da variação intraexaminador das medidas lineares, realizada por meio do Teste dos Postos Sinalizados de Wilcoxon ($p \leq 0,05$), aponta elevado grau de similaridade, com excelente concordância entre as observações, onde dos 18 testes realizados, 17 apresentam similaridade e apenas um apresenta dissimilaridade (Tabela 5.1).

A análise da Variação intraexaminador da medida **C6** é apresentada sob a forma de estudo matemático percentual, uma vez que, por se tratar de uma medida angular, não se integra ao conjunto das medidas lineares. As diferenças, percentualmente muito pequenas, permitem afirmar que os valores da medida angular **C6**, observados pelo mesmo examinador nos dois momentos são bastante próximos (Tabela 5.2).

Tabela 5.1 - Variação intraexaminador – Teste dos Postos Sinalizados de Wilcoxon

Par de Variáveis	n*	Média	Desvio-padrão	Mínimo	Máximo	Significância (p)
M 01 E2	9	52,21	41,85	3,88	105,30	0,312
M 01 E1	9	52,34	41,70	4,10	105,25	
M 01 D1	9	56,48	47,45	4,90	114,38	0,675
M 01 D2	9	56,48	47,47	4,88	114,41	
M 02 E2	9	53,80	49,15	4,06	116,70	0,550
M 02 E1	9	53,82	49,18	4,09	116,80	
M 02 D1	9	55,21	48,68	6,40	116,05	0,440
M 02 D2	9	55,22	48,71	6,36	116,10	
M 03 E2	9	56,30	46,47	5,05	112,12	0,072
M 03 E1	9	56,32	46,45	5,09	112,10	
M 03 D1	9	57,89	48,66	4,49	114,96	0,549
M 03 D2	9	57,90	48,66	4,52	114,99	
M 04 E2	9	56,02	46,64	4,98	113,78	0,510
M 04 E1	9	56,02	46,64	4,95	113,75	
M 04 D1	9	56,62	47,82	4,89	115,45	0,271
M 04 D2	9	56,58	47,80	4,86	115,48	
M 05 E2	9	52,30	40,52	9,88	105,48	0,328
M 05 E1	9	52,32	40,51	9,84	105,45	
M 05 D1	9	55,17	45,64	8,30	119,05	0,760
M 05 D2	9	55,18	45,65	8,32	119,08	
M 06 E2	9	47,62	35,37	5,50	93,10	0,096
M 06 E1	9	47,63	35,38	5,52	93,12	
M 06 D1	9	52,73	40,62	5,10	103,40	0,005
M 06 D2	9	52,75	40,62	5,12	103,42	
M 07 E2	9	50,30	38,39	6,65	99,39	0,177
M 07 E1	9	50,32	38,39	6,67	99,36	
M 07 D1	9	50,50	40,17	4,30	105,00	0,066
M 07 D2	9	50,53	40,20	4,27	105,11	
M 08 E2	9	56,30	46,47	5,05	112,12	0,072
M 08 E1	9	56,32	46,45	5,09	112,10	
M 08 D1	9	57,89	48,66	4,49	114,96	0,549
M 08 D2	9	57,90	48,66	4,52	114,99	
M 09 E2	9	56,02	46,64	4,98	113,78	0,510
M 09 E1	9	56,02	46,64	4,95	113,75	
M 09 D1	9	56,62	47,82	4,89	115,45	0,271
M 09 D2	9	56,58	47,80	4,86	115,48	
M 10 E2	9	52,30	40,52	9,88	105,48	0,328
M 10 E1	9	52,32	40,51	9,84	105,45	
M 10 D1	9	55,17	45,64	8,30	119,05	0,760
M 10 D2	9	55,18	45,65	8,32	119,08	

p ≤ 0,05

* - número de medidas

Tabela 5.2 - Variação intraexaminador – Análise percentual da medida angular **C6**

Par de Variáveis	Diferença percentual
M 01 E2 - M 01 E1	0,40%
M 01 D1 - M 01 D2	0,49%
M 02 E2 - M 02 E1	0,03%
M 02 D1 - M 02 D2	0,19%
M 03 E2 - M 03 E1	0,02%
M 03 D1 - M 03 D2	0,02%
M 04 E2 - M 04 E1	0,02%
M 04 D1 - M 04 D2	0,02%
M 05 E2 - M 05 E1	0,02%
M 05 D1 - M 05 D2	0,02%
M 06 E2 - M 06 E1	0,23%
M 06 D1 - M 06 D2	0,07%
M 07 E2 - M 07 E1	0,02%
M 07 D1 - M 07 D2	0,02%
M 08E2 - M 08 E1	0,02%
M 08 D1 - M 08 D2	0,02%
M 09 E2 - M 09 E1	0,02%
M 09 D1 - M 09 D2	0,02%
M 10 E2 - M 10 E1	0,02%
M 10 D1 - M 10 D2	0,02%
Diferença média	0,08%

5.2 Simetria da posição auricular nos modelos virtuais da face

Os dados empregados para verificação da simetria da posição da orelha externa na face, realizada pela comparação das nove medidas lineares nos lados direito e esquerdo nos modelos virtuais, compõem o Apêndice C. O estudo estatístico, conduzido pelo Teste dos Postos Sinalizados de Wilcoxon ($p \leq 0,05$) e apresentado na Tabela 5.3, revela que a variação entre os valores relativos às medidas lineares não apresenta significância estatística, denotando uma simetria entre os lados direito e esquerdo da face nos modelos virtuais.

Tabela 5.3 - Simetria da posição auricular nos modelos virtuais da face Teste dos Postos Sinalizados de Wilcoxon

Par de Variáveis	n*	Média	Desvio-padrão	Mínimo	Máximo	Significância (p)
M 01D	9	56,47	47,44	4,87	114,40	0,139
M 01E	9	52,23	41,85	3,89	105,36	
M 02D	9	55,34	48,60	6,39	116,04	
M 02E	9	56,10	47,08	4,88	116,85	0,441
M 03D	9	57,85	48,66	3,80	114,96	
M 03E	9	53,82	49,18	4,09	116,80	
M 04D	9	55,21	48,68	6,40	116,05	0,440
M 04E	9	55,22	48,71	6,36	116,10	
M 05D	9	56,30	46,47	5,05	112,12	
M 05E	9	56,32	46,45	5,09	112,10	0,072
M 06D	9	57,89	48,66	4,49	114,96	
M 06E	9	57,90	48,66	4,52	114,99	
M 07D	9	56,02	46,64	4,98	113,78	0,510
M 07E	9	56,02	46,64	4,95	113,75	
M 08D	9	56,62	47,82	4,89	115,45	
M 08E	9	56,58	47,80	4,86	115,48	0,271
M 09D	9	52,30	40,52	9,88	105,48	
M 09E	9	52,32	40,51	9,84	105,45	
M1 0 D	9	55,17	45,64	8,30	119,05	0,760
M1 0E	9	55,18	45,65	8,32	119,08	

p ≤ 0,05

* - número de medidas

A avaliação da inclinação da orelha externa na face, determinada no plano sagital da face pelo o ângulo formado entre a linha do plano de Camper e a linha determinada pelos pontos auricular superior e inferior, denominada medida **C6** (Apêndice D), é apresentada mediante cálculo matemático das diferenças percentuais entre os valores angulares observados (Tabela 5.4).

Tabela 5.4 - Simetria da posição auricular nos modelos virtuais da face – Análise percentual da medida angular **C6**

Par de Variáveis	Diferença percentual
M 01D – M 01E	6,22%
M 02D - M 02E	11,07%
M 03D – M 03E	17,96%
M 04D - M 04E	0,19%
M 05D – M 05E	0,02%
M 06D - M 06E	0,02%
M 07D – M 07E	0,02%
M 08D – M 08E	0,02%
M 09D - M 09E	0,02%
M 10D – M 10E	0,02%
diferença média	3,56%

Apesar de três diferenças percentuais indicarem valores expressivos, ao se considerar a média entre os dez valores de diferença da medida angular **C6**, tal diferença apresenta-se como relativamente pequena (3,56%).

5.3 Simetria do posicionamento do modelo auricular espelhado nos modelos virtuais da face – medidas lineares.

Os dados referentes à simetria da posição do modelo auricular de um lado da face, considerado o lado íntegro, com a posição deste modelo espelhado no lado contralateral, digitalmente preparado com ausência da orelha externa, são apresentados nos Apêndices E, F, G, H, I, J, K e L. Os resultados da aplicação do Teste dos Postos Sinalizados de Wilcoxon ($p \leq 0.05$), com o intuito de verificar possíveis diferenças entre os valores lineares observados no lado original e seus respectivos valores espelhados, são apresentados para os lados direito e esquerdo, bem como para as condições de com e sem referência do conduto auditivo externo.

5.3.1 Simetria do posicionamento do modelo auricular espelhado nos modelos virtuais da face, sem referência do conduto auditivo externo.

Tabela 5.5 – Simetria do posicionamento do modelo auricular direito espelhado no lado esquerdo – Teste dos Postos Sinalizados de Wilcoxon

Par de Variáveis	n*	Média	Desvio-padrão	Mínimo	Máximo	Significância (p)
M 01A	9	53,70	47,80	-1,14	112,55	0,008
M 01D	9	56,47	47,44	4,87	114,40	
M 02A	9	52,66	51,05	-3,87	111,69	0,173
M 02D	9	55,34	48,60	6,39	116,04	
M 03A	9	52,56	48,45	-3,59	108,61	0,011
M 03D	9	57,85	48,66	3,80	114,96	
M 04A	9	54,04	48,65	1,24	114,04	0,859
M 04D	9	55,21	48,68	6,40	116,05	
M 05A	9	50,96	39,55	8,42	103,53	0,110
M 05D	9	56,30	46,47	5,05	112,12	
M 06A	9	49,61	38,14	7,85	98,41	0,110
M 06D	9	57,89	48,66	4,49	114,96	
M 07A	9	56,07	50,21	4,18	115,68	0,953
M 07D	9	56,02	46,64	4,98	113,78	
M 08A	9	59,24	51,55	2,05	120,37	0,110
M 08D	9	56,62	47,82	4,89	115,45	
M 09A	9	54,66	48,34	0,68	112,40	0,441
M 09D	9	52,30	40,52	9,88	105,48	
M 10A	9	56,80	47,81	5,94	115,20	0,515
M 10D	9	55,17	45,64	8,30	119,05	

$p \leq 0,05$

* - número de medidas

Os resultados apontam que a posição do modelo auricular direito, espelhado no lado esquerdo da face, apresentou diferença estatística significativa na simetria observada em dois dos dez modelos digitais (Figura 5.11).

Tabela 5.6 – Simetria do posicionamento do modelo auricular esquerdo espelhado no lado direito – Teste dos Postos Sinalizados de Wilcoxon

Par de Variáveis	n*	Média	Desvio-padrão	Mínimo	Máximo	Significância (p)
M 01E	9	52,11	41,87	4,00	105,00	0,024
M 01B	9	53,89	41,57	10,00	106,00	
M 02E	9	56,11	46,94	5,00	117,00	0,905
M 02B	9	56,22	51,26	5,00	124,00	
M 03E	9	53,78	49,11	4,00	117,00	0,021
M 03B	9	61,44	46,90	11,00	117,00	
M 04E	9	55,11	48,80	6,00	116,00	0,085
M 04B	9	58,44	45,95	11,00	115,00	
M 05E	9	56,33	46,44	5,00	112,00	0,207
M 05B	9	51,67	38,68	5,00	106,00	
M 06E	9	58,11	48,61	5,00	115,00	0,066
M 06B	9	51,00	40,60	4,00	106,00	
M 07E	9	56,00	46,65	5,00	114,00	0,766
M 07B	9	56,22	51,41	3,00	120,00	
M 08E	9	56,56	47,67	5,00	115,00	0,035
M 08B	9	61,44	52,14	2,00	123,00	
M 09E	9	52,33	40,49	10,00	105,00	0,049
M 09B	9	56,33	44,34	9,00	111,00	
M 10E	9	55,22	45,52	8,00	119,00	0,553
M 10B	9	57,22	46,20	9,00	110,00	

p≤0,05

*- número de casos

Os resultados demonstram que ocorre diferença estatística significativa na simetria de quatro dos dez modelos digitais ao se avaliar a posição do modelo auricular esquerdo espelhado no lado direito da face (Figura 5.12).

5.3.2 Simetria do posicionamento do modelo auricular espelhado nos modelos virtuais da face, com referência do conduto auditivo externo.

Tabela 5.7– Simetria do posicionamento do modelo auricular direito espelhado no lado esquerdo – Teste dos Postos Sinalizados de Wilcoxon

Par de Variáveis	n*	Média	Desvio-padrão	Mínimo	Máximo	Significância (p)
M 01 ^a	9	52,33	41,06	6,00	106,00	0,181
M 01D	9	56,56	47,37	5,00	114,00	
M 02A	9	53,67	49,13	3,00	114,00	0,173
M 02D	9	55,22	48,72	6,00	116,00	
M 03A	9	57,56	47,41	5,00	114,00	0,619
M 03D	9	57,89	48,77	4,00	115,00	
M 04A	9	56,33	46,08	8,00	115,00	0,480
M 04D	9	55,22	48,72	6,00	116,00	
M 05A	9	49,67	36,03	12,00	97,00	0,109
M 05D	9	56,33	46,44	5,00	112,00	
M 06A	9	51,22	41,12	5,00	101,00	0,075
M 06D	9	58,00	48,74	4,00	115,00	
M 07A	9	54,67	51,13	2,00	115,00	0,528
M 07D	9	56,00	46,65	5,00	114,00	
M 08A	9	62,11	53,08	6,00	126,00	0,042
M 08D	9	56,56	47,67	5,00	115,00	
M 09A	9	53,89	48,10	-1,00	112,00	0,594
M 09D	9	52,22	40,36	10,00	105,00	
M 10A	9	58,67	48,66	8,00	118,00	0,212
M 10D	9	55,22	45,52	8,00	119,00	

p≤0,05

*- número de casos

Os resultados apontam que a posição do modelo auricular direito, espelhado no lado esquerdo da face apresentou diferença estatística significativa na simetria observada em um dos dez modelos digitais (Figura 5.13).

Tabela 5.8 – Simetria do posicionamento do modelo auricular esquerdo espelhado no lado direito –
Teste dos Postos Sinalizados de Wilcoxon

Par de Variáveis	n*	Média	Desvio-padrão	Mínimo	Máximo	Significância (p)
M 01E	9	52,11	41,87	4,00	105,00	0,064
M 01B	9	55,44	45,52	6,00	110,00	
M 02E	9	56,11	46,94	5,00	117,00	0,550
M 02B	9	56,56	48,13	11,00	119,00	
M 03E	9	53,78	49,11	4,00	117,00	0,515
M 03B	9	56,33	48,90	2,00	113,00	
M 04E	9	55,11	48,80	6,00	116,00	0,212
M 04B	9	57,67	46,54	9,00	115,00	
M 05E	9	56,33	46,44	5,00	112,00	0,291
M 05B	9	53,22	40,24	5,00	105,00	
M 06E	9	58,11	48,61	5,00	115,00	0,260
M 06B	9	52,56	37,84	10,00	105,00	
M 07E	9	56,00	46,65	5,00	114,00	0,496
M 07B	9	56,89	49,88	8,00	120,00	
M 08E	9	56,56	47,67	5,00	115,00	0,057
M 08B	9	59,56	48,75	4,00	118,00	
M 09E	9	52,33	40,49	10,00	105,00	0,154
M 09B	9	56,11	45,79	7,00	113,00	
M 10E	9	55,22	45,52	8,00	119,00	0,767
M 10B	9	57,44	48,23	7,00	113,00	

$p \leq 0,05$

* - número de casos

Observa-se que a posição do modelo auricular esquerdo espelhado no lado direito da face não apresentou diferença estatística significativa na simetria observada nos dez modelos digitais (Figura 5.14).

A maioria dos valores comparados apresenta-se estatisticamente semelhante, notadamente, na condição em que o conduto auditivo externo foi tomado como ponto de referência anatômica para o posicionamento da orelha externa espelhada, tanto do lado direito quanto do lado esquerdo da face.

5.4 Simetria do posicionamento do modelo auricular espelhado nos modelos virtuais da face – medida angular C6.

As diferenças percentuais individuais e médias na simetria do posicionamento dos modelos digitais das orelhas externas direitas e esquerdas, espelhadas nos modelos virtuais da face, sem e com referência do conduto auditivo externo, são apresentadas na Tabela 5.9 e Tabela 5.10.

Tabela 5.9. - Simetria do posicionamento do modelo digital auricular direito espelhado no lado esquerdo, medida angular **C6** – Análise percentual

Sem conduto auditivo externo		Com conduto auditivo externo	
Par de Variáveis	Diferença percentual	Par de Variáveis	Diferença percentual
M 01A - M 01D	2,87%	M 01A - M 01D	4,12%
M 02A - M 02D	5,10%	M 02A - M 02D	2,09%
M 03A - M 03D	1,37%	M 03A - M 03D	1,31%
M 04A - M 04D	5,96%	M 04A - M 04D	5,05%
M 05A - M 05D	4,80%	M 05A - M 05D	1,72%
M 06A - M 06D	13,19%	M 06A - M 06D	10,11%
M 07A - M 07D	0,88%	M 07A - M 07D	0,97%
M 08A - M 08D	0,97%	M 08A - M 08D	1,29%
M 09A - M 09D	13,66%	M 09A - M 09D	12,49%
M 10A - M 10D	15,41%	M 10A - M 10D	15,12%
diferença média	6,42%	diferença média	5,43%

A análise relativa à medida angular **C6** mostra que o modelo digital da orelha externa direita, espelhado no lado esquerdo da face, apresenta uma diferença percentual média de 6,42% na condição sem a referência do conduto auditivo

externo e de 5,43% quando se utiliza esta referência. Estes valores expressam uma diferença 0,99% menor com a utilização do conduto auditivo externo como ponto de referência anatômico para posicionamento do modelo.

Tabela 5.10 - Simetria do posicionamento do modelo digital auricular esquerdo espelhado no lado direito, medida angular **C6** – Análise percentual

Sem conduto auditivo externo		Com conduto auditivo externo	
Par de Variáveis	Diferença percentual	Par de Variáveis	Diferença percentual
M 01E – M 01B	0,61%	M 01E – M 01B	2,96%
M 02E – M 02B	17,52%	M 02E – M 02B	15,32%
M 03E – M 03B	20,90%	M 03E – M 03B	19,80%
M 04E – M 04B	8,27%	M 04E – M 04B	8,21%
M 05E – M 05B	1,92%	M 05E – M 05B	2,99%
M 06E – M 06B	3,32%	M 06E – M 06B	2,63%
M 07E – M 07B	3,79%	M 07E – M 07B	3,44%
M 08E – M 08B	1,79%	M 08E – M 08B	2,16%
M 09E – M 09B	9,55%	M 09E – M 09B	9,04%
M 10E – M 10B	18,33%	M 10E – M 10B	18,46%
diferença média	8,60%	diferença média	8,50%

A análise relativa à medida angular **C6** mostra que o modelo digital da orelha externa esquerda, espelhado no lado direito da face, apresenta uma diferença percentual média de 8,60% na condição sem a referência do conduto auditivo externo e de 8,50% frente a esta referência. Estes valores expressam uma diferença 0,10% menor com a utilização do conduto auditivo externo.

Considerando a condição de espelhamento, sem referência do conduto auditivo externo, observa-se uma diferença média de 7,51% e com referência deste conduto, de 6,91% para ambas as orelhas externas, o que resultou em uma diferença média percentual 0,60% menor quando se utiliza o conduto auditivo externo como referência no posicionamento de uma orelha externa espelhada na face.

Figura 5.11 – Orelha direita externa espelhada no lado esquerdo – referência medidas lineares

Figura 5.12 – Orelha esquerda externa espelhada no lado direito – referência medidas lineares

Figura 5.13 – Orelha direita externa espelhada no lado esquerdo – referência canal auditivo externo

Figura 5.14 – Orelha esquerda externa espelhada no lado direito – referência canal auditivo externo

DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

A perda da harmonia e, conseqüentemente da estética, que ocorre nas mutilações faciais deprime a qualidade de vida do indivíduo, o que impõe o processo de reabilitação protética. Dentre os fatores de sucesso da reabilitação protética visando à satisfação e aceitação da prótese pelo paciente, desponta como fundamental a obtenção da simetria facial (Gion, 2006).

O princípio do espelhamento de pontos antropométricos do lado íntegro é um requisito fundamental, pois consiste no único método para obtenção da simetria facial. A dependência de conhecimento técnico sobre prosopometria e cartografia da face (Fonseca, 1966; Fonseca; Rezende, 1970) e da habilidade artística do profissional para escultura de prótese facial, bem como o caráter de subjetividade inerente à escultura à mão livre, levou ao desenvolvimento de técnicas de captação ótica e registro das dimensões faciais, de modo a facilitar a reprodução da simetria facial (Nusinov; Gay, 1980; Coward et al., 1997; Dahlmo et al., 2001) e de escaneamento do modelo facial convencional em gesso com posterior processamento digital para reversão da imagem (Lemon et al., 1996).

A evolução tecnológica no setor de computação e captação de imagem resultou em inúmeros trabalhos sobre antropometria em imagens craniofaciais, nos quais foi atestada a confiabilidade das técnicas propostas para escâner a laser (Moss et al., 1989; Aung et al., 1995; Lambrecht et al., 1995; Bush; Antonyshyn, 1996; Coward et al., 1997; Soncul; Bamber, 2000; Coward et al., 2000; Coward et al., 2002). Ao mesmo tempo a introdução do sistema CAD na área médica permitiu a geração de modelos físicos ou protótipos de estruturas anatômicas a partir das reconstruções tridimensionais virtuais. Assim, inúmeros autores relataram as vantagens e superioridade desta tecnologia.

A incorporação destas tecnologias geraram novas perspectivas no processo de reabilitação protética das lesões faciais, sendo relatada a captação de imagens craniofaciais virtuais por meio de escâner de superfície e utilização do sistema CAD/CAM para a confecção de prótese facial (Chen et al., 1997; Cheah et al., 2003a; Ciocca; Scotti, 2004; Ciocca et al., 2007; Tsuji et al., 2004). A avaliação

comparativa entre imagens auriculares captadas por tomografia computadorizada, ressonância magnética e escâner de superfície (Coward et al., 2006) revelou que estes métodos de aquisição de imagem proporcionam modelos 3D semelhantes à estrutura anatômica original, sendo portanto apropriados para serem empregados em prótese facial (Wang; Andres, 1999). A técnica de obtenção de modelo auricular virtual supera na atualidade os modelos faciais obtidos por meio de moldagem com hidrocolóide irreversível, considerados inadequados para as análises morfométricas, porque a face apresenta regiões menos rígidas, susceptíveis de deformação no momento da moldagem (Holberg et al., 2006).

Observamos em captação digital de imagem a ausência de contato direto como ocorre na técnica convencional e o modelo digital proporciona um melhor registro dos detalhes anatômicos e das deformidades, a integração da imagem da superfície defeituosa com a porção integra, além de permitir que os dados sejam arquivados para futuras trocas da prótese (Jiao et al., 2004; Kovacs et al., 2006; Coward et al., 2007). Os avanços na imageologia 3D têm sido utilizados com sucesso no desenvolvimento de próteses faciais porque permitem ao profissional o planejamento, facilitando assim a confecção da prótese facial. A incorporação destas tecnologias na confecção de próteses faciais tem desenvolvido um processo de reabilitação biotecnológico reconstrutivo (Davis, 2010).

O escâner a laser tem sido muito utilizado na captação de imagens da face para a confecção de próteses faciais, porque é uma técnica satisfatória para obtenção da imagem 3D (Coward et al., 1999). Além de não ser uma técnica invasiva, ter a vantagem de não apresentar o inconveniente da radiação com relação à TC e ser mais rápido que a RNM, que demanda um período mais longo para toda captação da imagem. (Coward et al., 1999).

A avaliação da posição espacial da orelha externa na face usando a técnica de escâner a laser possui vantagens, porque facilita a visualização e marcação dos pontos antropométricos, assim como todo o estudo tridimensional do posicionamento da orelha externa na face (Coward et al., 2002; Runte et al., 2002; Cheah et al., 2003b).

Este trabalho empregou a captação de imagem por meio de escâner de superfície e o processamento digital para espelhamento da imagem auricular de um

lado da face, considerado íntegro no lado contralateral digitalmente preparado com a ausência da orelha externa, com e sem referencia concomitante do conduto auditivo externo.

A reprodutibilidade na coleta de dados das medidas lineares realizada pelo mesmo examinador em dois momentos, verificada pela análise estatística Teste dos Postos Sinalizados de Wilcoxon ($p \leq 0,05$), indicou excelente concordância entre os registros, procedendo-se com confiabilidade à coleta dos dados relativos às medidas lineares propostas neste trabalho. A análise da variação intraexaminador da medida angular, conduzida por meio de estudo matemático percentual, apontou diferenças percentuais menores que 0,5% em quatro casos e menores que 0,07% nos outros seis casos, sendo os dados coletados considerados bastante próximos. Coward et al. 1999, concluem que a localização e a mensuração dos pontos na orelha externa e linha media da face, de imagens escaneadas, com o uso do escâner a laser , podem ser seguramente estabelecidas.

A avaliação da simetria da posição da orelha externa na face neste grupo de estudo levou em consideração a referência de medidas lineares e angular, estabelecidas frente a pontos anatômicos selecionados. Pontos anatômicos estáveis localizados na linha mediana da face já foram empregados como referência para a avaliação de mensurações realizadas a partir de pontos antropométricos da orelha externa (Coward et al., 1997; Coward et al., 2000; Coward et al., 2012). A não ocorrência de diferença estatística significativa na posição da orelha externa direita e esquerda nos 10 modelos virtuais da face, indicada pelo Teste dos Postos Sinalizados de Wilcoxon ($p \leq 0,05$) em que se computaram as nove medidas lineares, denota uma simetria na posição auricular neste grupo de estudo. Relato anterior sobre as posições das orelhas externas direita e esquerda em relação a pontos antropométricos na linha mediana da face também apontou mínimas diferenças entre os lados direito e esquerdo em relação aos pontos auriculares e aqueles localizados na linha mediana (Coward et al., 2012) lembrando que Farkas e Cheung (1981) estabeleceram que diferenças de até 2 mm não denotam uma assimetria facial.

A determinação da inclinação da orelha externa na face não utilizou o plano de Frankfurt, uma vez que o ponto anatômico infraorbitário localiza-se na superfície

óssea, não sendo possível sua localização na imagem virtual tegumentar. Desta forma, para determinação da medida angular **C6** empregou-se o plano de Camper, determinado pelo ponto mais inferior da base alar (**sbal**) ao tragus. A avaliação da simetria da posição auricular angular indicou uma diferença média percentual 3,56%, considerada relativamente pequena, não implicando em assimetria na inclinação auricular.

A inexistência de diferenças significantes nas medidas lineares poderia sugerir que o simples espelhamento de uma imagem auricular do lado lateral íntegro no lado contralateral lesionado estabelecesse uma posição ideal da orelha externa no lado afetado. Este entendimento pode ser aceitável quando existe uma simetria da estrutura facial e a perda da orelha externa seja uma ocorrência isolada e conservadora, havendo a possibilidade de se utilizar o conduto auditivo externo como referência durante o posicionamento da imagem auricular espelhada. Entretanto, esta condição não se faz presente nos casos de deformidade congênita, onde o contorno da face pode se apresentar bastante diferente do lado deficiente quando comparado com o lado normal (Coward et al., 2012; Gion, 2006). Esta possibilidade impôs que a avaliação da posição da orelha externa espelhada no lado contralateral da face fosse conduzida considerando as variáveis sem e com referência de um conduto auditivo externo.

As medidas lineares foram divididas de acordo com os aspectos de abertura da inserção, plano vertical e inserção da orelha externa com relação à face com o objetivo de localizar possíveis discrepâncias após o posicionamento da imagem espelhada, de modo a permitir o posterior ajuste do dispositivo posicionador. Entretanto, este estudo analisou o conjunto das nove medidas lineares, buscando evidenciar a ocorrência de assimetria lateral da face de uma forma global. O resultado da análise comparativa aponta pequena diferença estatística significativa entre o lado íntegro e o espelhado. Todavia, a observação dos dados sob a forma de valores absolutos mostra que, mesmo nos casos em que ocorreu significância estatística, as médias das diferenças observadas estão limitadas a décimos de milímetros. Lembrando que Farkas e Cheung (1981) estabeleceram que diferenças de até 2mm não denotam uma assimetria facial, considera-se que, embora estatisticamente significativa em algumas imagens, as diferenças entre os lados direito e esquerdo, mesmo na condição de posicionamento da orelha externa

espelhada no lado contralateral, aqui observada não representam uma assimetria facial, sendo passíveis de ajuste frente ao dispositivo posicionador, sem comprometimento da harmonia facial prévia..

Os resultados da análise estatística no posicionamento da imagem da orelha externa podem e devem ser interpretados considerando-se o aspecto clínico da reabilitação protética. Valores assim diminutos apontam uma assimetria extremamente sutil, não sendo visualmente detectada. A magnitude das diferenças observadas nas imagens virtuais, valida a utilização da captação de imagem 3D por meio de escâner de superfície (Coward et al., 1997; Ferrario et al., 1998; Coward et al., 1999; Coward et al., 2000; Coward et al., 2002) e possibilita a utilização do sistema CAD, neste estudo representado pelo o software Rhinoceros 4.0.

A avaliação do posicionamento da imagem da orelha externa integra no lado contralateral frente às medidas lineares, não tendo como referência o conduto auditivo externo, apresentou uma proporção de seis casos de discrepância estatisticamente significativa em um total de 20 observações, enquanto que ao se utilizar o conduto auditivo externo como ponto de referência anatômica observa-se apenas um caso estatisticamente significativo. A incidência de 0,76 a 2,35 novos casos de microtia por cada 10.000 nascimentos (Beahm; Walton, 2002), malformação congênita de origem multifatorial, alerta para a necessidade de se considerar esta anomalia, vinculada ou não à Microsomia Hemifacial e Síndrome de Goldenhar, e a possibilidade de ausência do conduto auditivo externo no momento da reabilitação protética da orelha externa. Este aspecto levou ao estudo de métodos para o posicionamento da orelha externa espelhada no lado deficiente da face em pacientes com Microsomia Hemifacial, tendo sido observado que os efeitos da deformidade podem resultar em limitações na determinação de um alinhamento preciso da orelha externa em relação aos tecidos faciais (Coward et al., 2012), o que vai de encontro aos resultados deste estudo quando se considera ausência do conduto auditivo externo.

A análise do posicionamento da orelha externa em relação à medida angular (C6), sem e com conduto auditivo externo demonstrou, assim como a análise das medidas lineares, que a referência do canal auditivo externo facilita o

posicionamento da orelha espelhada, apresentando uma diferença média percentual 0,60% menor.

Uma vez desenvolvido sob a forma física, o dispositivo posicionador irá facilitar a localização do modelo da prótese auricular, confeccionada a partir da prototipagem da orelha contralateral íntegros, após as devidas compensações das medidas, facilitando a obtenção de melhores resultados estéticos e harmonia facial.

CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

A avaliação da posição do modelo auricular virtual, gerado por laser de superfície, sem e com a referência do conduto auditivo externo, permitiu concluir que:

7.1 Ocorre assimetria na posição dos modelos auriculares direitos e esquerdos espelhados nos respectivos lados contralaterais da face, sem a referência do conduto auditivo externo.

7.2 A ocorrência de assimetria frente às medidas lineares é duas vezes maior para o espelhamento do modelo auricular esquerdo no lado direito da face do que para o espelhamento do modelo auricular direito no lado esquerdo, sem a referência do conduto auditivo externo.

7.4 Ocorre menos assimetria quando se considera posição dos modelos auriculares direitos espelhados no lado esquerdo da face e simetria na posição dos modelos auriculares esquerdos espelhados no lado direito da face, com a referência do conduto auditivo externo.

7.5 Mediante a avaliação da posição do modelo auricular virtual segundo a medida angular C6 conclui-se que ocorre menos assimetria na posição dos modelos auriculares direitos do que nos esquerdos, espelhados nos respectivos lados contralaterais da face, com e sem a referência do conduto auditivo externo.

7.6 A utilização do conduto auditivo externo como referência anatômica proporciona melhor simetria linear e angular da posição dos modelos auriculares virtuais direitos e esquerdos, espelhados nos respectivos lados contralaterais da face.

7.7 O dispositivo posicionador projetado possibilita o ajuste das assimetrias detectadas no espelhamento de modelos auriculares, promovendo a compensação das discrepâncias evidenciadas durante o planejamento virtual para posicionamento do modelo auricular.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS¹

Aung SC, Ngim RCK, Lee T. Evaluation of the laser scanner as a surface measuring tool and its accuracy compared with direct facial antropometric measurements. Br J Plast Surg. 1995;48:551-8.

Beahm EK, Walton RL. Auricular reconstruction for microtia: part I. Anatomy, embryology, and clinical evaluation. Plast Reconst Surg. 2002;109(7):2473-82.

Bill JS, Reuther JF, Dittmann W, Kübler N, Meier JL, Pistner H, et al. Stereolithography in oral and maxillofacial operation planning. Int J Oral Maxillofac Surg. 1995;24:98-103.

Bush K, Antonyshyn O. Three-dimensional facial anthropometry using a laser surface scanner: validation of the technique. J Am Soc Plast Reconstruct Surg. 1996; 98(2):226-35.

Cheah CM, Chua CK, Tan KH, Teo CK. Integration of laser surface digitizing with CAD/CAM techniques for developing facial prostheses. Part 1: Design and fabrication of prosthesis replicas. Int J Prosthodont. 2003a;16(4):435-41.

Cheah CM, Chua CK, Tan TH. Integration of laser surface digitizing with CAD/CAM techniques for developing facial prostheses. Part 2: Development of molding techniques for casting prosthetic parts. Int J Prosthodont. 2003b;16(5):543-8.

Chen LH, Tsutsumi S, Iizuka T. A CAD/CAM technique for fabricating facial prostheses: a preliminary report. Int J Prosthodont. 1997;10(5):467-72.

Ciocca L, Scotti R. CAD/CAM generated ear cast by means of a laser scanner and rapid prototyping machine. J Prosthet Dent. 2004;92(6):591-5.

Ciocca L, Mingucci R, Gassino G, Scotti R. CAD/CAM ear model and virtual construction of the mold. J Prosthet Dent. 2007;98:339-43.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

Ciocca L, Bacci G, Mingucci R, Scotti R. CAD-CAM construction of a provisional nasal prosthesis after ablative tumour surgery of the nose: a pilot case report. *European J Cancer Care*. 2009;18:97-100.

Ciocca L, Fantini M, Marchetti C, Scotti R, Monaco C. Immediate facial rehabilitation in cancer patients using CAD-CAM and rapid prototyping technology: a pilot study. *Support Care Cancer* 2010;18:723-8.

Coward TJ, Watson RM, Scott BJJ. Laser scanning for the identification of repeatable landmarks of the ears and face. *Br J Plast Surg* 1997;50:308-14.

Coward TJ, Watson RM, Wilkison IC. Fabrication of wax ear by rapid-process modeling using stereolithography. *Int J Prosthodont* 1999;12(1):20-7.

Coward TJ, Scott RM, Watson RW, Richards R. Laser scanning of the ear identifying the shape and position in subjects with normal facial symmetry. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2000;29:18-23.

Coward TJ, Scott BJJ, Watson RW, Richards R. A comparison between computerized tomography, magnetic resonance imaging, and laser scanning for capturing 3-dimensional data from a natural ear to aid rehabilitation. *Int J Prosthodont*. 2006;19(1):92-100.

Coward TJ, Scott BJJ, Watson RW, Richards R. A comparison between computerized tomography, magnetic resonance imaging, and laser scanning for capturing 3-dimensional data from an object of standard form. *Int J Prosthodont*. 2005;18(5):405-13.

Coward TJ, Scott BJ, Watson RM, Richards R. A comparison of prosthetic ear models created from data captured by computerized tomography, magnetic resonance imaging, and laser scanning. *Int J Prosthodont*. 2007;20:275-85.

Coward TJ, Scott BJJ, Watson RW, Richards R. Identifying the position of an ear from a laser scan: The significance for planning rehabilitation. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2002; 31(3):244-51.

Coward TJ, Scott BJJ, Watson RM, Richards R. Laser scanning of the ear identifying the shape and position in subjects with normal facial symmetry. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2000;29(1):18-23.

Coward TJ, Watson RM, Richards R, Scott B. A comparison of three methods to evaluate the position of an artificial ear on the deficient side of the face from three-dimensional surface scan of patients with hemifacial microsomia. *Int J Prosthodont*. 2012;25:160-5.

Creaform <http://www.creaform3d.com/en/handyscan3d/products/exascan.aspx>. Acesso: 20/10/2012.

Dahlmo KI, Andersson M, Gellerstedt M, Karlsson S. On a new method to assess the accuracy of a CAD program. *Int J Prosthodont*. 2001;14(3):276-83.

Davis BK. The role of technology in facial prosthetics. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg*. 2010;18:332–40.

Erickson DM, Chance D, Scmitt S, Mathis J. An opinion survey of reported benefits from the use of stereolithographic models. *J Oral Maxillofac Surg*. 1999;57(9):1040-3.

Farkas LG. Anthropometry of the head and face. 2nd ed. New York: Raven Press; 1994.

Farkas, LG, Cheung G. Facial asymmetry in healthy north american caucasians. A anthropometrical study. *Angle Orthod*. 1981;51(1):70-7

Ferrario VF, Sforza C, Poggio CE, Cova M, Tartaglia G. Preliminary evaluation of an electromagnetic three-dimensional digitizer in facial anthropometry. *Cleft Palate-Craniofacial J* 1998;35(1):9-15.

Fonseca EP. The importance of form characterization and retention in facial prosthesis. *J Prosthet Dent*. 1966;16:338-43.

Fonseca EP, Rezende JRV. Medidas prosopométricas visando auxiliar a escultura das próteses faciais. *Rev Fac Odontol São Paulo*. 1970;8(2):349-55.

Gion GG. Surgical versus prosthetic reconstruction of microtia: the case for prosthetic reconstruction. *J Oral Maxillofac Surg*. 2006;64(11):1639-54.

Hatamleh MM, Watson J. Construction of an implant-retained auricular prosthesis with the aid of contemporary digital technologies: a clinical report. *J Prosthodont*. 2012;00:1-5.

Holberg Christof, Schwenzer K, Mahaini L, Rudzki-Janson I. Accuracy of facial Plaster Casts. *Angle Orthod*. 2006;76(4):605-11.

Huang X, Jiao T, Lin Y, Zhang W, Wang C, Zhang F. Fabricationg facial prostheses using CAD/CAM and rapid prototyping technique. *Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi*. 2005;22:320-3.

Jiao T, Zhang F, Huang X, Wang C. Desing and fabrication of auricular prostheses by CAD/CAM system. *Int J Prosthodont*. 2004;17(4):460-3.

Kalcioglua MT, Mimana MC, Toplua Y, Yakinci C, Ozturana O. Anthropometric growth study of normal human auricle. *Int J Ped Otorhinolaryngology*. 2003;67:1169-1177.

Kovacs L, Zimmermann A, Brockmann G, Gühring M, Baurecht H, Papadopoulos NA, Schwenzer-Zimmerer K, sader R, Biemer E, Zeilhofer HF. Three-dimensional recording of the human face with a 3D laser scanner. *J Plastic Recont Aesth Surg*. 2006;59:1193-202.

Lambrecht JT, Hammer B, Jacob AL, Schiel H, Hunziker M, Kreusch T, et al. Individual model fabrication in maxillofacial radiology. *Dentomaxillofac Radiol*. 1995;24:147-54.

Liacouras P, Garnes J, Roman N, Petrich A, Grant GT. Designing and manufacturing an auricular prosthesis using computed tomography, 3-dimensional photographic imaging, and additive manufacturing: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2011; 105(2):78-82.

Lemon JC, Chambers MS, Wesley PJ, Martin JW. Technique for fabricating a mirror-image prosthetic ear. *J Prosthet Dent*. 1996;75:292-3.

Littlefield TR, Cherney JC, Luisi JN, Beals S, Kelly KM, Pomatto JK. Comparison of plaster casting with three-dimensional cranial imaging. *Cleft Palate-Craniofacial J*. 2005;42:157-64.

Marafon PG, Mattos BSC, Saboia ACL, Noritomi PY. Dimensional accuracy of computer-aided design/computer-assisted manufactured orbital prostheses. *Int J Prosthodont*. 2010;23:271–276.

Mardini MA, Ercoli C, Grasser G. A technique to produce a mirror-image wax pattern of a using rapid prototyping technology. *J Prosthet Dent.* 2005;94(2):195-8.

Meurer MI, Meurer E, Silva JVL, Bárbara AS, Nobre LF, Oliveira MG, Silva DN. Aquisição e manipulação de imagens por tomografia computadorizada da região maxilofacial visando à obtenção de protótipos biomédicos. *Radiol Bras* 2008;41(1):49–54.

Moss JP, Linney AD, Grindrod SR, Mosse CA. A laser scanning system for the measurement of facial surface morphology. *Optics Lasers Eng* 1989;10:179-90.

Nanda A, Jain V, Kabra SK. Avenues for rehabilitation of auricular defects. *Indian J Dent Res.* 2012;23(1):87-91.

Nusinov NS, Gay WD. A method for obtaining the reverse image of an ear. *J Prosthet Dent.* 1980;44(1):68-71

Purkait R, Singh P. Antropometry of the normal human auricle: A study of adult indian men. *Aesth Plast Surg.* 2007;31:372-9.

Reitemeier B, Notni G, Heinze M, Schöne C, Schmidt A, Fichtner D. Optical modeling of extraoral defects. *J Prosthet Dent.* 2004;91(1):80-4.

Reitmeier B, Schöne C, Schreiber S, Stockmann F, Ullmann K, Eckelt U. Planning implant positions for an auricular prosthesis with digital data. *J Prosthet Dent.* 2012;107:128-31.

Runte C, Dirksen D, Deleré H, Thomas C, Runte B, Meyer U, et al. Optical data acquisition for computer-assisted desing of facial prostheses. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2):129-32.

Saracoglu BK, Gunay Y, Atay A. Fabrication of an auricular prosthesis using computed tomography and rapid prototyping technique. *J Craniofac Surg.* 2009;20:1169-72.

Soncul M, Bamber MA. The reproducibility of the head position for a laser scan using a novel morphometric analysis for orthognatic surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2000;29(2):86-90.

Subburaj K, Nair C, Rajesh S, Meshram SM, Ravi B. Rapid development of auricular prosthesis using CAD and rapid prototyping technologies. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2007;36:938-43

Sykes LM, Parrot AM, Owen CP, Snaddon DR. Applications of rapid prototyping technology in maxillofacial prosthetics. *Int J Prosthodont.* 2004; 17(4):454-9.

Tsuji M, Noguchi N, Ihara K, Yamashita Y, Shikimori M, Goto M. Fabrication of a maxillofacial prosthesis using a computer-aided desing and manufacturing system. *J Prosthodont.* 2004;13(3):179-83.

Turgut G, sacak B, Kiran K, Bas L. Use of rapid prototyping in prosthetic auricular restoration. *J Craniofac Surg.* 2009;20(2):321-5.

Wang RR, Andres CJ. Hemifacial microsomia and treatment options for auricular replacement: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 1999;82(2):197-204.

Webb PA. A review of rapid prototyping (RP) techniques in the medical and biomedical sector. *J Med Eng Tech.* 2000;24(4):149-53

Wehmöller M, Eufinger H, Kruse D, Mabberg W. CAD by processing of computed tomography data and CAM of individually designed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1995;24(1):90-7.

APÊNDICES

APÊNDICE A - Coleta de dados - Avaliação Intraexaminador

Pontos	Modelo1		Modelo1		Modelo2		Modelo2		Modelo3		Modelo3		Modelo4		Modelo4		Modelo5		Modelo5	
Lado	Esq.2	Esq.1	Dir1	Dir2	Esq.2	Esq.1	Dir.1	Dir.2	Esq.2	Esq1	Dir.1	Dir.2	Esq.2	Esq.1	Dir.1	Dir.2	Esq.2	Esq.1	Dir.1	Dir.2
A1	12.44	12.99	11.89	11.86	6.10	6.13	7.85	7.88	5.60	5.64	5.77	5.79	8.33	8.37	4.89	4.86	9.88	9.84	12.69	12.71
A2	18.35	18.55	16.60	16.57	9.73	9.70	14.13	14.10	12.39	12.45	11.83	11.81	14.78	14.76	17.12	17.10	24.80	24.83	19.60	19.62
A3	3.88	4.1	4.90	4.88	4.06	4.09	6.40	6.36	5.05	5.09	4.49	4.52	4.98	4.95	5.99	5.96	10.30	10.33	8.30	8.32
B4	27.38	26.95	27.95	27.87	19.75	19.70	21.60	21.48	40.90	40.88	40.84	40.82	32.08	32.10	28.20	28.23	27.10	27.13	25.99	25.94
B5	26.68	27.35	24.08	24.10	25.25	25.20	23.09	23.15	28.70	28.73	27.88	27.85	27.94	27.90	29.50	29.53	21.70	21.73	20.54	20.52
D7	83.4	83.5	94.57	94.60	101.90	101.93	100.60	100.65	92.10	92.13	97.55	97.56	93.99	93.95	96.90	96.66	87.70	87.73	101.93	101.95
D8	105.3	105.25	114.38	114.41	116.70	116.80	107.99	108.01	108.67	108.70	114.96	114.99	113.78	113.75	115.45	115.48	105.48	105.45	119.05	119.08
D9	98.2	98.25	107.88	107.90	105.33	105.39	116.05	116.10	112.12	112.10	112.95	112.99	109.15	109.17	110.37	110.32	95.48	95.50	98.10	98.12
D10	94.28	94.25	106.11	106.10	95.42	95.40	99.20	99.24	101.18	101.15	104.76	104.74	99.17	99.20	101.13	101.10	88.29	88.30	90.35	90.32

Pontos	Modelo6		Modelo6		Modelo7		Modelo7		Modelo8		Modelo8		Modelo9		Modelo9		Modelo10		Modelo10	
Lado	Esq.2	Esq.1	Dir1	Dir2	Esq.2	Esq.1	Dir.1	Dir.2	Esq.2	Esq1	Dir.1	Dir.2	Esq.2	Esq.1	Dir.1	Dir.2	Esq.2	Esq.1	Dir.1	Dir.2
A1	11.58	11.56	12.50	12.53	10.99	10.97	10.89	10.91	5.60	5.64	5.77	5.79	8.33	8.37	4.89	4.86	9.88	9.84	12.69	12.71
A2	18.90	18.92	22.36	22.38	16.80	16.82	15.38	15.40	12.39	12.45	11.83	11.81	14.78	14.76	17.12	17.10	24.80	24.83	19.60	19.62
A3	5.50	5.52	5.10	5.12	6.65	6.67	4.30	4.27	5.05	5.09	4.49	4.52	4.98	4.95	5.99	5.96	10.30	10.33	8.30	8.32
B4	31.50	31.52	31.48	31.50	34.27	34.29	34.79	34.81	40.90	40.88	40.84	40.82	32.08	32.10	28.20	28.23	27.10	27.13	25.99	25.94
B5	26.69	26.67	25.10	25.12	26.13	26.15	23.70	23.72	28.70	28.73	27.88	27.85	27.94	27.90	29.50	29.53	21.70	21.73	20.54	20.52
D7	75.20	75.22	85.93	85.95	82.70	82.73	105.00	105.11	92.10	92.13	97.55	97.56	93.99	93.95	96.90	96.66	87.70	87.73	101.93	101.95
D8	89.10	89.12	98.94	98.96	94.60	94.63	88.05	88.-8	108.67	108.70	114.96	114.99	113.78	113.75	115.45	115.48	105.48	105.45	119.05	119.08
D9	93.10	93.12	103.40	103.42	99.39	99.36	79.90	79.92	112.12	112.10	112.95	112.99	109.15	109.17	110.37	110.32	95.48	95.50	98.10	98.12
D10	77.03	77.05	89.76	89.79	81.20	81.22	92.50	92.52	101.18	101.15	104.76	104.74	99.17	99.20	101.13	101.10	88.29	88.30	90.35	90.32

APÊNDICE B – Coleta de dados – Avaliação Intraexaminador-C6

Pontos	Modelo1		Modelo1		Modelo2		Modelo2		Modelo3		Modelo3		Modelo4		Modelo4		Modelo5		Modelo5	
Lado	Esq.2	Esq.1	Dir1	Dir2	Esq.2	Esq.1	Dir.1	Dir.2	Esq.2	Esq1	Dir.1	Dir.2	Esq.2	Esq.1	Dir.1	Dir.2	Esq.2	Esq.1	Dir.1	Dir.2
C6	109.90°	110.34°	103.00°	102.50°	125.86°	125.90°	119.89°	120.12°	101.78°	101.80°	100.97°	100.95°	110.90°	110.88°	112.20°	112.22°	123.05°	123.07°	131.85°	131.87°
Pontos	Modelo6		Modelo6		Modelo7		Modelo7		Modelo8		Modelo8		Modelo9		Modelo9		Modelo10		Modelo10	
Lado	Esq.2	Esq.1	Dir1	Dir2	Esq.2	Esq.1	Dir.1	Dir.2	Esq.2	Esq1	Dir.1	Dir.2	Esq.2	Esq.1	Dir.1	Dir.2	Esq.2	Esq.1	Dir.1	Dir.2
C6	97.11°	97.33°	99.52°	99.59°	104.62°	104.64°	116.10°	116.12°	101.78°	101.80°	100.97°	100.95°	110.90°	110.88°	112.20°	112.22°	123.05°	123.07°	131.85°	131.87°

APÊNDICE C - Coleta de Dados - Avaliação Simetria Facial

Pontos	Modelo1		Modelo2		Modelo3		Modelo4		Modelo5	
Lado	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq
A1	11.84	12.39	7.89	11.86	4.13	6.13	7.85	7.88	5.60	5.64
A2	16.55	18.27	14.08	16.57	14.79	9.70	14.13	14.10	12.39	12.45
A3	4.87	3.89	6.39	4.88	3.80	4.09	6.40	6.36	5.05	5.09
B4	27.97	26.94	23.27	27.87	39.36	19.70	21.60	21.48	40.90	40.88
B5	24.13	27.33	22.48	24.10	28.41	25.20	23.09	23.15	28.70	28.73
D7	94.55	83.50	100.62	101.95	97.57	101.93	100.60	100.65	92.10	92.13
D8	114.40	105.36	108.00	116.85	114.96	116.80	107.99	108.01	108.67	108.70
D9	107.82	98.19	116.04	105.40	112.92	105.39	116.05	116.10	112.12	112.10
D10	106.06	94.24	99.25	95.45	104.72	95.40	99.20	99.24	101.18	101.15
Pontos	Modelo6		Modelo7		Modelo8		Modelo9		Modelo10	
Lado	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq
A1	5.77	5.79	8.33	8.37	4.89	4.86	9.88	9.84	12.69	12.71
A2	11.83	11.81	14.78	14.76	17.12	17.10	24.80	24.83	19.60	19.62
A3	4.49	4.52	4.98	4.95	5.99	5.96	10.30	10.33	8.30	8.32
B4	40.84	40.82	32.08	32.10	28.20	28.23	27.10	27.13	25.99	25.94
B5	27.88	27.85	27.94	27.90	29.50	29.53	21.70	21.73	20.54	20.52
D7	97.55	97.56	93.99	93.95	96.90	96.66	87.70	87.73	101.93	101.95
D8	114.96	114.99	113.78	113.75	115.45	115.48	105.48	105.45	119.05	119.08
D9	112.95	112.99	109.15	109.17	110.37	110.32	95.48	95.50	98.10	98.12
D10	104.76	104.74	99.17	99.20	101.13	101.10	88.29	88.30	90.35	90.32

APÊNDICE D - Coleta de Dados - Avaliação Simetria Facial - C6

Pontos	Modelo1		Modelo2		Modelo3		Modelo4		Modelo5	
Lado	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq
C6	103.06°	109.90°	115.26°	102.50°	103.29°	125.90°	119.89°	120.12°	101.78°	101.80°
Pontos	Modelo6		Modelo7		Modelo8		Modelo9		Modelo10	
Lado	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq
C6	100.97°	100.95°	110.90°	110.88°	112.20°	112.22°	123.05°	123.07°	131.85°	131.87°

APÊNDICE E - Coleta de Dados - Medidas orelhas espelhadas sem canal auditivo (A- orelha externa direita espelhada no lado esquerdo)

Pontos	Modelo1		Modelo2		Modelo3		Modelo4		Modelo5	
Lado	1A	Dir	2A	Dir	3A	Dir	4A	Dir	5A	Dir
A1	9.74	11.84	1.04	7.89	(-) 1.08	4.13	2.19	7.85	9.04	5.60
A2	10.95	16.55	7.72	14.08	4.92	14.79	9.60	14.13	17.10	12.39
A3	(-)1.14	4.87	(-) 3.87	6.39	(-) 3.59	3.80	1.24	6.40	8.42	5.05
B4	27.49	27.97	24.83	23.27	38.94	39.36	27.95	21.60	31.84	40.90
B5	24.03	24.13	22.51	22.48	28.56	28.41	29.47	23.09	26.11	28.70
D7	92.90	94.55	98.86	100.62	90.98	97.57	94.77	100.60	83.91	92.10
D8	112.55	114.40	111.69	108.00	108.61	114.96	114.04	107.99	92.45	108.67
D9	105.19	107.82	111.24	116.04	107.61	112.92	108.07	116.05	103.53	112.12
D10	101.59	106.06	99.95	99.25	98.07	104.72	99.02	99.20	86.28	101.18
Pontos	Modelo6		Modelo7		Modelo8		Modelo9		Modelo10	
Lado	6A	Dir	7A	Dir	8A	Dir	9A	Dir	10A	Dir
A1	8.89	5.77	4.18	8.33	5.81	4.89	0.68	9.88	6.24	12.69
A2	16.79	11.83	10.97	14.78	14.09	17.12	11.17	24.80	17.15	19.60
A3	7.85	4.49	6.98	4.98	2.05	5.99	8.01	10.30	5.94	8.30
B4	33.17	40.84	24.99	32.08	34.24	28.20	30.70	27.10	29.37	25.99
B5	25.53	27.88	24.03	27.94	27.82	29.50	23.09	21.70	27.34	20.54
D7	81.71	97.55	102.49	93.99	102.08	96.90	98.57	87.70	99.61	101.93
D8	98.41	114.96	115.68	113.78	120.37	115.45	112.40	105.48	115.20	119.05
D9	93.92	112.95	109.61	109.15	118.96	110.37	110.12	95.48	108.45	98.10
D10	80.18	104.76	105.72	99.17	107.70	101.13	97.16	88.29	101.93	90.35

APÊNDICE F - Coleta de Dados – Medidas C6 - orelhas espelhadas sem canal auditivo (A- orelha externa direita espelhada no lado esquerdo)

Pontos	Modelo1		Modelo2		Modelo3		Modelo4		Modelo5	
Lado	1A	Dir	2A	Dir	3A	Dir	4A	Dir	5A	Dir
C6	106.10°	103.06°	109.38°	115.26°	104.72°	103.29°	112.75°	119.89°	96.89°	101.78°
Pontos	Modelo6		Modelo7		Modelo8		Modelo9		Modelo10	
Lado	6A	Dir	7A	Dir	8A	Dir	9A	Dir	10A	Dir
C6	116.31°	100.97°	111.88°	110.90°	113.30°	112.20°	106.24°	123.05°	111.53°	131.85°

APÊNDICE G - Coleta de Dados - Medidas orelhas espelhadas sem canal auditivo (B - orelha externa esquerda espelhada no lado direito)

Pontos	Modelo1		Modelo2		Modelo3		Modelo4		Modelo5	
Lado	Esq	1B	Esq	2B	Esq	3B	Esq	4B	Esq	5B
A1	12.39	9.85	11.86	10.90	6.13	2.63	7.88	8.73	5.64	12.51
A2	18.27	15.93	16.57	14.35	9.70	9.49	14.10	18.18	12.45	23.80
A3	3.89	6.44	4.88	12.09	4.09	2.14	6.36	9.01	5.09	4.97
B4	26.94	28.72	27.87	20.41	19.70	40.27	21.48	32.31	40.88	31.80
B5	27.33	27.58	24.10	24.98	25.20	28.88	23.15	27.94	28.73	26.64
D7	83.50	91.52	101.95	103.93	101.93	94.60	100.65	95.82	92.13	87.39
D8	105.36	109.65	116.85	119.14	116.80	112.35	108.01	114.83	108.70	97.20
D9	98.19	107.54	105.40	106.58	105.39	113.08	116.10	111.25	112.10	105.03
D10	94.24	100.50	95.45	96.98	95.40	103.76	99.24	100.95	101.15	88.61
Pontos	Modelo6		Modelo7		Modelo8		Modelo9		Modelo10	
Lado	Esq	6B	Esq	7B	Esq	8B	Esq	9B	Esq	10B
A1	5.79	16.12	8.37	7.89	4.86	12.02	9.84	11.65	12.71	6.88
A2	11.81	20.88	14.76	9.71	17.10	18.01	24.83	21.59	19.62	12.11
A3	4.52	10.11	4.95	7.62	5.96	4.46	10.33	6.55	8.32	10.88
B4	40.82	33.67	32.10	27.18	28.23	34.49	27.13	25.83	25.94	29.92
B5	27.85	26.61	27.90	23.55	29.53	28.59	21.73	22.58	20.52	26.96
D7	97.56	79.89	93.95	102.33	96.66	98.18	87.73	97.96	101.95	98.13
D8	114.99	92.46	113.75	119.54	115.48	116.77	105.45	112.51	119.08	112.19
D9	112.99	105.01	109.17	109.09	110.32	118.21	95.50	106.73	98.12	112.60
D10	104.74	88.03	99.20	104.24	101.10	105.97	88.30	96.98	90.32	107.06

APÊNDICE H - Coleta de Dados – Medidas C6 - orelhas espelhadas sem canal auditivo (B- orelha externa esquerda espelhada no lado direito)

Pontos	Modelo1		Modelo2		Modelo3		Modelo4		Modelo5	
Lado	Esq	1B	Esq	2B	Esq	3B	Esq	4B	Esq	5B
C6	109.90°	109.23°	102.50°	124.28°	125.90°	99.59°	120.12°	110.19°	101.80°	99.85°
Pontos	Modelo6		Modelo7		Modelo8		Modelo9		Modelo10	
Lado	Esq	6B	Esq	7B	Esq	8B	Esq	9B	Esq	10B
C6	100.95°	104.42°	110.88°	106.68°	112.22°	110.21°	123.07°	111.32°	131.87°	107.70°

APÊNDICE I - Coleta de Dados - Medidas orelhas espelhadas com canal auditivo (A- orelha externa direita espelhada no lado esquerdo)

Pontos	Modelo1		Modelo2		Modelo3		Modelo4		Modelo5	
Lado	1ª	Dir	2A	Dir	3A	Dir	4A	Dir	5A	Dir
A1	15.93	11.84	5.18	7.89	4.68	4.13	10.46	7.85	12.67	5.60
A2	18.94	16.55	10.78	14.08	14.07	14.79	15.95	14.13	17.82	12.39
A3	5.68	4.87	3.38	6.39	7.05	3.80	7.55	6.40	11.58	5.05
B4	26.86	27.97	23.29	23.27	39.94	39.36	27.52	21.60	31.35	40.90
B5	24.00	24.13	22.49	22.48	28.33	28.41	29.44	23.09	25.91	28.70
D7	83.31	94.55	99.40	100.62	96.15	97.57	94.51	100.60	78.65	92.10
D8	106.19	114.40	114.21	108.00	111.28	114.96	114.69	107.99	89.94	108.67
D9	96.12	107.82	107.66	116.04	113.85	112.92	106.99	116.05	97.48	112.12
D10	94.02	106.06	97.98	99.25	103.06	104.72	98.86	99.20	81.45	101.18
Pontos	Modelo6		Modelo7		Modelo8		Modelo9		Modelo10	
Lado	6ª	Dir	7A	Dir	8A	Dir	9A	Dir	10A	Dir
A1	8.37	5.77	1.83	8.33	7.12	4.89	(-)0.90	9.88	7.80	12.69
A2	14.61	11.83	7.98	14.78	15.77	17.12	10.86	24.80	18.04	19.60
A3	4.96	4.49	2.27	4.98	5.83	5.99	8.19	10.30	8.67	8.30
B4	34.49	40.84	24.63	32.08	34.08	28.20	30.38	27.10	29.35	25.99
B5	26.04	27.88	23.96	27.94	27.79	29.50	23.15	21.70	27.31	20.54
D7	87.22	97.55	101.58	93.99	107.17	96.90	97.38	87.70	102.58	101.93
D8	100.01	114.96	114.67	113.78	125.87	115.45	112.44	105.48	117.98	119.05
D9	101.38	112.95	108.78	109.15	122.49	110.37	108.16	95.48	110.77	98.10
D10	85.28	104.76	104.74	99.17	112.88	101.13	97.13	88.29	104.61	90.35

APÊNDICE J - Coleta de Dados – Medidas C6 - orelhas espelhadas com canal auditivo (A- orelha externa direita espelhada no lado esquerdo)

Pontos	Modelo1		Modelo2		Modelo3		Modelo4		Modelo5	
Lado	1ª	Dir	2A	Dir	3A	Dir	4A	Dir	5A	Dir
C6	106.10°	103.06°	109.38°	115.26°	104.72°	103.29°	112.75°	119.89°	96.89°	101.78°
Pontos	Modelo6		Modelo7		Modelo8		Modelo9		Modelo10	
Lado	6ª	Dir	7A	Dir	8A	Dir	9A	Dir	10A	Dir
C6	116.31°	100.97°	111.88°	110.90°	113.30°	112.20°	106.24°	123.05°	111.53°	131.85°

APÊNDICE K - Coleta de Dados - Medidas orelhas espelhadas com canal auditivo (B - orelha externa esquerda espelhada no lado direito)

Pontos	Modelo1		Modelo2		Modelo3		Modelo4		Modelo5	
Lado	Esq	1B	Esq	2B	Esq	3B	Esq	4B	Esq	5B
A1	12.39	9.85	11.86	10.90	6.13	2.63	7.88	8.73	5.64	12.51
A2	18.27	15.93	16.57	14.35	9.70	9.49	14.10	18.18	12.45	23.80
A3	3.89	6.44	4.88	12.09	4.09	2.14	6.36	9.01	5.09	4.97
B4	26.94	28.72	27.87	20.41	19.70	40.27	21.48	32.31	40.88	31.80
B5	27.33	27.58	24.10	24.98	25.20	28.88	23.15	27.94	28.73	26.64
D7	83.50	91.52	101.95	103.93	101.93	94.60	100.65	95.82	92.13	87.39
D8	105.36	109.65	116.85	119.14	116.80	112.35	108.01	114.83	108.70	97.20
D9	98.19	107.54	105.40	106.58	105.39	113.08	116.10	111.25	112.10	105.03
D10	94.24	100.50	95.45	96.98	95.40	103.76	99.24	100.95	101.15	88.61
Pontos	Modelo6		Modelo7		Modelo8		Modelo9		Modelo10	
Lado	Esq	6B	Esq	7B	Esq	8B	Esq	9B	Esq	10B
A1	5.79	16.12	8.37	7.89	4.86	12.02	9.84	11.65	12.71	6.88
A2	11.81	20.88	14.76	9.71	17.10	18.01	24.83	21.59	19.62	12.11
A3	4.52	10.11	4.95	7.62	5.96	4.46	10.33	6.55	8.32	10.88
B4	40.82	33.67	32.10	27.18	28.23	34.49	27.13	25.83	25.94	29.92
B5	27.85	26.61	27.90	23.55	29.53	28.59	21.73	22.58	20.52	26.96
D7	97.56	79.89	93.95	102.33	96.66	98.18	87.73	97.96	101.95	98.13
D8	114.99	92.46	113.75	119.54	115.48	116.77	105.45	112.51	119.08	112.19
D9	112.99	105.01	109.17	109.09	110.32	118.21	95.50	106.73	98.12	112.60
D10	104.74	88.03	99.20	104.24	101.10	105.97	88.30	96.98	90.32	107.06

APÊNDICE L - Coleta de Dados – Medidas C6 - orelhas espelhadas com canal auditivo (B- orelha externa esquerda espelhada no lado direito)

Pontos	Modelo1		Modelo2		Modelo3		Modelo4		Modelo5	
Lado	Esq	1B	Esq	2B	Esq	3B	Esq	4B	Esq	5B
C6	109.90°	109.23°	102.50°	124.28°	125.90°	99.59°	120.12°	110.19°	101.80°	99.85°
Pontos	Modelo6		Modelo7		Modelo8		Modelo9		Modelo10	
Lado	Esq	6B	Esq	7B	Esq	8B	Esq	9B	Esq	10B
C6	100.95°	104.42°	110.88°	106.68°	112.22°	110.21°	123.07°	111.32°	131.87°	107.70°

ANEXO

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia
Comitê de Ética em Pesquisa

PARECER DE APROVAÇÃO
FR – 311701
Protocolo 151/2009

O grupo de trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa **APROVOU** o protocolo de pesquisa "**Avaliação do laser de superfície – classe II para a confecção de prótese auricular e dispositivo para a sua localização tridimensional na face**", de responsabilidade da Pesquisadora **Priscila Galzo Marafon**, sob orientação do(a) Prof.(a) Dr.(a) **Beatriz Silva Camara Mattos**.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 11 de fevereiro de 2010.

Prof. Dra. Marcia Turolla Wanderley
Coordenadora do CEP-FOUSP

Av. Prof. Lincu Prestes, 2227 - Cidade Universitária "Armando de Salles Oliveira".
São Paulo - SP - CEP 05508-900 -Telef./FAX (0XX11) 3091-7887