

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
FACULDADE DE ARQUITETURA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESIGN

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**DESIGN VIRTUAL NA RECONSTRUÇÃO AURICULAR COM MATERIAL
AUTÓGENO**

Rogélio Carpes Pinheiro

Porto Alegre, RS, Brasil

2015

Rogélio Carpes Pinheiro

**DESIGN VIRTUAL NA RECONSTRUÇÃO AURICULAR COM MATERIAL
AUTÓGENO**

Dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Design, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Design pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Fábio Gonçalves Teixeira

Porto Alegre, RS, Brasil

2015

CIP - Catalogação na Publicação

Pinheiro, Rogélio Carpes
Design virtual na reconstrução auricular com
material autógeno / Rogélio Carpes Pinheiro. -- 2015.
117 f.

Orientador: Fábio Gonçalves Teixeira.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do
Rio Grande do Sul, Faculdade de Arquitetura,
Programa de Pós-Graduação em Design, Porto Alegre, BR-
RS, 2015.

1. Design virtual. 2. Reconstrução auricular. 3.
Cirurgia plástica. 4. Fabricação digital. 5.
Impressão tridimensional. I. Teixeira, Fábio
Gonçalves, orient. II. Título.

Rogélio Carpes Pinheiro

**DESIGN VIRTUAL NA RECONSTRUÇÃO AURICULAR COM MATERIAL
AUTÓGENO**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Design, da Escola de Engenharia e da Faculdade de Arquitetura, da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito para obtenção do título de Mestre em Design. Defendida e aprovada em 29/07/2015.

Banca Examinadora:

Orientador: **Prof. Dr. Fábio Gonçalves Teixeira**

Departamento de Design e Expressão Gráfica – DEG/UFRGS

Programa de Pós-Graduação em Design – PGDesign/UFRGS

Prof. Dr. Régio Pierre da Silva

Departamento de Design e Expressão Gráfica – DEG/UFRGS

Programa de Pós-Graduação em Design – PGDesign/UFRGS

Profa. Dra. Tânia Luisa Koltermann da Silva

Departamento de Design e Expressão Gráfica – DEG/UFRGS

Programa de Pós-Graduação em Design – PGDesign/UFRGS

Prof. Dr. Marcus Vinicius Martins Collares

Departamento de Cirurgia – Faculdade de Medicina - UFRGS

Programa de Pós-Graduação em Medicina – PGCIRUR/UFRGS

"I found it hard, it was hard to find"

KURT COBAIN

AGRADECIMENTOS

À Fernanda Trein, pelo seu amor, apoio e compreensão, necessários à realização do mestrado, além da leitura e considerações sobre o trabalho. Aos meus irmãos e, em especial, aos meus pais, por facilitarem sempre que possível a minha vida para que eu pudesse me concentrar nesse projeto.

Aos professores do PGDesign da UFRGS, em especial ao meu orientador Fábio Gonçalves Teixeira, pelos ensinamentos, compreensão das minhas limitações e confiança no meu trabalho, possibilitando meu ingresso no programa e, posteriormente, confiando a mim o desenvolvimento desse trabalho. Ao professor Regio Pierre da Silva, membro das minhas bancas de ingresso, qualificação e defesa, pelas suas considerações e apoio a essa pesquisa. Também à professora Tânia Luisa Koltermann da Silva pelas importantes observações ao trabalho. À querida professora Léia Bruscato, por sempre me incentivar, seja pelas suas palavras ou ao ceder seus equipamentos para auxiliarem a conclusão do trabalho.

Ao Prof. Dr. Marcus Vinicius Martins Collares pelas suas importantes considerações ao longo do trabalho, que levaram a grandes melhorias no método proposto, além de possibilitar o acompanhamento do processo cirúrgico e, com isso, proporcionar um *feedback* mais preciso da efetividade do método.

Aos colegas do VID, Clariana Brendler e Felipe Viaro, pela amizade e por terem um papel fundamental na concepção da ideia desse projeto, aliados ao Dr. Maurício Viaro, que também acompanhou de perto esse trabalho ao longo de todo o período, fazendo a ponte entre o Departamento de Design e de Medicina da UFRGS.

Aos colegas do LDSM, Prof. Dr. Fabio Pinto da Silva e Laura Moura, pelo apoio e horas de dedicação cedidos ao projeto, nas diversas digitalizações realizadas.

Aos pacientes e familiares envolvidos nas reconstruções auriculares, por participarem do estudo e, assim, auxiliarem a evolução da técnica.

RESUMO

As cirurgias de reconstrução parcial ou total de orelha são um desafio na medicina, exigindo técnicas complexas e qualificadas, sendo as mais utilizadas àquelas que fazem uso de material autógeno (cartilagem da costela do próprio paciente). Trata-se de um processo artesanal em que o cirurgião deve esculpir manualmente a cartilagem para formar o modelo tridimensional da orelha, denominado *framework*, dessa forma, o resultado final depende, principalmente, da habilidade do cirurgião plástico. Tendo isso em vista, busca-se, neste trabalho, empregar as tecnologias computacionais utilizadas no Design Virtual para auxiliar o planejamento cirúrgico, utilizando digitalização tridimensional e fabricação digital para aprimorar o resultado da técnica de reconstrução auricular. A metodologia proposta sugere a digitalização tridimensional do paciente e, a partir disso, são projetados *templates* cirúrgicos para auxiliar a modelagem e o posicionamento do *framework*. A aplicação cirúrgica valida alguns pontos e possibilita o estudo de melhorias em determinados *templates*, utilizados então em outras duas reconstruções, obtendo-se resultados positivos. Assim, o uso do Design Virtual mostra-se confiável e útil na cirurgia de reconstrução auricular, levando à melhoria no planejamento e, assim, diminuição do tempo cirúrgico, sem riscos ou complicações ao paciente e com melhores resultados anatômicos.

Palavras-chaves: Reconstrução auricular, cirurgia plástica, design virtual, impressão 3D.

ABSTRACT

The partial or total reconstruction of ear is a challenge in plastic surgery, requiring complex and skilled techniques. The most successful reconstructions use autogenous material (cartilage from the patient's own rib). It is a handmade process in which the surgeon must manually sculpt the cartilages to form the three-dimensional model of the ear, usually called as framework. Considering this, the final result depends mainly on the plastic surgeon's skill. In this scenario, the aim of this research is employ computer technologies used in Virtual Design to aid surgical planning, using three-dimensional scanning and digital manufacturing to improve the result of ear reconstruction technique. The proposed methodology suggests surgical templates, based on 3D patient scan, designed to assist the modeling and positioning of the framework. The surgical application validates some points and allows the study of improvements in certain templates, then used in other two surgeries, with positive results. Thus, the use of Virtual Design proves to be reliable and useful in ear reconstruction surgery, leading to improved planning and decreasing surgical time, without any risks or complications for the patient and with better anatomical results.

Keywords: Ear reconstruction, plastic surgery, virtual design, 3D printing.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1. Técnica de Brent | 19 |
| Figura 2. Processo de reconstrução da orelha (primeira etapa)..... | 20 |
| Figura 3. (A) Cartilagem a ser implantada; (B) Aspecto ao final do primeiro tempo da reconstrução..... | 20 |
| Figura 4. Utilização do modelo 3D ao longo do projeto | 22 |
| Figura 5. Evolução do Design Virtual | 23 |
| Figura 6. Pacientes de reconstruções auriculares no Brasil..... | 28 |
| Figura 7. Estrutura esquemática do trabalho..... | 29 |
| Figura 8. Partes da orelha | 30 |
| Figura 9. Subpartes da orelha | 31 |
| Figura 10. Padrões para medição da orelha | 31 |
| Figura 11. Ranking das orelhas selecionadas..... | 32 |
| Figura 12. Comparação entre <i>frameworks</i> | 33 |
| Figura 13. Comparação entre a pesquisa e as proporções descritas por Tolleth..... | 33 |
| Figura 14. Técnica de Brent para retirada da cartilagem | 35 |
| Figura 15. Modelagem da hélice da orelha | 36 |
| Figura 16. União das cartilagens..... | 36 |
| Figura 17. Etapa final da primeira etapa da cirurgia | 37 |
| Figura 18. Retirada da cartilagem pelo método de Nagata | 38 |
| Figura 19. Estrutura 3D e modelo 2D | 38 |
| Figura 20. Variações de modelos e tamanhos dos <i>templates</i> | 39 |
| Figura 21. <i>Template</i> posicionado ao lado do local da cirurgia..... | 40 |
| Figura 22. <i>Framework</i> de cartilagem costal e <i>template</i> | 40 |
| Figura 23. Cartilagens e <i>framework</i> montado..... | 41 |
| Figura 24. Exemplo de reconstrução..... | 42 |
| Figura 25. Cartilagens esculpidas | 43 |

| | |
|---|----|
| Figura 26. Vista lateral da estrutura de cartilagem | 43 |
| Figura 27. Modelo 3D | 43 |
| Figura 28. Modelagem com apenas uma cartilagem costal | 44 |
| Figura 29. Utilização do Design Virtual na cirurgia de reconstrução de mama | 46 |
| Figura 30. Superfície de alta precisão gerada pelo software 3dMD | 47 |
| Figura 31. Quantificação dos resultados do plano de expansão palatal | 47 |
| Figura 32. Procedimento da cirurgia virtual | 48 |
| Figura 33. Fluxograma de aplicação do método de Hierl | 49 |
| Figura 34. Digitalização da face | 50 |
| Figura 35. Cirurgia virtual | 50 |
| Figura 36. Utilização dos moldes | 51 |
| Figura 37. Digitalização da orelha e modelo impresso | 52 |
| Figura 38. Modelo 3D espelhado da orelha saudável | 52 |
| Figura 39. Modelo impresso da orelha | 53 |
| Figura 40. Paciente antes e depois da prótese | 53 |
| Figura 41. Digitalização do paciente | 54 |
| Figura 42. Posicionamento do modelo da orelha | 55 |
| Figura 43. Experimento do <i>template</i> | 55 |
| Figura 44. Tomografia do crânio com o <i>template</i> de posicionamento | 56 |
| Figura 45. Sistemas de pinos de retenção | 56 |
| Figura 46. Integração da orelha espelhada com a face | 57 |
| Figura 47. Orelha processada no molde | 57 |
| Figura 48. Prótese definitiva | 58 |
| Figura 49. Construção e avaliação do <i>framework</i> | 59 |
| Figura 50. Cartilagem em forma de orelha através da engenharia de tecidos | 60 |
| Figura 51. Relação entre resolução e desvio | 62 |
| Figura 52. Características do Kinect | 63 |

| | |
|--|----|
| Figura 53. Processo de impressão tridimensional..... | 64 |
| Figura 54. Modelo CAD do crânio estudado | 65 |
| Figura 55. Comparativo entre métodos de impressão..... | 66 |
| Figura 56. Metodologia do trabalho | 70 |
| Figura 57. Molde para retirada da cartilagem costal | 72 |
| Figura 58. Exemplo de uso da técnica | 72 |
| Figura 59. Captura de tela do Kinect Fusion | 74 |
| Figura 60. Resultado da digitalização com Kinect..... | 74 |
| Figura 61. Scanner Artec EVA Handheld | 75 |
| Figura 62. Tela do software Artec Studio 9.2 | 76 |
| Figura 63. Pontos da superfície..... | 76 |
| Figura 64. Pós-processamento <i>Sharp</i> | 77 |
| Figura 65. Pós-processamento <i>Smooth</i> | 77 |
| Figura 66. Comparativo entre digitalizações: Kinect (A) e Artec (B)..... | 78 |
| Figura 67. Comparativo das orelhas digitalizadas..... | 78 |
| Figura 68. Alinhamento da face do paciente | 79 |
| Figura 69. Simulação de paciente com microtia..... | 79 |
| Figura 70. Espelhamento da orelha direita..... | 80 |
| Figura 71. Ajuste do espelhamento da orelha | 80 |
| Figura 72. Linhas de construção do molde | 81 |
| Figura 73. Comparativo do molde com o formato da orelha | 81 |
| Figura 74. Alteração do molde para retirada da cartilagem costal | 82 |
| Figura 75. Orelha espelhada..... | 82 |
| Figura 76. Projeto da máscara para posicionamento | 83 |
| Figura 77. Modelo negativo da orelha | 84 |
| Figura 78. Molde negativo da hélice..... | 84 |
| Figura 79. Projeto do <i>framework</i> | 84 |

| | |
|--|-----|
| Figura 80. Linhas desenhadas pelo especialista..... | 85 |
| Figura 81. Molde para marcação dos volumes do <i>framework</i> | 85 |
| Figura 82. Processos fabricação dos <i>templates</i> | 86 |
| Figura 83. Software da máquina de corte laser..... | 87 |
| Figura 84. Máquina de corte dos moldes 2D..... | 87 |
| Figura 85. Peça durante e após o corte | 88 |
| Figura 86. Impressora FDM..... | 88 |
| Figura 87. Modelo no software da impressora | 89 |
| Figura 88. Impressão 3D da máscara | 89 |
| Figura 89. Arranjo dos <i>templates</i> para impressão..... | 91 |
| Figura 90. Simulação de impressão dos <i>templates</i> | 91 |
| Figura 91. Orelha direita do paciente | 93 |
| Figura 92. Resultado da digitalização do paciente | 94 |
| Figura 93. Alinhamento do modelo 3D | 94 |
| Figura 94. Projeto dos <i>templates</i> | 95 |
| Figura 95. <i>Templates</i> fabricados | 95 |
| Figura 96. <i>Templates</i> na sala cirúrgica | 96 |
| Figura 97. Vista superior da máscara..... | 97 |
| Figura 98. Vista lateral da máscara..... | 97 |
| Figura 99. Marcação da posição da orelha a ser reconstruída | 98 |
| Figura 100. Utilização da máscara ao fim da cirurgia..... | 98 |
| Figura 101. Molde negativo da hélice e cartilagem flutuante | 99 |
| Figura 102. Hélice moldada..... | 99 |
| Figura 103. Molde para retirada da cartilagem costal | 100 |
| Figura 104. Cartilagem retirada do paciente | 100 |
| Figura 105. Molde e cartilagem costal..... | 101 |
| Figura 106. Molde sobre a cartilagem moldada | 101 |

| | |
|---|-----|
| Figura 107. Diferença entre os recortes do molde e a cartilagem modelada | 102 |
| Figura 108. Modelagem do <i>framework</i> | 102 |
| Figura 109. Modelo do <i>framework</i> , <i>framework</i> moldado e molde para marcação ... | 103 |
| Figura 110. Aspecto da orelha ao final da primeira etapa da cirurgia | 103 |
| Figura 111. Reprojeto do molde para marcação do <i>framework</i> | 104 |
| Figura 112. Comparativo entre os moldes para marcação do <i>framework</i> | 104 |
| Figura 113. Nova versão do modelo do <i>framework</i> | 105 |
| Figura 114. Conjunto de moldes para nova cirurgia | 105 |
| Figura 115. Posicionamento da orelha e assimetria facial | 106 |
| Figura 116. Testes de forma | 111 |

LISTA DE QUADROS E TABELAS

| | |
|--|----|
| Quadro 1. Softwares CAD/CAM para cirurgia craniofacial | 45 |
| Quadro 2. Principais processos de impressão tridimensional | 65 |
| | |
| Tabela 1. Resultados de diferentes métodos | 28 |
| Tabela 2. Características dos sistemas de digitalização | 61 |
| Tabela 3. Tempos de desenvolvimento dos <i>templates</i> | 90 |

ABREVIATURAS E SIGLAS

3DP - Impressão Tridimensional
ABS – Acrilonitrila Butadieno Estireno
CAD – Projeto Assistido por Computador
CAE – Engenharia Assistida por Computador
CAM – Manufatura Assistida por Computador
CNC – Controle Numérico Computadorizado
CT – Tomografia Computadorizada
DLMS - Sinterização Direta de Metal a Laser
EBM - Fusão por Feixe de Elétrons
FDM - Modelagem por Deposição de Material Fundido
IGES – Initial Graphics Exchange Specification
KBE – Engenharia Baseada em Conhecimento
LOM - Manufatura de Objetos Laminados
MDF – Medium Density Fiberboard
PLA – Poli Ácido Láctico
PLM – Gerenciamento do Ciclo de Vida do Produto
PP – Planejamento de Processos
PU – Espuma de Poliuretano
RPM – Rotações por Minuto
SLA - Estereolitografia
SLM - Fusão Seletiva a Laser
SLS - Sinterização Seletiva a Laser
UFRGS – Universidade Federal do Rio Grande do Sul
VID – Virtual Design

SUMÁRIO

| | | |
|----------|---|-----------|
| 1 | INTRODUÇÃO | 19 |
| 1.1 | DELIMITAÇÃO DA PESQUISA..... | 25 |
| 1.2 | PROBLEMA | 25 |
| 1.3 | HIPÓTESE | 25 |
| 1.4 | OBJETIVOS | 26 |
| 1.5 | JUSTIFICATIVA | 26 |
| 1.6 | ESTRUTURA DO TRABALHO..... | 29 |
| 2 | REFERENCIAL TEÓRICO | 30 |
| 2.1 | ANATOMIA AURICULAR..... | 30 |
| 2.2 | TÉCNICAS DE RECONSTRUÇÃO AURICULAR COM MATERIAL AUTÓGENO | 34 |
| 2.2.1 | Técnica de Brent (1974) | 35 |
| 2.2.2 | Técnica de Nagata (1985)..... | 37 |
| 2.2.3 | Técnica de Kelley <i>et al.</i> (1998)..... | 39 |
| 2.2.4 | Técnica de Dashan <i>et al.</i> (2008)..... | 41 |
| 2.2.5 | Técnica de Jiang <i>et al.</i> (2008) | 42 |
| 2.2.6 | Técnica de Pan <i>et al.</i> (2008)..... | 44 |
| 2.3 | DESIGN VIRTUAL NA CIRURGIA PLÁSTICA..... | 44 |
| 2.4 | DESIGN VIRTUAL NA RECONSTRUÇÃO AURICULAR | 51 |
| 2.4.1 | Técnica de Mardini, Ercoli e Graser (2005)..... | 51 |
| 2.4.2 | Técnica de Subburaj <i>et al.</i> (2007) | 52 |
| 2.4.3 | Técnica de Ciocca <i>et al.</i> (2007, 2009) | 54 |
| 2.4.4 | Técnica de Liu <i>et al.</i> (2009) | 58 |
| 2.4.5 | Técnica de Xue <i>et al.</i> (2013)..... | 59 |
| 2.5 | DIGITALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL..... | 61 |
| 2.6 | FABRICAÇÃO DIGITAL | 63 |

| | | |
|----------|---|------------|
| 2.7 | CONSIDERAÇÕES SOBRE O CAPÍTULO..... | 67 |
| 3 | METODOLOGIA DA PESQUISA | 69 |
| 3.1 | REQUISITOS DO PROJETO..... | 71 |
| 3.2 | DIGITALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL..... | 73 |
| 3.2.1 | Kinect..... | 73 |
| 3.2.2 | Artec | 75 |
| 3.2.3 | Comparativo entre as digitalizações..... | 77 |
| 3.3 | PROJETO DOS <i>TEMPLATES</i> | 79 |
| 3.3.1 | Molde para retirada da cartilagem costal | 81 |
| 3.3.2 | Orelha espelhada..... | 82 |
| 3.3.3 | Máscara para posicionamento do <i>framework</i>..... | 83 |
| 3.3.4 | Molde negativo da hélice | 83 |
| 3.3.5 | Modelo do <i>framework</i>..... | 84 |
| 3.3.6 | Molde para marcação dos volumes do <i>framework</i>..... | 85 |
| 3.4 | FABRICAÇÃO DOS <i>TEMPLATES</i> | 86 |
| 3.4.1 | Corte laser | 86 |
| 3.4.2 | Impressão 3D | 88 |
| 3.5 | VIABILIDADE ECONÔMICA | 90 |
| 4 | APLICAÇÃO DA TÉCNICA | 93 |
| 4.1 | DIGITALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL..... | 93 |
| 4.2 | PROJETO E FABRICAÇÃO DOS <i>TEMPLATES</i> CIRÚRGICOS..... | 95 |
| 4.3 | UTILIZAÇÃO DOS <i>TEMPLATES</i> NA CIRURGIA..... | 96 |
| 4.3.1 | Máscara para posicionamento do <i>framework</i>..... | 97 |
| 4.3.2 | Molde negativo da hélice | 99 |
| 4.3.3 | Molde para retirada da cartilagem costal | 100 |
| 4.3.4 | Molde para marcação dos volumes do <i>framework</i>..... | 101 |
| 4.3.5 | Modelo do <i>framework</i>..... | 102 |

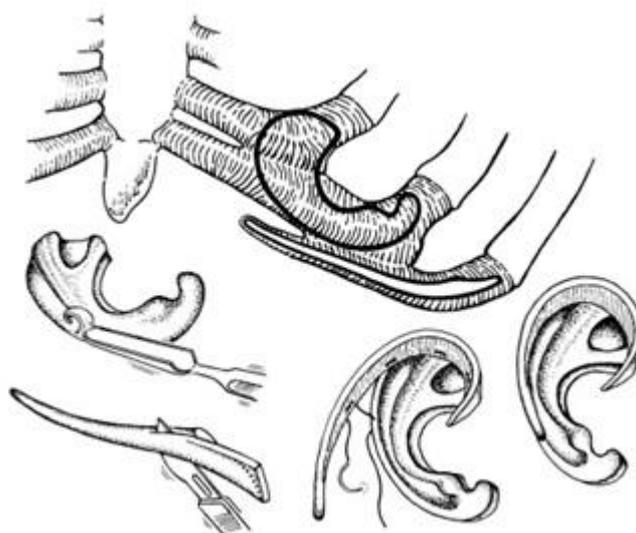
| | | |
|----------|-----------------------------------|------------|
| 4.4 | ANÁLISE DA CIRURGIA..... | 103 |
| 4.5 | CIRURGIAS POSTERIORES | 106 |
| 5 | CONSIDERAÇÕES FINAIS | 108 |
| | REFERÊNCIAS..... | 113 |
| | ANEXOS | 117 |

1 INTRODUÇÃO

As cirurgias de reconstrução auricular, sejam elas parciais ou totais, são um desafio na medicina, exigindo técnicas complexas e profissionais qualificados. A reconstrução pode ser realizada por diferentes métodos, sendo a mais utilizada a técnica de Brent, que faz uso de material autógeno. Trata-se de um processo artesanal em que o cirurgião deve esculpir um modelo tridimensional de cartilagem do próprio paciente, que se assemelhe o máximo possível à orelha saudável (CARVALHO *et al.*, 2010). Apesar dos resultados serem superiores a outros métodos, é uma tarefa trabalhosa devido à complexidade de linhas e curvas do modelo natural (BRENT, 2002).

O procedimento de reconstrução, pela técnica de Brent, inicia-se pela retirada das cartilagens da sexta e sétima costela, que dão origem ao bloco principal da orelha, além da costela flutuante (oitava), que resulta na hélice (THORNE, WILKES, 2012), conforme ilustrado na Figura 1.

Figura 1. Técnica de Brent

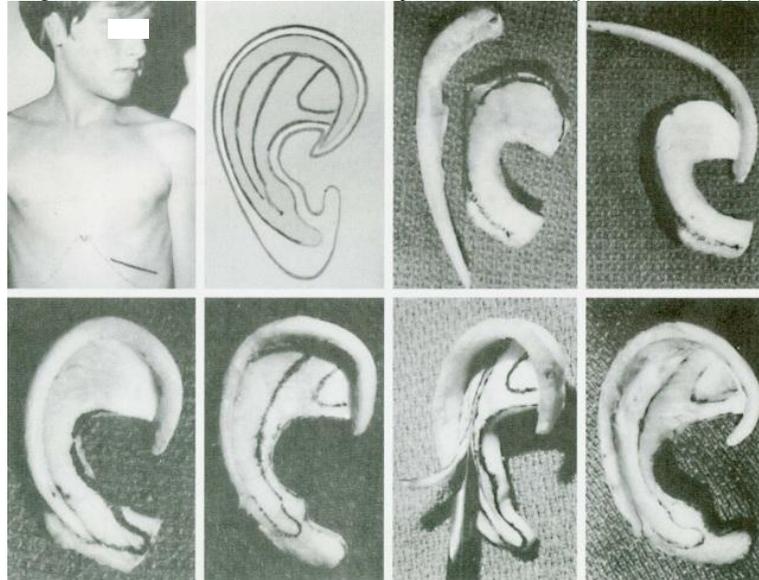


Fonte: THORNE; WILKES, 2012

Ainda segundo Thorne e Wilkes (2012), um molde bidimensional é desenhado sobre a orelha saudável do paciente, normalmente em um filme de raio-x, e a cartilagem é esculpida a partir desse. As duas peças (base e hélice) são costuradas utilizando um fio de nylon. A Figura 2 representa o processo desde a retirada das

cartilagens costais até as mesmas esculpidas a partir do molde bidimensional da orelha do paciente.

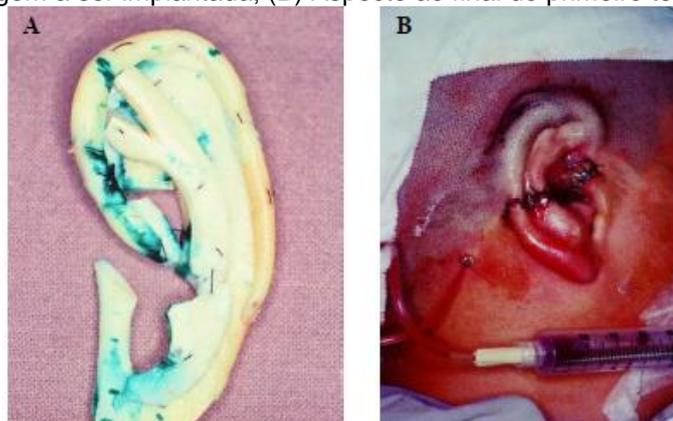
Figura 2. Processo de reconstrução da orelha (primeira etapa)



Fonte: WALTON, ROBERT; BEAHM, 2001

Esse procedimento inicial é denominado primeira etapa da cirurgia, processo que vai desde a retirada das cartilagens costais até o implante da orelha em uma bolsa subcutânea no paciente (THORNE; WILKES, 2012). A Figura 3 ilustra a cartilagem esculpida (A) e a mesma já implantada (B).

Figura 3. (A) Cartilagem a ser implantada; (B) Aspecto ao final do primeiro tempo da reconstrução



Fonte: SAKAE, 2007

A segunda etapa do procedimento é realizada normalmente três meses após o implante da cartilagem, podendo variar de acordo com a técnica utilizada e da recuperação da pessoa (SAKAE, 2007; BRENT, 2002). Nesse procedimento é

realizada a liberação da cartilagem esculpida do crânio, sendo então colocados enxertos cutâneos do próprio paciente para fazer a aposição da orelha (SAKAE, 2007).

Segundo Carvalho *et al.* (2010), a reconstrução da orelha exige uma aptidão artística por parte do médico, pois é necessário observar a complexidade estrutural do contorno auricular e tentar reproduzi-lo próximo da sua forma original. Observa-se que o resultado final do procedimento depende muito da habilidade do cirurgião plástico, pois se trata de uma técnica extremamente manual, sem o auxílio de recentes tecnologias utilizadas em outras áreas da medicina, como o uso das tecnologias de imagem 3D.

Nas últimas décadas, as imagens em três dimensões têm sido utilizadas como uma nova técnica para analisar objetos e formas. Melhorias contínuas nas qualidades de hardware e software 3D levaram à sua ampla aplicação em diversas áreas, desde a indústria automobilística, aeronáutica, de entretenimento à arqueologia. No desenvolvimento de produtos essa tecnologia é usada com frequência para realizar diversas tarefas, tais como projeto, simulação, engenharia reversa, planejamento de produção, inspeção de qualidade e arquivamento digital (TEPPER *et al.*, 2006).

Nesse contexto se insere o Design Virtual, que pode ser conceituado como um processo interativo que busca aperfeiçoar todas as fases de desenvolvimento de produto, através dos meios digitais, utilizando tecnologias e metodologias específicas. A modelagem 3D, a realidade e a prototipagem virtual, bem como as simulações computacionais são exemplos de processos de Design Virtual. Essas tecnologias auxiliam, de modo integrado, a equipe de projeto no planejamento, na implementação e na gestão de todas as etapas do desenvolvimento de produtos.

A massiva utilização das tecnologias 3D iniciou-se na década de 1970, quando vários projetos para converter produtos baseados em informação analógica (em papel) para formatos digitais começaram a ser desenvolvidos. Modelos de produtos e processos começaram a ser digitalizados a partir de meados dessa década, principalmente para fins de gerenciamento. Na década seguinte, muitos softwares foram reprojatados para fazer a transição de 2D para 3D. Como as empresas melhoraram sua eficiência, uma mudança de paradigma tornou-se obrigatória em diversos ramos econômicos que poderiam ser beneficiados com a tecnologia tridimensional (LANE; HARRELL, 2008).

Atualmente, sistemas CAD¹ oferecem muitas funcionalidades de visualização, dando aos designers a possibilidade de simular suas ideias em ambientes avançados, tanto em termos de aparência e dimensões quanto na própria interface do componente em projeto (GARETTI; ROSA; TERZI, 2012). Dessa forma, os modelos CAD 3D servem de base comum para todos os processos de desenvolvimento de produto (Figura 4), tais como análises estruturais em softwares CAE², desenhos técnicos para fabricação, programação de processos de fabricação digital, elaboração de manuais de montagem e operação, entre outros (CHANDRASEGARAN *et al.*, 2013).



Fonte: Traduzido de STARK *et al.*, 2011

Na Figura 5 é possível observar a evolução da utilização do Design Virtual, que se inicia com a digitalização de desenhos 2D, passando pelo início da tecnologia de softwares 3D, baseados em ferramentas de modelagem sólida. Na década de 1990, inicia-se a integração do modelo tridimensional às tecnologias de análise e fabricação digital, em que a engenharia de manufatura passa também a ser integralmente auxiliada por computador, através dos softwares CAM³ e de

¹ Computer Aided Design – Projeto Assistido por Computador

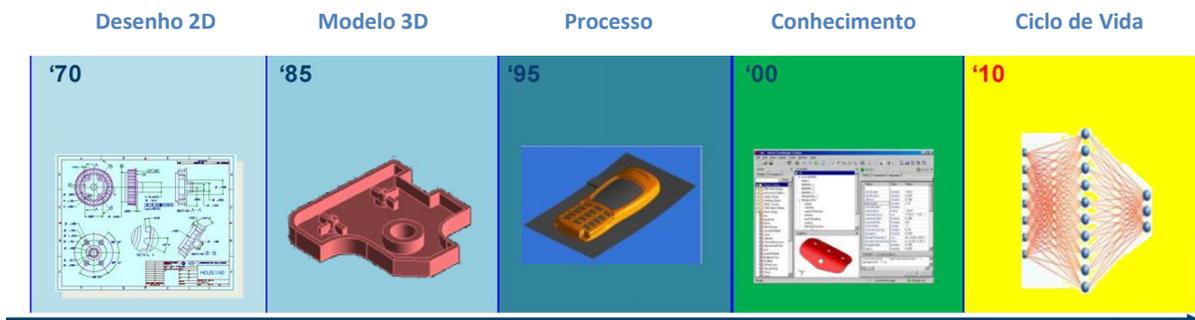
² Computer Aided Engineering – Engenharia Assistida por Computador

³ Computer Aided Manufacturing – Manufatura Assistida por Computador

processo de planejamento, criados para apoiar engenheiros na definição e simulação de processos de fabricação.

O início do século XXI, por sua vez, é marcado pelo uso da engenharia baseada no conhecimento, conhecida como KBE (*Knowledge Based Engineering*), que agilizam o processo de desenvolvimento de produtos. O panorama atual mostra o uso avançado do gerenciamento do ciclo de vida do produto, comumente chamado de PLM (*Product Lifecycle Management*), no qual toda sua vida útil é gerenciada, desde a concepção até o destino final de suas partes após o descarte (GARETTI; ROSA; TERZI, 2012).

Figura 5. Evolução do Design Virtual



Fonte: Adaptado de GARETTI; ROSA; TERZI, 2012

Se por um lado, na área de bens de consumo o Design Virtual já alcança todas as etapas envolvidas no processo, na medicina o uso de tecnologias 3D tem uma utilização diferenciada e, em determinadas áreas, ainda é pouco empregado. Uma diferença notável entre os campos da medicina e do desenvolvimento de produtos diz respeito às ferramentas de entrada e análise que estão disponíveis para cada campo. Enquanto os produtos são projetados em softwares CAD, no caso da medicina o objeto de trabalho já existe (o corpo humano), e somente nas últimas décadas as tecnologias de escaneamento de alta resolução se tornaram acessíveis para a obtenção do modelo 3D do paciente (LANE; HARRELL, 2008).

O corpo humano é um objeto tridimensional e quaisquer alterações, desde uma expressão facial ou um procedimento cirúrgico, ocorrem em três dimensões. A importância de se pensar tridimensionalmente na cirurgia plástica se estende ao planejamento pré-operatório, análise da estética, discussão dos objetivos com os pacientes, simulação cirúrgica e como guia para o procedimento em si (CINGI; OGHAN, 2011).

A cirurgia plástica tem um compromisso com a precisão e exatidão semelhante aos conceitos do desenvolvimento de produtos. Ambas as áreas trabalham em um mundo de três dimensões - o designer e o engenheiro desenhando e modelando produtos físicos, e o cirurgião diagnosticando e tratando pacientes (LANE; HARRELL, 2008). Dessa forma, ferramentas do Design Virtual como a digitalização tridimensional de alta precisão, aliada aos softwares de manipulação de dados 3D, podem auxiliar o cirurgião no diagnóstico, análise, monitoramento do tratamento, simulação e avaliação de resultados (LANE; HARRELL, 2008).

Na reconstrução auricular, o uso das ferramentas do Design Virtual ainda é limitado, principalmente quando a técnica utilizada faz uso de material autógeno (cartilagem da costela do próprio paciente). As cirurgias plásticas de reconstrução total ou parcial de orelhas são realizadas em pacientes portadores de microtia⁴ ou com perda parcial ou total da orelha causada por traumas (CIOCCA e SCOTTI, 2004). São diversos os traumas que podem causar a perda auricular, tais como queimaduras, acidentes de trânsito, agressões físicas, entre outros. Além dos traumas, doenças adquiridas como tumores e lepra podem causar a perda ou necessidade de remoção da orelha do paciente (INSTITUTO DA ORELHA, 2006).

Com o avanço da tecnologia foram desenvolvidas técnicas de reconstrução que utilizam materiais aloplásticos⁵ no lugar da cartilagem. Conforme Carvalho *et al.* (2010), o emprego de próteses de silicone foi introduzido em 1966, entretanto, o alto índice de complicações no seu uso, como infecções e extrusões, prejudicaram sua aceitação. A engenharia de materiais, área comumente envolvida no desenvolvimento de tecidos vivos, também busca a substituição da cartilagem costal, porém, ainda existem muitas ocorrências de rejeição (BRENT, 2002).

Pesquisas realizadas por Ciocca e Scott (2004), Ciocca *et al.* (2006) e Mardini (2005) relatam técnicas para produzir próteses externas de orelhas com material sintético, através de tecnologias de digitalização e impressão tridimensionais, processo também conhecido como manufatura aditiva. As desvantagens dessas técnicas estão, principalmente, na aparência artificial da prótese, que torna aparente não se tratar que uma orelha normal, sobretudo pela falta de precisão de sua cor em relação à pele do paciente.

⁴ Deformidade congênita que resulta na diminuição do tamanho da orelha

⁵ Materiais sintéticos que podem ser implantados em organismos vivos

Carvalho *et al.* (2010), Sakae (2007), Thorner e Wilkes (2012) relatam que, apesar da dificuldade e complexidade da utilização da técnica de Brent, ela ainda traz melhores resultados em relação às aquelas que utilizam materiais aloplásticos e sintéticos.

1.1 DELIMITAÇÃO DA PESQUISA

Devido ao caráter artesanal do processo de reconstrução auricular, notou-se que o Design Virtual poderia inserir-se no processo, diminuindo a dependência exclusiva das habilidades de visualização e modelagem tridimensionais do cirurgião. Assim, busca-se, com esse trabalho, propor um método para auxiliar a técnica de Brent de reconstrução total de orelha através das tecnologias de digitalização 3D e sistemas CAD/CAM.

O foco da pesquisa será a primeira etapa da técnica de Brent, que consiste na retirada das cartilagens costais, sua modelagem e implantação no paciente. Isso porque se trata da etapa mais complexa e demorada do processo de reconstrução auricular, além de seu resultado influenciar diretamente as próximas fases da reconstrução. O bloco de cartilagem que forma a estrutura base da orelha a ser reconstituída passará a ser chamada, a partir de agora, de *framework*, em sintonia com as principais publicações sobre o assunto.

1.2 PROBLEMA

Como o Design Virtual pode auxiliar o processo de reconstrução total de orelha, pela técnica de Brent, facilitando o processo de modelagem e posicionamento do *framework* pelo cirurgião plástico, contribuindo para que o procedimento cirúrgico tenha resultados anatomicamente mais precisos?

1.3 HIPÓTESE

Através da digitalização tridimensional do paciente e manipulação desses dados em sistemas CAD, é possível planejar o procedimento cirúrgico de

reconstrução total de orelha, especificamente a primeira etapa da técnica de Brent, permitindo a produção de artefatos personalizados para orientar a modelagem e posicionamento do *framework*.

1.4 OBJETIVOS

O objetivo principal deste trabalho é propor um processo sistematizado para o planejamento cirúrgico de reconstrução auricular, com o desenvolvimento de um conjunto de *templates* para auxiliar o cirurgião na modelagem e posicionamento do implante de cartilagem costal durante a cirurgia.

Os objetivos específicos são:

- Compreender os procedimentos e técnicas utilizados nas cirurgias plásticas para reconstrução auricular.
- Pesquisar o uso das ferramentas do Design Virtual inseridas no planejamento cirúrgico.
- Estabelecer uma técnica para digitalizar tridimensionalmente a face do paciente, com ênfase nos detalhes anatômicos da orelha saudável.
- Definir um método de projeto e fabricação dos dispositivos para auxiliar a cirurgia.

1.5 JUSTIFICATIVA

Além das questões funcionais relacionadas à audição, as orelhas são órgãos importantes para o equilíbrio estético da composição facial. Quando há um desequilíbrio nesse sentido (tamanho, forma ou localização), devido a uma anormalidade na região auricular, os pacientes com essa condição tendem a ficar insatisfeitos com sua aparência física, o que pode gerar danos psicológicos. Portanto, a cirurgia de reconstrução auricular restabelece não só as características físicas, mas também psicológicas do paciente (AVELAR, 1986).

A maior parte dos casos de reconstrução auricular se deve ao desenvolvimento anormal da parte externa da orelha durante a gestação (microtia).

A ocorrência é de 1 em 4000 à 20000 nascimentos, variando de acordo com a etnia da população estudada (CABIN *et al.*, 2014).

Na reconstrução auricular em crianças, a época para a realização da cirurgia depende de fatores físicos e psicológicos. Deve-se tentar realizar a cirurgia antes que a criança seja traumatizada por bullying, entretanto, o cirurgião só pode executar o procedimento após a cartilagem já ter tamanho suficiente para a modelagem do *framework* (BRENT, 1994).

Devido à localização anatômica da orelha, qualquer deformidade se torna bastante evidente (SAKAE, 2007). Normalmente, as crianças tomam conhecimento de que suas orelhas são diferentes das outras por volta dos 3 anos de idade, e as provocações e perseguições dentro de seu círculo social (escola e amigos) usualmente se manifestam logo a seguir. Por volta dos 6 anos, as cartilagens costais já possuem tamanho suficiente para a reconstrução, o que pode facilitar a inclusão da criança em seu meio (BRENT, 2002).

Existem diversas técnicas de reconstrução auricular, sendo que a cirurgia utilizando cartilagem costal para a confecção do *framework*, aliada à experiência do cirurgião, tende a trazer resultados mais satisfatórios aos pacientes. Além dos resultados estéticos, essa técnica minimiza as complicações no período pós-operatório, ao utilizar material autógeno (CIOCCA e SCOTTI, 2004).

Conforme Carvalho *et al.* (2010), a utilização da cartilagem da costela do paciente é uma técnica já consagrada mundialmente. Isso se deve aos bons resultados das cirurgias utilizando tal material, devido à interação e adesão do transplante na região implantada. Em materiais aloplásticos não há essa interação, o que leva a um risco mais elevado de infecção e extrusão da prótese.

No contexto nacional, Sakae (2007) observa que existem poucos cirurgiões habilitados à reconstrução auricular, a maior parte deles localizando-se nas principais capitais do país. Devido à distância geográfica, uma parcela dos pacientes não faz o tratamento completo, sendo o resultado final, portanto, a primeira etapa da cirurgia (SAKAE, 2007; CARVALHO *et al.*, 2010).

Mesmo entre os profissionais capacitados para a reconstrução auricular, percebem-se dificuldades para se esculpir o *framework*. Resultados avaliados como normais por Sakae (2007) e Carvalho *et al.* (2010) mostram que há margem para melhoria nesse processo. A Figura 6 exibe pacientes com resultados pós-operatórios considerados satisfatórios pelos já citados autores.

Figura 6. Pacientes de reconstruções auriculares no Brasil



Fonte: Sakae, 2007; Carvalho *et al.*, 2010

Zhao *et al.* (2009) apresentam um estudo comparativo entre três tipos de reconstrução auricular. Nota-se que a utilização de material autógeno apresenta resultados superiores aos métodos com utilização de material aloplástico (Medpor) e próteses externas de silicone fixadas com pinos de titânio (Tabela 1).

Há que se considerar que o uso de material autógeno apresenta algumas especificidades a serem analisadas, como a exposição prolongada da cartilagem ao ambiente durante seu processo de modelagem, o que pode contribuir para uma futura infecção. Outras dificuldades no uso de cartilagem costal são o risco de pneumotórax⁶ ou atelectasia⁷ durante sua retirada, e, em longo prazo, deformidades e cicatrizes na parede torácica (SHEN; QUINN, 2004). Entretanto, Zhao *et al.* (2009) encontraram apenas um caso de pneumotórax dentre 1485 estudados. Outro ponto citado como negativo é a possibilidade de dor recorrente no peito do paciente, devido à retirada da cartilagem.

Tabela 1. Resultados de diferentes métodos

| Resultado | Cartilagem costal (n=1485) | Medpor (n=355) | Prótese com pinos de titânio (n=24) |
|------------------------------|-------------------------------|----------------|--|
| Excelente | 1460 (98,3%) | 301 (84,8%) | 15 (62,5%) |
| Contaminação da estrutura | 8 (0,5%) | 1 (0,3%) | 1 (4,2%) |
| Ruptura da estrutura | 15 (1,07%) | 48 (13,5%) | 0 |
| Retirada da prótese | 2 (0,13%) | 5 (1,4%) | 8 (33,3%) |

Fonte: Adaptado de ZHAO *et al.*, 2009

A partir dessa análise, bem como do referencial teórico previamente citado, se comprova que, apesar de suas dificuldades, o uso de cartilagem costal ainda é o

⁶ Acúmulo anormal de ar entre o pulmão e a membrana (pleura) que reveste internamente a parede do tórax

⁷ Colapso de um segmento, lobo ou todo o pulmão, alterando a relação ventilação/perfusão

melhor método para a reconstrução auricular. Dessa forma, justifica-se o estudo do aperfeiçoamento da técnica, através das tecnologias do Design Virtual.

1.6 ESTRUTURA DO TRABALHO

O presente trabalho está organizado em cinco capítulos. A estrutura esquemática pode ser visualizada na Figura 7.



Após o presente capítulo de caráter introdutório, o segundo tópico estudado diz respeito à Fundamentação Teórica, que traz conceitos pertinentes à pesquisa: Anatomia da Orelha Humana, Reconstrução Auricular com Material Autógeno e o Design Virtual na Cirurgia Plástica. Adicionalmente, são estudados os métodos de digitalização tridimensional e fabricação digital para referenciar a continuação da dissertação.

Posteriormente, no terceiro capítulo, é abordada a metodologia a ser utilizada no desenvolvimento do trabalho, elaborada a partir dos estudos realizados e dos materiais disponíveis. O quarto capítulo, por sua vez, expõe a aplicação da técnica sugerida e o último capítulo dedica-se às discussões e considerações em relação ao trabalho.

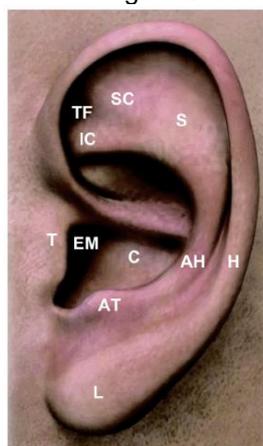
2 REFERENCIAL TEÓRICO

Buscando compreender melhor a utilização da cartilagem costal na reconstrução auricular, este capítulo tem por objetivo conhecer os métodos mais utilizados atualmente para reconstrução auricular a partir de materiais autógenos, analisando seus métodos de construção do *framework*, bem como suas vantagens e desvantagens. A aplicação do Design Virtual na cirurgia plástica também é estudada, buscando alternativas à resolução do problema dessa pesquisa. Além disso, faz-se necessário compreender como se estrutura a orelha humana, principalmente nos quesitos forma e aparência, abordados a seguir no estudo sobre sua anatomia.

2.1 ANATOMIA AURICULAR

A orelha é uma estrutura complexa que, apesar de variar de indivíduo para indivíduo, é notadamente constante em sua forma. É uma construção compósita de pele, tecidos moles e cartilagens de diferentes formas e espessuras, dependendo da localização (LEE *et al.*, 2012). A Figura 8 apresenta as partes externas de sua anatomia.

Figura 8. Partes da orelha



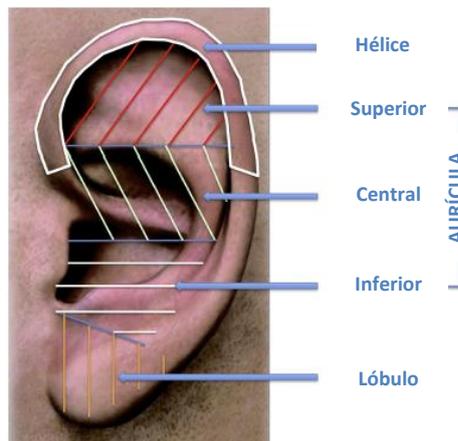
AH: Anti-hélice
AT: Antítrego
C: Concha
EM: Meato acústico externo
H: Hélice
IC: Cruz inferior
L: Lóbulo
S: Escafoide
SC: Cruz superior
T: Trago
TF: Fossa triangular

Fonte: LEE *et al.*, 2012

A estrutura tridimensional de cartilagem da orelha (*framework*) consiste em três níveis de delicadas cartilagens curvadas: os complexos da concha, da anti-

hélice e antítrego e da hélice-lóbulo (HA; TROVATO, 2011). A Figura 9 apresenta as subpartes da orelha, consideradas na reconstrução, no caso de a mesma ter danos parciais. Nesse conceito, apresenta-se a hélice na parte superior e o lóbulo na inferior. Entre esses dois pontos se encontra a aurícula, ou pavilhão da orelha, subdivididos em parte superior, média e inferior.

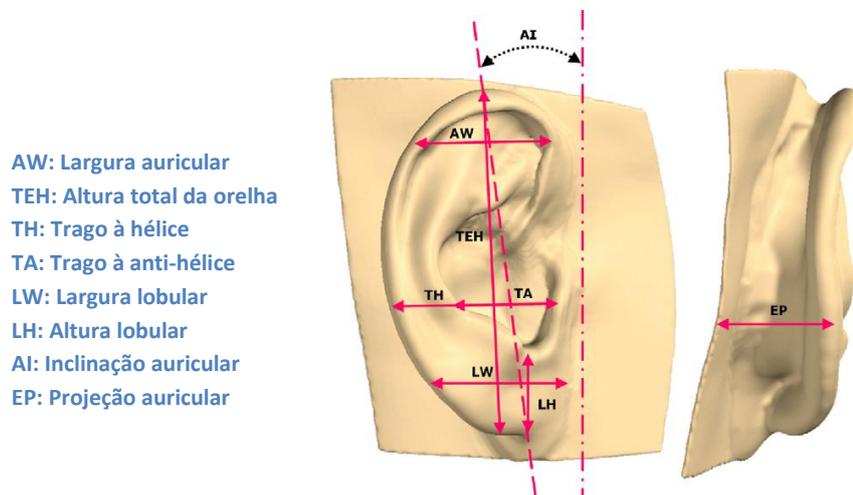
Figura 9. Subpartes da orelha



Fonte: LEE *et al.*, 2012

Subburaj *et al.* (2007) definem pontos morfológicos padrões para medição auricular. Esses pontos (Figura 10) auxiliam o cirurgião ao comparar a orelha saudável do paciente com o *framework* e, posteriormente, ao verificar o resultado final da cirurgia.

Figura 10. Padrões para medição da orelha



Fonte: Adaptado de SUBBURAJ *et al.*, 2007

Em alguns casos a microtia é bilateral, ou seja, o paciente não possui nenhuma orelha. Nesses casos o cirurgião não tem referências para a forma do *framework*. Para orientar essas ocorrências, é apresentado a seguir o estudo de Rautio e Klockars (2012), que busca encontrar os formatos e as proporções de uma orelha que possa ser considerada esteticamente harmônica. Dessa forma, a reconstrução pode ser baseada não apenas nas experiências individuais dos cirurgiões plásticos, mas sim em dados fundamentados em evidências.

Para isso, foram fotografadas 100 orelhas de adultos de 20 a 40 anos de idade, com a configuração da câmera padronizada. Das 100 fotos, 29 foram pré-selecionadas, sendo os critérios de seleção a qualidade da imagem e características de tom de pele (RAUTIO; KLOCKARS, 2012).

Cada uma das 29 imagens foi mostrada por 10 segundos para 20 cirurgiões plásticos, que deram notas de 1 a 10 para cada orelha. Na Figura 11, pode-se ver a classificação de algumas fotos, conforme a avaliação dos cirurgiões.

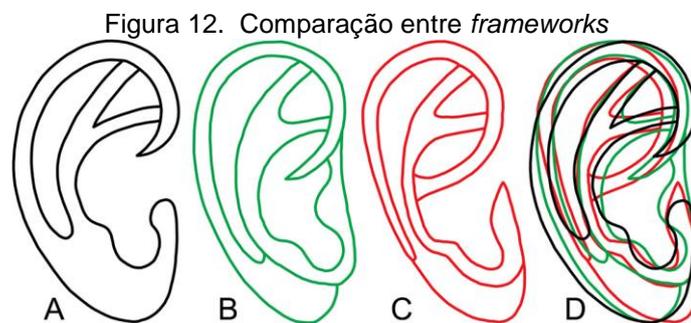
Figura 11. Ranking das orelhas selecionadas



Fonte: RAUTIO; KLOCKARS, 2012

Após essa classificação inicial, a pesquisa passou a comparar os desenhos, feitos por três cirurgiões, para guiar a reconstrução. Na Figura 12A, B e C são comparados os desenhos dos *frameworks*, elaborados a partir da orelha melhor qualificada. A Figura 12D mostra a sobreposição dos três diferentes modelos 2D dos *frameworks*.

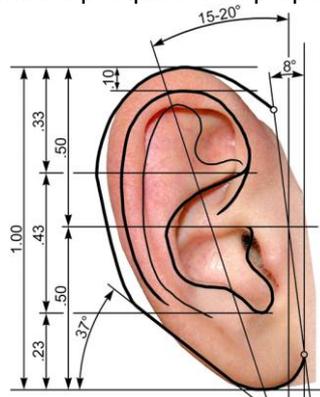
Essa comparação demonstra que a identificação de detalhes estruturais que tornam uma orelha harmônica é complexa e varia de acordo com o profissional. Pode-se afirmar que se os três cirurgiões fossem reconstruir a mesma orelha, os resultados seriam diferentes, visto que já no início do procedimento (desenho do *framework*) existem diferenças significativas.



Fonte: RAUTIO; KLOCKARS, 2012

Um dos trabalhos mais extensos analisando a estética do pavilhão auricular é “Hierarquia de valores na concepção e construção da orelha”, desenvolvido por Tolleth, em 1990. Em sua análise, são descritas as proporções, contornos e ângulos de uma orelha harmônica. Na Figura 13, é comparada a orelha melhor classificada (fotografia) no estudo de Rautio e Klockars (2012) com essas proporções e nota-se que há grande similaridade entre elas.

Figura 13. Comparação entre a pesquisa e as proporções descritas por Tolleth



Fonte: RAUTIO; KLOCKARS, 2012

A partir do conhecimento das diversas partes que compõem a orelha humana, bem como da harmonia estética buscada na cirurgia, torna-se possível estudar com mais clareza como são feitos os procedimentos para a reconstrução auricular.

2.2 TÉCNICAS DE RECONSTRUÇÃO AURICULAR COM MATERIAL AUTÓGENO

Berghaus e Toplak (1986) compilaram e avaliaram a literatura sobre reconstrução auricular, encontrando mais de 400 publicações e 200 autores ao longo da história. Observa-se que a reconstrução total de orelha era impraticável até 1830, e mais de quarenta tipos de materiais foram relatados para a fabricação do *framework*. Entretanto, somente oito desses permaneciam em uso em 1986.

O material para fabricação do *framework*, junto à sua cobertura de pele, são os dois principais limitantes na reconstrução auricular (ZEIS, 1838 apud BERGHAUS; TOPLAK, 1986). Entre os materiais não autógenos já relatados, podem ser citados: borracha, tântalo, arame de aço, acrílico, polietileno, filme de radiografia, poliamida, silicone, politetrafluoretileno (Teflon[®]) e polietileno poroso (Medpor[®]). Apesar de inúmeras tentativas e aprimoramentos nas técnicas cirúrgicas, nenhum desses materiais têm a mesma efetividade da cartilagem costal (BERGHAUS; TOPLAK, 1986).

Desde a popularização da reconstrução auricular com material autógeno, proposta por Tanzer (1959), inúmeros desenvolvimentos, refinamentos e modificações no método original foram relatados. As técnicas originárias de Tanzer mais conhecidas são a de Brent, criada em 1974 e a de Nagata, desenvolvida em 1985 (SHEN; QUINN, 2004). A cartilagem de costela e a pele mastoide⁸ ainda são a primeira escolha de materiais para a maioria dos cirurgiões (DASHAN *et al.*, 2008).

Uma das maiores diferenças entre os métodos de Tanzer, Brent e Nagata é o número total de cirurgias necessárias até se obter o resultado final. O método de Tanzer requer seis cirurgias, o de Brent necessita quatro, ao passo que a técnica de Nagata realiza o procedimento em apenas duas etapas (SHEN; QUINN, 2004).

Cada método apresenta peculiaridades, como será visto a seguir, entretanto, o foco da análise será na modelagem das cartilagens costais. Adicionalmente, são

⁸ Localiza-se no lado do crânio, logo atrás da orelha.

analisados outros estudos que sugerem abordagens diferentes em relação à construção do *framework* de cartilagem.

2.2.1 Técnica de Brent (1974)

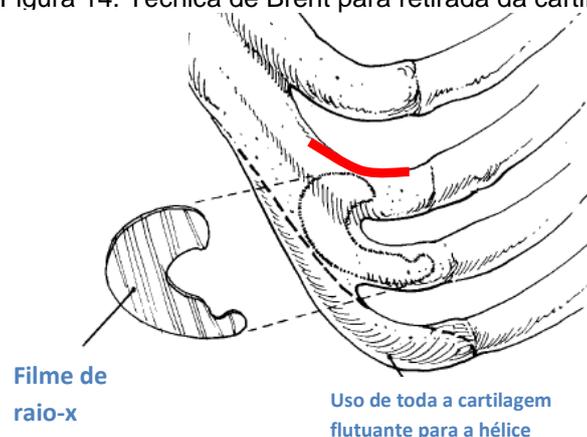
A retirada e modelagem da cartilagem costal se inserem na primeira etapa da técnica de Brent, e o tempo da cirurgia é inferior a três horas. Quando a cartilagem é enxertada, são utilizados antibióticos como medida profilática e seu uso é continuado por vários dias após o procedimento (BRENT, 2002).

O início do processo é a retirada das cartilagens costais, através de uma incisão ligeiramente oblíqua feita logo acima da margem costal. Após o músculo ser seccionado, é utilizado um filme de radiografia com o desenho da orelha saudável do paciente, para determinar quais cartilagens possuem tamanho e forma mais adequados para o *framework* (Figura 14).

Para tirar vantagem da configuração natural da costela, retira-se a cartilagem do lado oposto da orelha a ser reconstruída. Como a cartilagem flutuante se afunila naturalmente, favorece a formação da hélice. Normalmente, a região de interseção das costelas 6 e 7 proporciona um bloco de cartilagem suficiente para formar o corpo do *framework* (Figura 14).

Durante sua retirada, a borda superior da sexta costela (salientada na Figura 14) é preservada para diminuir a deformação no tórax do paciente. Novamente, o desenho em filme de raio-x da orelha saudável do paciente é utilizado, dessa vez para modelar o *framework* (BRENT, 2002).

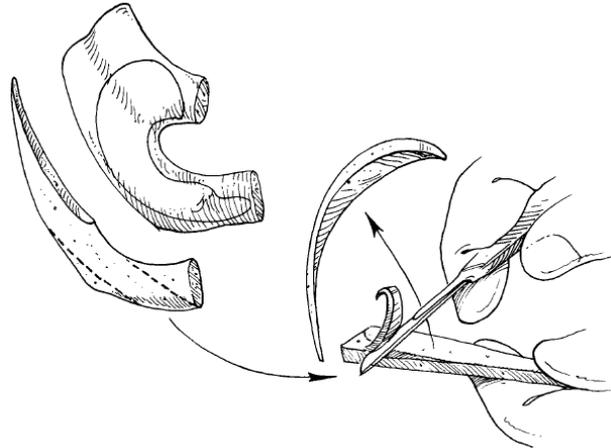
Figura 14. Técnica de Brent para retirada da cartilagem



Fonte: Adaptado de BRENT, 1994

A silhueta básica da orelha é esculpida no bloco de cartilagem. Na criação da hélice, a cartilagem flutuante é desbastada na sua parte externa, possibilitando a flexão necessária para a forma final (Figura 15).

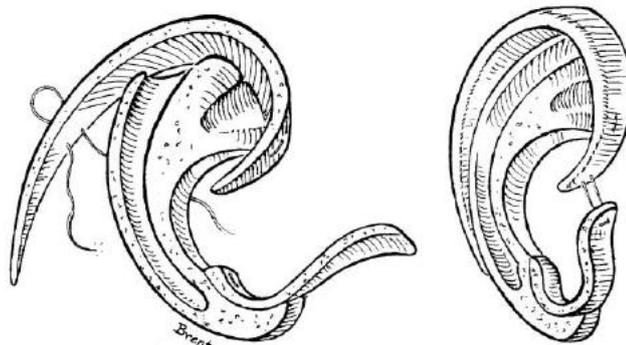
Figura 15. Modelagem da hélice da orelha



Fonte: BRENT, 1994

A hélice é então fixada à estrutura principal do *framework* com suturas horizontais. Para tanto, são utilizados fios de nylon 4-0 e os nós são posicionados na superfície inferior da estrutura. A hélice é estabilizada e sua projeção é maximizada por aposição ao bloco principal de cartilagem (Figura 16). Segundo Brent (2002), a estabilidade é alcançada quando a hélice é contornada em torno do polo superior do bloco principal.

Figura 16. União das cartilagens

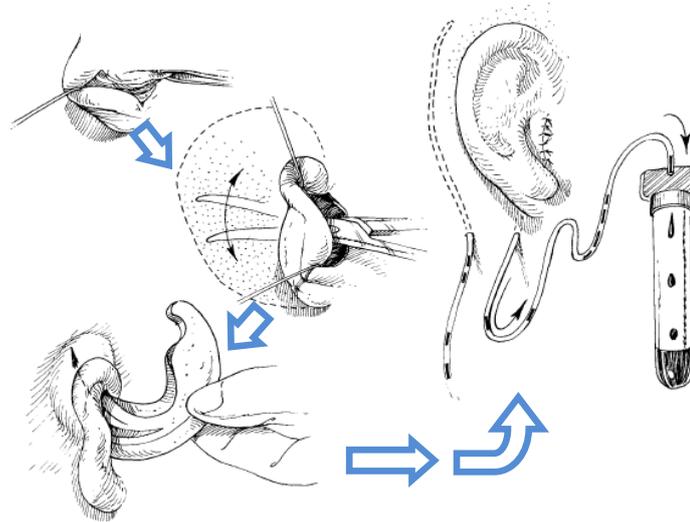


Fonte: BRENT, 2002

Os vestígios de cartilagem da orelha defeituosa do paciente são removidos e uma bolsa de pele, em seguida, é criada. Para fornecer alojamento livre de tensão para o *framework*, a dissecação é realizada além da posição auricular proposta.

Usando dois cateteres de silicone, a pele é sugada para junto da estrutura de cartilagens por meio de um tubo de sucção a vácuo (Figura 17).

Figura 17. Etapa final da primeira etapa da cirurgia



Fonte: Adaptado de BRENT, 1994

Devido ao tempo aproximado de duas horas entre a retirada da cartilagem costal e a fabricação do *framework*, minimiza-se o risco de contaminação trabalhando na região auricular apenas no momento de iniciar a dissecação cutânea.

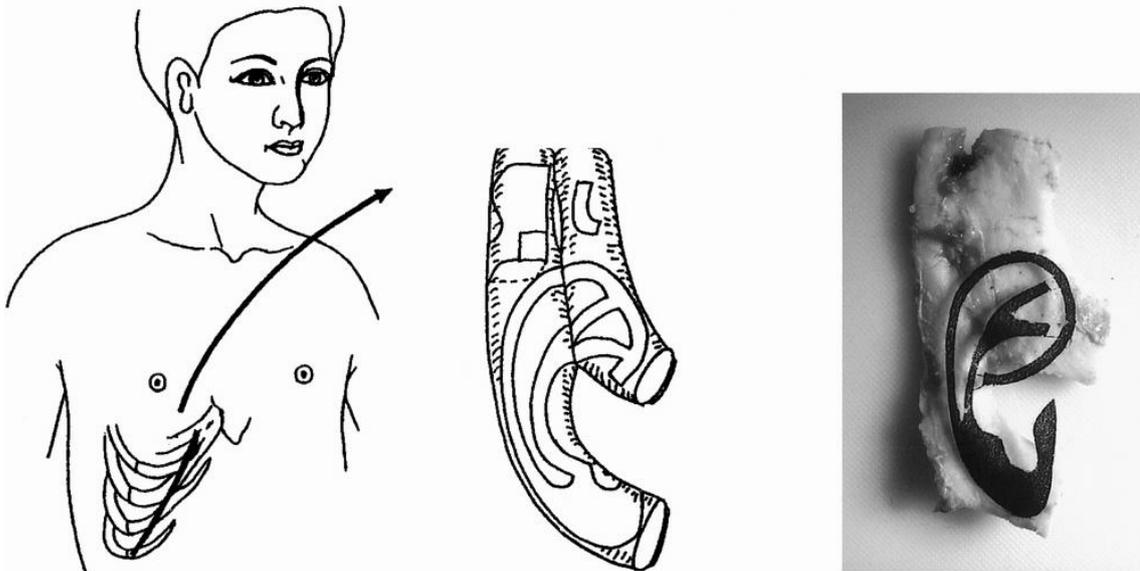
Para permitir uma cura adequada, estipula-se um período mínimo de três meses entre a cirurgia inicial e a segunda. Esse intervalo permite que o inchaço diminua, a circulação melhore e os tecidos se acomodem (BRENT, 2002).

As principais críticas em relação a essa técnica são o número de cirurgias necessárias, a falta de definição da forma da concha e do contorno do antítrego, além da supressão do sulco pós-auricular, devido à contração dos enxertos de pele (SHEN; QUINN, 2004).

2.2.2 Técnica de Nagata (1985)

A técnica de reconstrução auricular de Nagata possui dois estágios, sendo que a primeira operação envolve desde a retirada das cartilagens costais, a fabricação do *framework* (Figura 18) até seu enxerto na localização anatomicamente correta. A segunda fase é a elevação da orelha reconstruída para coincidir com a projeção oposta, no caso de cirurgias unilaterais (NAGATA, 2013).

Figura 18. Retirada da cartilagem pelo método de Nagata



Fonte: SHEN; QUINN, 2004

Na técnica de Nagata, assim como na de Brent, utiliza-se a orelha saudável do paciente para, a partir de um filme de radiografia, desenhar um molde 2D (Figura 19). Esse desenho referencia a fabricação da estrutura de cartilagem (SHEN; QUINN, 2004).

Figura 19. Estrutura 3D e modelo 2D



Fonte: SHEN; QUINN, 2004

Alguns problemas da técnica de Nagata são a alta taxa de necrose (14%), significativa deformidade da parede torácica, orelha anormalmente espessa e elevada taxa de extrusão (8%) devido à utilização de suturas de fios de aço (SHEN; QUINN, 2004). Sobre as dificuldades dessa técnica, Brent (2002) observa também

que, em pacientes femininos, muitas vezes é necessária uma cirurgia adicional para corrigir o lóbulo inferior, a fim de possibilitar a utilização de brincos.

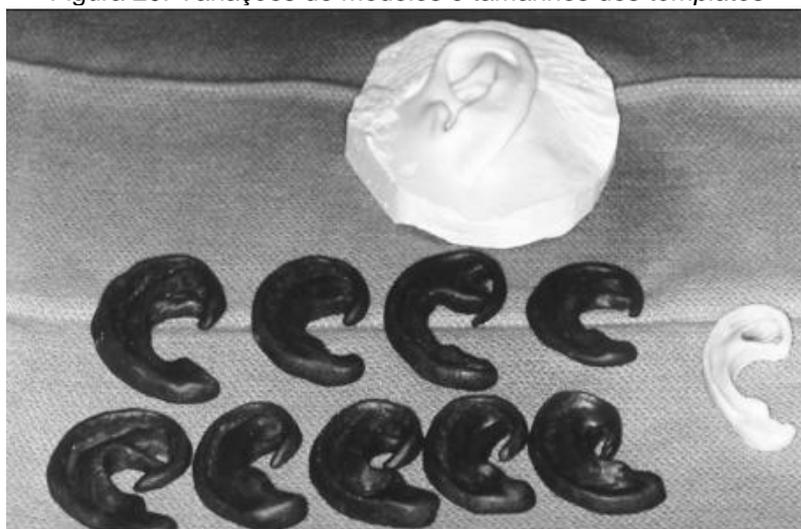
2.2.3 Técnica de Kelley *et al.* (1998)

Tradicionalmente, os moldes utilizados pelo cirurgião são de duas dimensões (usualmente desenhados em filmes de raios-x), feitos a partir da orelha saudável. O uso de um modelo 2D fornece apenas uma estimativa aproximada do formato final do *framework*, e a experiência do cirurgião é, portanto, necessária para se obter a quantidade necessária de cartilagem e, após isso, moldá-la de acordo com a orelha oposta (KELLEY *et al.*, 1998).

Para auxiliar o processo cirúrgico, os autores desenvolvem uma série de moldes sintéticos para assistir a criação do *framework* de cartilagem costal. Esses modelos servem como um guia mais preciso no complexo processo de entalhar e montar o *framework*.

Na Figura 20 são mostrados diversos *templates*, de diferentes tamanhos e formas. As dimensões foram obtidas a partir da experiência dos autores em casos prévios. Os moldes foram fabricados de materiais sintéticos, modelados manualmente.

Figura 20. Variações de modelos e tamanhos dos *templates*



Fonte: KELLEY *et al.*, 1998

Nas Figura 21 e Figura 22 podem-se ver os *templates* em uso durante a cirurgia. Inicialmente, os modelos de orelha são posicionados sob a pele, no local da

reconstrução, para se verificar a localização da orelha e selecionar o modelo mais adequado de *template*. Após a retirada da cartilagem costal, o mesmo *template* serve de modelo para o cirurgião esculpir o *framework*.

Figura 21. *Template* posicionado ao lado do local da cirurgia



Fonte: KELLEY *et al.*, 1998

Figura 22. *Framework* de cartilagem costal e *template*



Fonte: KELLEY *et al.*, 1998

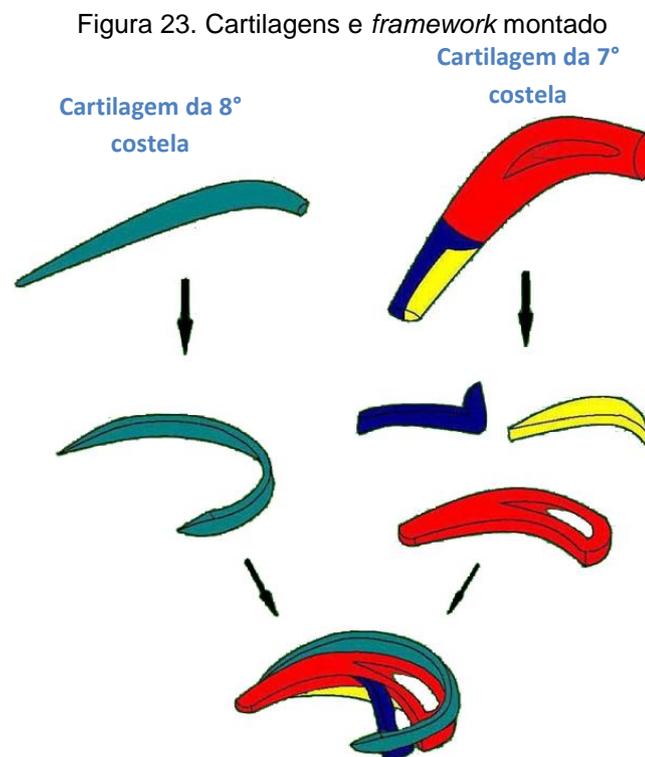
Com a utilização do *template*, verificou-se que a fabricação do *framework* de cartilagem se tornou mais fácil e clara, dependendo menos da habilidade artística do cirurgião. Como os moldes são colocados dentro da pele do paciente por alguns minutos, para se verificar a forma e posição, os mesmos são esterilizados após cada cirurgia (KELLEY *et al.*, 1998).

A ausência de complicações indica que o uso de modelos de *frameworks* por esse método é uma prática segura. A utilização de modelos tridimensionais melhorou os resultados reconstrutivos de pacientes em que os autores utilizaram essa técnica.

2.2.4 Técnica de Dashan *et al.* (2008)

Para reconstruir uma orelha de forma apurada e simétrica, além de minimizar tanto quanto possível a deformação do tórax do paciente pela retirada da cartilagem, Dashan *et al.* (2008) propõem uma técnica para melhorar o uso da parte existente da orelha, e, assim, reduzir a quantidade de cartilagem necessária para sua reconstrução.

Nessa técnica, a estrutura é composta por três partes: hélice, base e bloco. Usualmente, a oitava costela (cartilagem flutuante) serve como hélice e a sétima é cortada em duas partes de acordo com o modelo da orelha do paciente. A maior serve como bloco principal e a menor e mais estreita também é dividida, sendo uma parte fixada ao bloco principal para formar a anti-hélice e a fossa triangular. A outra metade é montada para criar a forma crescente do *framework* sendo adicionada embaixo do bloco principal a fim de aumentar o ângulo da orelha (Figura 23).



Fonte: DASHAN *et al.*, 2008

A Figura 24 exibe um modelo 2D, feito a partir do filme de radiografia da orelha saudável do paciente (à esquerda, em verde), e o *framework* à direita, pronto para a execução da cirurgia.

Figura 24. Exemplo de reconstrução



Fonte: DASHAN *et al.*, 2008

Os resultados finais da técnica foram avaliados após um ano da realização da cirurgia. A maioria dos pacientes com microtia ficou satisfeita com os resultados da reconstrução auricular. Conforme os autores, a técnica ajudou a reduzir a quantidade de cartilagem costal necessária para fabricar o *framework*, minimizando assim a deformidade da parede torácica.

2.2.5 Técnica de Jiang *et al.* (2008)

O processo proposto por Jiang *et al.* (2008) é dividido em três estágios. Na primeira etapa, um expansor de tecido é implantado subcutaneamente no paciente, propiciando a inflação da pele sem pelos e vascularizada.

No segundo estágio, a técnica de fabricação do *framework* também utiliza as cartilagens da sexta, sétima e oitava costela (Figura 25). As cartilagens são unidas através de fios de aço, entretanto, os próprios autores citam a possibilidade de extrusão desse material (Figura 26). No último procedimento, o trago e a concha são reconstruídos.

Figura 25. Cartilagens esculpidas

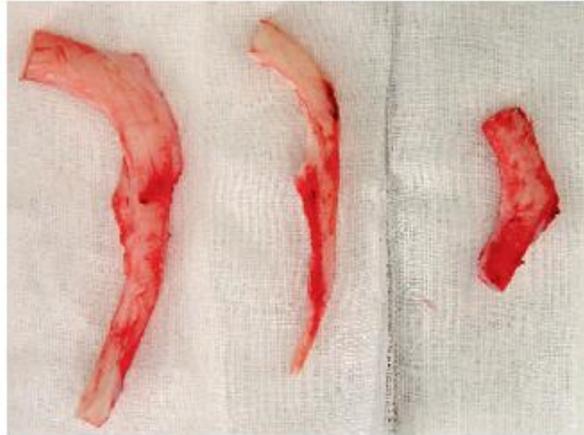
Fonte: JIANG *et al.*, 2008

Figura 26. Vista lateral da estrutura de cartilagem

Fonte: JIANG *et al.*, 2008

Para a fabricação do *framework* é utilizado um molde 2D (conforme proposto por Tanzer e Brent), combinado com um modelo tridimensional. O modelo 3D espelhado da orelha saudável do paciente (Figura 27) é desenvolvido através de escaneamento tridimensional e prototipagem rápida, a fim de servir como modelo de comparação entre a estrutura de cartilagem e o formato final desejado.

Figura 27. Modelo 3D

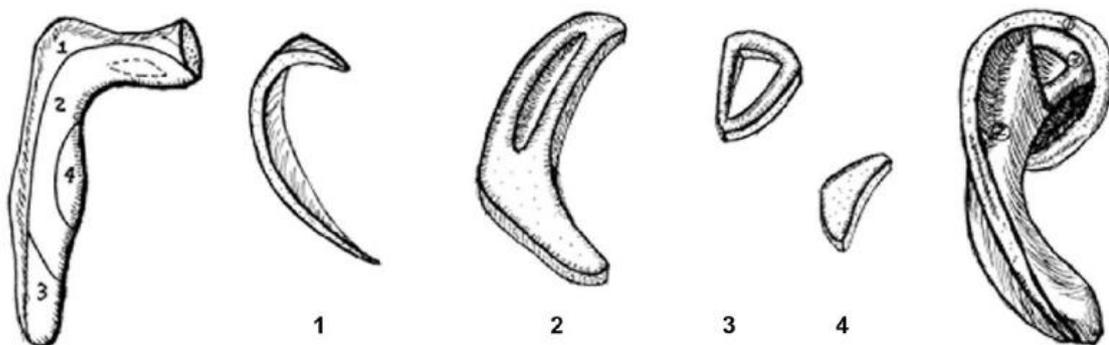
Fonte: JIANG *et al.*, 2008

Esse método, segundo os autores, aprimora os contornos da estrutura de cartilagens e diminui o tempo de cirurgia, uma vez que a orelha impressa propicia uma rápida avaliação das formas da orelha. Isso elimina o processo de analisar a orelha saudável do paciente e espelhá-la mentalmente a fim de modelar a cartilagem.

2.2.6 Técnica de Pan *et al.* (2008)

A inovação proposta por Pan *et al.* (2008) consiste na utilização de apenas uma cartilagem costal para a fabricação do *framework* (Figura 28). Esse procedimento é possível apenas em determinados pacientes adultos, que possuam uma cartilagem espessa e longa o suficiente para ser seccionada nas quatro formas que originam o *framework*. Após a divisão, essas partes são esculpidas e montadas no formato desejado.

Figura 28. Modelagem com apenas uma cartilagem costal



Fonte: PAN *et al.*, 2008

Os demais procedimentos desse método são idênticos aos descritos por Jiang *et al.* (2008), uma vez que ambos os pesquisadores são coautores dos estudos citados.

2.3 DESIGN VIRTUAL NA CIRURGIA PLÁSTICA

As tecnologias de imagem tridimensional são utilizadas por diversos setores comerciais como métodos para análise de objetos e formas (TEPPER *et al.*, 2006). Segundo Sykes *et al.* (2011), o uso da imagem 3D é o próximo estágio na evolução

do planejamento cirúrgico, pois, torna possível ao cirurgião entender e planejar tratamentos individuais personalizados. Outro ponto é que os cirurgiões podem compreender mais claramente as mudanças tridimensionais provocadas por determinado procedimento e suas limitações e, assim, modificar e aprimorar os métodos utilizados (SYKES *et al.*, 2011).

Uma diferença notável entre a área médica e o design de produto se refere à entrada de dados e ferramentas de análise e modelagem disponíveis. Os avanços tecnológicos dos últimos anos começaram a quebrar essas barreiras quando se tornou possível a obtenção de dados humanos tridimensionalmente, tão precisos e simples de se obter, como qualquer outro produto físico 3D (LANE; HARRELL, 2008).

Já existem inúmeros softwares CAD/CAM disponíveis comercialmente para aplicação na cirurgia craniofacial, ortognática e de implantes dentais. O Quadro 1 mostra os principais programas disponíveis (BELL, 2010).

Quadro 1. Softwares CAD/CAM para cirurgia craniofacial

| Nome | Fabricante | País |
|--|--------------------|----------|
| Amira | Amira | Alemanha |
| Analyze | AnalyzeDirect | EUA |
| Intellect Cranial Navigation System | Stryker | Alemanha |
| iPlan | BrainLab | EUA |
| Maxilim | Medicim | Bélgica |
| MIMICS | Materialise | Bélgica |
| Surgi Case CMF | Materialise | Bélgica |
| Sim Plant OMS | Materialise Dental | Bélgica |
| Voxim | IVS Solutions | Alemanha |
| 3dMD | 3dMD | EUA |

Fonte: Adaptado de BELL, 2010

A seguir podem ser vistos alguns casos de utilização das tecnologias CAD/CAM que já são empregadas na cirurgia plástica, nas áreas de reconstrução mamária, ortodontia, cirurgia facial e reconstrução auricular.

Na cirurgia mamária, por exemplo, o uso de imagens 3D é uma ferramenta importante, tanto nos procedimentos estéticos como reconstrutivos. Tepper *et al.* (2006) mostra o desenvolvimento de um sistema para a simulação cirúrgica em 3D, que fornece dados clínicos que podem ajudar a orientar o procedimento.

Com os modelos tridimensionais, os cirurgiões são capazes de avaliar visualmente o tamanho, a forma, o contorno e simetria, bem como obter medições quantitativas da mama e cálculos volumétricos. A tecnologia de imagem tridimensional pode ser aplicada a vários procedimentos, incluindo a reconstrução de mama com implante e expansores de tecido, mamoplastia de aumento e cirurgias de redução. A nova aplicação da imagem 3D nessas cirurgias representa um avanço significativo em relação às abordagens tradicionais, em que os procedimentos cirúrgicos são baseados em fotografias bidimensionais e estimativas de tamanho visual (TEPPER *et al.*, 2006).

Tepper *et al.* (2006) mostram na Figura 29 alguns usos das tecnologias 3D envolvendo diferentes cirurgias mamárias, como expansão de tecido para implante definitivo e comparações entre pré e pós operatório.

Figura 29. Utilização do Design Virtual na cirurgia de reconstrução de mama



Fonte: Adaptado de TEPPER *et al.*, 2006

Uma vez que um modelo 3D completo tenha sido criado, pode ser manipulado e visualizado em um número infinito de planos. Essa manipulação permite ao

cirurgião avaliar visualmente o tamanho, a forma, o contorno e simetria da região do procedimento (TEPPER *et al.*, 2006).

Além dessa área, a imagem tridimensional tem ganhado espaço também na ortodontia, desde que as tecnologias disponíveis passaram a propiciar a obtenção de superfícies de alta definição (Figura 30), bem como softwares para manipulação desses dados (LANE; HARRELL, 2008).

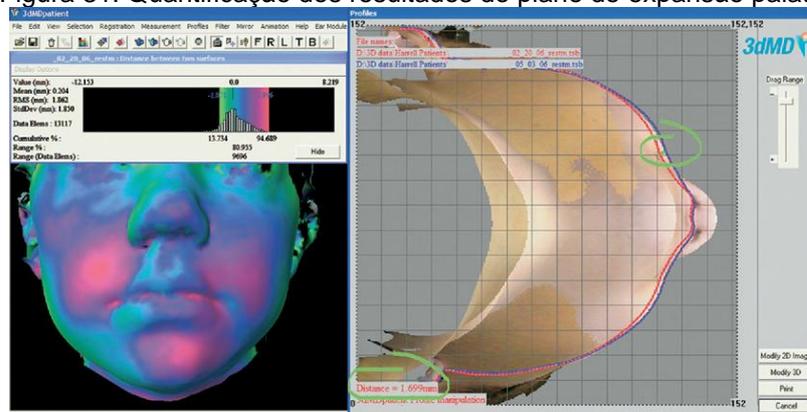
Figura 30. Superfície de alta precisão gerada pelo software 3dMD



Fonte: LANE; HARRELL, 2008

Alterações na mandíbula têm um notável efeito na aparência da face e alguns tratamentos ortodônticos afetam, além dos ossos, pele e músculos. Com as ferramentas disponíveis atualmente, os ortodontistas podem documentar de maneira apurada o paciente tridimensionalmente para avaliar, monitorar e quantificar o progresso do tratamento (Figura 31).

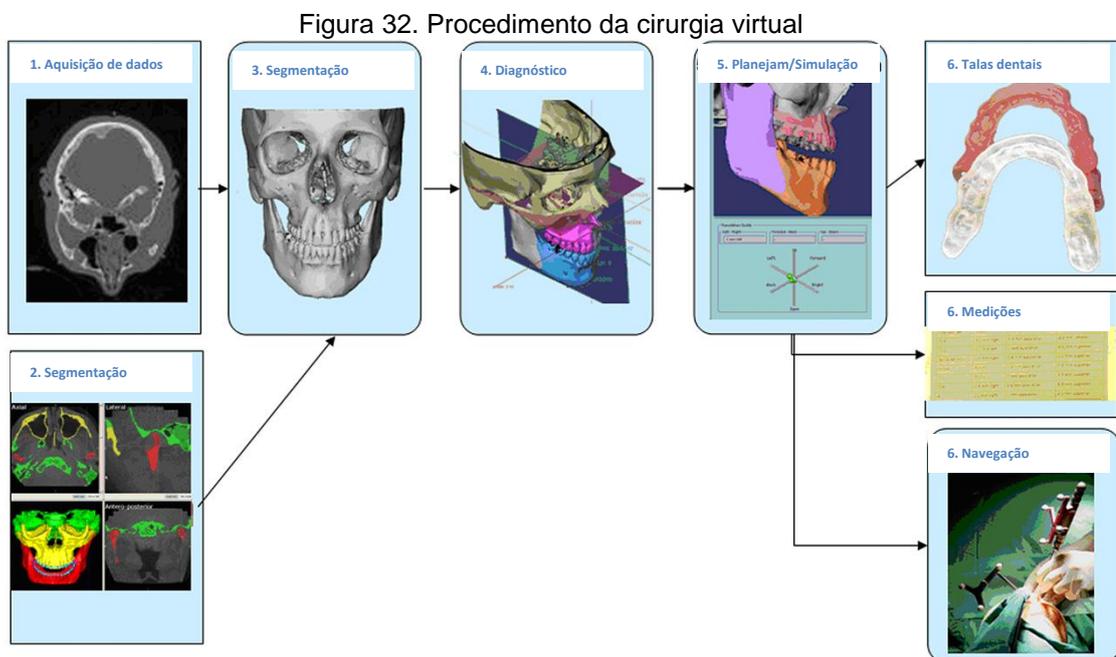
Figura 31. Quantificação dos resultados do plano de expansão palatal



Fonte: LANE; HARRELL, 2008

Cevidanes *et al.* (2010) apresentam um completo sistema de cirurgia assistida por computador, desenvolvido em estreita colaboração com cirurgiões. O planejamento cirúrgico e a simulação incluem a construção de modelos de superfície em três dimensões a partir de tomografia computadorizada, cefalometria dinâmica, espelhamento semiautomático, corte interativo dos ossos e reposicionamento de segmentos ósseos. Uma configuração virtual pode ser usada para a fabricação de talas de posicionamento para orientação intraoperatória. Na Figura 32, observa-se os passos da cirurgia virtual, descritos a seguir:

1. Tomografia do paciente.
2. Segmentação e delimitação das áreas anatômicas de interesse.
3. Visualização do crânio em 3D.
4. Diagnóstico tridimensional.
5. Elaboração de um plano operacional e simulação da cirurgia real.
6. Medições, talas dentais e orientação intraoperatória utilizadas para a realização da cirurgia.



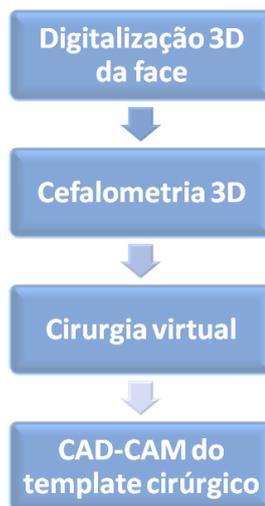
Fonte: Traduzido de CEVIDANES *et al.*, 2010

O sistema de cirurgia assistida por computador auxilia no tratamento de casos complexos, com benefícios para o paciente e para a prática cirúrgica. As ferramentas de software para o diagnóstico e planejamento do tratamento permitem a preparação de planos operacionais detalhados, treinamento de cirurgiões e

previsão das dificuldades dos procedimentos. A cirurgia assistida por computador pode tornar mais flexível a elaboração do plano cirúrgico, aumentando o nível de detalhes e precisão do tratamento, além de melhorar a documentação dos casos (CEVIDANES *et al.*, 2010).

Na cirurgia facial, as aplicações vão desde o planejamento cirúrgico, implantes manufaturados com o auxílio de softwares CAD/CAM ou modelagem de transplante de ossos para auxiliar na cirurgia de craniossinostose, mentoplastia óssea ou talas dentárias em cirurgia ortognática. Hierl *et al.* (2013) apresenta um fluxo de trabalho (Figura 33) para o planejamento cirúrgico facial (no exemplo, rinoplastia e mentoplastia) totalmente baseado em dados digitais, com a utilização de *templates* para verificação dos resultados da cirurgia.

Figura 33. Fluxograma de aplicação do método de Hierl



Fonte: Adaptado de HIERL *et al.*, 2013

Na Figura 34, pode-se ver, à esquerda, a vista lateral de uma paciente de 43 anos de idade com o queixo retroposicionado e uma pequena deformidade nasal. À direita, uma análise cefalométrica, sendo os pontos verdes marcos anatômicos, os azuis pontos de referência que definem planos ortogonais e em vermelho são mostrados os pontos de sugestão da posição do queixo após a cirurgia.

Figura 34. Digitalização da face



Fonte: HIERL *et al.*, 2013

Após a digitalização da face, a posição ideal do queixo foi definida através da utilização da cefalometria 3D. Em seguida, o procedimento foi simulado com o software 3D-Mirror, de acordo com a avaliação cefalométrica (Figura 35). O resultado foi discutido com a paciente e o modelo 3D foi definido. A cirurgia incluiu uma rinoplastia e aumento do queixo com um implante de polietileno. Subtraindo os dados pré-operatórios da simulação, as dimensões do implante necessário foram determinadas antes da cirurgia.

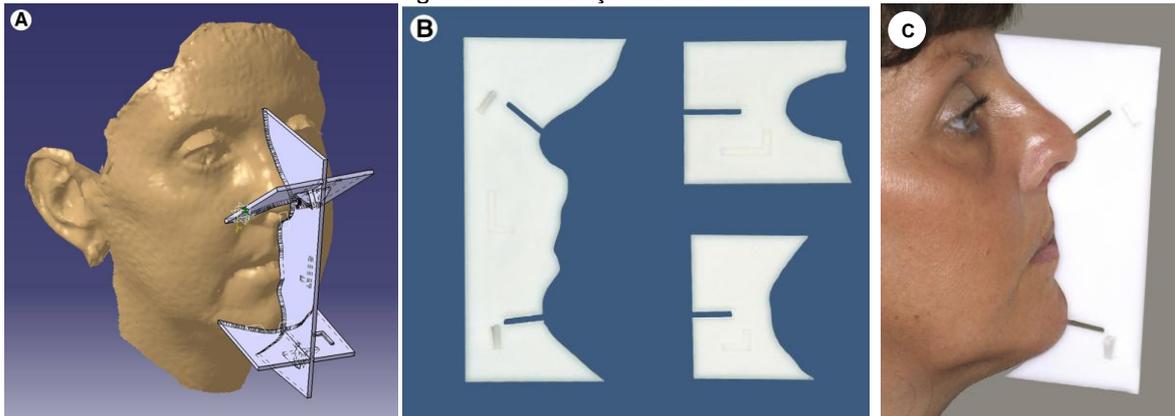
Figura 35. Cirurgia virtual



Fonte: HIERL *et al.*, 2013

Na Figura 36, pode-se ver o projeto dos moldes a partir da cirurgia virtual (A), e os moldes cortados (B) em acrilonitrila butadieno estireno (ABS), um plástico durável e resistente, que pode ser esterilizado. Os moldes consistem em três partes construídas com o software Catia, sendo que os horizontais podem ser conectados ao vertical através de pequenos encaixes que evitam a mobilidade não intencional. A Figura 36C mostra a verificação dos resultados da cirurgia após três meses, com o molde desenhado antes do procedimento.

Figura 36. Utilização dos moldes



Fonte: HIERL *et al.*, 2013

Em relação ao tempo necessário, esse procedimento pré-operatório exige de 1,5 a 2,5 horas, começando com a digitalização 3D até o desenho do molde. Embora seja relativamente longo, um benefício potencial do tempo investido é que força o cirurgião a analisar e planejar o procedimento minuciosamente, o que pode ser vantajoso ao supostamente diminuir o tempo de operação e melhorar o resultado final (HIERL *et al.*, 2013).

2.4 DESIGN VIRTUAL NA RECONSTRUÇÃO AURICULAR

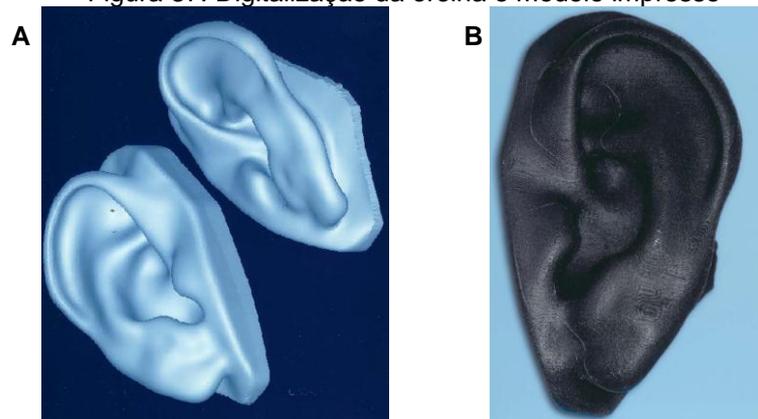
Neste capítulo são analisadas técnicas de reconstrução auricular em que o Design Virtual é utilizado ao longo do planejamento cirúrgico e do desenvolvimento da cirurgia.

2.4.1 Técnica de Mardini, Ercoli e Graser (2005)

Esculpir de forma simétrica a orelha remanescente do paciente permanece um desafio para a medicina. Para tentar facilitar a construção do *framework*, Mardini, Ercoli e Graser (2005) descrevem o uso de técnicas de Design Virtual para produzir um modelo de cera a partir da orelha saudável do paciente. Para tanto, depois de escaneada a orelha remanescente, o modelo 3D é espelhado usando um software CAD. A partir disso, um exemplar em termoplástico é produzido utilizando uma máquina de prototipagem rápida.

A Figura 37A exibe os modelos 3D da orelha saudável e de seu modelo espelhado, para servir de base para a impressão tridimensional (Figura 37B).

Figura 37. Digitalização da orelha e modelo impresso



Fonte: MARDINI; ERCOLI; GRASER, 2005

Com essa técnica, o cirurgião tem em mãos o formato definitivo da orelha para guiar a construção do *framework*, não necessitando observar e espelhar mentalmente a orelha saudável.

2.4.2 Técnica de Subburaj *et al.* (2007)

Diferentemente dos métodos mostrados até aqui, que usam material autógeno para reconstrução auricular, Subburaj *et al.* (2007) utilizam ferramentas do Design Virtual para produzir uma prótese externa, confeccionada através de digitalização, impressão 3D (molde) e fabricação da prótese final em silicone.

A geometria e posição correta da prótese são asseguradas por dados de tomografia computadorizada da orelha normal. Através de software CAD, o modelo 3D é espelhado e preparado para fabricação (Figura 38).

Figura 38. Modelo 3D espelhado da orelha saudável



Fonte: SUBBURAJ *et al.*, 2007

Um modelo tridimensional de polímero da orelha espelhada foi fabricado em uma impressora 3D (Figura 39) e usado para fabricação do molde, que é preenchido com silicone de classe médica na cor aproximada da pele do paciente.

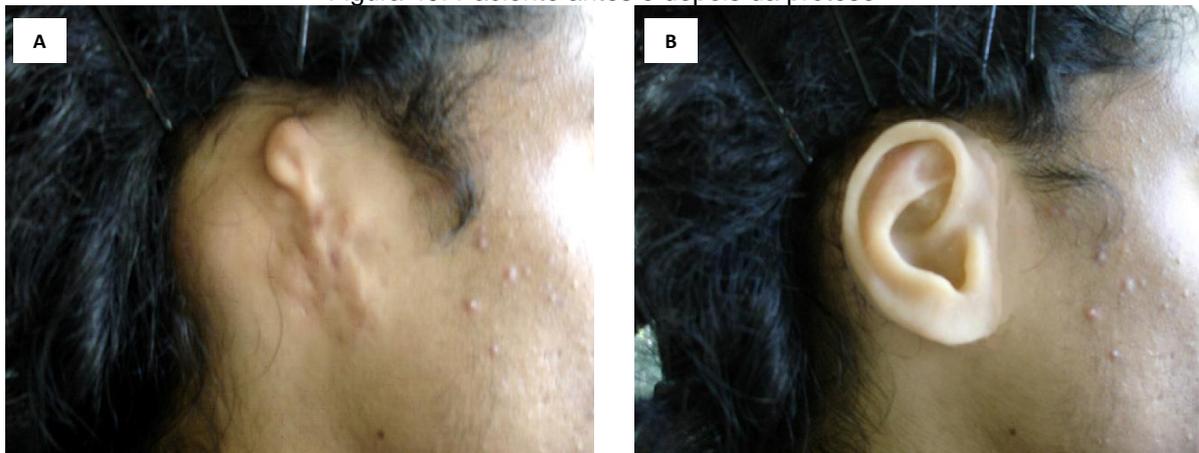
Figura 39. Modelo impresso da orelha



Fonte: SUBBURAJ *et al.*, 2007

O método de impressão 3D foi escolhido de acordo com fatores econômicos. Outro fator que contribui para a contenção de custos nessa técnica é a combinação de impressão tridimensional com a utilização de um molde convencional para fazer a prótese final de silicone. Na Figura 40A é possível ver a aparência da paciente antes do procedimento e, após, com a prótese fixada com adesivo médico (Figura 40B).

Figura 40. Paciente antes e depois da prótese



Fonte: SUBBURAJ *et al.*, 2007

Essa técnica propiciou um elevado nível de precisão em termos de tamanho, forma e posição da prótese, além de um tempo de tratamento significativamente

menor em comparação com o método tradicional (uso de material autógeno), já que não existe a necessidade das competências de esculpir o *framework* por parte do cirurgião. Além disso, na técnica de Subburaj não são necessárias cirurgias invasivas.

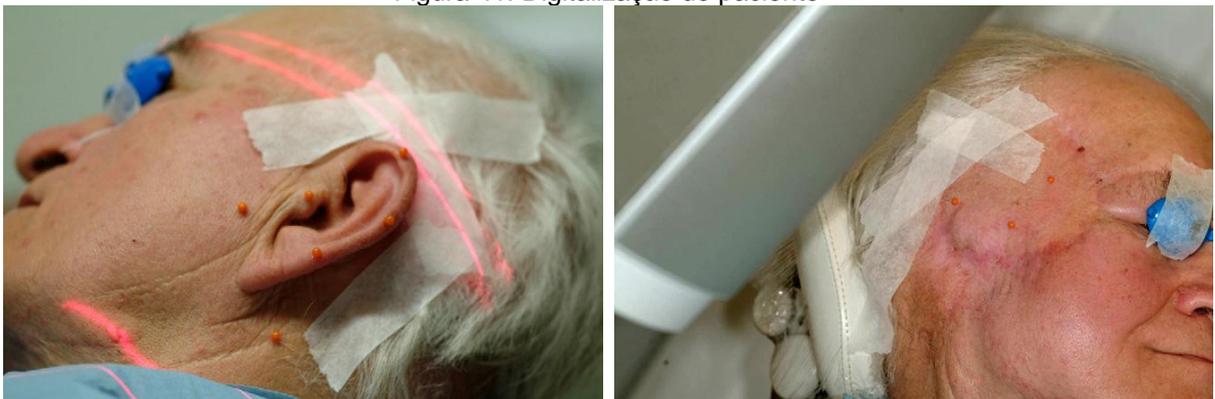
Com o tempo, a prótese, que possui uma coloração aproximada à pele do paciente, pode mudar a sua cor ou deteriorar-se, exigindo substituição, que é facilitada pela disponibilidade do modelo digital da orelha. Observa-se, entretanto, que a aparência da mesma não transmite o aspecto de uma orelha normal. Novas técnicas de impressão, em que é possível simular a cor e textura da pele tendem a aperfeiçoar essa técnica.

2.4.3 Técnica de Ciocca *et al.* (2007, 2009)

Ciocca *et al.* (2007, 2009) descrevem a técnica para fabricar uma prótese externa usando digitalização tridimensional, software CAD e impressão 3D. A orelha é digitalizada, espelhada e são fabricados *templates* para assegurar o correto posicionamento dos pinos de retenção e da própria prótese.

No primeiro estágio, tanto a orelha saudável quanto o lado oposto da face foram digitalizados por um *scanner* a laser (Figura 41).

Figura 41. Digitalização do paciente



Fonte: CIOCCA *et al.*, 2009

Uma vez que a orelha saudável é espelhada e posicionada no lado oposto no software CAD, três pinos craniofaciais são dispostos prevendo o encaixe no interior do volume da orelha. Usando uma impressora 3D, a orelha espelhada é impressa, já

com os furos de referência dos pinos, e aplicada ao paciente para verificar o dimensionamento e posicionamento correto da orelha em relação à face (Figura 42).

Figura 42. Posicionamento do modelo da orelha



Fonte: CIOCCA *et al.*, 2009

A prótese é, então, utilizada para o projeto de uma máscara parcial, que se estende da posição da orelha até a extremidade direita do olho, para estabilizar sua posição (Figura 43).

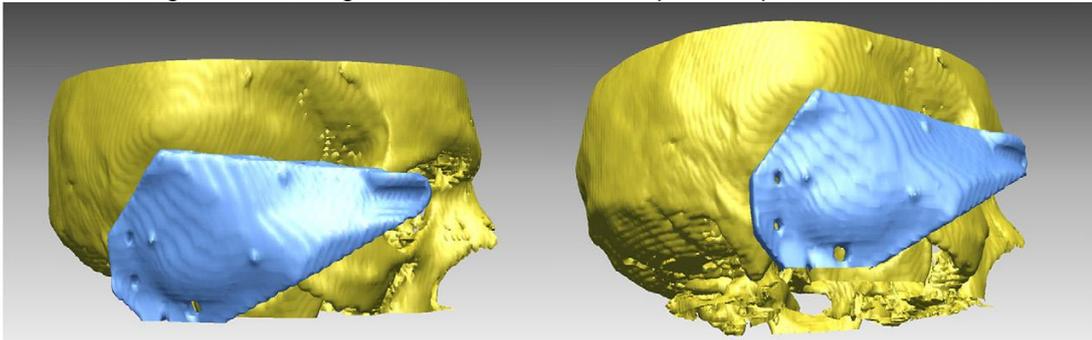
Figura 43. Experimento do *template*



Fonte: CIOCCA *et al.*, 2009

Os furos de referência são transferidos para o molde e registrados utilizando tomografia computadorizada. Após, o modelo é convertido para um software 3D para visualização da melhor posição dos implantes dos pinos em relação ao osso (Figura 44).

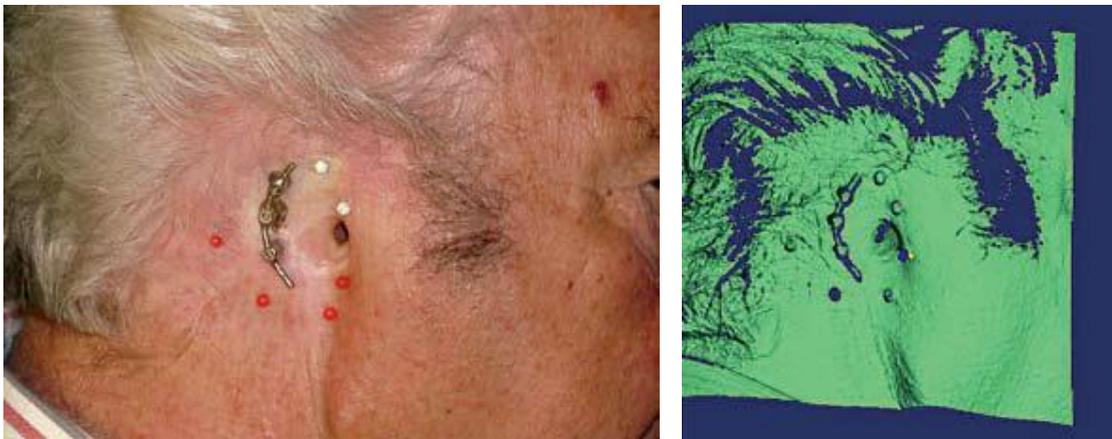
Figura 44. Tomografia do crânio com o *template* de posicionamento



Fonte: CIOCCA *et al.*, 2009

Esse protocolo permite o diagnóstico correto do osso disponível e a transferência perfeita da posição dos pinos no ambiente cirúrgico. Assim, posicionam-se os implantes crânio faciais de 3 mm no osso mastoide e se espera de 3 a 4 meses para o segundo estágio do processo cirúrgico. Após, é fabricada a barra de metal para suportar a prótese. Utiliza-se, então, um adesivo de pele para colar esferas em torno da área a ser reconstruída para facilitar a digitalização tridimensional (Figura 45).

Figura 45. Sistemas de pinos de retenção



Fonte: CIOCCA *et al.*, 2007

Utilizando um software CAD, são sobrepostas as imagens 3D da orelha espelhada e dos seus pontos de fixação. Nesse momento é determinada a correta posição da fixação da prótese (Figura 46).

Figura 46. Integração da orelha espelhada com a face



Fonte: CIOCCA *et al.*, 2007

Uma vez que o arquivo 3D da orelha faltante tenha sido criado, são projetados e fabricados os moldes. Através do processamento do silicone no molde é obtida a prótese definitiva (Figura 47).

Figura 47. Orelha processada no molde



Fonte: CIOCCA *et al.*, 2007

Utilizando um espectrofotômetro⁹, determinam-se as cores da orelha. Elas então são aplicadas manualmente conforme as medições e aplicam-se camadas de líquido siliconado fosco para proporcionar uma aparência mais real à prótese. Finalmente, utiliza-se adesivo de silicone como vedante entre a pele e a prótese (Figura 48).

⁹ Equipamento que permite medir e comparar a quantidade de luz absorvida por um determinado objeto.

Figura 48. Prótese definitiva



Fonte: CIOCCA *et al.*, 2007

Uma desvantagem desse procedimento clínico é a falta de informação de cores detalhadas. A utilização de um espectrofotômetro é necessária para obter a combinação de cores precisas. Se não há um laboratório especializado sem custo à disposição, o preço do equipamento pode ser um empecilho.

O uso da tecnologia CAD/CAM nessa técnica permite a visualização e planejamento do procedimento em um ambiente virtual, sendo possível prototipar o volume final da prótese e seu consequente *template* com uma impressora 3D.

A solução de utilizar uma máscara para posicionar os implantes se mostra útil para o desenvolvimento do presente trabalho, porém, parece não haver um ponto de referência claro para seu posicionamento e estabilização. Nesse caso, a máscara poderia ser estendida até o nariz, a fim de propiciar uma âncora precisa para referenciar a posição da orelha.

2.4.4 Técnica de Liu *et al.* (2009)

As últimas inovações em relação à reconstrução auricular referem-se à engenharia de tecidos. Entretanto, a regeneração da cartilagem e como superar as suas limitações na obtenção de resistência mecânica e controle preciso sobre a forma continuam a ser problemas não resolvidos (BRENT, 2002). No entanto, o amplo uso de sistemas CAD/CAM nessa área torna relevante para o presente trabalho o estudo de seus métodos.

O estudo de Liu *et al.* (2009) utiliza sistemas CAD/CAM na construção de moldes negativos, utilizados para forçar o material gerado *in vitro* no formato da

orelha. Posteriormente, os resultados são digitalizados e comparados em relação à orelha original.

A Figura 49 mostra os passos do desenvolvimento da técnica, em que A é a digitalização 3D da orelha saudável; C o modelo espelhado da orelha; H é o *framework* fabricado através de engenharia de tecidos e J a comparação da cartilagem in vitro com a orelha espelhada do paciente.



Fonte: LIU *et al.*, 2010

Esse método para fabricar um *framework* de cartilagem in vitro mostra-se preciso, com uma forma que é simétrica à orelha normal do paciente. Além disso, um sistema quantitativo de avaliação da exatidão das formas é estabelecido, através da comparação do modelo real com o projetado in vitro, que mostrou um nível de 86% de similaridade. Essas estratégias podem proporcionar ferramentas úteis para futuras reconstruções auriculares com cartilagem in vitro, bem como para a engenharia de tecidos com outras estruturas 3D (LIU *et al.*, 2010).

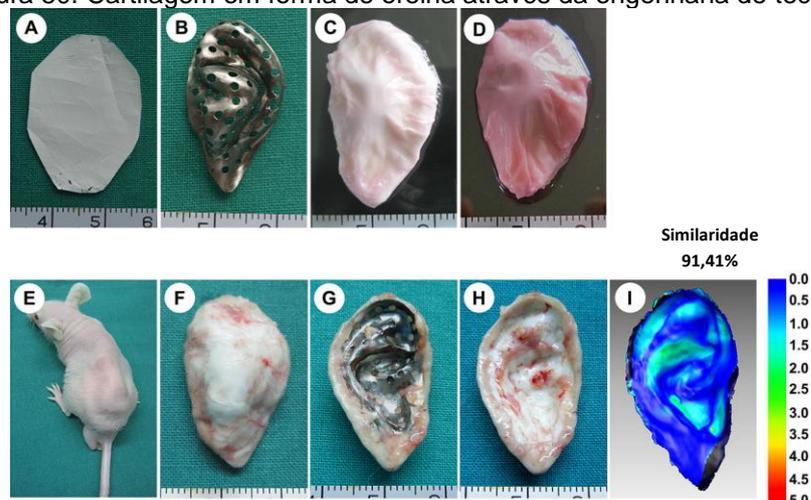
2.4.5 Técnica de Xue *et al.* (2013)

O objetivo deste estudo foi projetar uma cartilagem com estruturas tridimensionais através da engenharia de tecidos, reforçada por uma base de titânio. Depois de formado o volume suficiente de cartilagem, os tecidos foram moldados no formato da orelha (XUE *et al.*, 2013).

A Figura 50 exhibe os passos do método, em que:

- A: Membrana.
- B: Molde do formato da orelha em titânio.
- C: Empilhamento das membranas sobre o molde.
- D: Duas semanas após cultivo in vitro.
- E: Implante subcutâneo em rato de laboratório.
- F e H: Cartilagem após 6 semanas de incubação.
- I: Análise de similaridade entre a cartilagem in vitro e o molde de titânio.

Figura 50. Cartilagem em forma de orelha através da engenharia de tecidos



Fonte: XUE *et al.*, 2013

Além do controle da forma, o desempenho mecânico de cartilagem in vitro também é um fator importante, especialmente para cartilagens com estruturas 3D complexas, em que a manutenção de forma é baseada na resistência mecânica de sua construção. A cartilagem in vitro não é forte o suficiente para manter a estrutura em forma de orelha após o transplante subcutâneo, assim, o modelo de titânio foi transplantado juntamente com a cartilagem, como forma de apoio. Após semanas de incubação, a cartilagem tornou-se suficientemente resistente para suportar a tensão da pele, mantendo a sua estrutura sem apoio. No entanto, essa estratégia requer posteriormente uma cirurgia para remover a peça de titânio (XUE *et al.*, 2013).

Avaliando as técnicas estudadas, percebe-se que a digitalização e a impressão 3D são temas recorrentes no uso do Design Virtual na cirurgia plástica. Dessa maneira, esses dois tópicos serão estudados a seguir.

2.5 DIGITALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL

Um número de diferentes sistemas de aquisição de dados 3D estão disponíveis atualmente, sendo a maior parte baseados em fotogrametria, laser ou luz branca (TEPPER *et al.*, 2006).

Na fotogrametria, câmeras alinhadas de acordo com cálculos matemáticos triangulam as imagens díspares para produzir valores de profundidade, sendo então combinadas no espaço para criar um modelo 3D. Os sistemas de laser e de luz branca baseiam-se em métodos semelhantes de triangulação, mas usam uma fonte de luz projetada no objeto e captada por um sensor para recriar a superfície escaneada (TEPPER *et al.*, 2006). Existem ainda *scanners* que utilizam pontos de contato com a peça. Entretanto, por se tratar de um método manual, apresenta uma resolução menor (SILVA, 2011).

As vantagens específicas de cada sistema dependem da sua utilização pretendida. Isso porque os *scanners* diferem em vários fatores, tais como facilidade de uso, velocidade de aquisição de dados, requisitos para pós-processamento, capacidade de captura de textura e precisão dimensional (TEPPER *et al.*, 2006).

Silva (2011) apresenta um estudo comparativo entre dez sistemas de digitalização, utilizando para isso uma peça padrão. Foram estudados métodos a laser, luz branca, baseados em fotogrametria e por contato. A Tabela 2 apresenta as principais características desses sistemas.

Tabela 2. Características dos sistemas de digitalização

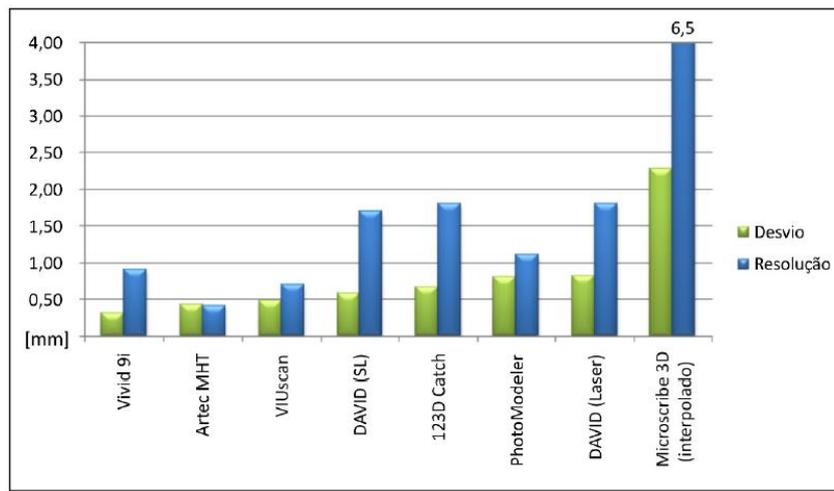
| Classificação | | Sistema de Digitalização | Resolução nominal* | Precisão nominal* | Velocidade | Peso do equipamento |
|---------------|------------|--------------------------|----------------------|-------------------|-----------------|---------------------|
| Sem Contato | Conoscopia | Digimill 3D | 0,1 | < 0,035 | 1.000 pt/s | 1.000 kg |
| | | Vivid 9i | 0,2 | 0,032 | 340.000 pt/2,5s | 15 kg |
| | Laser | Handyscan VIUscan | 0,1 | 0,050 | 18.000 pt/s | 1,3 kg |
| | | Triangulação | DAVID Laserscanner | - | 0,400 | manual |
| | Luz Branca | | Artec DAVID | 0,5 | 0,100 | 500.000 pt/s |
| | | Structured Light | - | 0,400 | - | 2,6 kg |
| | | Fotografia | PhotoModeler Scanner | 1 | 0,500 | processamento |
| | 123 Catch | | - | - | processamento | 0,9 kg |
| | Contato | Microscribe 3D | 20 | 0,380 | manual | 5,4 kg |

* Valores informados pelos respectivos fabricantes (em mm)

Fonte: SILVA, 2011

Seguindo o comparativo, a Figura 51 apresenta a relação entre a resolução e os desvios dimensionais. Os scanners por triangulação destacam-se pela maior precisão com a menor resolução, resultando em um arquivo mais leve e, portanto, facilitando a manipulação do modelo 3D.

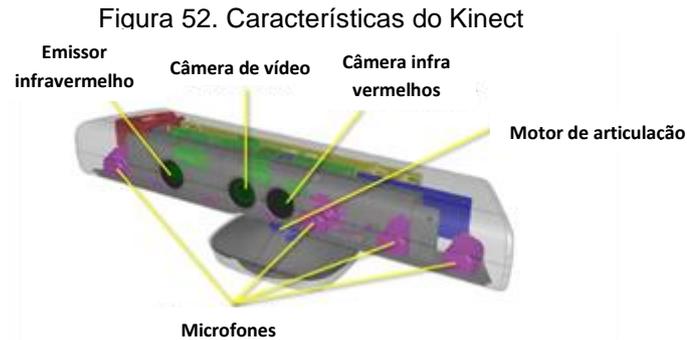
Figura 51. Relação entre resolução e desvio



Fonte: SILVA, 2011

Um método mais recente de digitalização é através do dispositivo Kinect. Trata-se de um sensor de movimentos originalmente desenvolvido para atuar com o videogame Xbox, permitindo que os usuários interajam com o jogo sem a necessidade de um controle tradicional ou *joystick*. Em vez disso, o sensor reconhece gestos do usuário e comandos de voz (DUTTA, 2012).

O reconhecimento de gestos é composto por um emissor e um leitor de infravermelhos. Como se pode ver na Figura 52, o sistema utiliza a câmera de infravermelhos para detectar a malha projetada sobre os objetos pelo emissor. O Kinect é capaz de criar um mapa 3D desses objetos por deformações de medição dessa malha. O dispositivo também possui uma câmera de vídeo, que fornece os dados de cor para o mapa de profundidade. Na base do aparelho se encontram os microfones responsáveis pelo reconhecimento de voz e um motor de articulação.



Fonte: Adaptado de Kinect for Windows, 2012

Segundo Kim (2011), a precisão do sistema para escaneamento de objetos é de 2 mm. Assim, objetos com detalhes menores que essa medida tendem a não ter um bom resultado final. Em um estudo em áreas maiores (1,0 m a 3,6 m), Dutta (2011) verificou que podem ocorrer desvios de até 7,5mm.

Como os *scanners* 3D tradicionais, dependendo do objeto a ser digitalizado, é necessário capturar vários ângulos para criar uma malha 360°. Um software complementar captura e alinha as malhas 3D automaticamente, entretanto, em alguns casos, é necessário executar esse processo manualmente (DUTTA, 2012).

2.6 FABRICAÇÃO DIGITAL

A fabricação digital consiste na utilização de técnicas de produção de produtos, objetos ou protótipos, a partir de modelos virtuais, provenientes usualmente de sistemas CAD/CAM. Os sistemas CAD 3D tem sua origem na década de 60, sendo sua invenção normalmente atribuída à Pierre Bézier, que criou o UNISURF, software que se tornou a base de inspiração para as seguintes gerações de CADs (HORVÁTH; VROOM, 2015).

Entre as vantagens da fabricação digital destacam-se a rapidez e a precisão das propriedades físicas e geométricas dos modelos virtuais, além de possibilitar a produção em massa de produtos personalizados (ORCIUOLI, 2013). Pode-se ainda destacar a redução do tempo para o lançamento de um produto, sua análise visual, detecção de erros e execução de testes.

De acordo com Espinoza e Shaeffer (2012), a utilização de programas computacionais em simulações tridimensionais de geometrias complexas pode

minimizar erros através da observação prévia de possíveis problemas, permitindo modificações rápidas no projeto.

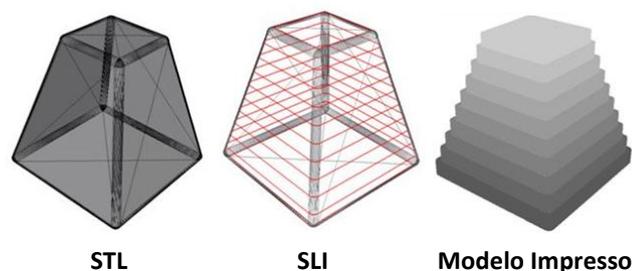
De maneira geral, a obtenção de produtos baseados em processos de fabricação digital utiliza sistemas de manufatura aditiva (prototipagem rápida) ou manufatura subtrativa, também conhecida como usinagem CNC. Os sistemas de manufatura aditiva baseiam-se na adição de camadas de um ou mais materiais para obtenção do produto ou objeto final. Já na manufatura subtrativa, o produto final é obtido através da remoção progressiva de material (ESPINOZA; SCHAFFER, 2004).

Tanto na manufatura aditiva quanto na subtrativa, a primeira etapa desses processos é a criação de um modelo virtual, desenvolvido em softwares CAD, ou a obtenção do modelo a partir de digitalização tridimensional (ESPINOZA; SCHAFFER, 2004).

A impressão tridimensional surgiu como uma ferramenta para prototipagem rápida e somente nos últimos anos, com o incremento da tecnologia, vem sendo utilizada para produção de peças personalizadas ou de baixo volume. Nesse processo (Figura 53), as peças são obtidas por adição sucessiva de material, camada a camada, até se obter o modelo pretendido (LINO; NETO, 2008).

Para isso, o arquivo CAD 3D é exportado de forma que as superfícies do modelo são convertidas em uma malha de triângulos (.STL), sendo então importadas para o software da impressora, que a converte em um arquivo .SLI, que divide o modelo em várias camadas de material. Dependendo da impressora, é gerado automaticamente material de suporte para a construção de zonas em que o modelo não possui apoio (LINO; NETO, 2008).

Figura 53. Processo de impressão tridimensional



Fonte: Adaptado de Additive Manufacturing of Engineering Components, 2015

Atualmente, existem diversas tecnologias de prototipagem rápida através de manufatura aditiva, sendo que cada um apresenta vantagens e desvantagens. No momento de se optar por um método de impressão, deve-se levar em conta fatores como propriedades físicas, mecânicas e estéticas exigidas ao protótipo, material a utilizar, disponibilidade das tecnologias, custos envolvidos e, finalmente, os prazos de fabricação (LINO; NETO, 2008). O Quadro 2 apresenta os principais processos de impressão 3D, suas respectivas siglas, tecnologias e materiais utilizados.

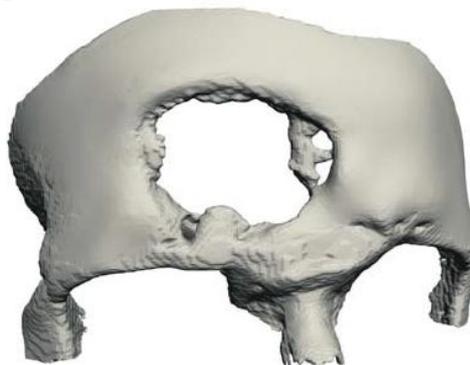
Quadro 2. Principais processos de impressão tridimensional

| Sigla | Tecnologia | Materiais |
|-------|---|--|
| 3DP | Impressão Tridimensional | Gesso, Elastômeros |
| FDM | Modelagem por Deposição de Material Fundido | Termoplásticos, Metais, Borracha, Porcelanas, Clay |
| DLMS | Sinterização Direta de Metal a Laser | Ligas metálicas |
| EBM | Fusão por Feixe de Elétrons | Ligas de titânio |
| SLM | Fusão Seletiva a Laser | Ligas de titânio, Ligas de cobalto, Aço Inoxidável, Alumínio |
| SLS | Sinterização Seletiva a Laser | Termoplásticos, Pós metálicos, Pós cerâmicos |
| LOM | Manufatura de Objetos Laminados | Papel, Lâminas metálicas, Filme plástico |
| SLA | Estereolitografia | Fotopolímero |
| - | Polyjet | Resina acrílica |

Fonte: Adaptado de 3D Printer Instruments, 2013 e Rapid Prototyping Equipments, Software and Materials, 2013

Com o objetivo de avaliar a precisão dimensional dos processos de prototipagem rápida, Rockenbach *et al.* (2007) analisam as dimensões de um crânio, mostrado na Figura 54. Os dados do paciente foram obtidos através de tomografia computadorizada e a partir desse modelo, foram fabricadas quatro réplicas em diferentes métodos de manufatura aditiva.

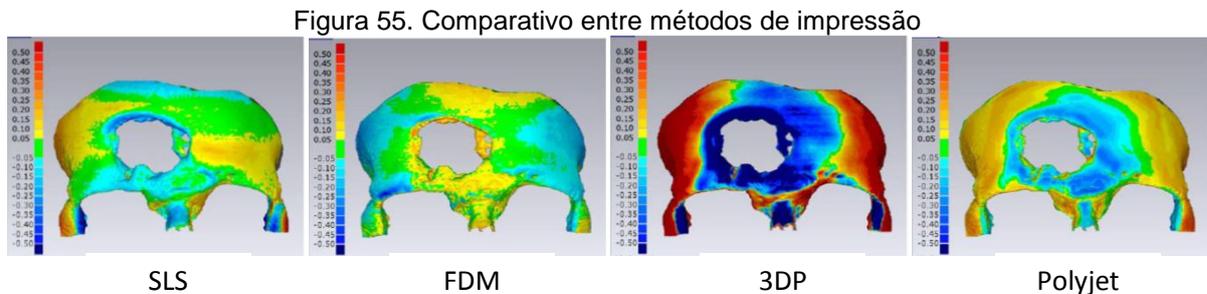
Figura 54. Modelo CAD do crânio estudado



Fonte: ROCKENBACH *et al.*, 2007

Os quatro protótipos foram escaneados pela técnica de digitalização tridimensional a laser, sendo posteriormente sobrepostos ao modelo 3D original para se verificar as defasagens dimensionais. A Figura 55 exibe o comparativo entre os métodos SLS, FDM, 3DP e Polyjet.

As regiões em verde apresentam desvios inferiores a 0,05mm, sendo, portanto, consideradas fiéis ao modelo da tomografia. Os tons do amarelo ao vermelho representam os desvios positivos, ou seja, os pontos em que o modelo produzido é maior que o original, sendo as regiões vermelho-escuras aquelas em que esse desvio é maior que 0,5mm. Os tons de azul referem-se às regiões de desvio negativo, nas quais o modelo produzido é menor que a referência, com o azul-escuro representando desvios maiores que 0,5mm.



Fonte: ROCKENBACH *et al.*, 2007

O processo FDM produziu o protótipo com os menores desvios e apresenta elevada precisão, principalmente devido à pequena espessura do filete de material depositado. Entretanto, atribui-se à utilização dessa reduzida espessura também o grande aumento no tempo de fabricação.

O processo SLS apresenta-se como o segundo mais preciso, mas também como o segundo mais demorado. O protótipo fabricado pelo processo 3DP apresentou a menor precisão dimensional, devido a uma das etapas de pós-processamento do modelo, na qual ocorre a infiltração de resina para lhe conferir maior resistência mecânica. O sistema PolyJet apresentou a menor quantidade de desvios máximos, sendo também o modelo com melhor acabamento superficial. Porém, embora com valores menores, ele apresentou um comportamento de desvios similar ao 3DP (ROCKENBACH *et al.*, 2007).

Por outro lado, o estudo de Lino e Neto (2008) aponta que a tecnologia SLA é um dos melhores processos em termos de precisão dimensional e permite a

impressão de formas complexas, virtualmente sem limitações de projeto. Entretanto, possui alto custo de matérias primas, fraca resistência mecânica dos modelos, tempo de fabricação elevado e necessidade de pós-cura. Dependendo da espessura utilizada e do formato do modelo, esse pode ficar propenso a empenos.

A disponibilidade de impressoras no Laboratório Virtual Design (VID), da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFGRS), resumem-se aos métodos SLA e FDM. Comparando esses dois métodos, o FDM apresenta custo inferior aliado a uma precisão dimensional e de forma similares ao SLA, além de resistência mecânica superior, sendo, dessa forma, a técnica mais apropriada de impressão para ser utilizada nesse trabalho.

2.7 CONSIDERAÇÕES SOBRE O CAPÍTULO

A estrutura 3D de cartilagem deve ser tratada como uma escultura viva, assim, durante sua fabricação, normalmente evita-se o uso de ferramentas elétricas, esculpindo o tecido com bisturis e goivas. A cartilagem deve ser intermitentemente banhada em solução salina para evitar a dessecação (BRENT, 2002).

Durante muitos anos, tem havido considerável interesse na criação de uma estrutura pré-fabricada de cartilagem autógena, visando contornar a necessidade de esculpir um *framework* durante um procedimento reconstrutivo prolongado e para diminuir a dependência de habilidades artísticas do cirurgião para modelar a orelha. Na década de 1940, Young e Peer conceberam pela primeira vez a ideia de um *framework* 3D pré-fabricado antes da cirurgia de reconstrução auricular (BRENT, 2002).

Essa técnica inovadora foi realizada por meio de peças cortadas de cartilagem costal, que foram colocados em um molde, em forma de orelha, que por sua vez foi implantado provisoriamente na parede abdominal do paciente. Depois de vários meses o molde foi retirado e esculpido no formato final, uma vez que se deformou no período de incubação. Contudo, os resultados não foram satisfatórios e a técnica não foi desenvolvida (BRENT, 2002).

Desde então inúmeros estudos foram realizados no intuito de facilitar e melhorar os resultados da reconstrução auricular. Entretanto, sete décadas depois, os procedimentos ainda são complexos e demandam muita habilidade por parte do

cirurgião, sendo limitado o número de profissionais capacitados para esse tipo de procedimento. Apesar disso, as técnicas originárias de Tanzer, mais especificamente a de Brent e Nagata, conseguem atingir um elevado nível de satisfação por parte dos pacientes.

Ainda assim, tratam-se de técnicas extremamente manuais, que não utilizam as recentes tecnologias disponíveis na cirurgia plástica. Algumas dessas tecnologias englobam o Design Virtual, que se insere principalmente de três formas nos procedimentos cirúrgicos: nas ferramentas de captura de dados (digitalização tridimensional), nos softwares CAD, para visualização, modelagem e manipulação de dados e, posteriormente, na fabricação digital, através de moldes, próteses e dispositivos auxiliares ao procedimento cirúrgico.

3 METODOLOGIA DA PESQUISA

O presente trabalho caracteriza-se como pesquisa científica aplicada, já que seu objetivo é gerar conhecimentos para aplicação prática, dirigida à solução de problemas específicos (GIL, 2008). Sua forma de abordagem é qualitativa, uma vez que os resultados não podem ser quantificáveis em números (PRODANOV; FREITAS, 2013). Os objetivos da pesquisa podem ser considerados exploratórios, pois, a partir da familiarização do pesquisador com o problema, podem-se construir hipóteses para solucioná-lo (GIL, 2008).

Toda pesquisa implica o levantamento de dados de variadas fontes, quaisquer que sejam os métodos ou técnicas empregadas. Neste trabalho a fundamentação teórica é feita a partir de pesquisa bibliográfica que contempla o estudo de livros, artigos, revistas e outras publicações científicas sobre o assunto em questão (LAKATOS; MARCONI, 1992).

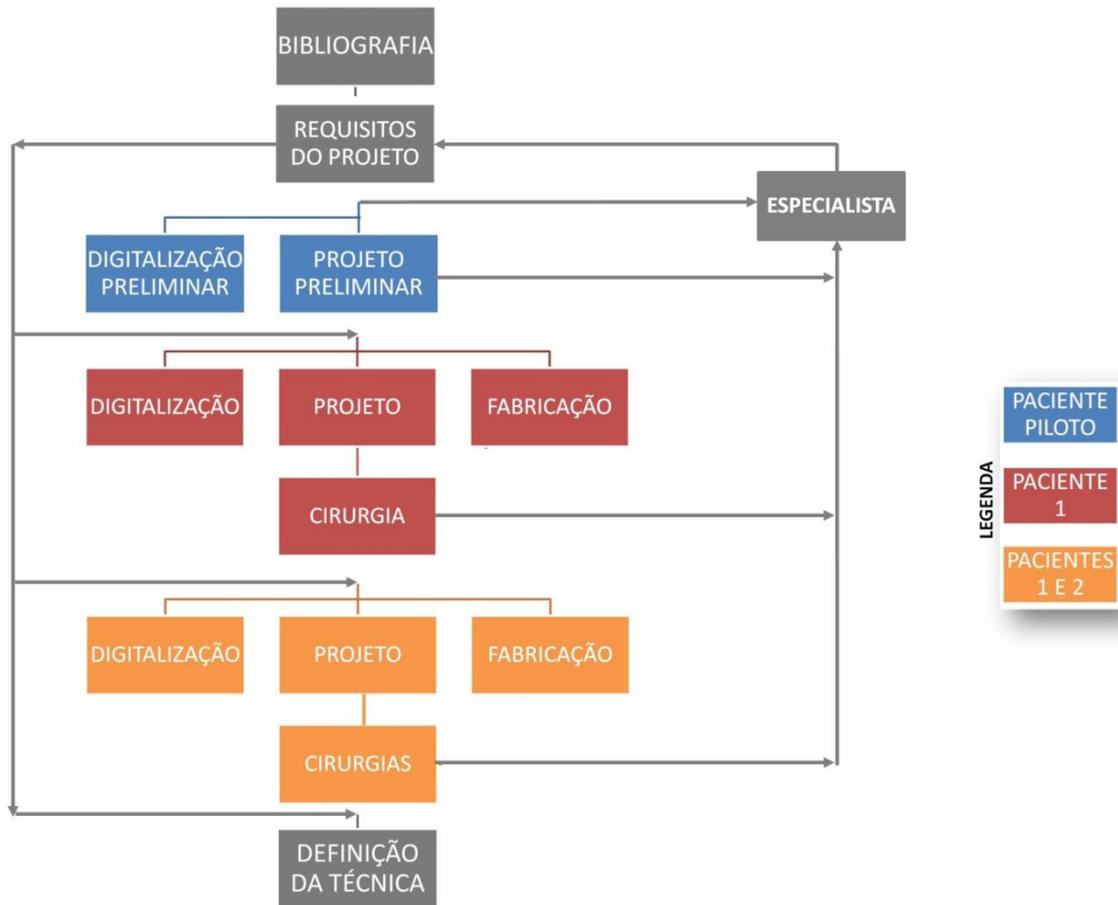
Em relação aos procedimentos, o trabalho se enquadra como pesquisa-ação, com a intervenção dos pesquisadores e participantes, envolvidos de maneira cooperativa (pacientes) ou participativa, no caso dos cirurgiões. Essa interação propicia que o conhecimento sobre o assunto seja aprofundado ao longo da pesquisa (THIOLLENT, 1988 apud GERHARDT; SILVEIRA, 2009).

Após a revisão teórica já apresentada, o trabalho se estrutura a partir da definição dos requisitos do projeto, partindo então para o escaneamento do rosto de um paciente piloto (o autor desse trabalho), simulando um portador de microtia, para a definição do método de digitalização, bem como das técnicas de projeto e fabricação dos *templates*, determinadas em conjunto com o especialista.

Em seguida, um paciente real é digitalizado e são fabricados os *templates* para nova avaliação do especialista. Após as intervenções solicitadas pelo mesmo, a técnica é aplicada em uma cirurgia. Levando em conta os resultados da mesma, são definidos aperfeiçoamentos na técnica.

Posteriormente, a técnica é utilizada na reconstrução auricular de mais dois pacientes, com os *templates* já com as alterações sugeridas pelo especialista. A metodologia proposta pode ser vista na Figura 56.

Figura 56. Metodologia do trabalho



Fonte: Autor

Durante o processo de pesquisa, a equipe cirúrgica é consultada após cada etapa para verificar a possibilidade de utilização dos *templates* sugeridos, comparando-os com experiências prévias. Também são sugeridas melhorias nos mesmos, além da inclusão de moldes adicionais, visando abranger outras dificuldades normalmente encontradas nas cirurgias.

A comunicação se dá através de reuniões entre os envolvidos, em que os *templates* são avaliados pelo especialista e sua equipe, primeiramente por meio de modelos CAD 3D, durante sua fase de projeto. Posteriormente são apresentados modelos reais, produzidos através de fabricação digital, que permitem ao cirurgião avaliar com maior precisão a possível efetividade dos *templates*.

Tanto o especialista quanto os pacientes ou seus responsáveis (no caso de participantes menores de idade) concordaram espontaneamente em participar deste trabalho. Aos mesmos foram esclarecidos os critérios de pesquisa, seus objetivos e o nível de participação de cada um. Também foi explicada a possibilidade de, a

qualquer momento, retirar a participação do voluntário, bastando, para isso, o simples contato com o pesquisador.

Após esses esclarecimentos, os pacientes ou responsáveis assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para participação na pesquisa. Uma cópia desse documento, exatamente igual à assinada pelos participantes da pesquisa, é mostrada no capítulo ANEXOS desse trabalho.

Além desse termo, os envolvidos concordam com o protocolo padrão do Hospital de Clínicas de Porto Alegre em relação a cirurgias, sendo esses documentos arquivados nessa instituição. Já os Termos de Consentimento ficam em posse do autor do trabalho.

A presença do paciente se dá na digitalização tridimensional e, posteriormente, na cirurgia. Na etapa de escaneamento não há contato físico nem riscos ao paciente e, na cirurgia, os riscos permanecem iguais ao procedimento sem a utilização dos *templates*. Durante a mesma, há contato dos *templates* com o paciente e, para evitar qualquer possibilidade de contaminação do ambiente cirúrgico, as peças são previamente esterilizadas conforme as normas do Hospital de Clínicas de Porto Alegre.

3.1 REQUISITOS DO PROJETO

A partir da pesquisa bibliográfica e interação com a equipe médica, estabeleceram-se determinados *templates* para orientar a execução da técnica de Brent, relacionando as principais dificuldades encontradas na cirurgia com as possibilidades oferecidas pelo Design Virtual. Percebeu-se, inicialmente, a viabilidade da fabricação de um molde para retirada da cartilagem costal, de uma máscara para posicionamento do *framework* e uma cópia da orelha saudável espelhada, para orientar a modelagem e, posteriormente, a aposição do implante.

Conforme ilustrado na Figura 57, na aplicação da técnica de Brent, no ato da cirurgia, se utiliza um filme de radiografia no qual é desenhada manualmente a orelha saudável, para especificar o tamanho da cartilagem necessária para a confecção da nova orelha. Já o molde proposto é projetado previamente, de acordo com o escaneamento do rosto do paciente, possibilitando uma maior precisão anatômica dos contornos auriculares.

Figura 57. Molde para retirada da cartilagem costal



Fonte: Adaptado de BRENT, 1994

O modelo espelhado da orelha saudável, impresso em 3D, tem por objetivo auxiliar o cirurgião durante a modelagem manual das cartilagens costais. Tal solução já é utilizada por Mardini, Ercoli e Graser (2005).

Para facilitar o alinhamento da orelha a ser reconstruída, é proposta uma máscara projetada a partir da face digitalizada do paciente, similar à técnica proposta por Ciocca *et al.* (2009), mostrada na Figura 58. Entretanto, para garantir um posicionamento mais apurado, a máscara proposta neste trabalho utiliza uma área maior do rosto como referência, visto que o *template* criado pelos referidos autores carece de uma âncora precisa para seu posicionamento, podendo mover-se e, dessa forma, comprometer sua eficiência.

Figura 58. Exemplo de uso da técnica



Fonte: Adaptado de CIOCCA *et al.*, 2009

Após essa pré-definição e o projeto dos *templates* citados, o especialista (cirurgião plástico) foi consultado e, depois de uma avaliação, sugeriu a inclusão de um modelo do *framework* e de um molde negativo da hélice. Dessa forma, foi

fabricado um kit cirúrgico contendo os *templates* para uma nova avaliação do especialista.

Com as peças já fabricadas, o cirurgião pôde avaliar com maior precisão a possível eficácia das mesmas. Novamente, percebeu-se a utilidade de um novo *template*, dessa vez, o molde para traçar os volumes do *framework*. Assim, definiram-se seis peças para auxiliar a reconstrução auricular pela técnica de Brent:

- Molde para retirada da cartilagem costal
- Orelha espelhada
- Máscara para posicionamento do *framework*
- Modelo do *framework*
- Molde negativo da hélice
- Molde para marcação dos volumes do *framework*

Após o capítulo referente à digitalização tridimensional, as características de cada *template* são analisadas individualmente.

3.2 DIGITALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL

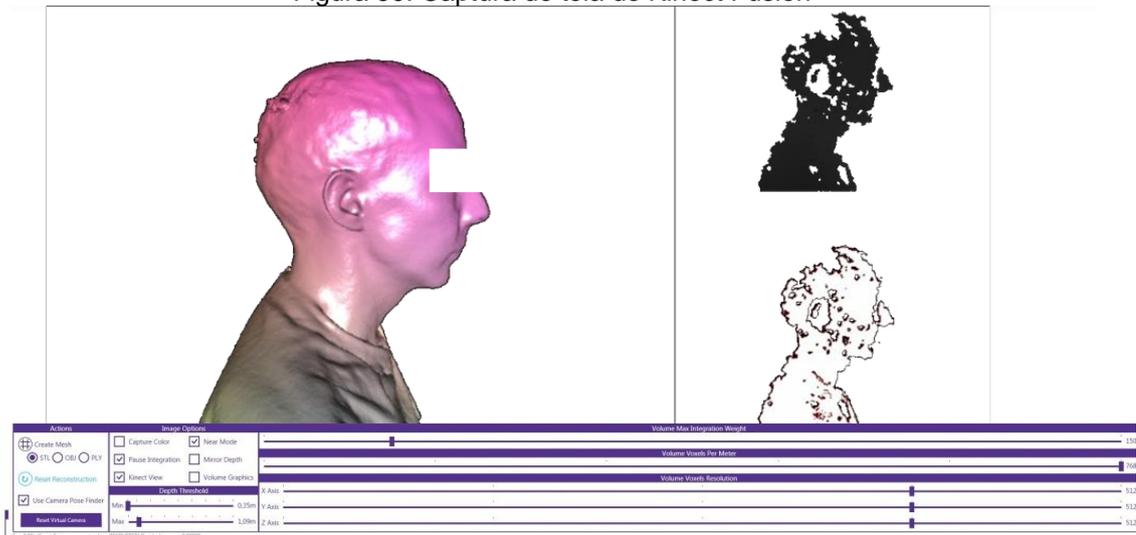
A primeira etapa do estudo é a aquisição da forma 3D da face do paciente, com ênfase na orelha saudável. Para isso, são testados dois métodos de digitalização tridimensional: a utilização do software Fusion, da Microsoft, tendo como hardware o dispositivo Kinect e o escaneamento via luz branca, utilizando software e hardware da Artec. Após, as digitalizações são comparadas entre si em relação à resolução e precisão do modelo 3D.

3.2.1 Kinect

Para a utilização do Kinect como scanner 3D, é utilizado um software específico, chamado Fusion (Figura 59). Após a configuração dos parâmetros de distância de captura e quantidade de divisões da malha infravermelha (fatores que aumentam ou diminuem a resolução), mostrados na parte inferior da Figura 59, acontece a digitalização do rosto do paciente que, em média, tem 5 minutos de duração.

O alinhamento das malhas é feito automaticamente à medida que o Kinect é movimentado em torno do objeto digitalizado, assim, não há necessidade de pós-processamento. Depois da digitalização é escolhido o formato de saída desejado (STL, OBJ ou PLY) e o modelo tridimensional é criado.

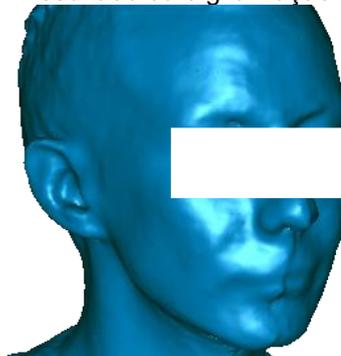
Figura 59. Captura de tela do Kinect Fusion



Fonte: Autor

Com o modelo 3D do rosto já criado (Figura 60), é possível editá-lo em softwares de edição de objetos digitalizados, como o Geomagic Studio. Nesses programas é possível suavizar a malha, deixando o objeto mais uniforme ou excluir áreas irrelevantes para o estudo. Outra opção é abrir o modelo diretamente em um software CAD, como o 3ds Max, para o espelhamento da orelha saudável e projeto dos *templates*.

Figura 60. Resultado da digitalização com Kinect



Fonte: Autor

A malha gerada pelo Kinect possui 28294 triângulos, o que ocasiona a simplificação de alguns detalhes da orelha. Porém, o aspecto básico é mantido, bem como suas dimensões.

3.2.2 Artec

O outro método de digitalização utiliza o pacote de software e hardware da Artec, que funciona via luz branca. O scanner utilizado denomina-se EVA Handheld (Figura 61) em conjunto com o software Artec Studio 9.2 (Figura 62). Esse sistema possibilita o escaneamento em tempo real, assim como o Kinect. Ou seja, à medida que o scanner vai sendo movimentado em torno do rosto, o software lê as informações e forma a malha 3D.

Assim, cria-se uma espécie de filme, com vários *frames* por segundo sendo gerados pelo sistema. Essa etapa possui a duração de aproximadamente meia hora, com ciclos de digitalização aproximados de 5 minutos, nos quais o paciente deve permanecer estático, para não criar imprecisão no modelo 3D.

Figura 61. Scanner Artec EVA Handheld



Fonte: Artec 3D Scanner, 2014

Figura 62. Tela do software Artec Studio 9.2



Fonte: Artec 3D Scanner, 2014

Apesar da possibilidade de visualização em tempo real do modelo 3D, após o término do escaneamento é necessário executar o comando para alinhamento de todos os *frames* criados. Na digitalização do rosto foram criados em torno de 1000 *frames* e, após a execução do comando de alinhamento automático, o programa alinha-os, através de algoritmos matemáticos, para a criação de um único modelo tridimensional. Essa tarefa demanda um tempo variável, dependendo do objeto digitalizado e da capacidade de processamento do computador e, em média, requer duas horas para conclusão.

Na Figura 63 pode-se ver a nuvem de pontos formada pelo alinhamento dos *frames*. Esses pontos formam, através do software vinculado ao scanner, a malha de triângulos. Com esse método, a malha gerada possui 236.611 triângulos.

Figura 63. Pontos da superfície

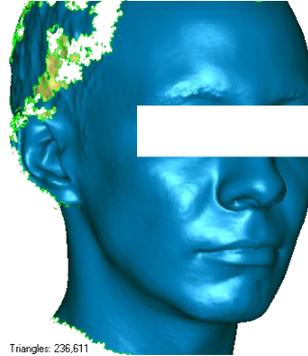


Fonte: Autor

A Figura 64 exibe o modelo 3D após seu processamento utilizando a ferramenta *Sharp*, do software Artec Studio 9.2. Apesar de um detalhamento maior

da superfície do modelo em relação à opção *Smooth* (Figura 65), a orelha ficou sem definição de contorno da hélice.

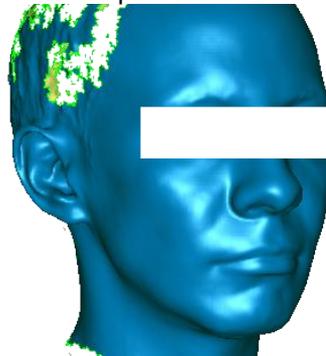
Figura 64. Pós-processamento *Sharp*



Fonte: Autor

O pós-processamento *Smooth* excluiu alguns detalhes, como textura da pele e contorno dos olhos, porém, manteve íntegra a área das orelhas, objeto do estudo. Dessa forma, para comparação com o modelo digitalizado pelo Kinect, é utilizada essa malha.

Figura 65. Pós-processamento *Smooth*

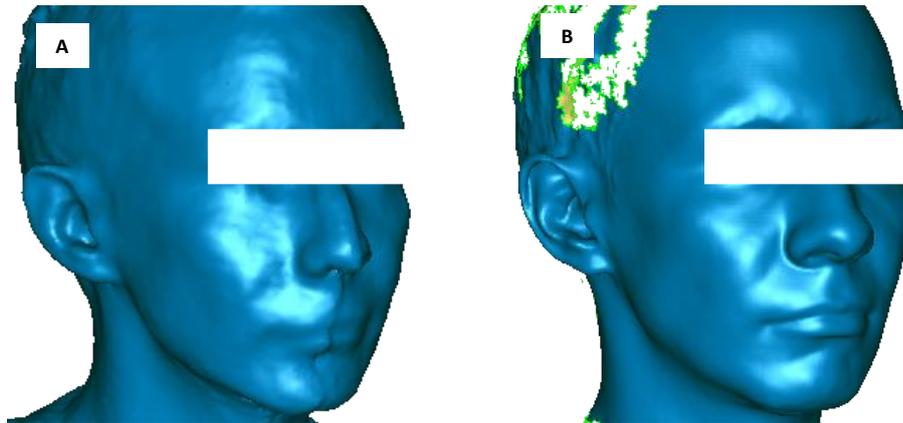


Fonte: Autor

3.2.3 Comparativo entre as digitalizações

Em relação ao uso das ferramentas de escaneamento em questão, levando em consideração os contornos da orelha e também da face (Figura 66), a versão escaneada pelo Artec é a melhor opção para servir de base para a continuidade do trabalho, devido à sua melhor resolução.

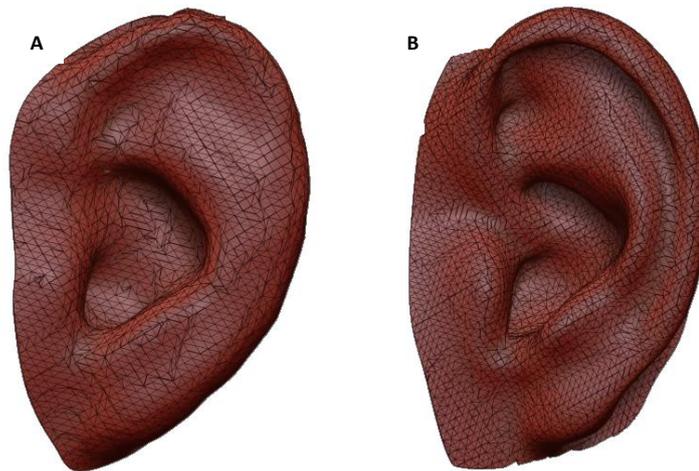
Figura 66. Comparativo entre digitalizações: Kinect (A) e Artec (B)



Fonte: Autor

Na Figura 67 observa-se em detalhes a diferença entre as digitalizações da orelha direita do paciente, via Kinect (A) e Artec (B). Percebe-se que as duas digitalizações resultaram em modelos 3D de dimensões similares. Entretanto, a versão escaneada com o sistema Artec possui um detalhamento dos contornos auriculares superior ao modelo digitalizado via Kinect.

Figura 67. Comparativo das orelhas digitalizadas



Fonte: Autor

Em seguida, é iniciada a manipulação da malha digitalizada no software 3ds Max 2013. A orelha que servirá de modelo será espelhada para o projeto dos *templates* cirúrgicos.

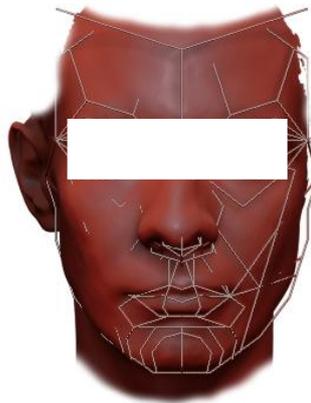
3.3 PROJETO DOS *TEMPLATES*

Esta etapa consiste no projeto dos *templates* para auxiliar o cirurgião durante a aplicação da técnica de Brent. Para isso, a orelha remanescente do paciente é espelhada e reposicionada, levando em conta a assimetria da face. Então, são projetados os *templates* definidos no subcapítulo REQUISITOS DO PROJETO.

Antes de iniciar o projeto, é necessário o alinhamento da malha 3D, para possibilitar o espelhamento correto da orelha. Nessa etapa, como a pessoa digitalizada possuía as duas orelhas, foi necessária uma intervenção no modelo 3D para simular um paciente com microtia. Nesse ponto, passa a ser utilizado o software 3ds Max, que é empregado ao longo do projeto de todos os *templates*.

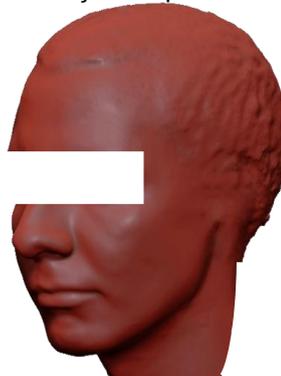
Inicialmente, o rosto do paciente é alinhado, através de um molde (Figura 68), que visa demarcar a linha de simetria do rosto, para assim possibilitar o correto espelhamento da orelha. Após, é feito o corte virtual da orelha esquerda (Figura 69).

Figura 68. Alinhamento da face do paciente



Fonte: Autor

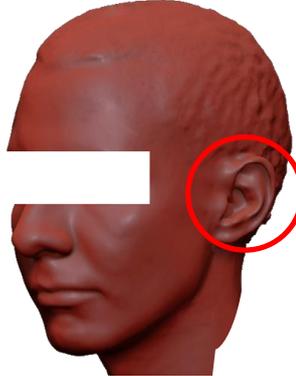
Figura 69. Simulação de paciente com microtia



Fonte: Autor

Em seguida, a orelha remanescente é espelhada (saliçada na Figura 70) de acordo com a linha de simetria facial, conforme alinhamento prévio mostrado na Figura 68.

Figura 70. Espelhamento da orelha direita



Fonte: Autor

Devido à assimetria da face, a orelha espelhada ficou deslocada do rosto (parte transparente da Figura 71). Para corrigir isso, ela é reposicionada visando compensar a assimetria facial, levando em consideração a linha de simetria do rosto e a área da região auricular a ser reconstituída.

Como essa etapa define o projeto da máscara de posicionamento, deve ser avaliada com cuidado em casos de assimetria facial mais elevada. Fatores como contorno capilar, formato da superfície do osso mastoide e posição da orelha com má formação (em casos de microtia) são levados em consideração para o posicionamento da orelha.

Figura 71. Ajuste do espelhamento da orelha



Fonte: Autor

A partir do modelo 3D do rosto do paciente, já com a orelha espelhada, são projetados os itens para auxiliar a cirurgia de reconstrução auricular, vistos individualmente a seguir.

3.3.1 Molde para retirada da cartilagem costal

Tendo o modelo 3D da orelha já espelhado, é desenhado no software 3ds Max o contorno da aurícula (Figura 72A) conforme sugerido por Brent (1994). Após, as linhas geraram um modelo sólido, mostrado na Figura 72B, que é exportado no formato DXF para corte do molde em uma máquina laser.



Fonte: Autor

Na Figura 73 é mostrado o molde em acrílico sobre a orelha do paciente. Observa-se que o detalhe salientado em amarelo não corresponde ao contorno da orelha, o que sugere uma imprecisão da digitalização, devido à complexidade das suas formas.

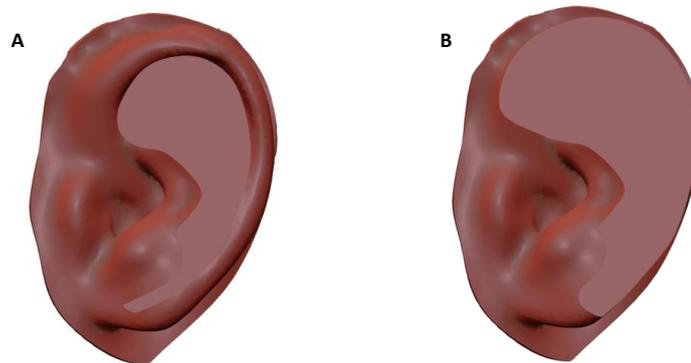
Figura 73. Comparativo do molde com o formato da orelha



Fonte: Autor

Após a apresentação do método proposto para o cirurgião plástico, foram propostas algumas alterações. O cirurgião utiliza o *framework* como base para a hélice, sendo que o projeto inicial considerava a hélice posicionada em torno do bloco principal. Na Figura 74A é mostrada a versão prévia do projeto e à direita (Figura 74B) o contorno do *template* incluindo a hélice, conforme indicado pelo especialista.

Figura 74. Alteração do molde para retirada da cartilagem costal



Fonte: Autor

3.3.2 Orelha espelhada

Esta peça tem a função de servir de referência para o processo, possibilitando a visualização dos formatos desejados em qualquer estágio da cirurgia, porém, sua principal função é nas etapas complementares da reconstrução, referenciando a aposição da orelha e formato do lóbulo. Seu projeto consiste no espelhamento da orelha saudável do paciente (Figura 75).

Figura 75. Orelha espelhada

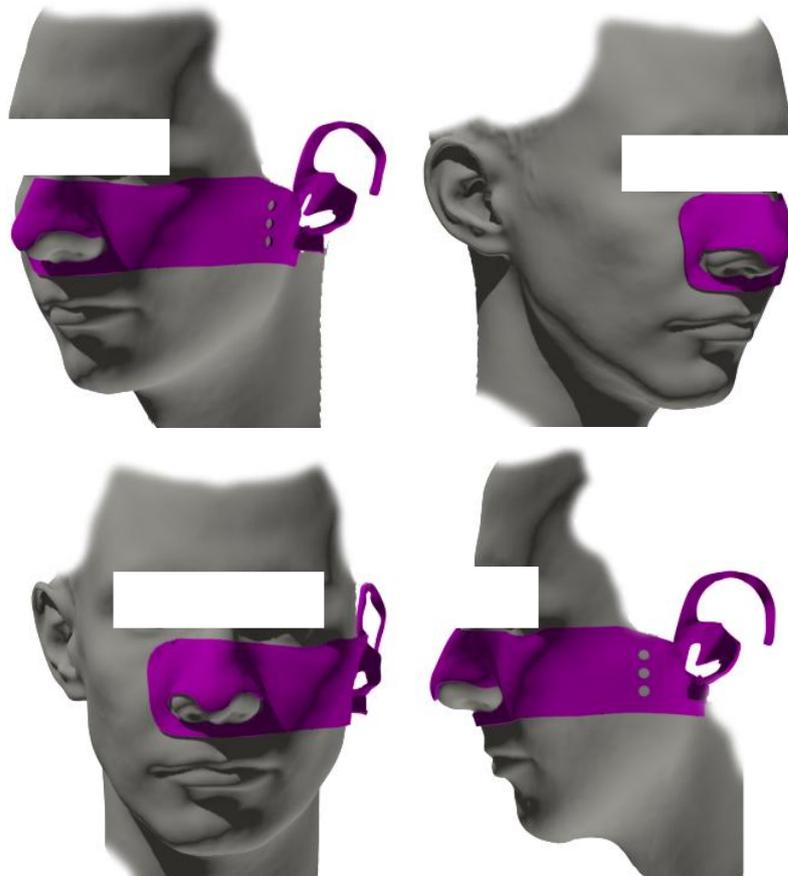


Fonte: Autor

3.3.3 Máscara para posicionamento do *framework*

Como o paciente digitalizado possui as duas orelhas, a máscara (Figura 76) foi projetada para encaixar na orelha existente, com recortes nessa região. O nariz é a principal referência para a máscara, devido à possibilidade de encaixe do *template*, que, entretanto, segue todo o contorno da face para assegurar o correto posicionamento.

Figura 76. Projeto da máscara para posicionamento



Fonte: Autor

3.3.4 Molde negativo da hélice

Após a análise inicial do método, o cirurgião percebeu que um molde para a verificação da forma da hélice, isoladamente, seria útil. Dessa forma, foi feito no software 3ds Max o formato negativo da orelha (Figura 77) e, então, recortada a área da hélice, conforme Figura 78.

Figura 77. Modelo negativo da orelha



Fonte: Autor

Figura 78. Molde negativo da hélice



Fonte: Autor

3.3.5 Modelo do *framework*

Juntamente com o molde para a hélice, foi incluso na técnica uma peça para orientar a modelagem do *framework*. Foram analisadas duas possibilidades de formato para esse *template*: molde negativo, para o cirurgião verificar o formato do *framework* através do seu encaixe no molde, ou um modelo positivo, que fornece a possibilidade de comparação visual do mesmo.

Após a comparação física de ambas as propostas, foi selecionado o modelo positivo que possibilita maior visibilidade dos resultados. A Figura 79 mostra o projeto do molde, recortado a partir da orelha espelhada.

Figura 79. Projeto do *framework*

Fonte: Autor

3.3.6 Molde para marcação dos volumes do *framework*

Após verificar fisicamente os *templates*, o especialista sugeriu a inclusão de um molde para marcar a posição das ondulações do *framework*, possibilitando uma referência exata do início e fim das depressões. Para isso, foi fabricado um molde 2D com o formato externo do *framework*, incluindo recortes nos locais em que se encontram as curvas. Na Figura 80 pode-se ver a intervenção do especialista em um modelo impresso de orelha, sinalizando as áreas que devem ser levadas em consideração para a construção do molde.

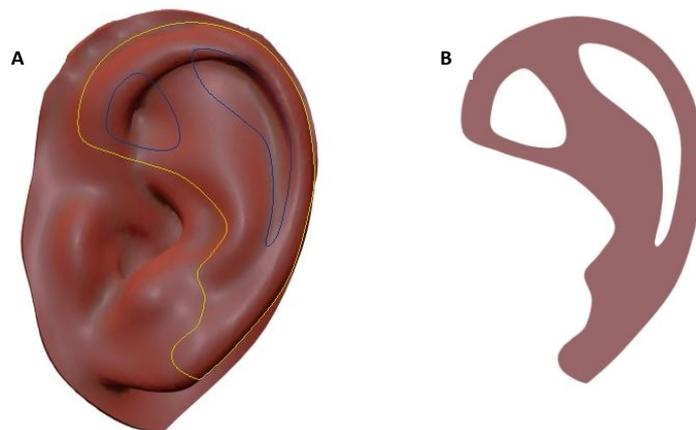
Figura 80. Linhas desenhadas pelo especialista



Fonte: Autor

A Figura 81A mostra o traçado das linhas de corte sobre o modelo da orelha e o formato final da peça (Figura 81B), já adequada à solicitação do especialista.

Figura 81. Molde para marcação dos volumes do *framework*



Fonte: Autor

O tempo total de projeto dos *templates*, desde o início do trabalho com a malha escaneada até o ponto de os modelos estarem prontos para fabricação é de aproximadamente 9 horas. Como a malha tridimensional do rosto é complexa e, em consequência, o tamanho de arquivo é grande, houve uma demora excessiva para o processamento de alguns comandos. Estima-se que, substituindo o computador por um adequado a essas características, é possível reduzir o tempo de projeto para 7,5 horas.

3.4 FABRICAÇÃO DOS *TEMPLATES*

Os *templates* possuem características de forma distintas, sendo o molde para retirada da cartilagem costal e de marcação dos volumes do *framework* planos (2D), e o restante possui formas tridimensionais. Assim, os modelos 2D, mostrados em verde na Figura 82, são fabricados através de corte laser, e o restante dos moldes, de cor azul, necessitam ser fabricados em uma impressora 3D.



Fonte: Autor

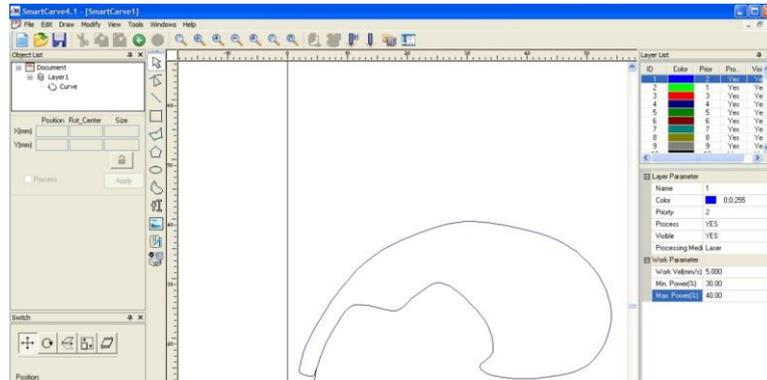
No caso de não haver uma máquina de corte laser disponível, é possível fabricar as peças planas também na impressora 3D, porém o tempo de fabricação será significativamente maior.

3.4.1 Corte laser

Para o corte dos moldes 2D, foram utilizadas chapas de acrílico (PMMA) de 3 mm de espessura, sendo esse material amplamente utilizado na cirurgia plástica, de

fácil esterilização e baixo risco de contaminação da cartilagem. O corte seguiu parâmetros pré-definidos para cada tipo de material (Figura 83) na máquina a laser Yueming CMA-1200, do Laboratório ViD da UFRGS (Figura 84).

Figura 83. Software da máquina de corte laser



Fonte: Autor

Figura 84. Máquina de corte dos moldes 2D



Fonte: Autor

Para a fabricação das duas peças, o corte demora aproximadamente 1 minuto, variando de acordo com o formato e dimensões da orelha do paciente (Figura 85).

Figura 85. Peça durante e após o corte

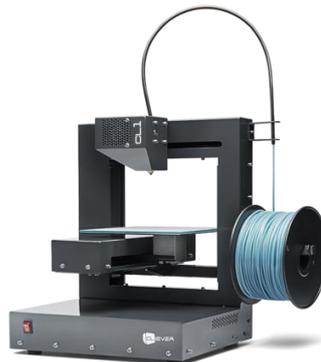


Fonte: Autor

3.4.2 Impressão 3D

Neste trabalho, os modelos tridimensionais são fabricados, em sua maioria, na impressora 3D Cliever CL1 (Figura 86), que utiliza o método de impressão FDM, no qual a impressora deposita pequenas camadas de plástico derretido, umas sobre as outras, até formar a peça final. Foram testadas impressões em ABS e PLA, sendo o último selecionado devido a sua melhor aderência entre camadas. Em virtude da maior possibilidade de deformação, o ABS tende a descolar da base da impressora e, nesse caso, deve-se iniciar a impressão novamente.

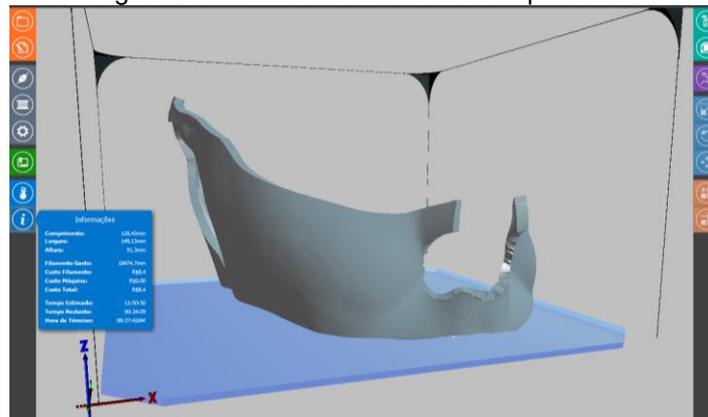
Figura 86. Impressora FDM



Fonte: Autor

Devido ao tamanho disponível para impressão, em pacientes adultos percebe-se que, em alguns casos, é necessário ajustar o modelo às dimensões da impressora, como no exemplo mostrado na Figura 87, em que a extremidade do nariz foi eliminada. Ainda assim o perfil das narinas foi mantido, possibilitando um parâmetro suficiente para o correto posicionamento da máscara.

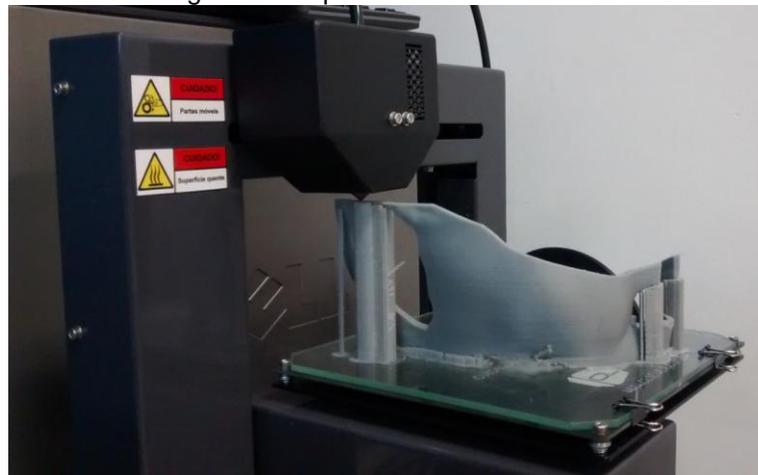
Figura 87. Modelo no software da impressora



Fonte: Autor

A Figura 88 mostra a peça em seus estágios finais de fabricação. É possível verificar a necessidade de estruturas de suporte provisórias para propiciar a impressão de pontos sem apoio, como a parte superior do encaixe do nariz e da orelha. Essa opção deve ser selecionada durante o *set-up* da impressão.

Figura 88. Impressão 3D da máscara



Fonte: Autor

O tempo de impressão varia de acordo com o formato do rosto e orelha do paciente, principalmente em relação às suas dimensões. Assim, em média, para um paciente infantil são necessárias 18 horas de impressão e para um adulto, 22 horas. Observa-se que esse tempo varia de acordo com o equipamento utilizado, nesse caso o modelo Cliever CL1. Em uma impressora similar, de mesma técnica de impressão, porém com características de hardware e software distintas (Tiertime 3D UP), foram impressos alguns *templates* em 1/3 do tempo em relação à CL1.

3.5 VIABILIDADE ECONÔMICA

Os tempos de digitalização, projeto e fabricação variam de acordo com o paciente e, em média, seguem os valores mostrados na Tabela 3. Os dados mostrados em cinza apresentam os tempos verificados durante o desenvolvimento do trabalho, já os tempos em azul preveem a otimização do processo através do uso de um computador com hardware adequado às necessidades da manipulação de malhas digitalizadas e uma impressora com as características da Tiertime 3D UP.

A coluna Tempo Homem refere-se ao período em que se exige a dedicação integral ao processo, já à Tempo Máquina cita o tempo em que o computador ou impressora 3D trabalham sem a necessidade de intervenção humana.

Tabela 3. Tempos de desenvolvimento dos *templates*

| | Tempo Homem | Tempo Máquina |
|---|-------------|---------------|
| Digitalização | 1 | 2 |
| Projeto | 9 | - |
| Fabricação | 2 | 17 |
| Total (h) | 12 | 19 |
| Otimização Computador e Impressora | | |
| Digitalização | 1 | 2 |
| Projeto | 7,5 | - |
| Fabricação | 2 | 10 |
| Total (h) | 10,5 | 12 |

Fonte: Autor

Em relação ao arranjo de fabricação das peças, foram também estudadas melhorias, visando diminuir seu tempo total de produção. Como as dimensões das peças não podem ser mudadas, uma alternativa para agilizar os futuros casos é imprimir todos os *templates* de uma única vez. Dessa forma, o material utilizado é o mesmo, entretanto, é diminuído o tempo de *set-up* da máquina e também o de impressão, visto que a máquina não precisa pré aquecer a cada peça fabricada.

Para se ter um cálculo mais apurado do custo dos moldes, é simulado um kit de *templates* totalmente fabricado através de impressão tridimensional, inclusive as peças planas, normalmente produzidas através de corte laser. Na Figura 89 pode-se ver o arranjo dos *templates* na área disponível da mesa da impressora.

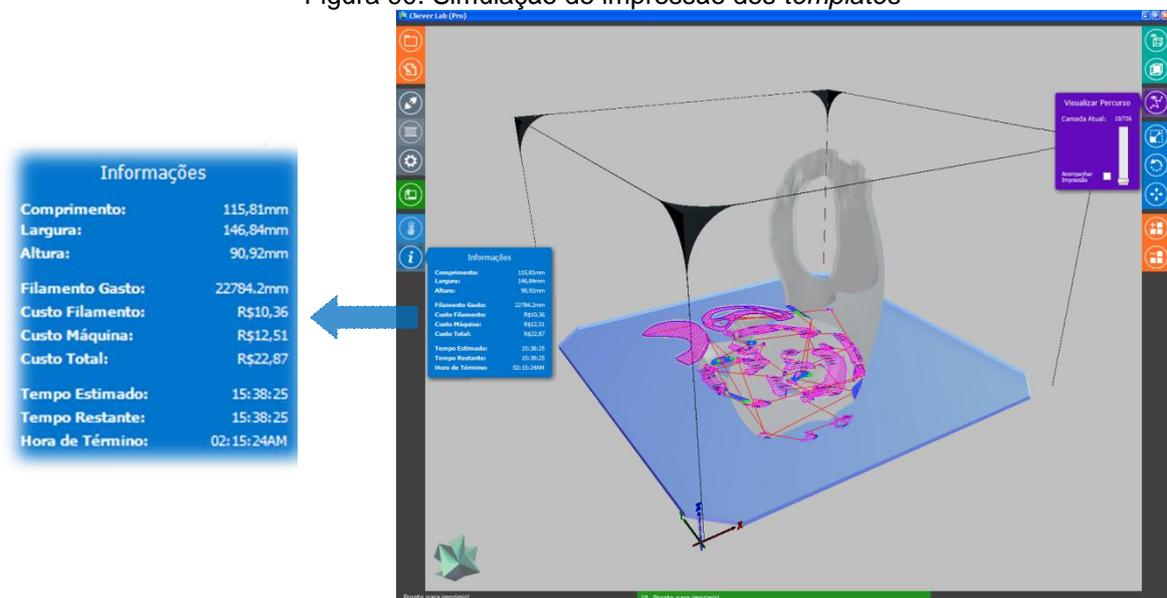
Figura 89. Arranjo dos *templates* para impressão



Fonte: Autor

A Figura 90 mostra os dados relativos à impressão do kit. O custo total de fabricação é de R\$ 22,87 e o tempo de impressão 15:38:25h, utilizando a impressora Cliever CL1 e material PLA. Esses dados podem variar de acordo com as dimensões das peças, pois refletem o tamanho do paciente.

Figura 90. Simulação de impressão dos *templates*



Fonte: Autor

Apesar do elevado tempo de fabricação, não é necessário intervenção humana na maior parte do processo. Recomenda-se verificar o início da impressão, momento em que há maior possibilidade de ocorrer problemas, como descolamento

de material da base da impressora. O restante da impressão mostra-se confiável a ponto de não precisar de supervisão, desde que observadas as configurações de material de suporte.

Já em relação aos custos de digitalização e projeto, o custo se dá quase que inteiramente na mão de obra do projetista. As características e complexidade dessas atividades podem ser executadas por um profissional de nível técnico ou superior, enquadrado como Designer Júnior, cuja hora técnica é de R\$ 21,38/hora em média (ADEGRAF, 2014). Dessa forma, calculado esse valor sobre o tempo estimado de digitalização, projeto e fabricação (10,5h), chega-se ao valor de R\$ 224,49. Somando o custo da impressão 3D (R\$ 22,87), o valor total dos *templates* é de R\$ 247,36.

4 APLICAÇÃO DA TÉCNICA

O paciente mostrado nesse estudo de caso é adulto e não possui a orelha direita devido à microtia. Deve ser observado que, quando a reconstrução é feita em crianças, o tamanho de cartilagem costal disponível pode ser menor que a quantidade ideal necessária para a cirurgia, sendo então necessário fazer adaptações para encontrar a melhor solução.

A aplicação da técnica se dá desde a digitalização tridimensional até o fim da cirurgia da primeira etapa da reconstrução auricular. As demais etapas de reconstrução tem ainda o modelo espelhado da orelha como referência, auxiliando o cirurgião no término dos detalhes da orelha, como lóbulo e aposição, entretanto, essas etapas não são acompanhadas nesse trabalho.

4.1 DIGITALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL

O primeiro passo da aplicação da técnica é a digitalização tridimensional do rosto do paciente. Conforme os resultados vistos anteriormente, o scanner utilizado foi o Artec. O paciente possui a orelha esquerda (Figura 91), dessa forma a cirurgia de reconstrução será na lateral direita da face.

Figura 91. Orelha direita do paciente

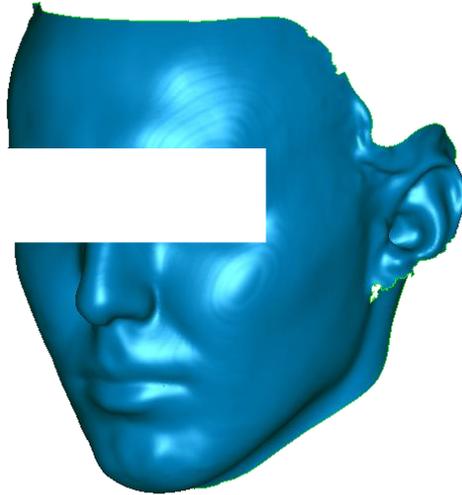


Fonte: Autor

A digitalização não teve a resolução esperada na região auricular, devido a já citada complexidade de suas formas (Figura 92). As regiões da hélice e do lóbulo inferior foram as partes que apresentaram maiores problemas. Entretanto, como a

aurícula e o restante da face apresentaram resoluções adequadas, pôde-se prosseguir com o trabalho.

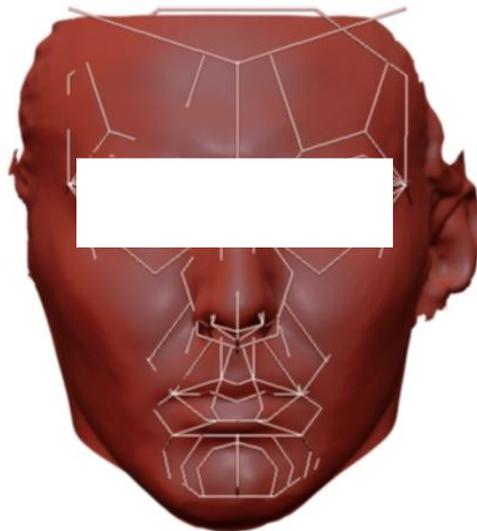
Figura 92. Resultado da digitalização do paciente



Fonte: Autor

Antes do início do projeto dos *templates* é necessário alinhar o rosto do paciente, para possibilitar o correto espelhamento da orelha e, a partir disso, o projeto dos moldes. Para isso, utiliza-se uma estrutura simétrica com os pontos principais da face (Figura 93).

Figura 93. Alinhamento do modelo 3D



Fonte: Autor

4.2 PROJETO E FABRICAÇÃO DOS *TEMPLATES* CIRÚRGICOS

São mostrados nas Figura 94 e Figura 95, o projeto e o kit de *templates* fabricados, respectivamente. Os métodos de projeto e fabricação seguem as diretrizes mostradas no capítulo anterior, sendo os *templates*:

- 01: Molde para retirada da cartilagem costal
- 02: Molde para a marcação dos volumes da aurícula
- 03: Modelo do *framework*
- 04: Molde negativo da hélice
- 05: Orelha espelhada
- 06: Máscara de posicionamento

Figura 94. Projeto dos *templates*



Fonte: Autor

Figura 95. *Templates* fabricados



Fonte: Autor

4.3 UTILIZAÇÃO DOS *TEMPLATES* NA CIRURGIA

A cirurgia foi realizada no Hospital de Clínicas de Porto Alegre, instituição ligada à Universidade Federal do Rio Grande do Sul, no dia 27 de março de 2015. A equipe foi liderada por um cirurgião plástico com experiência em reconstrução auricular, para avaliar a técnica proposta em relação às cirurgias anteriores e, em consequência, sugerir melhorias no método.

O paciente foi voluntário no experimento da técnica de reconstrução com os *templates*. Previamente, foram explicados os objetivos da utilização dos mesmos e o caráter de pesquisa científica, bem como o sigilo em relação à sua identidade em qualquer publicação deste trabalho. Após tais esclarecimentos, o paciente concordou em participar da pesquisa, assinando, para isso, o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, mostrado no capítulo ANEXOS do trabalho. Além desse termo, o Hospital de Clínicas de Porto Alegre mantém arquivados os documentos relacionados ao protocolo cirúrgico, conforme norma da instituição.

Após serem submetidos a um processo de esterilização, os *templates* foram alocados juntamente com os demais materiais necessários à cirurgia (Figura 96). A preparação da mesma permaneceu inalterada, ou seja, idêntica às reconstruções sem a utilização dos moldes.

Figura 96. *Templates* na sala cirúrgica



Fonte: Autor

4.3.1 Máscara para posicionamento do *framework*

O primeiro item utilizado na cirurgia foi a máscara para posicionamento do *framework*. Inicialmente ela foi usada para verificar se o local especificado para a orelha coincidia com o método convencional (Figura 97 e Figura 98).

Figura 97. Vista superior da máscara



Fonte: Autor

Figura 98. Vista lateral da máscara



Fonte: Autor

Dessa maneira, foi comparada a posição da máscara com a localização que o cirurgião demarcaria através de medição com paquímetro. Observou-se 2 mm de diferença entre os dois métodos de posicionamento, comprovando a efetividade da

máscara. Na Figura 99 pode-se ver a marcação da orelha a ser reconstruída, feita a partir do recorte do *template*.

Figura 99. Marcação da posição da orelha a ser reconstruída



Fonte: Autor

Ao fim da cirurgia, após a orelha ter sido implantada, novamente a máscara é utilizada, dessa vez para conferir se houve alguma mudança em virtude da alteração dos volumes da pele devido à inserção do *framework* (Figura 100).

Figura 100. Utilização da máscara ao fim da cirurgia



Fonte: Autor

Após essa etapa de verificação, são posicionados os tubos de drenagem, para que o *framework* tenha a aderência adequada ao crânio do paciente. Assim, além de fixar a cartilagem, a drenagem possibilita que a pele inicie o processo de adequação aos novos contornos da orelha recém implantada.

4.3.2 Molde negativo da hélice

O molde negativo da hélice é utilizado assim que a cartilagem flutuante do paciente é extraída. Na Figura 101 pode-se observar o material autógeno no estado em que é retirado, já possuindo o formato aproximado da hélice.

Figura 101. Molde negativo da hélice e cartilagem flutuante



Fonte: Autor

Após 20 minutos de modelagem, o cirurgião chegou ao formato desejado, basicamente retirando partes da cartilagem para ela ficar mais flexível e assim encaixar no molde (Figura 102).

Figura 102. Hélice moldada



Fonte: Autor

Esse *template* também se mostrou adequado, uma vez que possibilitou a modelagem da hélice isoladamente, sem a necessidade do bloco principal de cartilagem estar disponível.

4.3.3 Molde para retirada da cartilagem costal

O molde para retirada da cartilagem costal pode ser visualizado na Figura 103. Baseado nesse *template*, o cirurgião seleciona qual parte da cartilagem é mais adequada em relação ao seu tamanho e espessura. Na Figura 104 é mostrada a cartilagem retirada do paciente. Foi possível extrair um bloco de cartilagem grande o suficiente para a modelagem do *framework*, devido ao paciente ser adulto.

Figura 103. Molde para retirada da cartilagem costal



Fonte: Autor

Figura 104. Cartilagem retirada do paciente



Fonte: Autor

4.3.4 Molde para marcação dos volumes do *framework*

A cartilagem recém retirada foi marcada com o formato externo e os recortes da aurícula, conforme o molde para marcação dos volumes do *framework* (Figura 105). A Figura 106 mostra o molde sobre a cartilagem já esculpida, processo esse que levou 10 minutos para sua conclusão. No contorno externo observa-se que, devido à experiência do cirurgião, a porção inferior direita (salientada em vermelho) possui um raio único, e não os contornos do molde.

Figura 105. Molde e cartilagem costal



Fonte: Autor

Figura 106. Molde sobre a cartilagem moldada

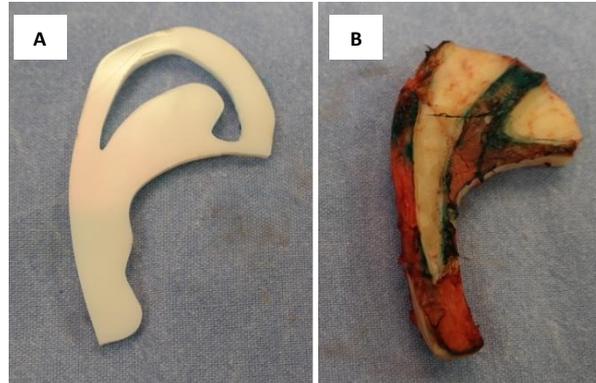


Fonte: Autor

Ainda, de acordo com a experiência prévia do cirurgião, observou-se que os recortes das ondulações da orelha devem ser maiores, como pode-se ver na cartilagem já modelada, na Figura 107B (cartilagem em coloração branca). Essa

divergência decorre da imprecisão do escaneamento, e deve ser reconsiderada nos próximos trabalhos, comparando a digitalização com fotos do paciente.

Figura 107. Diferença entre os recortes do molde e a cartilagem modelada

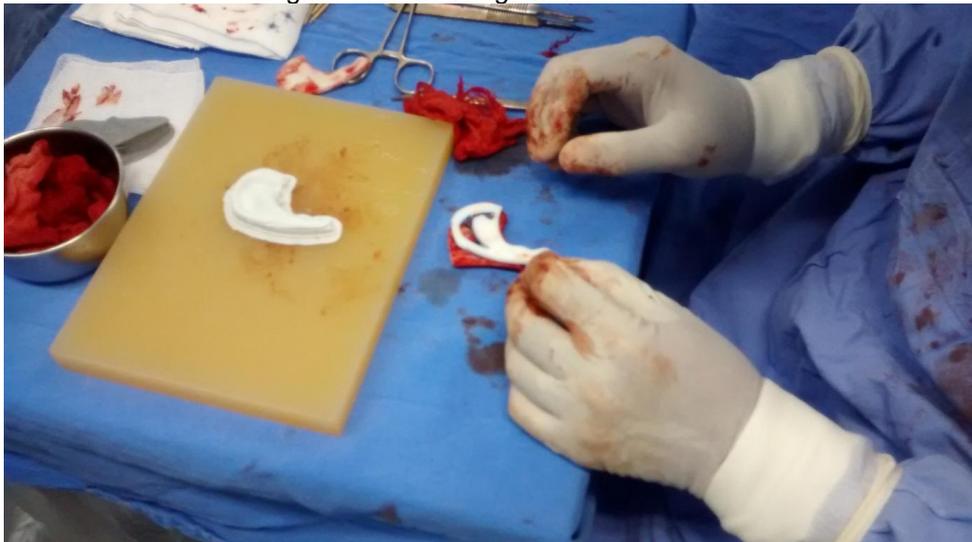


Fonte: Autor

4.3.5 Modelo do *framework*

Após a limpeza da cartilagem, a mesma foi esculpida a partir das marcações do molde, do modelo do *framework* e conforme a experiência do cirurgião (Figura 108). O tempo de modelagem dos volumes foi de 12 minutos.

Figura 108. Modelagem do *framework*



Fonte: Autor

Na Figura 109 pode-se ver o comparativo entre as formas do modelo impresso, o *framework* de cartilagem costal já modelado e o seu respectivo molde

para marcação. O tempo de montagem do bloco principal e da hélice foi de 11 minutos. Em trabalhos futuros o modelo do *framework* deve incorporar toda a hélice (salientada em vermelho). Já o molde para marcação dos volumes deve ter as alterações sugeridas no subcapítulo anterior.

Figura 109. Modelo do *framework*, *framework* moldado e molde para marcação



Fonte: Autor

4.4 ANÁLISE DA CIRURGIA

A Figura 110 mostra a orelha ao final da primeira etapa da cirurgia. Os tempos de modelagem da hélice e do *framework* permaneceram similares à técnica convencional. Notou-se um ganho, entretanto, no tempo total desde a retirada das cartilagens até a união das mesmas, através da possibilidade de esculpir a hélice sem a necessidade de se ter em mãos o bloco principal de cartilagem.

Figura 110. Aspecto da orelha ao final da primeira etapa da cirurgia



Fonte: Autor

Avaliando os resultados da cirurgia, pode-se dizer que os *templates* desenvolvidos foram úteis para o processo de reconstrução auricular, tendo recebido a aprovação da equipe cirúrgica envolvida. Há que se considerar, porém, que a experiência do cirurgião foi definitiva para o resultado final, devido a sua intervenção nos pontos em que os *templates* precisam ser revistos. As alterações sugeridas para os próximos procedimentos podem ser vistas a seguir.

O molde para marcação dos volumes do *framework* foi reprojeto observando as alterações em seu formato externo, de acordo com a prática cirúrgica. Os recortes para marcação foram redesenhados levando em conta também a foto da orelha do paciente, eliminando assim a imprecisão devido à resolução do escaneamento (Figura 111).

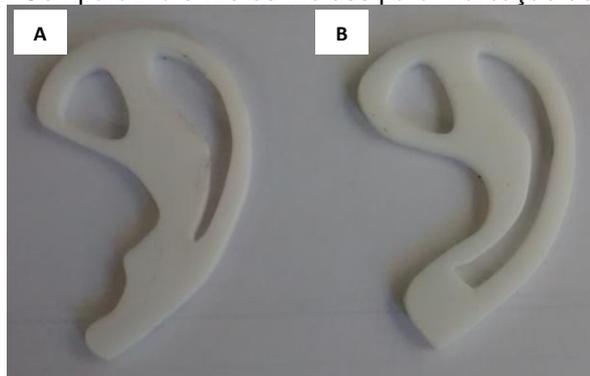
Figura 111. Reprojeto do molde para marcação do *framework*



Fonte: Autor

Na Figura 112 é mostrado o comparativo entre a versão antiga (A) e o reprojeto do molde (B). Observa-se o contorno externo simplificado e o recorte principal estendido no sentido longitudinal (Figura 112A).

Figura 112. Comparativo entre os moldes para marcação do *framework*



Fonte: Autor

Já a nova versão do modelo do *framework* possui todo o contorno da hélice, conforme salientado na Figura 113.

Figura 113. Nova versão do modelo do *framework*



Fonte: Autor

A Figura 114 mostra um conjunto atualizado de moldes para a próxima cirurgia, sendo 01: Molde para retirada da cartilagem costal, 02: Molde para a marcação dos volumes da aurícula, 03: Modelo do *framework*, 04: Molde negativo da hélice, 05: Orelha espelhada e 06: Máscara de posicionamento.

Figura 114. Conjunto de moldes para nova cirurgia



Fonte: Autor

Com a digitalização, projeto e fabricação de *templates* para mais dois pacientes, observam-se alguns detalhes na aplicação da técnica. Em relação à digitalização, percebe-se que a mobilidade do paciente e espaço físico adequado influenciam na sua qualidade e no seu tempo de duração. Já a etapa de projeto apresenta um processo de melhoria contínua, em que a cada paciente são padronizados cortes e alinhamentos, fazendo com que esse tempo tenha a

tendência de diminuir até atingir um grau de maturidade. A etapa de fabricação apresenta grande influência da impressora 3D utilizada, e como é uma tecnologia que avança rapidamente, em breve pode-se esperar uma redução considerável no tempo de impressão dos *templates*.

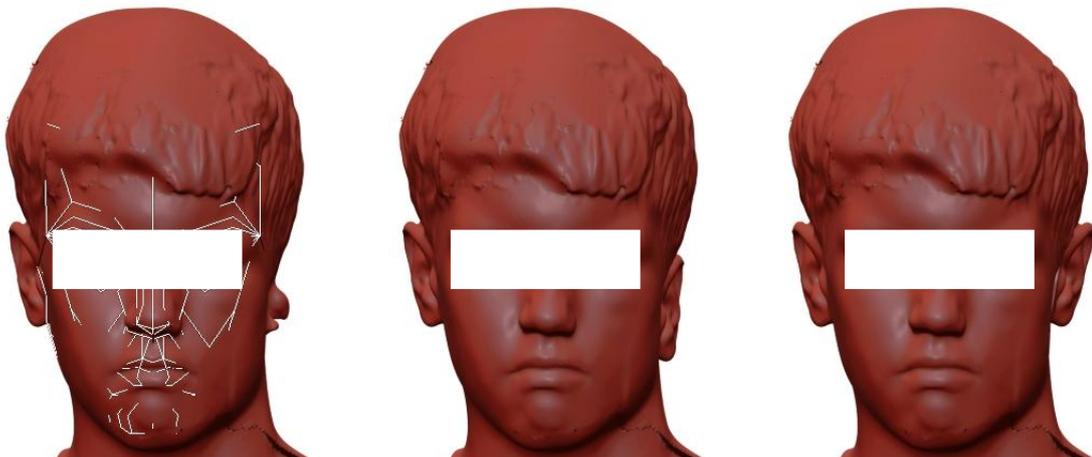
4.5 CIRURGIAS POSTERIORES

Após as alterações feitas nos *templates* de acordo o procedimento cirúrgico relatado, foram realizadas mais duas cirurgias utilizando o método proposto. Os resultados foram positivos, com as alterações na técnica sendo aprovadas. Apenas uma máscara de posicionamento não pôde ser utilizada adequadamente, devido à divergência entre a posição sugerida e a executada pelo cirurgião.

Tal divergência decorre devido à assimetria pronunciada da face do paciente, sendo que o posicionamento virtual sugeriu que o *framework* ficasse alinhado conforme a linha de simetria do rosto, mesmo invadindo a área capilar. A aplicação prática, porém, reposicionou a orelha no local anatomicamente mais apropriado, de acordo com a experiência prévia do cirurgião.

Na Figura 115 pode-se ver o processo de posicionamento virtual da orelha do caso relatado. À esquerda é mostrado o rosto escaneado e no centro a orelha já posicionada conforme os contornos anatômicos e linha capilar. Já à direita, a orelha foi reposicionada conforme a linha de simetria principal do rosto e foi utilizada para o projeto da máscara.

Figura 115. Posicionamento da orelha e assimetria facial



Fonte: Autor

Como a assimetria relativamente elevada não é incomum entre pacientes com microtia, para que em futuros casos não ocorra esse problema, o cirurgião será consultado na fase de projeto em relação à posição mais adequada da orelha a ser reconstruída. Em casos mais críticos, é possível a fabricação e teste prévio da máscara, para análise física do posicionamento, por parte do especialista e do designer.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Avaliando o desenvolvimento da pesquisa, seus resultados e as possibilidades de aperfeiçoamento percebidas ao longo de todo o processo, é possível apontar que os objetivos previamente estabelecidos foram contemplados. Pode-se dizer que um passo para o aprimoramento da técnica de Brent foi dado e há, ainda, a possibilidade de continuação do estudo nessa área, já com algumas diretrizes estabelecidas.

Para atingir o objetivo principal do trabalho foi necessário realizar uma pesquisa bibliográfica prévia, a fim de correlacionar a cirurgia plástica de reconstrução auricular com o Design Virtual. O primeiro capítulo do trabalho introduz, define e delimita a pesquisa, descrevendo a evolução das tecnologias de utilização de dados 3D em softwares voltados ao design de produtos. A evolução dessas tecnologias permitiu um amplo avanço nesse campo, pois as mesmas passaram a ser utilizadas não apenas na concepção, mas em todo o ciclo de vida do produto, abrangendo desde simulações de engenharia, prototipagem, planejamento de produção, usabilidade, até o descarte e reciclagem.

Com o incremento das tecnologias de escaneamento de alta resolução, finalmente tornou-se possível utilizar as imagens tridimensionais na prática médica, incluindo a cirurgia plástica. O modelo 3D pode auxiliar o cirurgião no diagnóstico, além de tornar possível a simulação cirúrgica e avaliação dos resultados, comparando as digitalizações de pré e pós-operatório.

Dentro da cirurgia plástica, a reconstrução de orelha é um desafio em particular, devido à complexidade de suas formas e do material autógeno disponível para a reconstrução, muitas vezes escasso. A técnica mais utilizada é a de Brent, realizada normalmente em 4 etapas, sendo a primeira a mais complexa. Nessa fase o cirurgião retira duas partes de cartilagens costais e esculpe o *framework*, que é a estrutura principal da orelha, composta por aurícula e hélice.

Sendo essa a etapa mais complexa do processo, percebeu-se que as ferramentas do Design Virtual poderiam auxiliar o cirurgião a obter resultados melhores, visto que esses dependem muito da habilidade individual do mesmo em esculpir a cartilagem no formato da orelha. Para chegar às possibilidades de solução do problema, a pesquisa contemplou inicialmente a fundamentação teórica.

O referencial teórico foi dividido no estudo da anatomia da orelha e suas principais técnicas de reconstrução com material autógeno, além do uso do Design Virtual na cirurgia plástica, com ênfase na reconstrução auricular. Essas análises levaram ao estudo da digitalização tridimensional e fabricação digital, principalmente a impressão 3D, visto que ambos os tópicos se mostraram essenciais para a elaboração de um método para auxiliar a execução da técnica de Brent.

Com o *input* de profissionais da área, desde o início do trabalho planejava-se a fabricação de determinados *templates* para facilitar o trabalho do cirurgião: uma peça para guiar a retirada do tamanho ideal de cartilagem para construção do *framework* e um modelo espelhado da orelha saudável para referenciar a sua modelagem. A revisão teórica comprovou essas necessidades e levou à criação de outro *template*: a máscara para posicionamento do *framework*.

A partir disso, uma aplicação teórica inicial foi realizada, com a digitalização do autor do trabalho, simulando um paciente com microtia, o que levou ao projeto dos primeiros *templates*. Nesse experimento foram utilizados dois métodos de escaneamento do rosto inteiro, sendo o sistema Artec mais indicado devido à melhor resolução, principalmente na região auricular.

Após a análise do projeto pelo especialista, foram sugeridos o reprojetado do molde para retirada da cartilagem costal e a criação de outros *templates* para a cirurgia: um molde negativo para modelagem da hélice e um modelo do *framework*. Após a fabricação das peças, através de métodos de fabricação digital (corte laser e impressão 3D), o cirurgião pôde ver e analisar as peças reais, sugerindo a inclusão do molde de marcação dos volumes do *framework*.

Levando em conta essas mudanças, três pacientes foram digitalizados. Observou-se que alguns cuidados são necessários para que o escaneamento consiga fazer a leitura adequada da orelha. Percebeu-se que fatores como espaço para digitalização, forma e posição do cabelo em torno da orelha, bem como a movimentação do paciente durante o processo, interferem no resultado final.

A aplicação do método de reconstrução no primeiro paciente utilizou todos os *templates*, exceto o modelo espelhado da orelha, que foi utilizado com sucesso nos demais estágios da reconstrução, referenciando a aposição correta e o formato do lóbulo. O molde para retirada da cartilagem, da hélice e a máscara foram utilizadas e aprovadas, podendo seguir seus conceitos originais nas próximas cirurgias. A máscara de posicionamento, segundo o especialista, trouxe grandes ganhos nos

pacientes com pouca assimetria facial, referenciando com precisão o local do implante do *framework*.

O molde para traçar as linhas que definem as ondulações do bloco principal precisou ser retrabalhado, de modo a facilitar a transposição das linhas para a cartilagem. Já o modelo do *framework* deve considerar toda a extensão da hélice e não somente os limites do bloco principal.

A utilização dos moldes na cirurgia possibilitou a comparação de alguns pontos com o procedimento tradicional. O tempo de modelagem das cartilagens teve uma pequena diminuição, já no tempo total pode-se perceber um ganho maior, uma vez que não são necessárias as etapas de traçar as linhas da orelha no filme de radiografia nem de desenhar no paciente a melhor posição anatômica da nova orelha. A experiência do cirurgião se fez necessária nos pontos nos quais os *templates* ainda precisam de melhorias, citadas anteriormente.

Tais mudanças foram executadas e, depois de duas novas cirurgias, obteve-se a confirmação dos resultados, conforme *feedback* da equipe cirúrgica. Em um dos casos (paciente com assimetria facial mais pronunciada), o posicionamento da orelha na cirurgia não coincidiu com a máscara, já os demais *templates* puderam ser utilizados normalmente.

Há que se considerar que a digitalização do paciente deve ser executada no mínimo 20 dias antes da cirurgia, para que seja feito o retrabalho na malha 3D digitalizada, o projeto e a fabricação dos *templates*. Esse tempo possibilita, ainda, que esses sejam encaminhados para esterilização com uma semana de antecedência da cirurgia.

A metodologia proposta permite a fabricação dos *templates* com um custo baixo de materiais e com uma precisão adequada às necessidades do cirurgião. O custo de projeto, no entanto, ainda se mostra elevado, mas tende a diminuir com a repetição e aprimoramento das técnicas projetuais.

Dado o exposto, os objetivos do trabalho foram alcançados, com o método testado, verificado e atualizado para novas cirurgias. A técnica proposta mostra-se confiável e útil no processo de reconstrução auricular, com uma melhora no planejamento e, dessa forma, diminuição do tempo cirúrgico, sem complicações ou riscos ao paciente, e com melhores resultados anatômicos. A partir da presente pesquisa, a técnica proposta já é uma realidade nas cirurgias de reconstrução auricular no estado do Rio Grande do Sul.

Os departamentos médico e de design da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, em conjunto, trabalharam pelo aprimoramento do método, de modo a facilitar a reconstrução auricular, visto que a ausência de uma orelha, em muitos casos, causa danos psicológicos graves nas pessoas com microtia ou que a tenham perdido devido a um trauma. Assim, todo esforço em facilitar o processo e, dessa maneira, ampliar o acesso à reconstrução auricular, é válido.

A ideia básica do trabalho partiu justamente da interdisciplinaridade entre a medicina e o design, o que trouxe, de antemão, possíveis soluções para o problema. Essa parceria também resultou em hipóteses a serem trabalhadas no futuro, com vistas a aprimorar o resultado já alcançado, ou mesmo a pesquisa conjunta frente a outras dificuldades encontradas na cirurgia plástica.

Um método a ser estudado é a viabilidade da usinagem da cartilagem costal, eliminando assim a tarefa do cirurgião de esculpir manualmente o *framework*. Testes prévios indicam que, em termos de forma, a usinagem CNC é capaz de produzir bons resultados (Figura 116). O aprofundamento necessário principal se refere aos parâmetros de usinagem para evitar a necrose da cartilagem. Outro fator a ser estudado é a resistência da cartilagem usinada, que pode diminuir devido à retirada de mais camadas que o processo manual.

Figura 116. Testes de forma



Fonte: Autor

A possibilidade de produção de outros materiais autógenos através de células tronco, como unhas, podem revolucionar a reconstrução auricular, pois o cultivo de um *framework* já com o formato final, ou um bloco que possibilite sua usinagem, eliminaria a necessidade de se retirar as cartilagens costais do paciente, que nem sempre possui o tamanho necessário à reconstrução.

Da mesma forma, a revisão bibliográfica e a aplicação da metodologia ajudaram a gerar ideias para a possibilidade de extensão da colaboração do Design Virtual na cirurgia plástica. Há a possibilidade de se utilizar *templates* de posicionamento e aferição em outros tipos de cirurgia, além da própria utilização de próteses externas via fabricação digital.

REFERÊNCIAS

3D Mesh Generation with Kscan3D software and Kinect. Disponível em: <<http://www.kscan3d.com>>. Acesso em: 24 fev. 2013.

3D Printer Instruments. Disponível em: <<http://3dprintedinstruments.com/methods>>. Acesso em: 15 nov. 2013.

Additive Manufacturing of Engineering Components. Disponível em: <<http://www.amcor-project.eu/about/concept.jsp>>. Acesso em: 15 jun. 2013.

BELL, R. B. **Computer Planning and Intraoperative Navigation in Cranio-Maxillofacial Surgery.** *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of NA*, v. 22, n. 1, p. 135–156, 2010. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.coms.2009.10.010>>.

BERGHAUS, A.; TOPLAK, F. **Surgical Concepts for Reconstruction of the Auricle.** *Head and Neck Surgery*, v. 112, n. 4, p. 388–397, 1986.

BRENT, B. **Microtia Repair With Autogenous Rib Cartilage Grafts.** *Harvesting the Rib Cartilage*. v. 1, n. 2, p. 69–76, 1994.

BRENT, B. **Microtia repair with rib cartilage grafts: a review of personal experience with 1000 cases.** *Clinics in plastic surgery*, v. 29, n. 2, p. 257–71, vii, abr. 2002. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12120682>>.

CABIN, J. A., *et al.* **Microtia Reconstruction.** *Facial Plastic Surgery Clinics of NA*, Corrected proof. doi:10.1016/j.fsc.2014.07.004. Elsevier, 2014.

CEVIDANES, L. H. C. *et al.* **Three-dimensional surgical simulation.** *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 138, n. 3, p. 361–371, 2010. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2009.08.026>>.

CHANDRASEGARAN, S. K. *et al.* **The evolution , challenges , and future of knowledge representation in product design systems.** *Computer-Aided Design*, v. 45, p. 204–228, 2013.

CINGI, C.; OGHAN, F. **Teaching 3D Sculpting to Facial Plastic Surgeons.** *Facial Plastic Surgery Clinics of NA*, v. 19, n. 4, p. 603–614, 2011. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.fsc.2011.07.004>>.

CIOCCA, L. *et al.* **CAD-CAM construction of an auricular template for craniofacial implant positioning: a novel approach to diagnosis.** *European journal of radiology*, v. 71, n. 2, p. 253–6, ago. 2009. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18562144>>. Acesso em: 6 jul. 2013.

CIOCCA, L. *et al.* **CAD/CAM ear model and virtual construction of the mold.** *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 98, n. 5, p. 339–43, nov. 2007. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18021820>>.

DASHAN, Y. *et al.* **Technical innovations in ear reconstruction using a skin expander with autogenous cartilage grafts.** *Journal of plastic, reconstructive & aesthetic surgery: JPRAS*, v. 61 Suppl 1, p. S59–69, jan. 2008. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18849209>>. Acesso em: 6 jul. 2013.

DUTTA, T. **Evaluation of the Kinect Ô sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace.** v. 43, p. 645–649, 2012.

FATTAH, A.; SEBIRE, N. J.; BULSTRODE, N. W. **Donor site reconstitution for ear reconstruction.** *Journal of plastic, reconstructive & aesthetic surgery: JPRAS*, v. 63, n. 9, p. 1459–65, set. 2010. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19699699>>. Acesso em: 6 jul. 2013.

GARETTI, M.; ROSA, P.; TERZI, S. **Life Cycle Simulation for the design of Product – Service Systems.** *Computers in Industry*, v. 63, p. 361–369, 2012.

GAULT, D. **Post traumatic ear reconstruction.** *Journal of plastic, reconstructive & aesthetic surgery: JPRAS*, v. 61 Suppl 1, p. S5–12, jan. 2008. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18996782>>. Acesso em: 6 jul. 2013.

GERHARDT, T. SILVEIRA, D. **Métodos de Pesquisa.** Porto Alegre: Editora da UFRGS, 2009.

GIL, A. C. **Métodos e Técnicas de Pesquisa Social.** São Paulo: Atlas, 2008.

HA, R. Y.; TROVATO, M. J. **Plastic surgery of the ear.** *Seleycted Readings in Plastic Surger*, v. 11, n. 03, p. 1–38, 2011.

HIERL, T. *et al.* **CAD-CAM-assisted esthetic facial surgery.** *Journal of oral and maxillofacial surgery: official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, v. 71, n. 1, p. e15–23, jan. 2013. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23099224>>. Acesso em: 6 jul. 2013.

HORVÁTH, I.; VROOM, R. **Ubiquitous computer aided design: A broken promise os a Sleeping Beauty?** *Computer Aided Design*, v. 59, p. 161-175, nov. 2014. Disponível em: doi:10.1016/j.cad.2014.2014.10.006. Acesso em: 14 jun, 2015.

JIANG, H. *et al.* **Ten-year experience in microtia reconstruction using tissue expander and autogenous cartilage.** *International journal of pediatric otorhinolaryngology*, v. 72, n. 8, p. 1251–9, ago. 2008. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18572254>>. Acesso em: 6 jul. 2013.

KELLEY, T. F. *et al.* **The use of 3-dimensional models in auricular reconstruction.** *Archives of otolaryngology--head & neck surgery*, v. 124, n. 3, p. 335–8, mar. 1998. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9525521>>.

LANE, C.; HARRELL, W. **Completing the 3-dimensional picture.** p. 612–620, 2008.

LAKATOS, E. V.; MARCONI, M. A. **Metodologia do Trabalho Científico**. São Paulo: Atlas, 1992.

LEE, E. I. *et al.* **Ear and nose reconstruction in children**. *Oral and maxillofacial surgery clinics of North America*, v. 24, n. 3, p. 397–416, ago. 2012. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22739435>>. Acesso em: 13 jun. 2013.

LINO, F. J.; NETO, R. J. **A Prototipagem Rápida na Indústria Nacional**. v. 225081704, n. 42, 2008.

LIU, Y. *et al.* **In vitro engineering of human ear-shaped cartilage assisted with CAD/CAM technology**. *Biomaterials*, v. 31, n. 8, p. 2176–83, mar. 2010. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20022366>>. Acesso em: 6 jul. 2013.

MARDINI, M. AL; ERCOLI, C.; GRASER, G. N. **Prototyping Technology**. n. August, p. 195–198, 2005.

NAGATA, S. **Nagata Microtia and Reconstructive Plastic Surgery Clinic**. Disponível em: <<http://nagata-microtia.com>>. Acesso em: 13 ago. 2013.

PAN, B. *et al.* **Microtia: ear reconstruction using tissue expander and autogenous costal cartilage**. *Journal of plastic, reconstructive & aesthetic surgery: JPRAS*, v. 61 Suppl 1, p. S98–103, jan. 2008. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17768098>>. Acesso em: 6 jul. 2013.

PRODANOV, C. C; FREITAS, E. C. **Metodologia do Trabalho Científico: Métodos e Técnicas da Pesquisa e do Trabalho Acadêmico**. Novo Hamburgo: Feevale, 2013.

Rapid Prototyping Equipments, Software and Materials. Disponível em: <http://www.additive3d.com/rp_int1.htm>. Acesso em: 15 nov. 2013.

RAUTIO, J.; KLOCKARS, T. **Aesthetics of the auricle and its implications for otoplasty and auricular reconstruction**. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, v. 76, p. 1347–1350, 2012.

ROCKENBACH, M. *et al.* **Avaliação da precisão e da facilidade de fabricação de diferentes métodos de produção de protótipos**. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2007.

SAKAE, E. K. **Estudo das complicações na reconstrução de orelha**. Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, 2007.

SHEN, J.; QUINN, F. B. **Microtia Reconstruction**. [S.l: s.n.], 2004.

SILVA, F. P. DA. **Usinagem de Espumas de Poliuretano e Digitalização Tridimensional para Fabricação de Assentos Personalizados para Pessoas com Deficiência**. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2011.

STARK, R. *et al.* **Competing in engineering design — The role of Virtual Product Creation.** *CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology*, v. 3, n. 2010, p. 175–184, 2011.

SUBBURAJ, K. *et al.* **Rapid development of auricular prosthesis using CAD and rapid prototyping technologies.** *International journal of oral and maxillofacial surgery*, v. 36, n. 10, p. 938–43, out. 2007. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17822875>>. Acesso em: 24 jun. 2013.

SYKES, J. M. *et al.* **3D Analysis of Dentofacial Deformities : A New Model for Clinical Application.** *Facial Plastic Surgery Clinics of NA*, v. 19, n. 4, p. 767–771, 2011. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.fsc.2011.08.001>>.

Tabelas Cargos e Salários. ADEGRAF. Disponível em: <<http://www.adegraf.org.br/downloads/TabelaCargoseSalarios2014.pdf>>. Acesso em: 10 jul 2015.

TEIXEIRA, F. G.; SILVA, T. L. K.; SILVA, R. P.; AYMONE, J. L. F. **Virtual Design: Concepts.** SAE Technical Papers, V. 2008, p. 2008-36-0332, 2008.

TEPPER, O. M. *et al.* **Virtual 3-dimensional modeling as a valuable adjunct to aesthetic and reconstructive breast surgery.** v. 192, p. 548–551, 2006.

THORNE, C. H.; WILKES, G. **Ear deformities, otoplasty, and ear reconstruction.** *Plastic and reconstructive surgery*, v. 129, n. 4, p. 701e–16e, abr. 2012. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22456385>>. Acesso em: 6 jul. 2013.

WALTON, R.; BEAHM, E. K. **Auricular Reconstruction for Microtia: Part II.** *Surgical Techniques.pdf. Section of Plastic Surgery*, v. 110, n. 1, p. 234–249, 2001.

XUE, J. *et al.* **Engineering ear-shaped cartilage using electrospun fibrous membranes of gelatin/polycaprolactone.** *Biomaterials*, v. 34, n. 11, p. 2624–31, abr. 2013. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23352044>>. Acesso em: 28 maio 2013.

ZHAO, Y. *et al.* **Clinical evaluation of three total ear reconstruction methods.** *Journal of plastic, reconstructive & aesthetic surgery: JPRAS*, v. 62, n. 12, p. 1550–4, dez. 2009. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18848514>>. Acesso em: 6 jul. 2013.

ANEXOS



Escola de Engenharia
Faculdade de Arquitetura
Curso de Pós Graduação em Design
Com Ênfase em Design & Tecnologia
www.pgdesign.ufrgs.br
Fone/fax: 51 3308-3438

pgdesign

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Eu, _____ de CPF
abaixo assinado, concordo com a participação no trabalho **DESIGN VIRTUAL NA RECONSTRUÇÃO AURICULAR COM MATERIAL AUTÓGENO** como voluntário. Fui devidamente informado sobre os procedimentos que serão utilizados, bem como os termos de participação pelo pesquisador Rogêlio Carpes Pinheiro (RG UFRGS 225236). Foi-me garantido que posso retirar minha participação se assim me parecer correto.

Paciente participante



Escola de Engenharia
Faculdade de Arquitetura
Curso de Pós Graduação em Design
Com Ênfase em Design & Tecnologia
www.pgdesign.ufrgs.br
Fone/fax: 51 3308-3438

pgdesign

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Eu, _____ de CPF
abaixo assinado, responsável pelo paciente
_____ concordo com a participação do mesmo
no trabalho **DESIGN VIRTUAL NA RECONSTRUÇÃO AURICULAR COM MATERIAL AUTÓGENO** como voluntário. Fui devidamente informado sobre os procedimentos que serão utilizados, bem como os termos de participação pelo pesquisador Rogêlio Carpes Pinheiro (RG UFRGS 225236). Foi-me garantido que posso retirar a participação da criança pela qual sou responsável se assim me parecer correto.

Responsável pelo paciente participante