

# Elaboração de Próteses Auriculares Individualizadas por Meio de Manufatura Auxiliada por Computador

Emerson G. Moretto<sup>1</sup>, Neide P. Coto<sup>2</sup>, Roseli Lopes<sup>1</sup>, Reinaldo Dias<sup>2</sup>, Marcelo Zuffo<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratório de Sistemas Integráveis – Escola Politécnica – Universidade de São Paulo – Brazil

<sup>2</sup>Departamento de Cirurgia, Prótese e Traumatologia Maxilo Faciais – Faculdade de Odontologia – Universidade de São Paulo – Brazil

{emoretto, npcoto, roseli.lopes, rbdias, mkzuffo}@usp.br

**Abstract.** *The standard procedure of auricular prosthesis design involves the work of an expert using manual processes to recreate the complex shape of an ear. This is a slow and complex process that naturally lead to imperfections. This study presents a procedure that, from imaging exam uses computational techniques of reconstruction, mirroring and inversion of three-dimensional models for additive manufacturing (3D printing) of molds. The results show that the designed prosthesis using the process has a high level of realism, with 97.8% of similarity compared to healthy ear of the patient.*

**Resumo.** *O procedimento convencional de elaboração de próteses auriculares envolve o trabalho de um especialista que utiliza processos manuais para recriar a forma singular de uma orelha. Este é um processo lento, complexo e naturalmente pode ocasionar imperfeições. Este estudo apresenta um procedimento que, a partir de exames de imagem, utiliza técnicas computacionais de reconstrução, espelhamento e inversão de modelos tridimensionais para manufatura aditiva (impressão 3D) de moldes. Os resultados mostram que a prótese elaborada utilizando o processo exibe alto grau de realismo, apresentando 97,8% de similaridade dimensional comparada com a orelha sã do paciente.*

## 1. Introdução

A qualidade estética das próteses auriculares, sob os aspectos geométricos e de detalhamento superficial é fator importante para a reabilitação, pois propicia a dissimulação da perda e por consequência uma maior confiança ao paciente, aumento da autoestima e devolução menos traumática ao convívio da vida em sociedade proporcionando qualidade de vida [Watson e Muhanad 2014; Carvalho et al. 2013]. Atualmente as próteses auriculares são confeccionadas por meio de procedimentos que envolvem em sua maior parte processos manuais. O procedimento convencional de confecção de próteses auriculares utilizado pelo Departamento de Cirurgia, Prótese e Traumatologia Maxilo Faciais da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (USP), e de acordo com Carvalho et al. (2013), inicia-se a partir da moldagem da orelha sã do paciente e da região acometida, elaboração de modelos em gesso, escultura

em cera ou modelina do formato da orelha são espelhada e muflagem para obtenção de um molde. A partir da prensagem de silicone no molde é obtida a prótese auricular.

Por envolver procedimentos manuais é naturalmente esperado a obtenção de imperfeições, principalmente pela etapa de escultura em cera a partir de observação visual, fotográfica e mesmo usando dispositivos que auxiliam na captação de dimensões. Pelo mesmo motivo, o tempo investido na elaboração de uma prótese é um fator a ser considerado, pois pode levar até mais que 2 semanas e por consequência ter um alto custo [Tanner e Mobley 2006].

Este trabalho apresenta um procedimento por meio da combinação de técnicas computacionais e de manufatura aditiva para a elaboração de próteses auriculares em menor tempo e com uma grande semelhança física se comparada a orelha saudável do paciente. As próteses produzidas por manufatura auxiliada por computador tendem a ser mais realistas e por consequência oferecem uma maior harmonia facial [Karatas 2011].

Recentemente, a manufatura aditiva tem sido explorada para auxiliar na produção de próteses com o objetivo de reduzir algumas desvantagens dos métodos convencionais, como apresentado por Karatas et al. (2011), Watson e Hatamleh (2014) e Subburaj et al. (2007).

Assim como nos trabalhos de Jiao et al. (2004), Karayazgan-Saracoglu et al. (2009) e Karatas et al. (2011) também são utilizadas imagens de Tomografia Computadorizada (TC) para a segmentação e reconstrução da região de interesse. A opção por imagens de TC se dá pela alta resolução espacial, permitindo que os detalhes geométricos do pavilhão auricular sejam propagados para o modelo virtual. Diferentemente dos trabalhos anteriormente citados, o procedimento apresentado neste estudo realiza os processos de espelhamento, filtragem de imagem, segmentação, reconstrução tridimensional e suavização de malhas de forma automática através de algoritmos de processamento de imagens e de computação gráfica. O resultado do processo é um molde para a elaboração da prótese.

Mardini et al. (2005) e Ciocca e Scotti (2004) utilizaram de scanners 3D para a captura da superfície da orelha saudável. Essa abordagem resulta em oclusões no modelo tridimensional inerentes ao processo de digitalização e geralmente demanda de um especialista de CAD para a modelagem de regiões oclusas e conversão da nuvem de pontos para modelo tridimensional.

Grande parte dos trabalhos correlatos observados [Karatas et al. (2011), Watson e Hatamleh (2014), Subburaj et al. (2007), Jiao et al. (2004), Karayazgan-Saracoglu et al. (2009), Karatas et al. (2011)] utilizam a manufatura aditiva para a fabricação do modelo da orelha sã. Esta abordagem ainda demanda do procedimento convencional de muflagem para obtenção do molde a ser utilizado para confecção da prótese.

Dada a característica investigativa e experimental envolvendo um procedimento clínico de elaboração de próteses, o presente estudo foi submetido para análise e aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da USP. A análise e aprovação do estudo está formalizada sob o parecer número 864.391 datado de 10 de novembro de 2014.

## 2. Método

As imagens obtidas da tomografia em formato DICOM são utilizadas como entrada em um software desenvolvido nesta pesquisa que tem como saída um arquivo do molde a ser enviado para uma impressora 3D. Inicialmente, as imagens de TC são pré-processadas pelo software com o objetivo filtrar ruídos provenientes do processo de imageamento e remoção de regiões indesejadas. Uma segmentação automática da região da orelha sã é realizada a partir da indicação do usuário.

Com as imagens segmentadas, é feita a reconstrução tridimensional da região inversa da segmentada, ou seja, a região que compreenderá um molde. Um algoritmo de suavização de malhas tridimensionais é aplicado com o objetivo de remover imperfeições causadas principalmente pela distância entre as camadas das imagens de tomografia.

O objeto tridimensional representando um molde é então convertido para o formato padrão de manufatura aditiva, o STL (*Stereolithography*), e é produzido pelo processo de Fabricação por Filamento Fundido (FFF). O objeto físico obtido é então submetido a um processo químico de suavização de superfície com solvente não tóxico de forma a eliminar a rugosidade proveniente do processo de fabricação.

Ao final do tratamento superficial, o molde possui aspecto superficial homogêneo e está apto para a elaboração da prótese através da prensagem de silicone pigmentado pelo protesiologista.

Uma visão geral do processo apresentado por este trabalho está ilustrado na figura 1. As seções seguintes detalham cada uma das etapas.



**Figura 1. Processo proposto**

### 2.1. Filtragem

Para uma segmentação acurada do pavilhão auricular é preciso que as bordas da imagem estejam bem definidas e que os ruídos sejam suprimidos ou minimizados. A filtragem por Difusão Anisotrópica proposta por Perona e Malik (1990) possui um comportamento característico, suaviza regiões homogêneas na imagem e mantém o contraste em regiões de bordas. Por este comportamento, o filtro é amplamente utilizado em imagens médicas [Raut e Ruikar, 2013] e também é utilizado por este trabalho.

Além do filtro por Difusão Anisotrópica, um segundo filtro foi desenvolvido e aplicado com o propósito de classificar e remover artefatos na imagem que possam causar uma segmentação errada da região de interesse. A solução utilizada para esta segunda etapa de filtragem foi a criação de um classificador probabilístico *Naïve Bayes*, que determina se uma região pertence ou não a região da orelha.

O classificador probabilístico é aplicado para cada região encontrada na imagem e são rotuladas por uma classe  $K$ , obtêm-se a probabilidade condicional dada suas

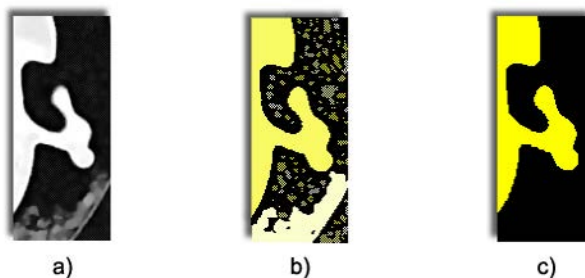
características independentes:  $p(K|c_0, c_1, \dots, c_n)$ , para  $c_0, c_1, \dots, c_n$  sendo  $c \in \{0,1\}$ . As classes são divididas em regiões de interesse ( $K=1$ ) e não interesse ( $K=0$ ).

A tabela 1 é utilizada como base de conhecimento para o classificador, a qual foi definida através de mensuração e classificação manual sobre um conjunto de 132 imagens de tomografia contendo a região da orelha.

**Tabela 1. Tabela de conhecimento utilizada no classificador.**

<i>Classe (K)</i>	<i>Área</i>	<i>Escala Hounsfield</i>	<i>Distância da centroide</i>
0	$1 < x < 5000$	$-1000 < y < 3000$	*
0	$1 < x < 100$	$200 < y < 600$	$250 < d$
1	$4000 < x$	$200 < y < 600$	*
1	$x < 1500$	$100 < y < 800$	$d < 50$

A figura 2 ilustra um exemplo da aplicação da técnica onde em *a* a imagem original, *b* aplicação do cálculo de probabilidade e *c* resultado da supressão dos falsos candidatos.



**Figura 2. Aplicação da filtragem pelo classificador *Naïve Bayes*: Imagem original (a), aplicação do cálculo (b) e supressão dos falsos candidatos (c).**

## 2.2. Segmentação

A segmentação de imagens por contornos ativos “*Snake*” [Kass et al. 1988] é um método comumente utilizado para segmentação em imagens médicas pela sua capacidade de generalização e tolerância a ruídos, o que é comum em imagens de TC. O método de contorno ativo por Fluxo de Vetor Gradiente, ou *Gradient Vector Flow* (GVF), proposto por Prince (1997) apresenta uma maior capacidade de contornar regiões côncavas.

A técnica GVF é utilizada pelo presente trabalho para segmentar de forma automática e iterativa a região da orelha. A técnica se baseia em um cálculo de uma energia externa, obtida a partir de uma difusão do vetor gradiente nas duas direções ( $x$ ,  $y$ ). O contorno ativo utiliza essa difusão para encontrar as regiões de bordas na imagem através de um cálculo de minimização de energia. Isso permite que a convergência do contorno seja melhor em regiões côncavas e que o contorno possa ser inicializado em qualquer região da imagem [Xu e Prince 1998]. Sua formulação original é apresentada pela equação 1:

$$f(x,y) = | \nabla [G_{\sigma}(x,y) * I(x,y)] | \quad (1)$$

Como observado na equação é utilizada uma convolução gaussiana com o objetivo de suprimir ruídos granulares na imagem. Na etapa anterior foi utilizada uma filtragem por difusão anisotrópica com o mesmo objetivo, e, portanto, esta convolução não é aplicada, resultando apenas na difusão dos vetores gradiente da imagem. A figura 3 apresenta em etapas o processo de convergência iterativo do contorno ativo por GVF.

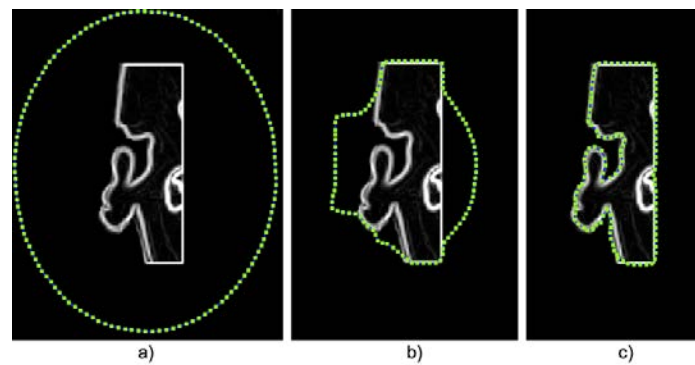


Figura 3. Contorno ativo por GVF: Contorno inicial arbitrário (a), contorno ativo na iteração  $i=30$  (b) e convergência sobre a região da orelha (c).

### 2.3. Reconstrução Tridimensional

O resultado obtido da etapa de processamento de imagens é um conjunto de imagens binárias bidimensionais representando o pavilhão auricular em múltiplas camadas axiais. As camadas, ou secções horizontais, são então combinadas entre si através dos valores dos *pixels* entre as camadas de forma a encontrar um triângulo que intercepte os *pixels* de acordo com sua intensidade. A técnica utilizada para a reconstrução foi o *Marching Cubes*, proposto por Lorensen e Cline (1987), a qual é amplamente utilizada para este propósito.

A técnica foi aplicada no conjunto de imagens contendo a orelha segmentada com sua definição de *pixels* invertida. Dessa forma, o modelo tridimensional obtido é a representação do molde a ser fabricado.

### 2.4. Suavização de Malha Tridimensional

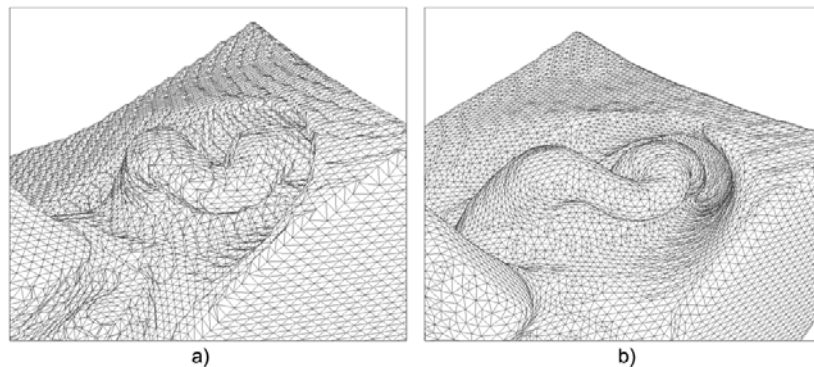
A técnica de reconstrução tridimensional utiliza-se de  $n$  imagens bidimensionais equidistantes para a composição do modelo. Essa estratégia resulta em determinados relevos na malha de triângulos relacionados à distância entre as imagens 2D, conforme ilustrado no item *a* da figura 4. Dessa forma, o modelo 3D do molde pode propagar esses artefatos indesejados para a prótese auricular.

De forma a suavizar esses relevos foi empregada uma técnica de suavização laplaciana dependente de escala. Esta aproximação do operador laplaciano utiliza pesos inversamente proporcionais à distância entre os vértices. Estes pesos são conhecidos como operador de Fujiwara [Fujiwara 1995] e pode ser definido pela equação 2:

$$w_{ij} = 1 / |e_{ij}| \quad (2)$$

O principal benefício desse operador é a preservação da distribuição das dimensões dos triângulos, minimizando potenciais deformações no modelo. Por ser um operador laplaciano combinado com uma característica local de cálculo de peso o

operador não é linear. A cada iteração o operador é recalculado conforme os vértices se movem e a iteração chega ao final quando não há mais aproximações a serem realizadas.



**Figura 4. Modelo tridimensional do molde apresentando relevos (a) e resultado da suavização pelo operador laplaciano (b).**

## 2.5. Manufatura Aditiva

Dentre as estratégias de Manufatura Aditiva atualmente disponíveis, a Fabricação de Filamento (FFF) foi escolhida para uso neste trabalho por ser bastante acessível e geralmente apresentar baixo custo de material (Guio e Leu, 2013).

Foram utilizadas 2 modelos de impressoras 3D para a fabricação dos moldes, a primeira 3D Clonner, Microbras<sup>tm</sup>, Brasil; a segunda RepRap Prusa i3, projeto de hardware aberto. Os moldes foram fabricados com sucesso em ambos os modelos.

## 2.6. Material

Dentre as opções de materiais para uso em FFF, o Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS) foi escolhido pelas suas características de acessibilidade e toxicidade. O ABS é amplamente utilizado por FFF, sendo um dos filamentos mais acessíveis e disponíveis no mercado. De acordo com Rutkowsky e Levint (1986) o ABS não apresenta níveis toxicológicos em temperatura ambiente e de derretimento.

## 2.7. Suavização de Superfície

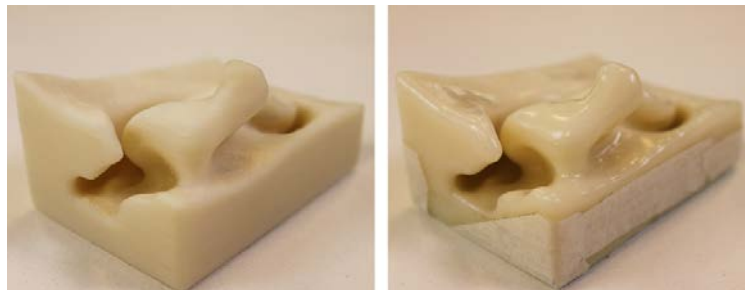
A superfície dos objetos produzidos através da Manufatura Aditiva geralmente apresenta uma determinada rugosidade inerente ao processo de fabricação por camadas. De forma a inibir a propagação desta rugosidade para a prótese, um processo de suavização superficial é aplicado ao molde. A utilização de solventes reativos oferece um método flexível para alteração das características físicas de polímeros termoplásticos [Meijer et al. 1996]. Os solventes reativos atuam enfraquecendo as forças intermoleculares dos polímeros, permitindo que as moléculas se movimentem conforme incidência de outras forças, como a tensão superficial. Esta tensão permite que as moléculas se reposicionem de forma a eliminar regiões de micro vales.

A acetona ( $C_3H_6O$ ) em concentração 100% foi adotada pelo processo de suavização de superfície por ser um solvente acessível e pertencer a Classe 3 - solventes sem perigo a saúde humana em níveis normalmente aceitos - do *Guidance for Industry*, do *Food and Drug Administration* (FDA) do Departamento de Saúde e Serviços Humanos dos EUA.



O molde fabricado pelo processo de FFF é exposto em uma câmara aquecida sem controle de pressão e sem contato direto com o solvente no estado líquido.

A proporção de solvente necessário para suavizar um molde foi determinada através de um cálculo de regressão linear sobre uma análise experimental. Foi obtida a proporção de 0,435 ml de acetona em concentração 100% para cada cm<sup>2</sup> de área de superfície do molde. A análise teve como objetivo encontrar a menor quantidade de solvente capaz de suavizar a peça cujo o índice de rugosidade - média aritmética das alturas da superfície (*Sa*) do *Geometric Product Specifications* (GPS) do ISO 25178 - fosse menor que 7,88 µm. A escolha do valor determinado para *Sa* foi baseada em Htsuki et al. (2013), onde foi realizado um estudo de sobre a rugosidade da pele humana e a região amostral com menor rugosidade obtida para *Sa* foi 7,88 µm. Para os testes de rugosidade foi utilizado um perfilômetro ótico digital CCI MP-HS Taylor Hobson<sup>tm</sup>, Leicester, Inglaterra. A figura 5 apresenta o resultado da aplicação do processo de suavização em um molde.



**Figura 5. Molde obtido pela impressão 3d (esquerda) e após após a suavização (direita).**

Ao final do processo de suavização, o molde está pronto para receber a prensagem de silicone para a concepção da prótese. O silicone utilizado foi o A2186, Factor II<sup>tm</sup>, Lakeside, EUA, cujo o tempo de cura é de 1 hora a 100°C.

### 3. Resultados

Todos os processos computacionais aqui apresentados foram implementados em um software de código aberto, desenvolvido em linguagem de programação *Java* e disponível em <http://bitbucket.org/emoretto/reear>. O software é multi-plataforma e foi testado em computadores com os sistemas operacionais Ubuntu 14.04 e Mac OS X 10.10. Em um computador Intel Core i7 com 8GB de memória RAM o tempo total de processamento do molde foi de 56 segundos. Um molde, dependendo de sua geometria e tamanho, leva entre 2 a 3 horas para ser fabricado utilizando uma impressora 3D com velocidade de 60mm/s.

A técnica apresentada foi aplicada em 2 casos clínicos de pacientes da Faculdade de Odontologia da USP. Ambos pacientes e/ou responsáveis assinaram um termo de consentimento para a participação experimental no projeto de pesquisa, permitindo que seus exames de tomografia computadorizada fossem utilizados.

A aplicação do procedimento foi realizada nos seguintes casos clínicos: ARF, 14 anos, sexo feminino, com perda total do pavilhão auricular direito por decorrência de acidente; KSS, 6 anos, sexo masculino, com má formação congênita no pavilhão auricular esquerdo. Em ambos os casos foram utilizadas imagens de TC com resolução de 512x512 *pixels* e espessura de camada de 1mm.

Os materiais utilizados para a fabricação de um molde são o ABS em forma de filamento para impressoras 3D ao custo de 20 USD por kg e acetona em solução 100% ao custo de 17,00 USD por litro, Sigma-Aldrich<sup>tm</sup>, Brasil.

O molde do caso clínico ARF utilizou 36 gramas de ABS para sua fabricação e 55 ml de acetona, ao custo total de materiais de 1,67 USD. O segundo caso, KSS, teve um custo de material de 1,51 USD.

O processo de suavização de superfície foi avaliado através de um perfilômetro ótico digital de forma a verificar a efetividade do processo. A figura 6 apresenta a renderização tridimensional de uma determinada região do molde antes e depois do processo. Foi possível observar que a amplitude dos vales e picos da rugosidade foi diminuída por toda a área.

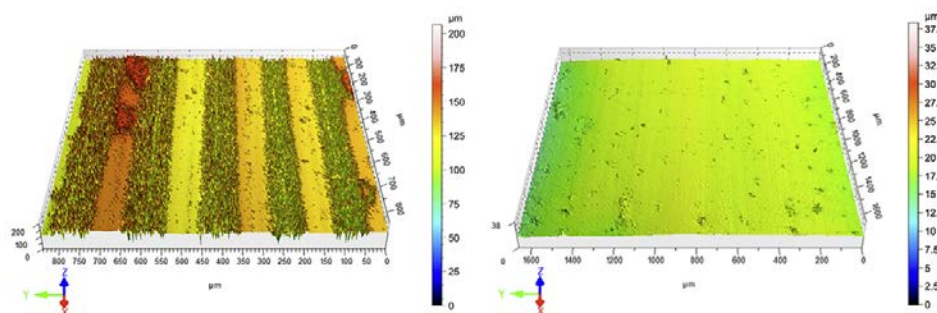


Figura 6. Superfície antes (esquerda) e após (direita) tratamento de suavização.

A avaliação de superfície seguiu os padrões de medidas do *Geometric Product Specifications* (GPS) da ISO 25178 e foram obtidos os valores para *Sa* de 18,4  $\mu\text{m}$  e 0,79  $\mu\text{m}$  para antes e depois da suavização respectivamente.

Foi também realizada uma análise comparativa das dimensões da prótese obtida (caso ARF) com a orelha do paciente utilizando o software Osirix, Pixmeo<sup>tm</sup>, Suíça. As medidas seguiram os padrões morfológicos auriculares, conforme Subburaj et al. (2007). A tabela 2 apresenta o resultado desta análise.

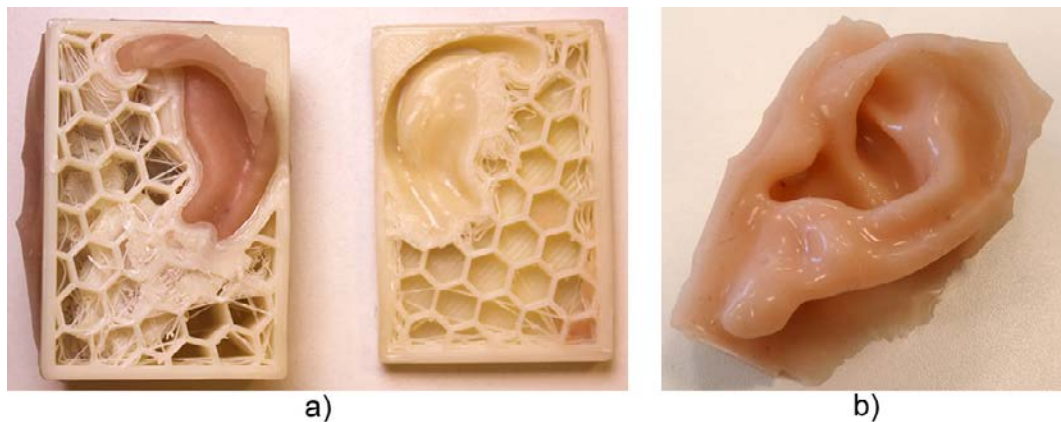
Tabela 2. Medidas e diferenças dos padrões morfológicos auriculares entre as imagens da orelha saudável e a prótese obtida.

Região	TC (mm)	Prótese (mm)	Diferença(%)
Altura total	63.05	63.85	1.25
Largura total	23.50	23.90	1.67
Tragus a anti-hélice	21.50	22.32	3.66
Tragus a hélice	28.90	29.22	1.10
Largura do lóbulo	13.80	13.96	1.15
Altura do lóbulo	21.70	21.72	0.09
Projeção auricular	15.70	16.95	7.96
Inclinação auricular	6.60	6.55	-0.76

A diferença média das medidas observadas foi de 2,2%, o que representa um indicador de semelhança aceitável (97,8% de similaridade) sob o aspecto estético



considerando a geometria singular do pavilhão auricular. O item *b* da figura 7 apresenta a prótese obtida do caso ARF após a desmoldagem ilustrada pelo item *a* da mesma figura.



**Figura 7. Molde com silicone injetado (a) e prótese obtida do caso ARF (b).**

#### **4. Discussão**

O processo proposto apresentou um procedimento de elaboração de próteses alternativo ao convencional com potencial de expansão para demais próteses buco-maxilo-faciais. As próteses obtidas pelo processo apresentaram grande similaridade (aproximadamente 98%) em relação a orelha saudável do paciente, utilizando menos recurso manual e a baixo custo.

A necessidade de um exame de TC para a obtenção do modelo tridimensional do molde é uma desvantagem do procedimento apresentado pois expõe o paciente a uma dose de radiação onde eventualmente não seria necessário. Entretanto, em determinados casos clínicos principalmente decorrentes de dano causados por acidentes, o exame de tomografia geralmente é exigido para de análise do canal auditivo e/ou eventual fratura óssea.

A elaboração de uma prótese auricular pelo procedimento proposto possui um grande potencial de ser realizado em menor tempo em relação ao método convencional utilizado pelo Departamento de Cirurgia, Prótese e Traumatologia Maxilofaciais da Faculdade de Odontologia da USP, pois um molde pode ser fabricado em até 4 horas a partir do exame de TC.

O uso de impressão 3D na área médica vem sendo explorado amplamente nos últimos anos e deve ser um processo inerente a inovação na área, reduzindo custos e principalmente oferecendo um melhor tratamento ao paciente.

#### **5. Agradecimentos**

Os autores agradecem o Departamento de Cirurgia, Prótese e Traumatologia Maxilofaciais da Faculdade de Odontologia da USP pelo apoio clínico, científico e experimental ao projeto, ao Laboratório de Fenômenos de Superfície da Escola Politécnica da USP pelas análises de superfícies e o Departamento de Química Fundamental do Instituto de Química da USP pela revisão dos processos químicos envolvidos.

## Referências

- Carvalho, J.C.M., Dias, R.B., Mattos, B.S., André, M. (2013), Reabilitação Protética Craniomaxilofacial, Ed. Santos, 1<sup>o</sup> edição.
- Watson, J., Muhanad, M.H. (2014) “Complete integration of technology for improved reproduction of auricular prostheses”, *J Pros. Dentistry*, p. 430–436.
- Jiao, T., Zhang, F., Huang, X., Wang, C. (2004) “Design and fabrication of auricular prostheses by CAD/CAM system”, *Int J Prosthodont*, p. 460-463.
- Karayazgan-Saracoglu, B., Gunay, Y., Atay, A. (2009) “Fabrication of an auricular prosthesis using CT and rapid prototyping technique”, *J Cran. Surg*, p. 1169-1172.
- Mardini, M. Al., Ercoli, C., Graser, GN. (2005) “A technique to produce a mirror-image wax pattern of an ear using rapid prototyping technology”, *J Pros. Dent*, p. 195-198.
- Ciocca, L., Scotti, R. (2004) “CAD-CAM generated ear cast by means of a laser scanner and rapid prototyping machine”, *J Prosthet Dent.*, p. 591-595.
- Ciocca, L., Mingucci, R., Gassino, G., Scotti, R. (2007) “CAD/CAM ear model and virtual construction of the mold”, *J Prosthet Dent.*, p. 339-343.
- Perona, P., Malik, J. (1990) “Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion”, *IEEE Trans PAMI.*, p. 629-639.
- Raut, V.N., Ruikar, S.D. (2013) “Image quality improvement in computed tomography using anisotropic diffusion”, *IEEE 2013 ICECCN*, p. 601-605.
- Kass, M., Witkin, A., Terzopoulos, D. (1988) “Snakes: Active contour models”. *Int J Comput Vis.*, p. 321-331.
- Prince, J.L. (1997) “Gradient vector flow: a new external force for snakes”, *Proc IEEE Comput Soc Conf Comput Vis Pattern Recognit.*, p. 66-71.
- Xu, C., Prince, J.L. (1998) “Snakes, shapes, and gradient vector flow” *IEEE Trans Image Process.*, p. 359-369.
- Lorensen, W.E., Cline, H.E. (1987) “Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm”, *ACM SIGGRAPH Comput Graph.*, p. 163-169.
- Fujiwara, K. (1995) “Eigenvalues of Laplacians on a Closed Riemannian Manifold and Its Nets”, *Proc Am Math Soc.*, p. 123-131.
- Guo, N., Leu, M.C. (2013) “Additive manufacturing: Technology, applications and research needs”, *Front Mech Eng.*, p. 215-243.
- Rutkowski, J.V., Levint, B.C. (1986) “Acrylonitrile-Butadiene-Styrene Copolymers (ABS): Pyrolysis and Combustion Products and their Toxicity”, p. 93-105.
- Meijer, H., Venderbosch, R.W., Goossens, P., Lemstra, J. (1996) “Processing of Thermoplastic Polymers using Reactive Solvents”, *High Perform Polym*, p. 133-167.
- Htsuki, O., Akamaki, S., Ominaga, T. (2013) “Analysis of Skin Surface Roughness by Visual Assessment and Surface Measurement”, p. 94-101.
- Subburaj, K., Nair, C., Rajesh, S., Meshram, M., Ravi, B. (2007) “Rapid development of auricular prosthesis using CAD and rapid prototyping technologies”, *J. Oral Maxillo Surg.*, p. 938-943.