

Desenvolvimento do processo de fabrico de próteses humanas em silicone para substituição de órgãos em tecidos moles

INEGI – Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial

Nuno Emanuel Ferreira Leal

Relatório do Projecto Final / Dissertação do MIEM

Orientador no INEGI: Engenheiro Rui Jorge de Lemos Neto

Orientador na FEUP: Prof. Dr.^a Ana Rosanete Lourenço Reis



Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica

Fevereiro de 2011

Aos meus pais e ao meu irmão

Desenvolvimento do processo de fabrico de próteses humanas
em silicone para substituição de órgãos em tecidos moles

Resumo

O aumento da esperança média de vida, a procura de conforto e a necessidade de uma boa estética e aparência, promovem a necessidade de desenvolvimento e produção de próteses à medida do paciente de modo a que este se sinta cómodo e confortável consigo mesmo, encarando o dia-a-dia com o mesmo entusiasmo que teria antes de padecer de tal patologia.

A produção de próteses por medida segue uma metodologia bastante complexa a nível digital (CAD 3D) e a nível de fabrico de moldes e vazamento de silicones, dada a complexidade dos moldes.

Existem duas hipóteses de produzir este tipo de próteses digitalmente. A primeira dessas hipóteses tem como base a aquisição de imagens médicas bidimensionais através de TAC ou RM, transformando essas projecções bidimensionais em modelos tridimensionais (através do software *Open-Source InVesalius*) para posterior adaptação à fisionomia do paciente (através do software *Open-Source Blender*).

A segunda hipótese parte da digitalização fotométrica tridimensional a partir do paciente, sendo que este tem que estar estático, ou então nos casos mais complicados onde é bastante difícil a imobilização, digitaliza-se a partir de um modelo polimérico criado através de impressão directa ou molde rápido de alginato de sódio do paciente. Tal como na hipótese anterior a adaptação em Blender à fisionomia do paciente é necessária.

Terminada a adaptação, em ambos os casos, parte-se para a modelação 3D em *3-Matic* (software de modelação adquirido à Materialise) de forma a chegar-se aos modelos tridimensionais, para posterior prototipagem rápida (SL – Estereolitografia) desses modelos (macho para molde de silicone e macho de trabalho) para construção do molde para o vazamento das próteses.

As próteses foram então vazadas em silicone técnico pigmentado, de diferentes durezas, de modo a que a prótese seja o mais natural e mais parecida possível com a tonalidade e características do paciente, e de modo a que se escolha o silicone com melhor dureza para cada caso.

Aliado à prótese, surge a necessidade de um sistema de fixação, desenvolvido de modo a que a prótese garanta uma boa retenção, sendo que esta é projectada em função desse mesmo sistema de fixação projectado anteriormente.

O sistema de fixação modelado em *3-Matic* é depois materializado em prototipagem rápida SLA, de modo a testar-se a capacidade de retenção na prótese.

Como se pode compreender, este é um campo um pouco complexo, dada a personalização de cada modelo para cada paciente.

Development of the manufacturing process of silicon human prostheses for organ replacement in soft tissue

Abstract

The increase in life expectancy, the search for comfort and a good aesthetic appearance, promote the need for development and production of customized prostheses as the patient needs, to make him feel relaxed and comfortable with him, facing every day with the same enthusiasm as before would suffer from such pathology.

The production of customized prostheses as follows by a fairly complex methodology on digital (3D CAD), mold making and casting silicones, given the complexity of the molds.

There are two ways of producing this type of prosthesis digitally. The first of these hypotheses is based on the acquisition of medical images using two-dimensional CT or MRI, transforming these two-dimensional projections in three-dimensional models (through the Open-Source software InVesalius) for future adaptation to the patient (through the Open-Source software Blender).

The second hypothesis is three-dimensional scanning photometry from the patient, and this has to be static, or in complicated cases where detention is quite difficult, is digitized from a polymeric model created by printing directly or mold fast sodium alginate of the patient. As in the previous hypothesis the Blender adaptation is necessary.

After the adjustment, in both cases, we start the 3D modeling in 3-Matic (modeling software acquired from Materialise) to get to the three-dimensional models for subsequent rapid prototyping (SL - Stereolithography) of these models (core to silicone mold and labor core) for construction of the mold for casting the prosthesis.

The prostheses were then cast in pigmented silicone, of different hardness, so that the prosthesis is the most natural and more similar as possible to the tone and characteristics of the patient, and so we choose the best silicone hardness for each case.

Allied to the prosthesis, arises the need for a fixation system, developed to ensure that the prosthesis guarantees a good retention, and the prosthesis is projected and designed on the basis of that fixation system designed earlier.

The fixation system modeled in 3-Matic is then materialized in SLA rapid prototyping, in order to test the ability of retaining the prosthesis.

As we know, this is a rather complex field, caused by the customization of each model for each patient.

Agradecimentos

Ao Eng.^o Rui Neto, orientador no INEGI, agradeço todo o apoio e confiança, conhecimento transmitido e a toda a autonomia que me deu ao longo de todos estes meses de trabalho, sendo mais que um orientador.

À Eng.^a Ana Reis, orientadora na FEUP, agradeço o apoio e acompanhamento ao longo desta dissertação, bem como as ideias e sugestões para levar todo este trabalho a bom porto.

Agradeço ao INEGI que me acolheu de braços abertos, proporcionando-me as melhores condições de trabalho.

A toda a unidade CETECOFF, Aida Costa, Fernando Seabra, Bártolo Paiva, Ricardo Paiva, José Teixeira, Diego Lima, Wu e Sertório Lares, pelo companheirismo, boa disposição e toda a ajuda prestada ao longo destes meses de trabalho.

Deixo um agradecimento especial aos meus amigos José Andrade, Pedro Silva e Xana Abreu por todos os bons momentos passados e sobretudo pela amizade.

Não podia deixar passar o meu formador e acima de tudo amigo Ricardo Pereira a quem agradeço tudo o que fez por mim e toda a disponibilidade para me ajudar.

Aos meus amigos Zé Costa, Vítor Amaral, Samuel Ramos, Gustavo André, Camacho e Carlos Moreira, agradeço todo o apoio, amizade e bons momentos proporcionados.

À minha família, meus pais e meu irmão que me transmitiram todos os valores e sempre me deram total apoio em todas as decisões.

A todos o meu sincero obrigado.

Índice

1	CAPITULO – INTRODUÇÃO	1
1.1	CONTEXTO.....	1
1.2	OBJECTIVO	2
1.3	CASOS DE ESTUDO E PRINCIPAIS DESAFIOS A ENFRENTAR	2
2	CAPITULO – ESTADO DA ARTE	5
2.1	EVOLUÇÃO.....	5
2.2	TECNOLOGIAS DIGITAIS EXISTENTES	12
3	CAPITULO – MÉTODOS UTILIZADOS	25
3.1	MATERIAIS E BIOMATERIAIS	25
3.1.1	Silicones	27
3.2	SISTEMAS DE RETENÇÃO	31
3.3	ACABAMENTOS.....	33
4	CAPITULO – METODOLOGIA DESENVOLVIDA.....	35
4.1	CONSTRUÇÃO DE PRÓTESE USANDO MÉTODO DIGITAL.....	35
4.1.1	Digitalização Fotométrica 3D.....	37
4.1.2	InVesalius	39
4.1.3	Escultura e adaptação em Blender	42
4.1.4	Modelação em 3-Matic	42
4.1.5	Prototipagem rápida SLA	47
4.1.6	Construção do molde e vazamento do silicone.....	51
4.1.7	Construção de uma paleta de cores.....	52
5	CAPITULO – CASOS DE ESTUDO	55
5.1	PESQUISA DE FORNECEDORES, PROPRIEDADES DOS MATERIAIS E PREÇOS.....	55
5.1.1	Silicones	56
5.1.2	Adesivos	62
5.1.3	Removedores	62
5.1.4	Magnetos	63
5.1.5	Implantes	65
5.1.6	Pigmentos.....	67

5.1.7	Materiais usados neste projecto	67
5.2	CASO DE ESTUDO NARIZ	69
5.2.1	1º Molde Realizado	74
5.2.2	2º Molde Realizado	78
5.2.3	3º Molde Realizado	85
5.3	CASO DE ESTUDO DEDO DO PÉ	96
5.4	CASO DE ESTUDO DA MÃO	108
6	CAPITULO – CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	119
6.1	CONCLUSÕES	119
6.2	TRABALHOS FUTUROS	120
	BIBLIOGRAFIA	122
	ANEXOS	125
	ANEXO A	127
	ANEXO B	131
	ANEXO C	133

Índice de figuras

Figura 1: Evolução das próteses de perna e mão desde os primórdios até aos dias de hoje [10]	5
Figura 2: Dispositivos existentes na época [10]	6
Figura 3: Prótese de mão do séc. XVI [10]	7
Figura 4: Prótese de perna para amputação do joelho para baixo [10]	7
Figura 5: Prótese funcional aplicada num paciente	8
Figura 6: Fluxograma Próteses pelo processo “Tradicional”	11
Figura 7: Fluxograma Próteses pelo processo “Digital”	12
Figura 8: CAD/CAM: Sistema integrado de produção [11]	14
Figura 9: Modelo de um sistema integrado de produção [11]	14
Figura 10: Paciente com malformação facial [12]	15
Figura 11: Plano de simetria para mostrar por onde se efectuou o <i>mirror</i> da parte sã da face [12]	16
Figura 12: Uma margem de 2 mm de <i>offset</i> foi medida e cortada [12]	17
Figura 13: Uma camada da prótese virtual preliminar 0,5 mm de espessura foi subtraída (a) Camada de 0,5 mm de espessura ampliada (b) [12]	17
Figura 14: Máquina SLS da 3D Systems [13]	18
Figura 15: Esquema de funcionamento de uma máquina SLS	19
Figura 16: Exemplo de peças produzidas por SLS	20
Figura 18: Prótese final em cera, com textura na superfície, orifícios e margem adaptável [12]	21
Figura 17: Protótipo da prótese em cera [12]	21
Figura 19: Paciente com a prótese final em silicone [12]	22
Figura 20: Prótese orbital produzida pela <i>Anaplas Prosthetics</i> [16]	23
Figura 21: Passos para fabrico de próteses utilizados na <i>Anaplas Prosthetics</i>	24
Figura 22: Prótese de dedo e orelha produzidas [16]	24
Figura 23: Aplicações clínicas dos biomateriais [17]	27
Figura 24: Cadeia polimérica do silicone [8]	28
Figura 25: Estruturas típicas de silicones de uso clínico-cirúrgico [8]	29
Figura 26: Retenção com óculos [9]	32
Figura 27: Colagem dos pelos e bigode colado na prótese [9]	33
Figura 28: Máquina de TAC existente no hospital de Ponta Delgada	36
Figura 29: Máquina utilizada para realização de Ressonância Magnética	36
Figura 30: (a) Aquisição das imagens no tomógrafo; (b) Imagens 2D (DICOM); (c) Modelo 3D (STL); (d) Biomodelo prototipado em ABS	37
Figura 31: Sistema <i>ATOS III</i> [14]	38

Figura 32: Características técnicas do sistema de medição utilizado para digitalização 3D [14]	39
Figura 33: Selecção da zona no limiar do osso	40
Figura 34: Apagar zonas que não interessam no software	40
Figura 35: Desenho de zonas que não saíram bem definidas	41
Figura 36: Levantamento tridimensional final	41
Figura 37: Importação do ficheiro STL criado a partir da TAC [21]	42
Figura 38: Curva de offset do defeito ósseo [21]	43
Figura 39: Posicionamento do plano para projecção da intersecção em 2D [21]	44
Figura 40: Projecção 2D para criação da curva [21]	45
Figura 41: Curva criada no sketch [21]	45
Figura 42: Menu Tools para entrada de dados [21]	46
Figura 43: Implante gerado automaticamente [21]	47
Figura 44: Máquina SLA disponível nas instalações do INEGI	48
Figura 45: Reservatório automóvel em SLA	49
Figura 46: Chuveiro em SLA	49
Figura 47: Máscara de mergulho em SLA patenteada pela Kirbi Morgan Dive Systems and Scicon Technologies	49
Figura 48: Câmara de lavagem dos protótipos SLA	50
Figura 49: Forno UV utilizado para cura dos protótipos SLA	50
Figura 50: Fases de construção do molde	51
Figura 51: Paleta de cores	53
Figura 52: Conversão de unidades	55
Figura 53: Micro Magnet [23]	63
Figura 54: Multi Purpose Magnet (No Lip) [23]	63
Figura 55: Prosthesis Magnet [23]	64
Figura 56: Transfer Magnet [23]	64
Figura 57: Micro Lip Magnet [23]	64
Figura 58: Prosthesis Lip Magnet [23]	64
Figura 59: Prosthesis Long Lip Magnet [24]	65
Figura 60: Implantes 1 e 2 respectivamente	66
Figura 61: Implantes 1 e 2 respectivamente	66
Figura 62: Implante 1	66
Figura 63: Kit de cores da Factor II [23]	67
Figura 64: Cores Technovent [24]	67
Figura 65: Características dos silicones utilizados	68
Figura 67: Materiais utilizados	68
Figura 66: Adesivo e removedor respectivamente	68
Figura 68: Modelo em gesso com nariz	69
Figura 69: Máquina de digitalização fotométrica e base de calibragem	70

Figura 70: Etapas de digitalização 3D do nariz da D. Laurinda de Sousa	71
Figura 71: Ficheiro STL obtido a partir da digitalização.....	72
Figura 72: Ficheiro STL resultante da digitalização 3D da cara da paciente Rosalina Gomes..	72
Figura 73: Esquema em Blender da face e nariz digitalizados com a imagem da paciente de modo a ter uma referência para acertar a posição.	73
Figura 74: Nariz colocado e ajustado na cara da paciente no software Blender.....	74
Figura 75: Face da paciente modelada para prototipar	75
Figura 76: Criação e acabamento das narinas no modelo em CAD.....	76
Figura 77: Prótese antes e depois do fixing	76
Figura 78: Molde modelado em 3-Matic, para posterior prototipagem rápida	77
Figura 79: Intersecção do suporte com as narinas	77
Figura 80: Propriedades da liga de Ti utilizada no INEGI [7, 20].....	78
Figura 81: Suporte desenvolvido para fixação nos implantes e posterior colocação da prótese	79
Figura 82: Comparação de escala entre face digitalizada e face a partir da TAC	80
Figura 83: Macho para silicone e pormenor das narinas.....	80
Figura 84: Macho de trabalho e pormenor do encaixe para o suporte	81
Figura 85: Molde do nariz após passagem pelos estágios de lavagem	81
Figura 86: Primeiro molde sem os cones.....	82
Figura 87: Segundo molde vazado com os cones em silicone	83
Figura 88: Aba de encaixe no modelo SLA e nas próteses vazadas	84
Figura 89: Falha de enchimento na primeira prótese	84
Figura 90: Ausência de rebarba nos dois modelos vazados	85
Figura 91: Altura do encaixe na prótese	86
Figura 92: Cara da paciente colocada à escala.....	87
Figura 93: Criação da superfície para deformação em Blender	87
Figura 94: Malha deformadora em Blender para deformação e adaptação das superfícies.....	88
Figura 95: Nariz adaptado à face no final de todo o tratamento em Blender	88
Figura 96: Sketch do perfil do suporte desenhado em 3-Matic	89
Figura 97: Vista do suporte modelado em 3-Matic	89
Figura 98: Face e suporte prototipados em SLA para testar o encaixe e margens da prótese .	90
Figura 99: Remoção da superfície e desenho das curvas para construção.....	90
Figura 100: Narina construída.....	91
Figura 101: Guias para a criação dos orifícios nas narinas	92
Figura 102: Vistas do macho para criação da cavidade de silicone	92
Figura 103: Vistas do macho de trabalho modelado para criação da espessura e interior.....	93
Figura 104: Protótipos a escorrer na máquina de prototipagem rápida SLA.....	93
Figura 105: Maquinagem das guias no torno existente no INEGI	94
Figura 106: Molde vazado com guias em alumínio e chapa no molde	94
Figura 107: Modelos vazados e encaixe das próteses 5 e 6	96
Figura 108: Dedo de silicone.....	97

Figura 109: Prótese inicial testada no pé da paciente e prótese rasgada	97
Figura 110: Mirror do dedo bom para posterior adaptação em Blender	98
Figura 111: Adaptação em Blender do mirror do dedo ao pé digitalizado	98
Figura 112: Cage no pé para deformação	99
Figura 113: Comparação da redução de escala após tratamento em Blender e modelação em 3-Matic, de modo a garantir retenção da prótese	100
Figura 114: Aperfeiçoamento da superfície de modo a não serem criados vincos no silicone	101
Figura 115: Macho de trabalho modelado para garantir espessura	101
Figura 116: Macho para criação do molde de silicone	102
Figura 117: Protótipos na lavagem	103
Figura 118: Forno UV utilizado para cura dos protótipos SLA.....	103
Figura 119: Protótipos finalizados	104
Figura 120: Molde rasgado e silicone agarrado nas paredes	105
Figura 121: Granalhadora existente no INEGI	106
Figura 122: Próteses vazadas.....	108
Figura 123: Mão com deficiência	109
Figura 124: Passos necessários para o processo de Moldação	110
Figura 125: Diferenças entre o método directo e indirecto	111
Figura 126: Comparativo entre a mão sã e a mão com deficiência.....	112
Figura 127: Cage e deformação da malha associada	113
Figura 128: Sketch para criação da prótese	114
Figura 129: Machos para molde de silicone e macho de trabalho, com pormenor da textura e do encaixe para as unhas	115
Figura 130: Modelos feitos por prototipagem rápida SLA.....	116
Figura 131: Molde em silicone criado	117

Índice de tabelas

Tabela 1: Características dos modelos vazados para a paleta de cores	52
Tabela 2: Características e preços dos implantes	65
Tabela 3: Características e preços dos implantes	66
Tabela 4: Características e preços dos implantes	66
Tabela 5: Methyl Methacrylate (MMA) CAS No: 80-62-6 properties [20].....	78
Tabela 6: Dados do vazamento de silicone para construção do molde	81
Tabela 7: Dados dos vazamentos das próteses	83
Tabela 8: Dados de vazamento do molde	95
Tabela 9: Dados dos vazamentos das próteses	95
Tabela 10: Dados do vazamento de silicone para construção do molde	104
Tabela 11: Dados dos vazamentos das próteses	106
Tabela 12: Dados do vazamento de silicone para a construção do molde	116

Nomenclatura

CAD - *Computer Aided Design*

CAM - *Computer Aided Manufacturing*

CN - Contolo Numérico

CNC - Controlo Numérico Computorizado

CIM - *Computer Integrated Manufacturing*

MEF - Método dos Elementos Finitos

ASCII - *American Standard Code for Information Interchange*

cli - extensão para C++ suportar a *Common Language Infrastructure*

STL - *Standard Template Library*

FDM - *Fused Deposition Modeling* (Modelação por extrusão de plástico)

SL - Estereolitografia

SLS - Sinterização Selectiva por Laser

LOM - *Layer Object Manufacturing* (Fabrico de objectos por camadas)

Shore A - Escala de dureza definida por *Albert F. Shore*, para medir a dureza da penetração em objectos elastoméricos

1 Capítulo – Introdução

1.1 Contexto

A dissertação apresentada resulta do trabalho realizado no INEGI, Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial, na Unidade de Fundição e Novas Tecnologias (CETECOFF).

O INEGI é uma Instituição de interface entre a Universidade e a Indústria vocacionada para a realização de actividade de Inovação e Transferência de Tecnologia orientada para o tecido industrial. Nasceu em 1986 no seio do Departamento de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial (DEMEGI) da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP). Mantém ainda hoje essa ligação insubstituível ao DEMEGI, que constitui uma das principais fontes de conhecimento e competências científicas e tecnológicas.

Ao longo dos seus 20 anos de existência desenvolveu e consolidou uma posição de parceiro da indústria em projectos de I&D, sendo que presentemente cerca de 60% da sua actividade resulta de projectos com empresas. Com a figura jurídica de Associação Privada sem Fins Lucrativos e com o estatuto de «Utilidade Pública», assume-se como um agente activo no desenvolvimento do tecido industrial Português e na transformação do modelo competitivo da indústria nacional.

O INEGI tem como principais objectivos:

- Contribuir para o aumento da competitividade da indústria nacional através da investigação e desenvolvimento, demonstração, transferência de tecnologia e formação nas áreas de concepção e projecto, materiais, produção, energia, manutenção, gestão industrial e ambiente.
- Ser uma Instituição de referência, a nível nacional, e um elemento relevante do Sistema Científico e Tecnológico Europeu, com mérito e excelência na Inovação de base Tecnológica e Transferência de Conhecimento e Tecnologia.
- Promover a melhoria contínua do desempenho da Organização na concretização dos seus objectivos estratégicos e operacionais, procurando permanentemente elevar o nível de satisfação de todas as partes interessadas, e assumindo o Sistema de Gestão da Qualidade como um instrumento essencial a esse desiderato.

Esta dissertação enquadra-se no Projecto SAIECT, onde se integra o processo de desenvolvimento e produção de próteses de tecidos moles recorrendo a um método digital, ou seja, baseado em CAD 3D e tecnologias como a prototipagem rápida de modelos.

Este estudo e desenvolvimento surge com a necessidade de reparar defeitos de tecidos moles existentes nos pacientes ou provocados por qualquer tipo de patologia de modo a poder proporcionar-lhes uma melhor qualidade de vida e uma boa qualidade estética.

Esta dissertação então teve como principal desafio conseguir a produção de próteses utilizando unicamente ferramentas digitais até à etapa de produção física do molde e vazamento dos modelos, sendo essa a principal diferença relativamente ao método normalmente utilizado.

1.2 Objectivo

Este projecto tem como principais objectivos tentar desenvolver uma metodologia para aumentar a eficácia e reduzir o tempo até à fase de produção da prótese, diminuição da margem de erro e eliminar a necessidade de recorrer a trabalho manual de escultura.

Este método como todos tem prós e contras, sendo que é uma mais-valia relativamente ao método de impressão directa no paciente ou escultura.

As principais vantagens são a diminuição da margem de erro e o facto de não ser invasiva para o paciente, como acontece com a impressão directa. Relativamente à escultura das próteses, está sempre sujeita a margem de erro, uma vez que se trata de um trabalho manual e um trabalho de arte.

A principal desvantagem prende-se com a dificuldade de aprendizagem do software utilizado e com a necessidade de utilizar vários softwares para cada passo da produção.

1.3 Casos de estudo e principais desafios a enfrentar

Os casos de estudo propostos para este projecto são aliciantes, na medida em que é necessário aprender novos softwares, noções sobre moldes e silicões, prototipagem e claro novos conceitos relativamente a próteses moles.

Os principais desafios a ultrapassar prendem-se com a falta de contacto com o software, com o estudo dos moldes e qual a melhor forma de os fazer de modo a ser possível retirar as próteses e claro o estudo de biomateriais.

Os casos de estudo propostos foram os seguintes:

Prótese nasal

Principais dificuldades:

- Encaixe da prótese no suporte
- Margens finas para colagem
- Modelação de uma forma muito complexa
- Desenvolvimento do suporte

Prótese de hallux do pé direito

Principais dificuldades:

- Vazamento da altura da meia
- Garantir as espessuras uniformes na meia

Prótese de mão direita

Principais dificuldades:

- Retirar o macho do molde devido à sua complexidade
- Modelação bastante complexa

2 Capítulo – Estado da arte

2.1 Evolução

Uma breve história das próteses

Das antigas pirâmides para Primeira Guerra Mundial, o campo protésico transformou-se num exemplo sofisticado da determinação do homem em fazer melhor.

A evolução das próteses é uma longa história, desde os primórdios dos tempos até aos dias correntes aliando sofisticação a visões excitantes para o futuro. Tal como no desenvolvimento de qualquer outro campo de trabalho, algumas ideias e invenções foram trabalhadas e expandidas, tal como o pé de posição fixa, enquanto outras caíram por terra ou ficaram obsoletas, como o uso de ferro numa prótese.

O caminho longo e sinuoso para a produção de uma perna computadorizada começou aproximadamente em 1500 A.C. e tem evoluído desde então. Houve muitas evoluções relativamente às primeiras pernas de cavilha e ganchos de mão que conduziram ao ajustamento altamente

individualizado e presente nos dispositivos de hoje. Para se ter um ponto de partida de onde evoluiu e de onde veio o campo das próteses, tem que se recuar até ao tempo dos antigos Egípcios.



Figura 1: Evolução das próteses de perna e mão desde os primórdios até aos dias de hoje [10]

O empenho do homem em encontrar soluções para todos os problemas

Os egípcios foram pioneiros na tecnologia de próteses. As suas rudimentares próteses dos membros eram feitas de fibra e acreditava-se que eram usadas mais num sentido de preencher o vazio do que a nível funcional. Recentemente, os cientistas descobriram o que se diz ter sido a primeira prótese de dedo do pé do mundo numa múmia egípcia e parece ter sido extremamente funcional.

424 A.C. a 1 A.C.

Uma perna artificial que data de aproximadamente 300 A.C. foi revelada em *Cápua, Itália*, em 1858. Era feita de bronze e ferro, com um macho de madeira, aparentemente para um amputado do joelho para baixo. Em 424 A.C., *Herodotus* escreveu acerca de um vidente Persa que foi condenado à morte mas que se libertou amputando o seu próprio pé e fazendo um apoio de madeira para caminhar durante cerca 30 milhas até à cidade mais próxima.

O estudante romano *Pliny* “O Ancião” (23-79 A.C.) escreveu acerca de um general romano na Segunda Guerra Púnica (218-210 A.C.) que tinha o braço direito amputado. Ele tinha uma mão de ferro, desenvolvida de modo a segurar o seu escudo e poder ser utilizada activamente no campo de batalha.

A Era Negra (476 a 1000)

A Era Negra viu poucos avanços em próteses, diferentes do gancho de mão e da perna de cavilha. A grande maioria das próteses da época foram produzidas para esconder deformações ou danos provocados nas batalhas. Um cavaleiro apenas seria provido de uma prótese que seria projectada para segurar o escudo ou para a perna aparecer nos estribos, sendo dada muito pouca atenção ao nível da funcionalidade. Fora de batalha, apenas os ricos eram suficientemente sortudos para poderem usufruir de uma prótese de perna de cavilha ou um gancho de mão para funções do dia-a-dia.



Figura 2: Dispositivos existentes na época [10]

Era muito comuns os negociantes, inclusive armeiros, projectar e criar membros artificiais. Pessoas de todos os ofícios e comércio contribuíam frequentemente para fazer e desenvolver os dispositivos; os relojoeiros eram particularmente úteis, adicionando funcionalidades internas como engrenagens [10].

O Renascimento (1400 a 1800)

O Renascimento acompanhou novas perspectivas de arte, filosofia, ciência e medicina. Voltando às descobertas médicas dos gregos e romanos relativas a próteses, o Renascimento provou ser um marco na história das próteses. As próteses durante este período eram geralmente feitas em ferro, aço, cobre e madeira.

Início do século XVI

Em 1508, um mercenário alemão, *Götz von Berlichingen* teve um par de mãos de ferro tecnologicamente avançadas feitas após perder o seu braço direito na Batalha de *Landshut*.

As mãos poderiam ser manipuladas fixando-as com a mão natural e poderiam ser movidas através do movimento de uma série de engrenagens enquanto estava suspensa com correias de couro.



Figura 3: Prótese de mão do séc. XVI [10]

Por volta de 1512, um cirurgião italiano que viajava pela Ásia observou um amputado dos membros superiores que pôde tirar o seu chapéu, abrir a bolsa e assinar o seu nome. Outra história surgiu sobre um braço prateado que foi feito para o Almirante *Barbarossa* que combateu os espanhóis em *Bougie*, Argélia.

Fim do século XVI

O cirurgião/barbeiro do Exército francês, *Ambroise Paré* é considerado por muitos o pai da cirurgia de amputação moderna e design de próteses. Ele introduziu os procedimentos de amputação modernos (1529) à comunidade médica e fez próteses (1536) para amputações de membros superiores e inferiores. Inventou também um dispositivo para amputação acima do joelho, que consistia numa perna articulada com prótese do pé, tendo esta última uma posição fixa, correias ajustáveis, controlo de bloqueio do joelho e outras características a nível de engenharia que são utilizadas nos dispositivos de hoje em dia. O seu trabalho mostrou a primeira verdadeira compreensão de como uma prótese deveria funcionar. Um colega de *Paré*, *Lorrain*, um serralheiro francês, ofereceu uma das mais importantes contribuições ao campo das próteses, quando usou couro, papel e cola em substituição de ferro pesado no fabrico de uma prótese.



Figura 4: Prótese de perna para amputação do joelho para baixo [10]

Do século XVII ao século XIX

Em 1696, *Pieter Verduyn* desenvolveu a primeira prótese não fixa para amputações abaixo do joelho que se tornaria o projecto de partida para as juntas nos dispositivos actuais.

Em 1800, um londrino, *James Potts*, projectou uma prótese feita de uma parcela de madeira, uma junta de joelho em aço e um pé articulado que era controlado através de tendões de corda que seguiam do joelho para o tornozelo. Seria conhecida como a "Perna de *Anglesey*" depois do Marquês de *Anglesey* ter perdido a perna na Batalha de *Waterloo* e ter usado este modelo. *William Selpho* trouxe posteriormente a perna para os Estados Unidos da América em 1839 onde ficou conhecida como a "Perna de *Selpho*."

Em 1843, *Sir James Syme* descobriu um novo método de amputação do tornozelo que não envolvia amputação na coxa. Isto era bem-vindo entre a comunidade de amputados porque significava que havia uma possibilidade de caminhar novamente com uma prótese de pé ao invés de uma prótese de perna.

Em 1846, *Benjamim Palmer* não viu nenhuma razão para os amputados de perna terem vários componentes pouco apresentáveis e fez um upgrade na perna de *Selpho* adicionando uma aparência lisa e tendões escondidos para simular um movimento/observação natural.

Douglas Bly inventou e patenteou a perna anatómica do Doutor *Bly* em 1858, à qual se referiu como "a invenção mais completa e próspera atingida em membros artificiais."

Em 1863, *Dubois Parmlee* inventou uma prótese avançada com uma cova de sucção, joelho policêntrico e pé multi-articulado. Depois, *Gustav Hermann* sugeriu em 1868 o uso de alumínio em vez de aço para fazer membros artificiais mais leves e mais funcionais. Porém, o dispositivo mais leve teria que esperar até 1912, quando *Marcel Desoutter*, um famoso aviador inglês, perdeu a perna num acidente de avião e fez a primeira prótese de alumínio com ajuda do irmão *Charles*, um engenheiro.



Figura 5: Prótese funcional aplicada num paciente

Evolução para os tempos modernos

Com o arrastar da Guerra Civil nos E.U.A., o número astronómico de amputações, forçou os americanos a entrar no campo das próteses. *James Hanger*, um dos primeiros amputados da Guerra Civil, desenvolveu o que patenteou depois como o "Membro de *Hanger*" de aduelas de barril cortadas. Pessoas como *Hamger*, *Selpho*, *Palmer* e *A.A. Marks* ajudaram a transformar e avançar o campo das próteses com os refinamentos em mecanismos e materiais dos dispositivos.

Ao contrário da Guerra Civil, a Primeira Guerra Mundial não provocou muitos avanços neste campo. Apesar da falta de avanços tecnológicos, o Cirurgião General do Exército percebeu a importância da discussão de tecnologia e desenvolvimento de próteses na ocasião; isto conduziu eventualmente à formação da *American Orthotic & Prosthetic Association* (AOPA). Seguiu-se a Segunda Guerra Mundial, os veteranos estavam insatisfeitos com a falta de tecnologia nos seus dispositivos e exigiram melhoria. O governo americano quebrou o acordo com companhias militares, para melhorar a função

protésica ao invés das armas. Este acordo deu origem ao desenvolvimento e produção de próteses modernas. Os dispositivos de hoje estão muito mais claros, feitos de plástico, silicones, alumínio e materiais compósitos, para proporcionar aos amputados os dispositivos mais leves e funcionais [10].

Em adição aos dispositivos mais leves e fabricados à imagem do paciente, o aparecimento de microprocessadores, chips e robótica nos dispositivos de hoje em dia surge para devolver ao amputado o estilo e qualidade de vida a que foi acostumado, promovendo funcionalidades básicas ou simplesmente um aspecto mais agradável.

As próteses são mais realistas com coberturas de silicone e podem imitar perfeitamente o aspecto de um membro natural.

Explorando a história das próteses, podemos apreciar toda a evolução e tudo aquilo em que consistia a construção de um dispositivo e a insistência do homem no facto que não só pode ter quatro membros, como pode ter os quatro membros funcionais.

Porque são as próteses necessárias?

Existem duas questões muito importantes que o protésico deve colocar aquando da avaliação de um novo paciente.

A primeira é **porquê uma prótese? É a melhor opção disponível para o paciente?** Terá sido a possibilidade de reconstrução cirúrgica completamente explicada ao paciente e mais importante ainda, terá o paciente percebido essa explicação? Se sim, entendeu os potenciais benefícios e riscos de tal cirurgia.

No fim de contas, a reconstrução cirúrgica permanece a melhor opção se for considerada possível e viável; isto é particularmente verdade para defeitos parciais.

Uma vez concluída a cirurgia reconstrutiva seleccionada, o paciente pode ter uma vida próxima da normalidade, evitando preocupações com o problema que tem. A partir do momento em que o paciente se propõe a este tipo de tratamento, já sabe de antemão que tem à sua espera tratamentos ao longo da sua vida, com o inconveniente acrescido de ter que fazer operações de manutenção (limpeza, remoção, aplicação) na prótese no seu dia-a-dia. Claro que estas manutenções necessárias variam de acordo com a complexidade da prótese aplicada e também com a motivação do paciente.

Pode ser discutido que embora a cirurgia reconstrutiva raramente alcance a subtilidade de uma prótese bem construída em termos de aparência e detalhe, se uma aparência aceitável para o paciente é alcançada, os pacientes ficam frequentemente satisfeitos, sabendo que não têm que lidar com os inconvenientes associados a uma prótese, considerando a falta de detalhe um mal menor.

Este facto é particularmente pertinente em lesões da mão onde é fulcral preservar o máximo de funções possível. Porém, o paciente apenas pode tomar esta decisão, depois de considerar cuidadosamente os benefícios e compromissos de cada tratamento disponível. O paciente deve receber informações detalhadas de todas as opções de tratamento para poder tomar uma decisão informada e em consciência.

A segunda pergunta é, são necessárias próteses? Frequentemente um paciente poderá ser indicado pelo cirurgião para tratamento protésico, quando esta opção é na realidade imprópria. Um exemplo pode ser um paciente que tem uma pequena falha de tecido mole do nariz, que seria na realidade extremamente difícil de tratar por meio de uma prótese, principalmente devido ao facto que uma prótese poderá não alcançar boa qualidade estética, devido às dificuldades associadas ao método de retenção, que podem ser muito ténues dando o movimento associado do tecido mole/músculo no local circunvizinho [9].

Um especialista em cosmética e maquilhagem pode proporcionar um aspecto e acabamentos superiores na prótese, recorrendo às suas técnicas de modo a uniformizar a cor de pele e eliminar a ideia do término das margens finas.

Uma vez decidido o caminho da prótese pelo paciente e pelo protésico, o paciente deve ter a noção que por melhor que a prótese fique, nunca se irá comparar ao tecido removido, quer a nível funcional, quer a nível estético.

O paciente deve entender as limitações da prótese que lhe será implantada, e o protésico deve analisar o grau de motivação do paciente. A motivação do paciente é um factor fulcral, pois a construção da prótese envolve bastante participação e tempo dispendido por parte do paciente, sendo necessário que este esteja motivado para investir esse tempo.

Nos dias que correm, a grande maioria das próteses são feitas através de um método manual, sendo necessário recorrer a trabalho de escultores para a escultura das “partes em falta” no paciente.

A nível de fabrico de próteses existem dois métodos distintos.

Um deles é o “método tradicional”, denominá-lo-emos assim ao longo desta dissertação e o outro, aquele em que se trabalhou nesta dissertação é o “método digital”.

Começará por ser descrito o método tradicional e analisadas as suas vantagens e desvantagens comparativamente ao método digital.

O processo de criação de uma aplicação protésica começa com *lifecasting*, o processo de tirar um molde de uma parte de corpo (frequentemente a face) para usar como uma base por esculpir a prótese. Os moldes são habitualmente feitos de alginato de sódio ou mais recentemente, de silicone biocompatível com a pele e o corpo. Este molde inicial é relativamente fraco e flexível. Um molde duro, tipicamente feito de gesso ou bandas de fibra de vidro é criado por cima do molde inicial para lhe fornecer apoio e rigidez.

Uma vez criado o molde negativo, este é prontamente cheio com gesso, geralmente de uma marca chamada "Ultracal-30", para fazer a parte "positiva" do molde. A forma da prótese é esculpida em barro em cima da parte “positiva” do molde. As extremidades do barro devem ser tão finas quanto possível, porque o barro é um extra para o que será eventualmente a parte protésica. Ao longo das extremidades do molde, são esculpidos pontos do molde de modo a ter a certeza que as duas partes do molde ajustarão correctamente.

Quando a escultura está completa, um segundo molde é feito. Este processo dá-nos duas ou mais partes de um molde - um positivo da face e uma ou mais partes do molde negativo da face com a prótese esculpida no seu interior.

Todo o barro é cuidadosamente removido e o material protésico é vazado no interior da cavidade de molde. O material utilizado no vazamento da prótese pode ser látex, gelatina, silicone ou outros materiais semelhantes [25]. A prótese sofre um processo de cura no interior das duas partes do molde.

Um das tarefas mais complexas é manter as extremidades tão finas quanto possível.

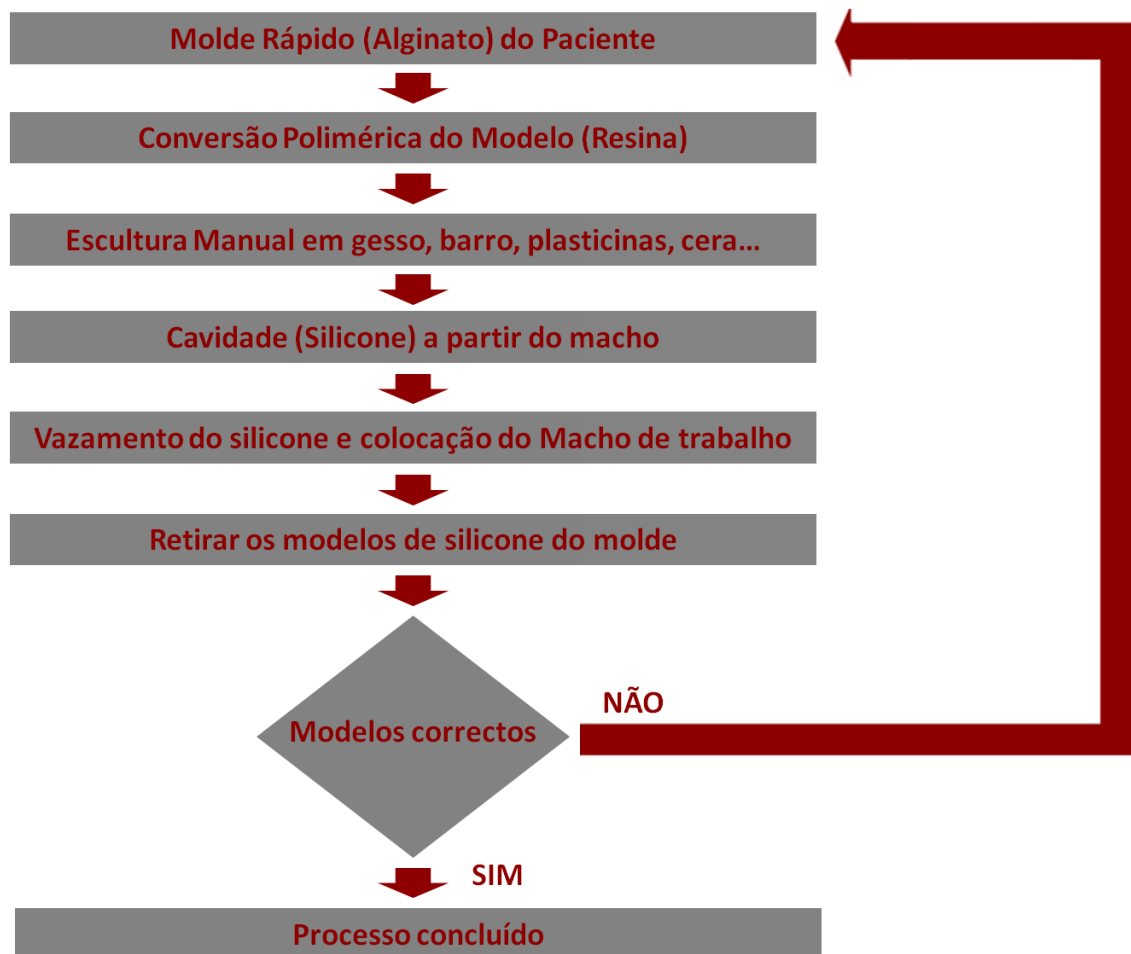


Figura 6: Fluxograma Próteses pelo processo “Tradicional”

A nível do método digital, aquilo a que este projecto se propõe é um método sem necessitar de recorrer a trabalho de escultores, ou seja, todo o processo até à concepção do molde e vazamento da prótese deve ser digital seguindo os passos anteriormente citados.

Este projecto tem como objectivo o estudo e utilização de ferramentas de prototipagem rápida, CAD 3D, levantamento de forma 3D, permitindo maior rapidez, menor margem de erro, sendo estes os principais pontos onde se diferencia dos restantes métodos utilizados para o desenvolvimento e fabrico de próteses.

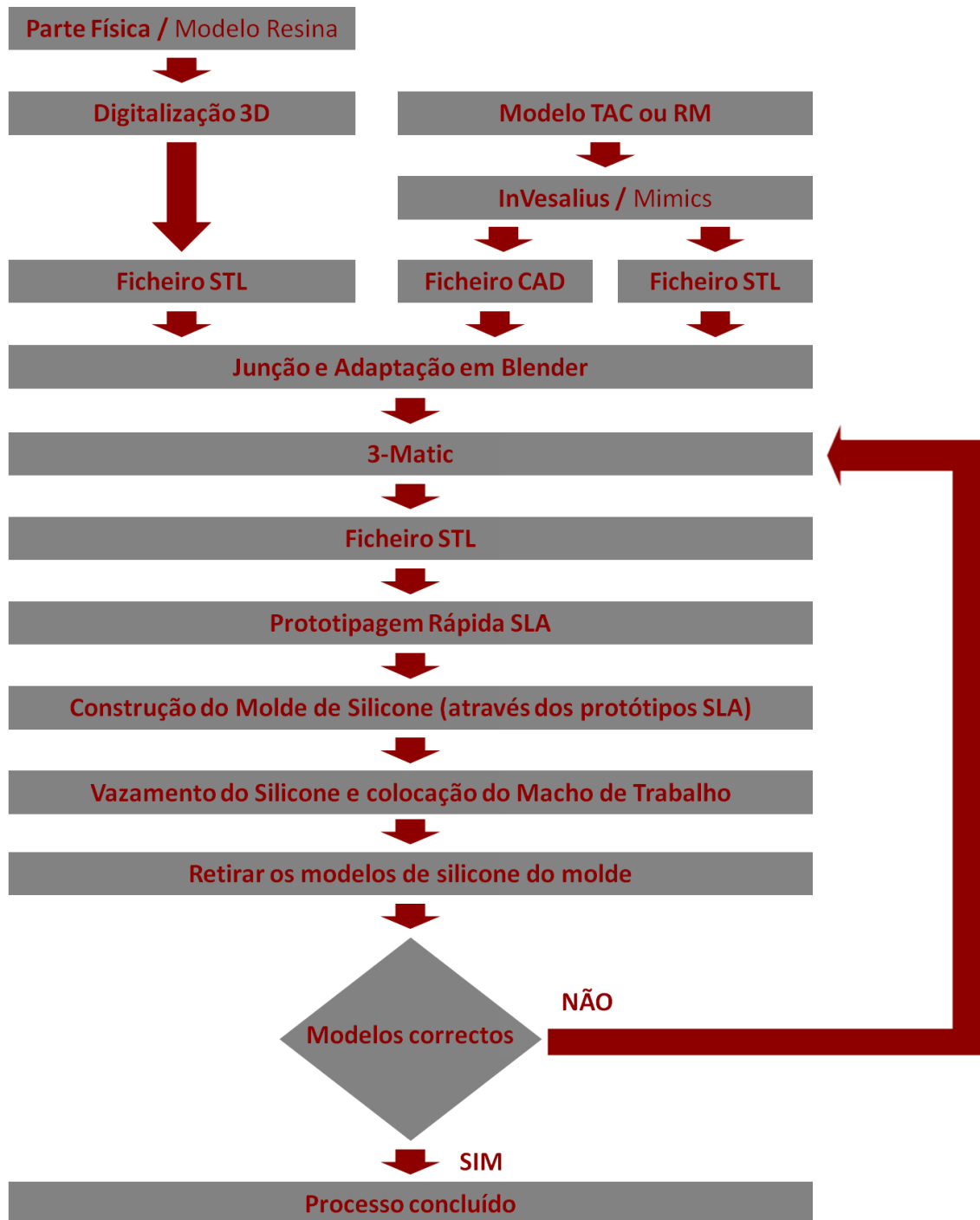


Figura 7: Fluxograma Próteses pelo processo “Digital”

2.2 Tecnologias Digitais existentes

No desenvolvimento do processo de próteses “digitais”, foi realizado um estudo e um protótipo pelo Departamento de Próteses Dentárias da Escola de Estomatologia da *The Fourth Military Medical University* em *Saanxi* na China.

Ao longo do tempo, várias técnicas tiveram provas dadas e aceitação no fabrico de próteses faciais, tendo todas elas vantagens e desvantagens.

A técnica convencional de impressão pode deformar o tecido macio devido à pressão provocada pela impressão do material e causar desconforto ao paciente.

As técnicas convencionais de escultura para produzir modelos de cera são bastante complicadas e muito dispendiosas a nível de tempo, além de necessitarem de uma capacidade artística excepcional, pois existe a necessidade de esculpir a partir do mirror da parte saudável do paciente de modo à prótese ter o aspecto desejado.

O desenvolvimento da imagem de tomografia computadorizada e de ressonância magnética com representação tridimensional da anatomia humana abriu novos horizontes, mas em contra partida o paciente é exposto a radiações e a algum stress e apreensão.

De modo a evitar ou minimizar este tipo de desvantagens, existem equipamentos ópticos de aquisição de dados desenvolvidos para imagem de defeitos extra-orais. Conjuntamente com sistemas CAD/CAM, os dados tridimensionais recolhidos são tratados e usados posteriormente para o desenho e fabrico da prótese facial. Este tipo de dados provou ser muito importante no que ao planeamento da forma e posição das próteses diz respeito [5].

O acrónimo CAD (*Computer Aided Desing* - Projeto Assistido por Computador) foi utilizado pela primeira vez no início dos anos 60 pelo investigador do *Massachussetes Institute of technology* (M.I.T) *Ivan Sutherland*. O termo CAD pode ser definido como sendo: o processo de projecto com o uso de técnicas gráficas computadorizadas, através da utilização de programas (software) de apoio, auxiliando na resolução dos problemas associados ao projecto.

Por sua vez, a sigla CAM (*Computer Aided Manufacturing* - Fabrico Assistido por Computador) refere-se a todo e qualquer processo de fabrico controlado por computador. A sua origem remonta ao desenvolvimento das máquinas controladas numericamente (C.N.) no final dos anos 40 e início dos 50. Quando estas máquinas começaram a ser controladas por computador, no fim dos anos 50, início dos anos 60, surgiu o termo C.N.C. Actualmente a sigla (CNC) engloba diversos processos de fabrico automáticos, tais como; fresagem, torneamento, oxicorte, corte a laser, entre outros. Assim sendo, o termo CAM é empregue para todas estas disciplinas e para qualquer outra que possa surgir.

A tecnologia CAD/CAM corresponde à integração das técnicas CAD e CAM num sistema único e completo. Isto significa, por exemplo, que se pode projectar um componente qualquer no computador e transmitir a informação através de interfaces de comunicação entre o computador e um sistema de fabrico, onde o componente pode ser produzido automaticamente numa máquina CNC [11].

Pode dizer-se que actualmente este conceito de sistema integrado de projecto e fabrico assistido por computador corresponde à ideia de CIM (*Computer Integrated Manufacturing* - Fabrico Integrado por Computador), cuja base teve início na década passada com o propósito de aumentar a produtividade industrial. Por outro lado, deve-se

realçar que a chave do processo produtivo reside na integração global através de uma Base de Dados que seja comum ao projecto e ao fabrico.



Figura 8: CAD/CAM: Sistema integrado de produção [11]

Os sistemas CAD/CAM caracterizam-se por centralizar a execução de diversas actividades relacionadas com o processo produtivo, compreendo desde o projecto mecânico (CAD) e análise estrutural (MEF), passando pela escolha adequada das máquinas e processos de fabrico e a consequente geração automática das trajectórias nas máquinas CNC. Portanto, torna-se cada vez mais importante o domínio das técnicas computacionais e mecanismos envolvidos neste tipo de processo integrado de fabrico, assim como a formação dos profissionais envolvidos na área.

Como foi visto anteriormente, na actualidade, o êxito de um novo produto depende, não só, da sua qualidade e funcionalidade, como também da rapidez com que é colocado no mercado. Neste aspecto a Prototipagem Rápida, vem ganhando um espaço considerável na solução destes problemas. A adopção da tecnologia de Prototipagem Rápida permite, entre outros, o desenvolvimento de peças ou protótipos, pequenas séries, modelos ou moldes em tempos curtos e a custos razoáveis.

A Prototipagem Rápida compreende um conjunto de tecnologias que permitem a produção rápida de uma peça tridimensional numa máquina especial. Basicamente, a concepção deste tipo de processo baseia-se na aplicação dos princípios da tecnologia CAD/CAM, onde um modelo sólido é desenvolvido e transferido electronicamente desde a base de dados de um CAD para uma máquina de prototipagem, ou directamente desde um sistema de fabrico assistido por computador (CAM). O modelo CAD poderá igualmente ser utilizado para visualizar o comportamento do modelo, num programa como os de modelação por elementos finitos (FEM) [11].



Figura 9: Modelo de um sistema integrado de produção

Este trabalho pretende formar uma base de conhecimento na tecnologia CAD/CAM visando a Prototipagem Rápida de produtos, não só para produtos industriais, como também em aplicações não tradicionais como o desenvolvimento de próteses e mecanismos ortopédicos.

No entanto, com os sistemas de CAD/CAM existentes a criação de uma margem fina e adaptável, de uma textura, de orifícios em prototipagem rápida a partir de cera não é ainda possível.

Investigou-se então uma maneira diferente de desenhar e produzir próteses faciais baseadas em sistemas CAD/CAM envolvendo pós processamento do protótipo obtido por prototipagem rápida.

Esta técnica oferece a vantagem dos sistemas CAD/CAM incluindo a facilidade ao gerar próteses altamente realistas com menor risco de erro e quase nenhuma necessidade de recorrer a técnicas de artistas, permitindo desde logo a obtenção de margens finas e adaptáveis, textura da pele e orifícios e ainda oferecendo ao paciente um maior conforto e adaptação.



Figura 10: Paciente com malformação facial [12]

O estudo realizado por esta universidade foi feito num paciente do sexo masculino, com 27 anos de idade com uma malformação do lado direito da face, em virtude da remoção de um tumor (figura 10).

Neste caso, tornava-se impossível a aplicação de uma prótese suportada por implantes, devido à radioterapia.

Tornava-se então evidente a necessidade de uma prótese de silicone de modo a oferecer ao paciente uma ótima aparência e melhorar a sua qualidade de vida.

Os dados relativos à superfície da face deste paciente foram adquiridos sob a forma de uma nuvem de pontos com um sistema sensorizado tridimensional constituído por duas câmaras e um projector ligado a um computador portátil.

Antes de se dar o início da scannerização, o sistema foi inicializado e calibrado de acordo com as instruções do fabricante. O paciente foi posicionado e a tentou manter-se a face imóvel e estabilizada, com o olho esquerdo aberto e de modo a obter uma postura e expressão o mais natural possível.

A posição da câmara é ajustada à face do paciente, que por sua vez é exposta a uma luz permitindo assim a representação óptica da superfície através de uma nuvem de mais de 300000 pontos em coordenadas tridimensionais. Para prevenir áreas invisíveis provocadas pela perspectiva da scannerização, fez-se uma segunda medição a partir de uma perspectiva diferente.

Os dados obtidos da superfície facial do paciente são transmitidos para o computador e gravados no formato *ASCII*. As imagens tridimensionais originais da face do paciente foram reconstruídas a partir dos dados provenientes da nuvem de pontos usando o software *Geomagic Studio 10.0* (*Geomagic (Shangai) Software Co., Ltd.*).

Usando o mesmo software, estima-se o plano de simetria da face, de modo a fazer o *mirror* da face que não tem nenhum tipo de deformação e a colocar a parte que interessa desse *mirror* no lugar onde se pretende fazer a prótese facial, ou seja, colocar esse *mirror* na cavidade ou defeito existente na face.

O tamanho, forma e posição do *mirror* da face são ajustados manualmente, até que o *mirror* da imagem cubra toda a zona lesada, removendo depois a parte do *mirror* que não interessa, obtendo assim uma prótese virtual para o paciente.

Com base na prótese virtual preliminar, uma área de margem lateral com 2 mm de *offset* e 0.5 mm de espessura é cortada de toda a superfície e subtraída de modo a obter a prótese virtual final e desejada (figura 12 e figura 13).

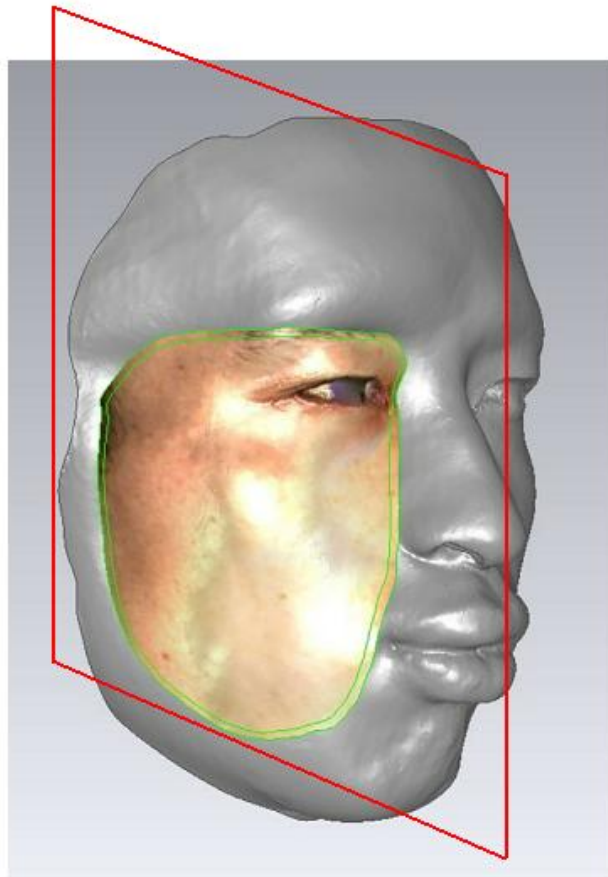


Figura 11: Plano de simetria para mostrar por onde se efectuou o *mirror* da parte sã da face [12]

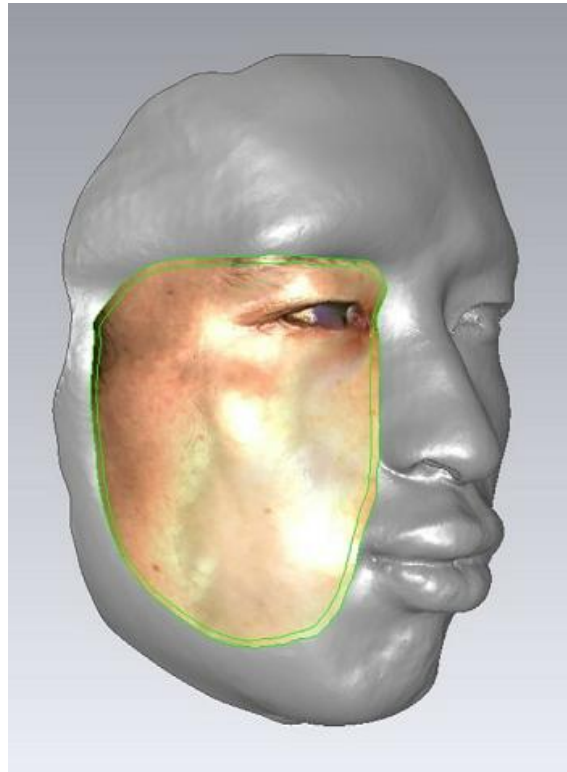


Figura 12: Uma margem de 2 mm de *offset* foi medida e cortada [12]

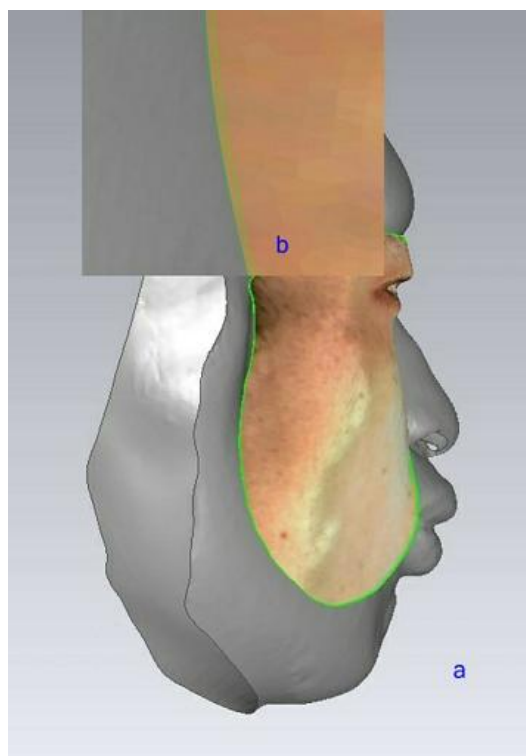


Figura 13: Uma camada da prótese virtual preliminar 0,5 mm de espessura foi subtraída (a) Camada de 0,5 mm de espessura ampliada (b) [12]

Uma vez obtida a prótese facial desejada, esta é gravada em formato STL com o *Geomagic Studio 10.0*. A face original e a prótese virtual são então convertidas para o formato cli com o *Magics 9.0*. Neste ficheiro, os dois objectos foram cortados em várias camadas (secção bidimensional). Os ficheiros gravados no formato cli são então transferidos para um *host computer* da máquina de prototipagem rápida a laser AFS-360 e convertidos para o formato afi com o software *Arps2000 V4* instalado no mesmo *host computer* [12].

O processamento dos modelos físicos é acabado automaticamente usando uma técnica de sinterização selectiva a laser de acordo com as instruções do fabricante.

A sinterização selectiva por laser (SLS) é um processo de prototipagem rápida comercializado desde 1992 pela DTM, nos Estados Unidos da América, e pela EOS, situada na Alemanha desde 1994 [6].

Nos dias presentes, este processo de prototipagem rápida é o terceiro mais utilizado nos Estados Unidos da América e na Europa, logo a seguir à SL e ao FDM.

Na figura 14 mostra-se um equipamento de SLS comercializado pela 3D Systems.



Figura 14: Máquina SLS da 3D Systems [13]

Este processo utiliza pós muito finos de materiais plásticos, compósitos de matriz polimérica, ceras, metais revestidos a termoplástico ou ligas metálicas, os quais são ligados entre si através do varrimento por um feixe laser.

Na câmara de construção pré-aquecida, é laminada uma camada de pó correspondente à espessura de cada camada de construção. Através do recurso a sistemas electromecânicos de precisão, o feixe laser incide nas partículas, originando assim a fusão parcial das interfaces dos pó, obtendo-se assim uma estrutura sólida e porosa, de certa forma semelhante às peças obtidas por compactação seguida de sinterização. A figura 15 mostra o esquema de funcionamento do processo SLS.

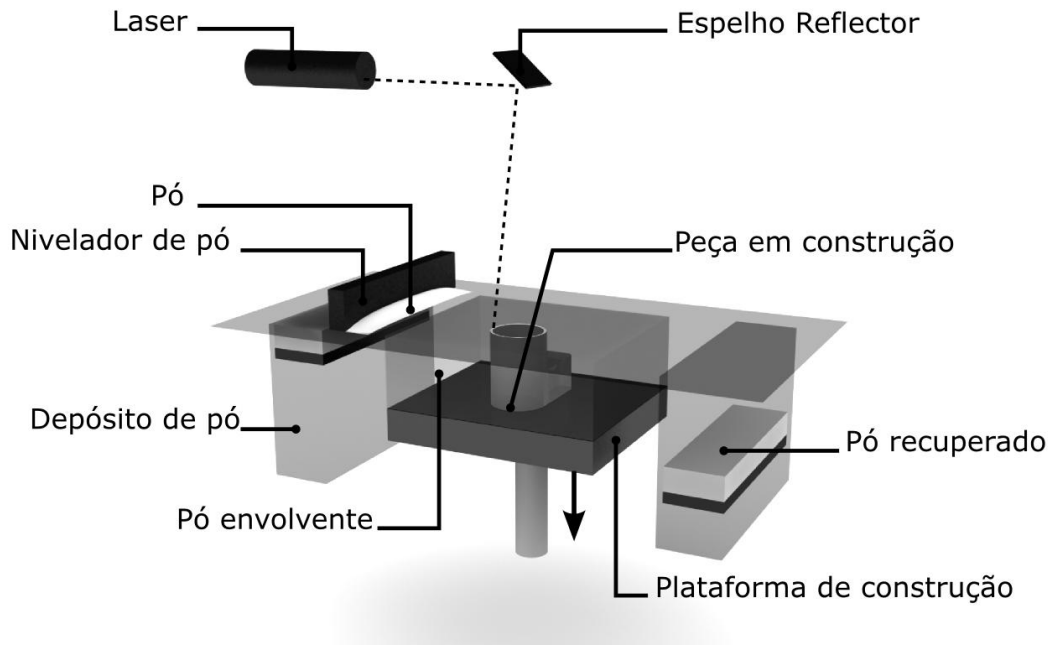


Figura 15: Esquema de funcionamento de uma máquina SLS

Como o meio de construção é sólido, o processo, à semelhança do LOM, não precisa que o software existente no equipamento defina suportes para as zonas das peças em balanço.

Tal como na estereolitografia, se o modelo CAD 3D não estiver completamente fechado, o sistema de construção não arranca, ou se arrancar, uma parte da peça fica separada da peça original.

Findo o processo, os modelos ficam porosos e com alguma rugosidade superficial, o que além de originar problemas de acabamento, exige impregnações com tintas ou resinas para garantir impermeabilidade e baixa rugosidade nas peças.

Quando se deseja usar o modelo obtido por SLS para reproduções com moldes de silicone, é fundamental impermeabilizar o modelo de modo a garantir a desmoldagem do silicone e obter um bom acabamento.

As figuras seguintes exemplificam peças produzidas por SLS.



Figura 16: Exemplo de peças produzidas por SLS

Apesar da porosidade dos modelos obtidos por SLS, as características mecânicas são superiores às dos modelos em estereolitografia.

A quantidade de pó gasta no fabrico de um modelo é igual ao seu volume.

Para protótipos funcionais de peças a serem injectadas em material termoplástico pode usar-se uma poliamida, uma poliamida reforçada com fibra de vidro ou policarbonato.

Tal como todos os processos, este processo tem algumas vantagens e desvantagens a si associadas.

As vantagens são [6]:

- Óptimo processo para obtenção de protótipos funcionais em materiais termoplásticos, superável apenas pelo FDM
- Resistência mecânica e térmica dos modelos elevadas, cerca de 60 a 70 % da dos materiais injectados
- Rapidez de execução das peças
- Ausência de suportes

As desvantagens são [6]:

- Modelos com superfícies rugosas
- Modelos sem densidade máxima, pois existe sempre porosidade
- Precisão dimensional abaixo do SL e do LOM
- Elevado custo das matérias-primas, em alguns casos de 250 a 1000 €/Kg

O modelo físico da face do paciente é processado com uma resina de aveia PSB, enquanto a prótese facial é processada em cera, utilizando a cera em pó WAX-100 (figura 17).

Após o fabrico, o protótipo de cera vai ser mergulhado em cera derretida numa base a 70 °C, de modo a gerar uma camada uniforme de 0.5 mm de espessura nas superfícies interna e externa.

A prótese resultante é selada na cavidade existente no modelo da face do paciente. A textura da superfície da pele, os orifícios, o detalhe dos olhos e outras características e pormenores da face que não apareceram na prótese de cera, foram criadas por um técnico na camada externa da cera onde foi mergulhada usando procedimentos rotineiros.

A margem de 2 mm de largura que havia sido removida da prótese virtual preliminar foi reconstruída com a cera quente no protótipo de cera, criando uma margem fina e adaptável (figura 18).

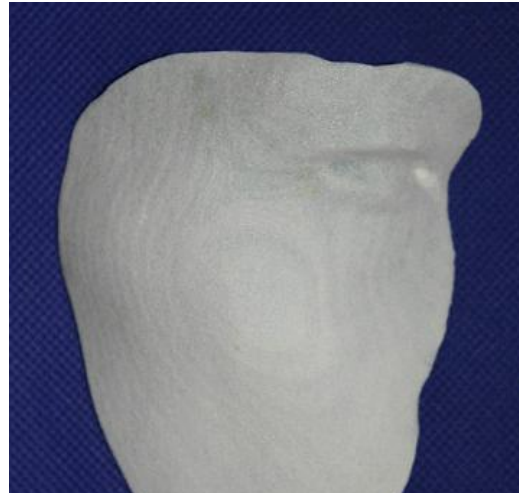


**Figura 17: Protótipo da prótese
em cera [12]**

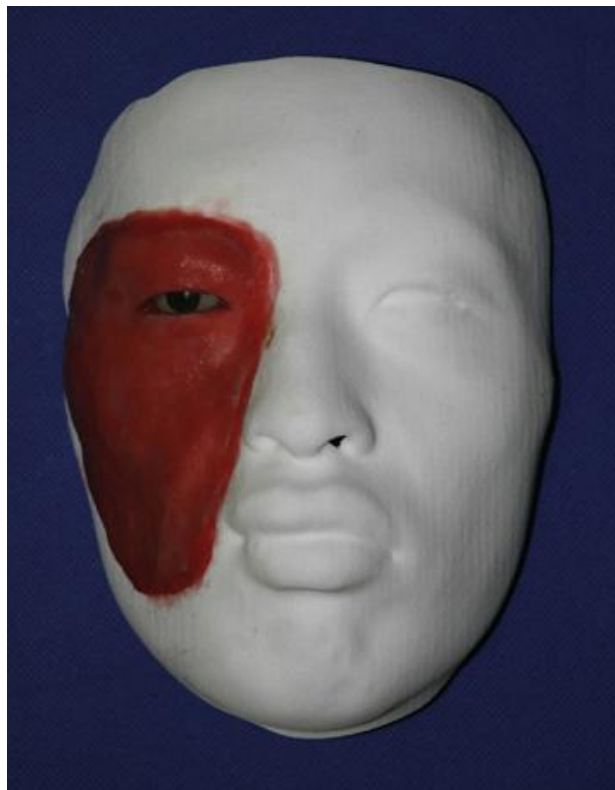


Figura 18: Prótese final em cera, com textura na superfície, orifícios e margem adaptável [12]

A prótese de cera foi ainda modificada e refinada na face do paciente, e posteriormente processada em silicone (num silicone da *FactorII Inc.*) usando os procedimentos comuns.

Finalmente, a prótese foi pintada de acordo com o tom de pele do paciente e aplicada no mesmo (figura 19).

A nível de resultados, o tamanho, forma e aspecto foram satisfatórios e a prótese tapava completamente a área lesada e encaixava perfeitamente. A prótese é similar ao lado saudável do paciente.

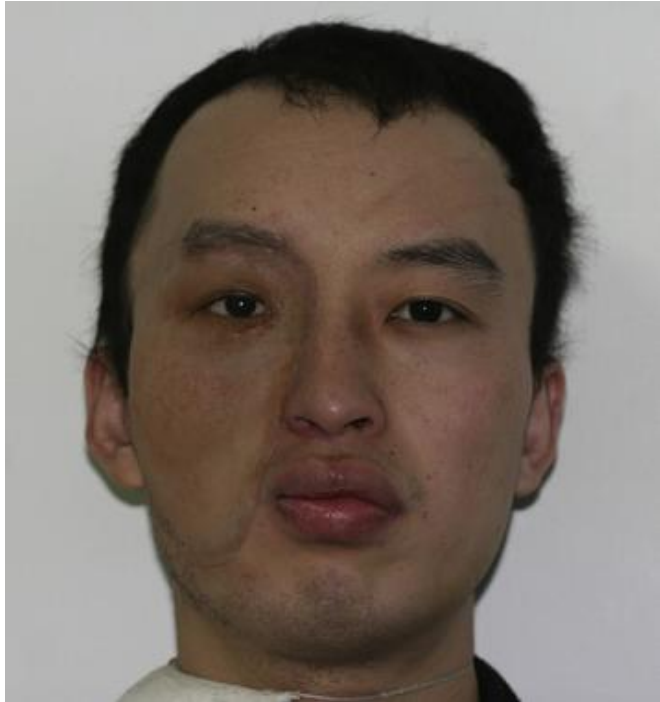


Figura 19: Paciente com a prótese final em silicone [12]

Com este estudo realizado demonstrou-se que o design e fabrico de próteses baseado em sistemas CAD/CAM é seguro, rápido e uma maneira precisa de processar próteses faciais de acordo com o conforto e aparência necessários para o paciente. A aquisição de dados utilizando um sistema de scannerização 3D mostrou-se bastante útil, eliminando desconforto para o paciente e evitando a distorção da prótese em comparação com as técnicas de impressão tradicionais. Muito importante em casos de recuperações orbitais o método de scannerização permite que o olho se mantenha aberto para a reprodução.

A nuvem tridimensional de 300000 pontos obtida a partir de uma perspectiva do levantamento de forma 3D consegue garantir a exactidão do modelo CAD da face do paciente.

Com o software utilizado, o *Geomagic Studio 10.0*, qualquer poção do modelo em CAD pode ser seleccionada, alterada ou removida para obter a parte necessária. Tudo isto inclui o desenho de margens finas e adaptáveis, a textura da superfície, os orifícios e todas as características adjacentes à criação de uma prótese facial.

A técnica de sinterização por laser com a máquina AFS-360 pode sinterizar vários tipos de material em pó (termoplásticos, cera) usando um laser de dióxido de carbono. O objecto é suspenso no pó durante o processo de sinterização, de maneira que não são necessários suportes.

Não existem indicações por parte do fabricante de técnicas e materiais que possam ser utilizados para produzir margens tão finas directamente nos protótipos de cera, pois com espessuras tão finas, o pó não tem resistência suficiente. A precisão insuficiente da prototipagem rápida utilizada é a principal razão para não se obterem as características exactas e precisas da face.

Para simular as características da superfície da prótese facial, uma camada de cera deve ser adicionada à camada externa da prótese de cera obtida por prototipagem rápida. Se a prótese virtual for desenvolvida para corresponder com o lado saudável da face, a adição da cera quente para características da face e margem fina vai tornar a prótese muito espessa relativamente ao lado saudável da face.

Para se obter uma margem fina e adaptável a prótese de cera obtida por prototipagem rápida deve ser selada na face do paciente, obtida também por prototipagem rápida e adiciona-se então a cera nas margens de modo a prover directamente o tamanho da prótese final de silicone. Contudo, os resultados não foram satisfatórios, quer para paciente, quer para o protésico.

De modo a resolver todos estes problemas, primeiro, recorreu-se ao software *Geomagic Studio* 10.0 para cortar a margem lateral com 2 mm de espessura na prótese facial 3D preliminar. Esta operação gerou um espaço onde uma margem fina e adaptável podia ser processada com cera quente sem alterar as dimensões da prótese final. Seguidamente, uma camada de 0.5 mm de espessura foi subtraída, de modo a aplicar-se a cera quente nas superfícies interna e externa do protótipo de cera sem alterar as dimensões da prótese final.

Se fossem usados os métodos convencionais, a cera quente poderia ser adicionada ao protótipo produzido por prototipagem rápida, manualmente camada a camada, mas isto torna-se uma condicionante devido ao facto de as camadas adicionadas não serem uniformes nem terem todas a mesma espessura.

No estudo em questão, utilizou-se um método de mergulhar a prótese de cera obtida por prototipagem rápida em cera quente, retirando-a então imediatamente deixando uma camada uniforme de 0.5 mm de espessura nas superfícies interna e externa da prótese. A margem fina e adaptável e as características da superfície da face podem então ser desenvolvidas na camada de cera adicionada sem que haja alteração do tamanho e forma da prótese final.

Em jeito de conclusão, neste estudo foi usado um sistema de sensorização e levantamento de forma tridimensional conjuntamente com o software *Geomagic Studio* 10.0 e uma máquina de prototipagem rápida AFS-360 de sinterização a laser, de modo a poder projectar e desenhar uma prótese para um grande defeito facial [12].

Investigou-se um método de revestimento com cera quente de modo a refinar a prótese obtida por prototipagem rápida, incorporando detalhes faciais e margens finas e adaptáveis, o que não pode ser criado por prototipagem rápida devido à resistência dos materiais utilizados e à resolução obtida nos protótipos.

Ao nível da produção de próteses, existe uma empresa, a *Anaplas*



Figura 20: Prótese orbital produzida pela *Anaplas Prosthetics* [16]

Prosthetics, situada em *Newport* a cerca de 10 milhas de *Cardiff* que tanto utiliza scannerização 3D como impressão directa no paciente.

A *Anaplas Prosthetics*, com base em toda a experiência adquirida no ramo, consegue produzir uma grande variedade de próteses, desde próteses auriculares, nasais, orbitais, dedos, mamilos, seios [16].

A metodologia utilizada por esta empresa resume-se aos passos indicados abaixo na figura 21.

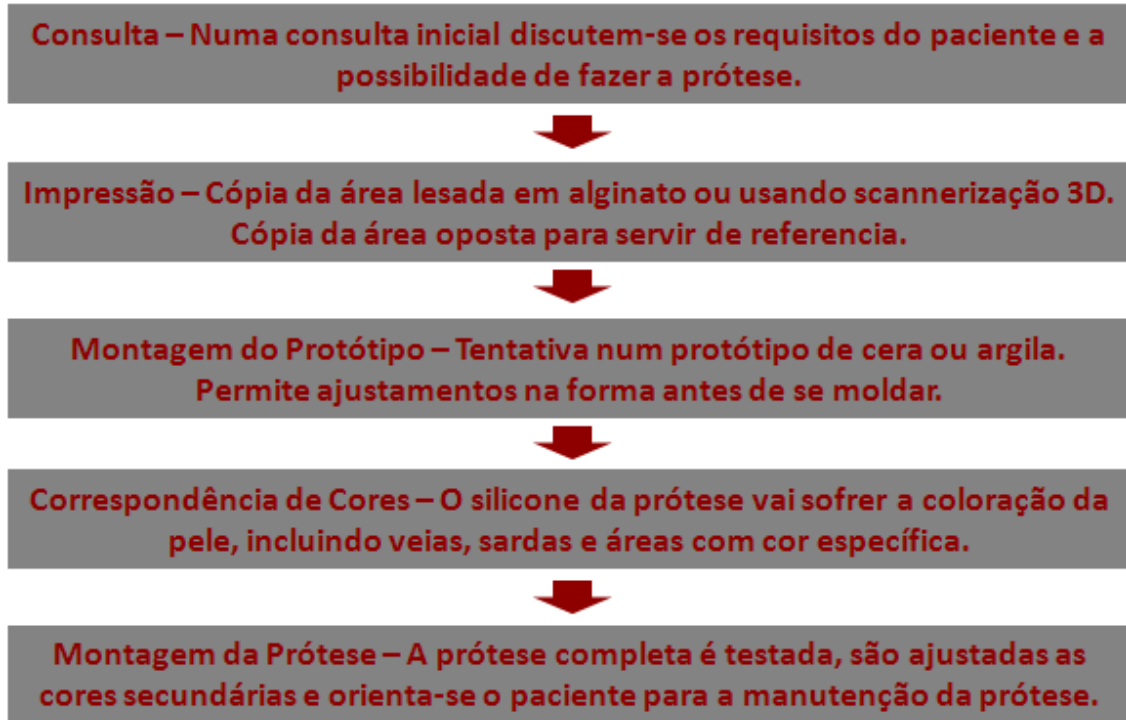


Figura 21: Passos para fabrico de próteses utilizados na *Anaplas Prosthetics*

Todas as próteses passam por esta metodologia, sendo que a grande maioria das próteses produzidas por esta empresa utilizam o método de impressão directa na zona lesada do paciente ou métodos indirectos.

A nível de custos, duas próteses de orelha com adesivo custam aproximadamente 1500£, ao passo que uma prótese de um dedo custa igualmente as 1500£ (figura 22).



Figura 22: Prótese de dedo e orelha produzidas [16]

3 Capítulo – Métodos utilizados

3.1 Materiais e Biomateriais

Os biomateriais podem ser definidos como substâncias de origem natural ou sintética que são toleradas de forma transitória ou permanente pelos diversos tecidos que constituem os órgãos dos seres vivos.

O termo pode ser definido de diversas maneiras e ressalva o aspecto de que devem inexistir reacções onde são implantados e que, portanto exprimem uma biocompatibilidade (a biocompatibilidade pode ser analisada não só perante o contacto com tecidos, mas também pelo contacto com o sangue) com o organismo.

São vários os critérios a que um material precisa de obedecer para se enquadrar num biomaterial:

- O material deve ser biocompatível, ou seja, a sua presença não deve provocar prejuízos a curto e longo prazo no local do implante ou no sistema imunológico.
- Os tecidos não devem provocar a degradação do material implantado, como por exemplo, corrosão em metais, a não ser dentro do tolerável.
- O material deve ser biofuncional, ou seja, deve ter as características adequadas para cumprir a função (estática ou dinâmica) desejada, pelo período de tempo desejado.
- O material deve ser esterilizável.

Os biomateriais são classificados de acordo com o seu comportamento fisiológico.

- **Biotoleráveis:** Materiais apenas tolerados pelo organismo, sendo isolados dos tecidos adjacentes devido à formação de uma camada envolvente de tecido fibroso. Os materiais biotoleráveis são praticamente todos os polímeros sintéticos assim como alguns metais.
- **Bioinertes:** Materiais também tolerados pelo organismo, mas onde a camada envolvente de tecido fibroso é praticamente inexistente. O material não liberta nenhum tipo de componente ou quando o faz, fá-lo em quantidades mínimas. Os materiais bioinertes mais utilizados são a alumina, zircónia, titânio, as ligas de titânio e o carbono [7].
- **Bioactivos:** Materiais que promovem ligações de natureza química entre material e tecido ósseo (osseointegração). Os principais materiais desta classe são os vidros e vitrocerâmicas à base de fosfato de cálcio, hidroxapatita (formada por fosfato de cálcio cristalino ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) e os compostos de fosfato de cálcio.
- **Absorvíveis:** Materiais que, após um certo período em contacto com os tecidos, acabam por se degradar, solubilizados ou fagocitados pelo organismo, sendo representados, por exemplo, pelo fosfato tricálcico e o ácido poliláctico [8].

Especificamente focando os materiais direccionados à reconstrução facial, estes também devem oferecer a certas especificações:

- Biocompatibilidade, sem gerar reacção inflamatória ou de corpo estranho.

- Radiopacos, para fácil localização no corpo por meios radiográficos.
- Facilidade de configuração na forma que preenche a deformação.
- Capacidade de manter o volume a médio/longo prazo, após o implante.
- Osteoactividade, induzindo a substituição do biomaterial por osso, num índice igual a reabsorção do biomaterial.

Estas características acabam por sugerir a utilização de materiais sintéticos [15].

Os materiais são testados para avaliar as propriedades físicas e mecânicas, assim como a sua compatibilidade com os tecidos biológicos. A biocompatibilidade dos materiais é estudada pelo emprego de bactérias e testes de natureza **hematológica, biológica e física** [1, 2, 3].

Os **métodos hematológicos** visam estabelecer a existência e a extensão de alterações do sangue causadas pelo contacto com o material. O retardar da coagulação do sangue não heparinizado, a libertação de hemoglobina das hemácias, a contagem das plaquetas e leucócitos, bem como o estudo das proteínas plasmáticas e dos factores de coagulação, constituem os principais indicadores das alterações hematológicas.

Os **métodos biológicos** visam estabelecer a existência e o grau de toxicidade dos materiais para os tecidos. Consistem no implante de fragmentos do material em animais em laboratório e avaliação das reacções locais e sistémicas produzidas eventualmente.

A perfusão (introdução de substância líquida nos tecidos por meio de injeção em vasos sanguíneos) do coração isolado com soluções que contém extractos do material ou a utilização de circuitos construídos no material em estudo, também são óptimos indicadores da tolerância biológica, devido ao facto do coração ser extremamente sensível a efeitos químicos nocivos e responder com uma grande redução da sua contractilidade.

As culturas de bactérias e tecidos em meios com fragmentos do material, podem mostrar a libertação de agentes tóxicos para as células. Com estes métodos demonstrou-se que os polímeros de polivinil, nylon, **silicone** e látex têm uma elevada inércia química e biológica. O mesmo ocorre com alguns acrilatos (MMA) e com formulações de policarbonatos. Os seus componentes libertam produtos tóxicos nos tecidos e não absorvem os elementos dos tecidos com que entram em contacto.

Os **métodos físicos** permitem a correlação das propriedades físicas das superfícies e os seus eventuais efeitos no sangue. Os materiais devem apresentar baixa tensão superficial, impermeabilidade, superfícies extremamente lisas com coeficiente de atrito mínimo e cargas eléctricas negativas.

É importante que alguns testes sejam acompanhados a médio e longo prazo, para detectar eventuais efeitos tardios do contacto com os materiais.

Só após a aprovação dos materiais nos diferentes testes é que eles devem ser usados no desenvolvimento e construção de componentes, equipamentos ou próteses (figura 23). Por sua vez, estes ainda serão sujeitos a rigorosos testes de eficiência e compatibilidade antes da aprovação para uso clínico.

Os silicones são polímeros semi-sintéticos cuja molécula básica não contem carbono mas sim cadeias de silício e oxigénio. Nos átomos de silício estão ligados os grupos orgânicos das moléculas.

Dependendo do tipo e do número de grupos orgânicos e do grau de polimerização, o silicone pode ser produzido na forma líquida, como resina ou como borracha.

O silicone pode ser produzido em formulações de diversas consistências, algumas das quais mantêm excelente “memória”, e são resistentes à acção do frio ou calor, mantendo a sua flexibilidade e elasticidade em qualquer temperatura.

A estrutura molecular do silicone e o seu processo de fabrico favorecem a existência de pontos de menor resistência que são mais susceptíveis à ruptura [4].

Biomaterial	Vantagens	Desvantagens	Aplicações
Polímeros	Elasticidade , fácil fabricação, baixa densidade	Baixa resistência mecânica, degradação dependente do tempo	Suturas, artérias, veias; maxilofacial (nariz, orelha, maxilar, mandíbula, dente); cimento, tendão artificial; oftalmologia.
Poliétileno			
PTFE			
Poliéster			
Poliuretano			
PMMA			
Silicona			
Metais e ligas	Alta força de tensão, alta resistência a desgaste, energia de deformação alta	Baixa biocompatibilidade, corrosão em meio fisiológico, perda das propriedades mecânicas com tecidos conectivos moles, alta densidade	Fixação ortopédica (parafusos, pinos, placas, fios, hastes); implantes dentários
Aço inoxidável			
Liga de titânio			
Liga de cobalto-cromo			
Cerâmicas e vidros	Boa biocompatibilidade, resistência à corrosão, inércia, alta resistência à compressão	Baixa força de tensão, baixa resistência mecânica, baixa elasticidade, alta densidade	Ossos, juntas, dentes, válvulas, tendões, vasos sanguíneos e traquéias artificiais
Alumina			
Zircônia			
Carbono			
Fosfatos de cálcio			
Porcelana			
Vidros bioativos			
Compósitos	Boa biocompatibilidade, inércia, resistência à corrosão, alta força de tensão	Material de fabricação incompatível	Válvula cardíaca artificial (carbono ou grafite pirolítico), implantes de juntas de joelho (fibra de carbono reforçada com polietileno de alta densidade)
Fibra de carbono-resina termofixa			
Fibra de carbono-termoplástico			
Carbono-carbono			
Fosfato de cálcio-colágeno			

Figura 23: Aplicações clínicas dos biomateriais [17]

3.1.1 Silicones

Para além das próteses mamárias e de glúteos, pelas quais se notabilizou, o silicone é um polímero com uma grande diversidade de aplicações, decorrente da larga variedade de tipos que pode assumir. Seja na forma de óleos, resinas, elastómeros, géis ou emulsões, este material caracteriza-se por boa estabilidade térmica numa alargada faixa de temperaturas (cerca de -100°C a 250°C), inércia química, baixa toxicidade, resistência ao oxigénio, ao ozono e à radiação solar, flexibilidade, anti-aderência e bom

isolamento eléctrico. Com todos esses atributos, os silicones e os seus derivados são empregues em vedantes, lubrificantes, espumas, isolantes eléctricos, revestimentos, solventes (em lavagem a seco), e na confecção de peças elastoméricas para inúmeras indústrias, mas, por se tratar de especialidades químicas, com preços elevados, destinam-se a aplicações de alto valor acrescentado. Nos mercados norte-americano, europeu e asiático a procura dos silicones é bastante elevada.

O nome silicone refere-se ao polímero polissiloxano, de forma geral $[R_2SiO]_n$. Trata-se, portanto, de uma cadeia principal alternando átomos de silício e oxigénio unidos por ligações simples, com grupos orgânicos laterais (R) metílicos, vinílicos ou fenílicos ligados aos átomos de silício. A modificação desses grupos laterais, a variação do tamanho da cadeia principal e a presença de grupos laterais que possibilitem ligações entre diferentes cadeias principais explicam as possibilidades de obtenção de tantos tipos diferentes de silicones, desde líquidos (os óleos), até às borrachas (os elastómeros). A cadeia principal alternando átomos de silício e oxigénio também explica a termoestabilidade dos silicones comparativamente às resinas plásticas, pois a energia da ligação Si-O, de 451 kJ/mol, é cerca de 30% maior que a da ligação C-C, de 352 kJ/mol.

A produção do silicone parte da areia, cujo principal componente é o dióxido de silício, SiO_2 , também denominado por sílica. Do óxido, obtém-se o silício metálico. Dele são obtidos os silanos, compostos químicos análogos aos hidrocarbonetos saturados, de fórmula geral Si_nH_{2n+2} . Os silanos, muitas vezes pela reacção dos seus derivados halogenados com água, originam os siloxanos, monómeros precursores das macromoléculas.

Os principais produtores mundiais de silicone, excluindo os fabricantes de derivados específicos, são: *Dow Corning Silicones*, *Wacker Chemie AG*, *Momentive Performance Materials*, *Bluestar Silicones*, *Evonik Industries*, e *Shin-Etsu Silicones*.

Embora as qualidades dos silicones tenham sido inicialmente reconhecidas e exploradas na indústria alimentar, o êxito obtido em áreas de aplicação como chupetas para biberões, revestimentos para compostos em vidro rapidamente chamaram a atenção de diversos grandes grupos de investigação na área da Biomédica.

Nos dias de hoje existe uma grande variedade de dispositivos para implantes que se produzem com borrachas de silicone devido às suas excelentes propriedades e boa compatibilidade com o organismo.

A estrutura básica dos silicones de uso clínico corresponde a cadeias poliméricas de dimetilsiloxano com grupos metilo nos extremos da cadeia.

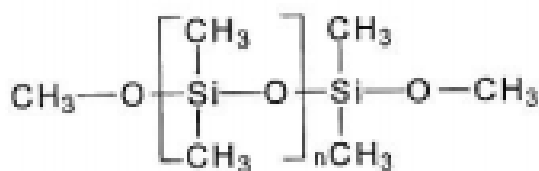


Figura 24: Cadeia polimérica do silicone [8]

Normalmente são submetidos a um processo de reticulação ou vulcanização de modo a obter

materiais elásticos tipo borracha, que apresentam uma inércia química muito superior à da borracha natural principalmente devido à força da ligação Si-O com a ligação C-C. Os diferentes tipos de silicone de uso clínico-cirúrgico são:

1. Sistemas vulcanizados termicamente:

- Firme
- Médio
- Mole
- Outros: Fluorosilicones, copolímeros de policarbonato e silicone

2. Sistemas vulcanizados a temperatura ambiente (RTV):

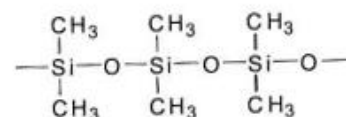
- Sistemas de um componente
- Sistemas de dois componentes

3. Fluidos

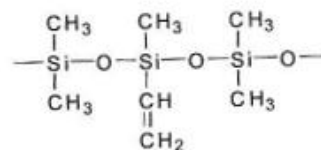
Os silicones vulcanizados mediante activação térmica são os mais utilizados para a preparação de implantes artificiais. Trata-se essencialmente de polímeros a base de dimetilsiloxano, que possuem unidades de metil-venilsiloxano distribuídas aleatoriamente nas cadeias macromoleculares.

Esses grupos favorecem a reticulação dando origem a materiais do tipo borracha que são bastante adequados para a produção de tubos e até mesmo partes integrantes de válvulas coronárias. A introdução de grupos fenil na sua estrutura química proporciona borrachas com óptima resistência a baixa temperatura.

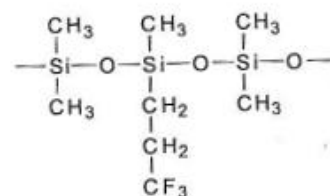
Quando se procura resistência química podem utilizar-se derivados fluorados como o 3,3,3 - trifluoropropilmetilsiloxano. Os tipos de silicones com esta estrutura apresentam melhor trombo-resistência que os originais, que se liga à sua resistência aos lípidos dada a sua baixa solubilidade neles.



Poli (dimetilsiloxano)



Poli (dimetilsiloxano-co-metil, vinilsiloxano)



Poli (dimetilsiloxano-co-metil-3,3,3-trifluoropropilsiloxano)

Figura 25: Estruturas típicas de silicones de uso clínico-cirúrgico [8]

Na figura 25 são apresentadas as estruturas químicas dos diferentes

tipos de silicones mencionados acima.

Os silicones apresentam uma enorme permeabilidade aos gases (O_2 , CO_2 , etc.) que pode ser regulada mediante a utilização de formulações à base de copolímeros de silicone/policarbonato, em que pode ser reduzida a permeabilidade num factor de 3 em relação ao polímero originalmente puro.

No entanto, o carácter permeável ao O_2 tem sido aproveitado para o fabrico de lentes de contacto moles, à base de acrílicos que contém componentes com cadeias laterais de oligómeros de metil ou etil siloxanos.

Os silicones vulcanizados a temperatura ambiente são originalmente líquidos viscosos ou pastas que solidificam por vulcanização ou cura. Os sistemas de um só componente estão representados pelos habituais vedantes de uso comum constituídos por uma mistura de poli (dimetilsiloxano) com grupos hidroxilo nos extremos da sua cadeia e metil-triacetoxisilano.

Quando contactam com a humidade, os grupos acetato sofrem hidrólise, libertando ácido acético e metilsilano, o que combina com os grupos hidroxilo dos extremos da cadeia, dando origem a estruturas reticuladas. As suas propriedades de aderência são muito boas, constituindo um material muito útil para a preparação de suturas e juntas de pacemakers, corações artificiais, etc.

Os sistemas de dois componentes, também conhecidos como sistemas de encapsulamento, são constituídos por poli(dimetilsiloxano) com grupos hidroxilo nos extremos da cadeia, que se combinam com ortossilicato de propilo, formando assim o primeiro componente.

Mediante a adição do segundo componente (o catalizador), os grupos hidroxilo reagem libertando os grupos alquilo e o polímero reticula-se através do silicato. Estes sistemas foram utilizados para encapsular pacemakers, isolar eléctrodos e no fabrico de moldes para produção de válvulas coronárias e outros componentes. Pela sua capacidade de incorporar pigmentos e corantes, também são utilizados em cirurgia maxilo-facial e plástica e no fabrico de próteses de tecidos moles.

Os silicones fluidos são de natureza semelhante aos elastómeros, sendo a única diferença em relação a eles os seus índices de viscosidade. Fundamentalmente são utilizados em cirurgia para correcção e aumento de tecidos, sobretudo de seios artificiais.

Em condições ideais podem ser doseados em forma de gotas ou injectados, mas a sua utilização deve ser feita com um controlo rigoroso, já que provocam fortes irritações quando se aplicam a tecidos delicados como os do aparelho ocular, onde se verifica um contacto prolongado com a íris ou a córnea, pode provocar inflamação, derrames, edema e atrofias. No entanto, a utilização de formulações que podem migrar na preparação de próteses da mama provocaram sérios problemas nos últimos 15-20 anos, pelo que a utilização de sistemas fluidos foi totalmente proibida.

Os silicones reticulados de uso biomédico apresentam uma óptima compatibilidade com o organismo humano.

Para evitar o aparecimento de efeitos secundários é aconselhável utilizar o menor número possível de aditivos. Os agentes de reticulação devem ser seleccionados cuidadosamente, pois as propriedades do produto curado dependem directamente deles.

No caso de sistemas vulcanizados mediante activação térmica o catalisador mais utilizado é o peróxido de 2,4 – diclorobenzoilo com grau de pureza compatível com o uso clínico, pela sua enorme versatilidade e capacidade de moldar. No caso de sistemas de dois componentes, o agente catalítico menos tóxico é o octonoato de estanho.

Os silicones possuem a capacidade de retardar a coagulação sanguínea (anticoagulantes), pelo que se utilizam bastante em dispositivos que vão estar em contacto com o sangue.

Em cirurgia oftalmológica, a utilização de óleos de silicone injectáveis permite recuperar o contacto das retinas desprendidas com a parede posterior e facilitar assim a sua fixação natural.

No caso da cirurgia plástica a sua aplicação mais difundida é na preparação de seios artificiais, utilizando bolsas de borracha de silicone preenchidas com gel de silicone ou com um fluido isotónico depois do implante; em qualquer caso a estanquicidade da bolsa deve estar completamente garantida.

Em traumatologia já se perdeu a conta das próteses de dedos tanto de membros inferiores como de membros superiores, e articulações, embora se encontre um pouco restringido pelas suas baixas propriedades mecânicas [8].

3.2 Sistemas de retenção

A avaliação do paciente é um factor importante, de modo a escolher o método que melhor “vestirá” o paciente. O tamanho do defeito, destreza do paciente e movimento do tecido, terão enorme peso na escolha da retenção final e deverão ser cuidadosamente considerados pelo paciente e protésico. Os métodos de retenção disponíveis a nível de próteses nasais são:

- Fixação directa com adesivos
- Fixação directa com adesivos combinados com magnetos
- Implantes osseointegrados
- Fixação intranasal
- Fixação com óculos

Fixação directa com adesivos: A escolha do adesivo é um factor importante. No fim de contas um adesivo forte e que garanta boa retenção deve também permitir remoção e limpeza fácil, no entanto, raramente um material comercialmente disponível apresenta todas estas qualidades.

Existem dois tipos de adesivos, os adesivos baseados em solvente e os adesivos baseados em água. Os adesivos baseados em água provocam uma perda precoce de retenção, provocando então reaplicações e limpeza da prótese mais frequentes. Tais problemas são inconvenientes e embaraçosos para o paciente. Este problema surge

devido ao facto de haver acumulação de humidade na superfície interna da prótese, como resultado de condensação devido à presença de ar húmido morno expelida durante a acção de respirar, permanecendo um constante problema, particularmente durante meses de inverno.

Os adesivos baseados em solvente tem demonstrado possuir uma capacidade de retenção superior, provando serem muito retentivos na presença de humidade, água e movimento de tecido macio. Porém, se houver necessidade de boas características estéticas, é necessário grande cuidado e esforço por parte do paciente na acção de limpeza do adesivo residual da prótese, devido ao facto de provocarem uma deterioração mais rápida da prótese.

Fixação directa com adesivos combinados com magnetos: Este tipo de retenção é bastante útil nos casos de rinectomia total. É necessária uma estrutura acrílica com os magnetos colocados na estrutura que estará integrada na prótese, sendo a retenção nas margens finas feita por adesivos.

Este tipo de retenção é bastante eficaz, mas de maior dificuldade de implementação.

Implantes osseointegrados: Este método é o mais seguro e eficaz, garantindo o posicionamento da prótese após cada aplicação, provoca menos necessidade de limpeza e maior durabilidade da prótese. As principais dificuldades são no caso da fraca qualidade do osso ou dos tecidos irritados.

Uma vez colocados os implantes é feita uma impressão directa, ou uma scannerização 3D para definir a sua posição em CAD e aí dimensionar o suporte de acordo com a posição dos implantes.

A nível de limpeza dos implantes esta é muito simples e fácil para o paciente.

Fixação intranasal: A fixação intranasal não é muito utilizada, devido ao facto de existir movimento dos tecidos e a pressão provocada pela dureza do silicone ao pressionar os tecidos não ser benéfica, provocando dor.

Fixação com óculos: Este tipo de retenção é feito com um bloqueio da haste dos óculos na orelha, estando a prótese nasal incorporada nos óculos. Outra das formas de retenção consiste numa fita que envolve a parte de trás da cabeça, unindo nas extremidades das hastes dos óculos (figura 26). [9]

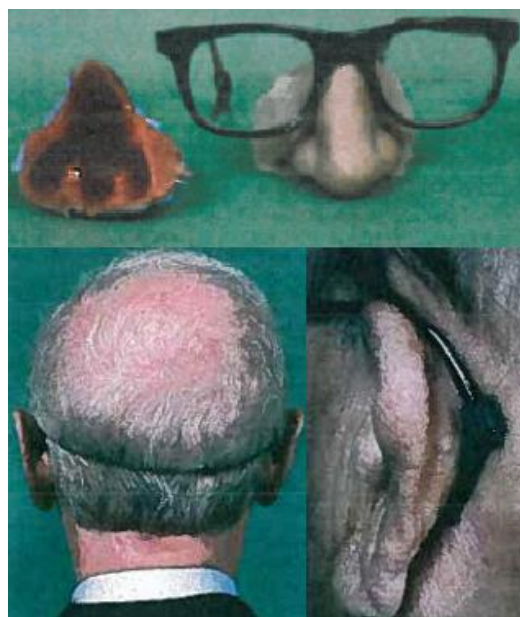


Figura 26: Retenção com óculos [9]

3.3 Acabamentos

A compatibilidade de cores da prótese relativamente ao tecido natural é o aspecto mais importante para uma prótese bem sucedida. Esta compatibilidade depende muito de dois factores, a interpretação/identificação das cores e o reconhecimento do nível de detalhe necessário. O acertar da cor não é uma ciência, mas sim uma arte, sendo necessária bastante capacidade artística por parte do protésico.

Neste aspecto são muito importantes as paletes de cores com silicone, de modo a dar uma noção e um ponto de partida para o acerto das cores a utilizar na prótese de silicone.

Uma das técnicas passa por vazar os silicones já pigmentados, ao invés de pintar o silicone depois de curado.

Os principais acabamentos passam pela coloração, em alguns casos pela textura de pele, sardas, ou até mesmo bigodes (figura 27).



Figura 27: Colagem dos pelos e bigode colado na prótese [9]

Os pelos utilizados são colados numa fina camada de silicone adesivo de cura rápida sendo depois colados no silicone da prótese de modo a que a prótese tenha um aspecto o mais natural possível.

A remoção do excesso de silicone da prótese é outro aspecto muito importante e pode ser feito com uma tesoura para cortar esse mesmo excesso.

4 Capítulo – Metodologia Desenvolvida

4.1 Construção de prótese usando método digital

Os passos mais importantes e que tem maior realce no desenvolvimento e produção de próteses pelo método 100% digital enumeram-se de seguida,

- Digitalização fotométrica 3D
- Escultura e adaptação em *Blender*
- Modelação em *3-Matic*
- Ficheiro STL (Macho para silicone e macho de trabalho) para prototipagem rápida em estereolitografia
- Molde (Cavidade em silicone e macho de trabalho)
- Vazamento de silicones com pigmentação (palette de cores)
- Desenvolvimento de suporte para a prótese de nariz
- Vazamento da prótese

No caso de não existir digitalização fotométrica 3D, parte-se de uma TAC (Tomografia Axial Computorizada) ou de uma RM (Ressonância Magnética), recorrendo-se depois ao software *Open Source InVesalius* que é utilizado na reconstrução tridimensional de estruturas anatómicas.

Em Radiologia, uma **Tomografia Computorizada (TC)** ou **Tomografia Axial Computorizada (TAC)** é uma imagem que deriva do tratamento informático dos dados obtidos numa série de projecções angulares de raios X. Simplificadamente, traduz uma secção transversão (uma "fatia") do corpo da pessoa a quem foi feita a TAC. A **TAC**, tal como a radiologia convencional, baseiam-se no facto de os **raios X** serem apenas parcialmente absorvidos pelo corpo humano. Enquanto a gordura ou o ar, por exemplo, são facilmente atravessados, os ossos e o metal não o são.

Para obter uma TAC, o paciente é colocado numa "mesa", que se desloca para o interior de um orifício de cerca de 70cm de diâmetro. À volta deste encontra-se uma ampola de raios X, num suporte circular designado *gantry*. A 180° (ou seja, do lado oposto) da ampola, encontra-se o detector de raios X, responsável por captar a radiação, e transmitir essa informação ao computador ao qual está ligado.

Nas máquinas convencionais, durante o exame o *gantry* descreve uma volta completa (360°) em torno do paciente, com a ampola a libertar raios X que após atravessar o corpo do paciente são captados na outra extremidade pelo detector. Esses dados são então processados pelo computador, que analisa as variações de absorção ao longo da secção observada, e reconstrói esses dados sob a forma de uma imagem. A "mesa" avança então mais um pouco, repetindo-se o processo para obter uma nova imagem, alguns centímetros mais abaixo.

Máquinas mais recentes, designadas "helicoidais", descrevem uma hélice em torno do corpo do paciente, em vez de um círculo completo. Assim, supondo que é pretendido um corte com 10cm de espessura, o "gantry" avançará 10cm durante a volta completa. Isto permite a obtenção de cortes intermédios (por exemplo, a cada 2cm) simplesmente

por reconstrução digital, uma vez que toda essa área foi captada no movimento helicoidal. Isto faz com que o paciente tenha que ser submetido a doses menores de radiação.

Basicamente, uma TAC indica a quantidade de radiação absorvida por cada porção da secção analisada, e traduz essas variações numa escala de cinzentos, produzindo uma imagem. Como a capacidade de absorção de raios X de um tecido está intimamente relacionada com a sua densidade, zonas com diferentes densidades terão diferentes cores, permitindo distingui-las. Assim, cada *pixel* da imagem corresponde à média da absorção dos tecidos nessa zona, expresso em unidades de *Hounsfield* (em homenagem ao criador da primeira máquina de TAC).

A **principal vantagem da TAC** é que permite o estudo de secções transversais do corpo humano vivo. Isto é uma melhoria sem paralelo em relação às capacidades da radiografia convencional, pois permite a detecção ou o estudo de anomalias que não seria possível senão através de métodos invasivos. Como exame complementar de diagnóstico, a TAC é de valor inestimável.

Uma das **principais desvantagens da TAC** é o facto de utilizar radiação X. Esta tem um efeito maléfico sobre o corpo humano, sobretudo em células que se encontrem a multiplicar rapidamente, pois pode causar mutações genéticas. Por esta razão não se devem fazer uma TAC a uma grávida. Outra das desvantagens da TAC é o seu elevado preço, especialmente quando comparada com outros métodos como a radiografia convencional ou mesmo a ecografia.

A **ressonância magnética** é um exame com bastante precisão, onde se visualizam órgãos específicos utilizando um campo magnético e ondas de radiofrequência. Não emite radiações como o RX ou TAC. É muito importante para detectar ou confirmar diagnósticos de algumas doenças ou lesões.

O aparelho é constituído por um tubo comprido e largo, aberto em ambos os extremos, à volta do qual se apresenta um campo magnético e ondas de radiofrequência.



Figura 28: Máquina de TAC existente no hospital de Ponta Delgada



Figura 29: Máquina utilizada para realização de Ressonância Magnética

A ressonância magnética tem imagens em três planos do espaço e não usa radiações. A TAC usa radiações e as imagens são mostradas como se o corpo fosse cortado em fatias horizontais.

Este software é baseado num conjunto de imagens bidimensionais, obtidas através de equipamentos de TAC ou RM, permitindo que sejam gerados modelos tridimensionais das regiões de interesse do corpo humano. Após reconstruir tridimensionalmente as imagens *DICOM* (***Digital Imaging Communications in Medicine***, que é um conjunto de normas para tratamento, armazenamento e transmissão de informação médica (imagens médicas) num formato electrónico, estruturando um protocolo, tendo nascido, com a finalidade de padronizar a formatação das imagens diagnósticas como Tomografias, Ressonâncias Magnéticas, Radiografias, Ultrassonografias etc.), o software permite a geração de arquivos 3D no formato STL. Este arquivos podem ser utilizados para Prototipagem Rápida.

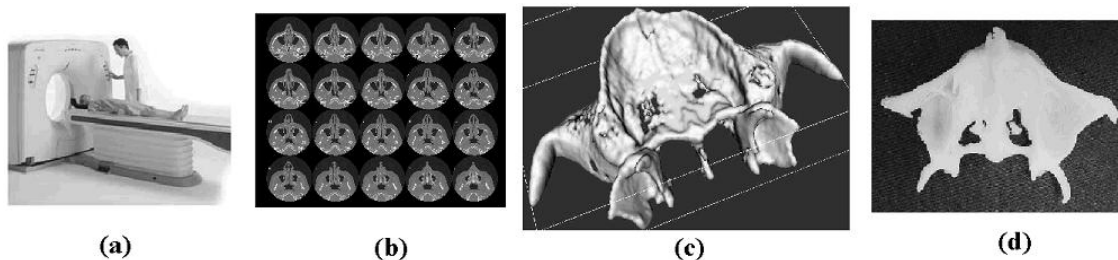


Figura 30: (a) Aquisição das imagens no tomógrafo; (b) Imagens 2D (DICOM); (c) Modelo 3D (STL); (d) Biomodelo prototipado em ABS

4.1.1 Digitalização Fotométrica 3D

A empresa responsável pela digitalização fotométrica foi a S3D, sediada na Marinha Grande. Passo a descrever de seguida o sistema de medição utilizado para fazer o levantamento de forma.

Sistemas de metrologia

A empresa alemã "*Gesellschaft für Optische Messtechnik*" (GOM), desenvolve, produz e distribui sistemas de metrologia ópticos para a medição de sistemas tridimensionais e medição da deformação de componentes. Os sistemas de medição são baseados em processamento digital de imagens e são usados ao nível do desenvolvimento de produto e verificação de qualidade, materiais e teste de componentes.

Um pouco por todo o mundo, companhias do automóvel, aviação e indústria espacial, são “consumidores” destes produtos assim como várias empresas de produção de bens de consumo e investigação usam os sistemas de GOM.

Soluções de metrologia da GOM

- Medição 3D
- Scannerização 3D
- Controlo automático de qualidade
- Medição óptica 3D para grandes dimensões
- Teste de componentes e materiais
- Análise de movimento 3D
- Deformação estática

O sistema utilizado foi o *ATOS – 3D Digitizer*, “trata” dados de medições tridimensionais para componentes industriais, folhas de metal, ferramentas e estampas, lâminas de turbinas, protótipos, peças de injeção e peças de medição. Em vez de medir pontos únicos, toda a geometria é capturada numa densa nuvem de ponto ou malha de polígonos que descrevem a superfície do objecto e os seus traços primitivos com elevada precisão [14].

O sistema de digitalização *ATOS – 3D* é apropriado para diversos tamanhos e complexidades a nível de forma permitindo-nos:

- Coordenadas 3D com elevada precisão
- Análise de secções
- Relatórios de medição bastante completos

Este sistema é uma solução bastante versátil, pois tem diversos campos de aplicação como o controlo de qualidade, engenharia inversa, prototipagem rápida.

O sistema *ATOS* foi produzido e tem sido constantemente desenvolvido desde 1995. Pela sua flexibilidade, existem mais de 2500 centros de pesquisa e industriais que tem na sua posse o sistema *ATOS*.

O *ATOS III* utiliza duas câmaras de 4 Megapixéis foi o sistema da GOM utilizado neste levantamento de forma.

A nível de características técnicas, estas são apresentadas na figura seguinte de modo a melhor compreendermos as potencialidades e capacidades do sistema utilizado na medição fotométrica.



Figura 31: Sistema ATOS III [14]



System Configurations	ATOS I	ATOS I 2M	ATOS II	ATOS IIe	ATOS III
Measured Points	800 000	2 000 000	1 400 000	1 400 000	4 000 000
Measurement Time (seconds)	0.8	1.3	1	1	2
Measuring Area (mm ²)	125 x 100 - 1000 x 800	120 x 96 - 500 x 400	175 x 140 - 2000 x 1600	175 x 140 - 2000 x 1600	150 x 150 - 2000 x 2000
Point Spacing (mm)	0.13 - 1.0	0.06 - 0.25	0.12 - 1.4	0.12 - 1.4	0.07 - 1.0
Notebook operation for extra mobility	•	•	•	•	•
Variable Workstation	-	-	•	•	•
Sensor Controller	external	external	external	internal	internal
Positioning Pointers	-	-	•	•	•
Sensor Dimensions (mm ³)	440 x 140 x 200	440 x 140 x 200	490 x 260 x 170	490 x 300 x 170	490 x 300 x 170
Sensor Weight (kg)	4	4	5.2	7	7.4

Figura 32: Características técnicas do sistema de medição utilizado para digitalização 3D [14]

4.1.2 InVesalius

O *InVesalius* é um software público para a área de saúde que visa auxiliar o diagnóstico e o planeamento cirúrgico. Tendo como ponto de partida imagens em duas dimensões (2D) obtidas através de equipamentos de tomografia computadorizada ou ressonância magnética, o programa permite criar modelos virtuais em três dimensões (3D) correspondentes às estruturas anatómicas dos pacientes em acompanhamento médico.

O software tem demonstrado grande versatilidade e vem contribuindo com diversas áreas destacando-se entre elas a medicina, odontologia, veterinária, arqueologia e engenharia. O programa foi desenvolvido pelo antigo CenPRA actual CTI (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer), unidade do Ministério da Ciência e Tecnologia (MCT), através das linguagens de programação Python e C++.

Actualmente opera em GNU Linux (Ubuntu, Fedora e OpenSuse já foram testados) e Windows (XP e Vista), sendo que é licenciado pela CC-GNU GPL (Licença Pública Geral) versão 2 (em português) [18].

O software é muito fácil de utilizar, como se pode ver nas imagens a seguir, onde foi efectuado um levantamento 3D de um joelho a partir de uma TAC, de modo a poder aprender as funcionalidades do software que podia vir a ser necessário.

A imagem abaixo mostra-nos a selecção na zona do limiar do osso, de modo a fazer o levantamento tridimensional.

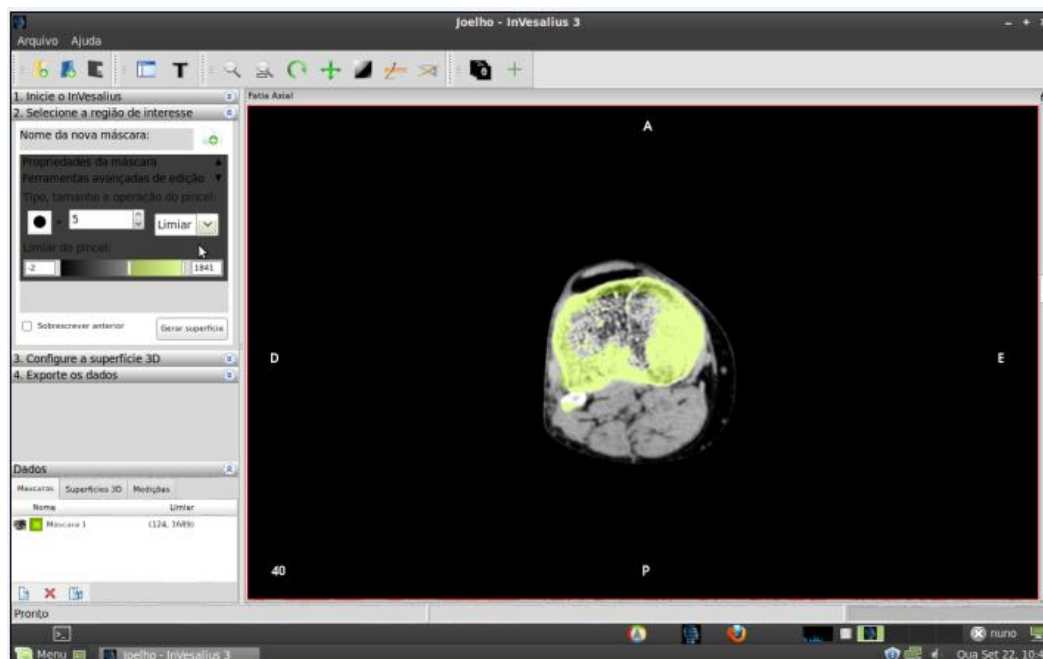


Figura 33: Selecção da zona no limiar do osso

A selecção pode ser feita manualmente, podendo preenchermos com material ou apagar as partes que não nos interessam, mediante a qualidade do ficheiro recebido (figura 34 e figura 35).

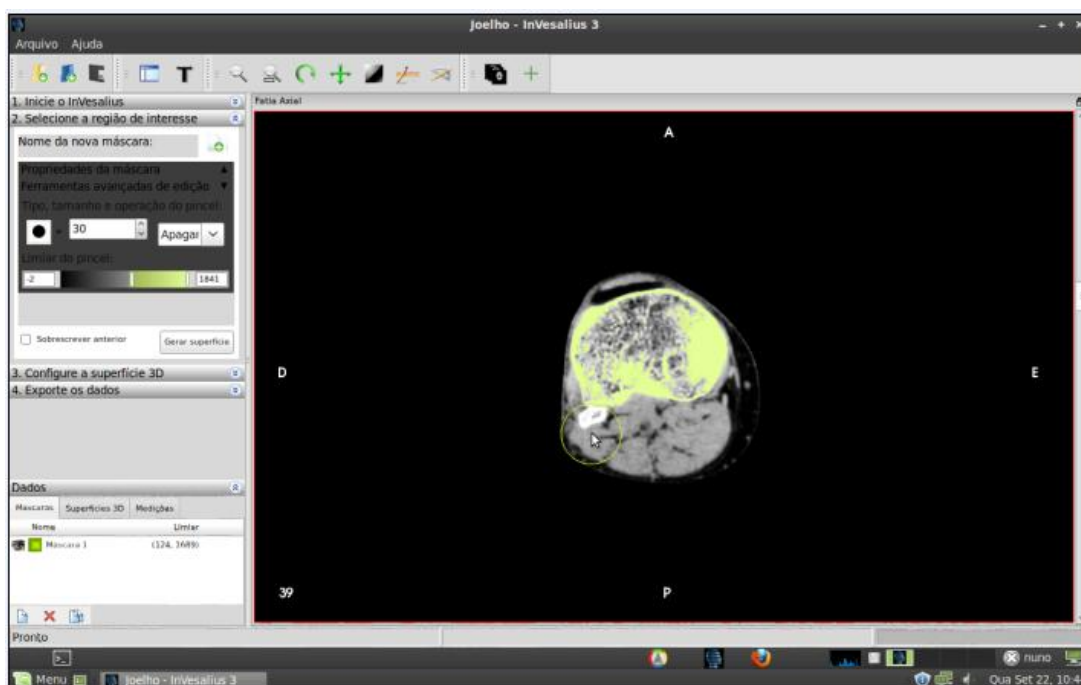


Figura 34: Apagar zonas que não interessam no software

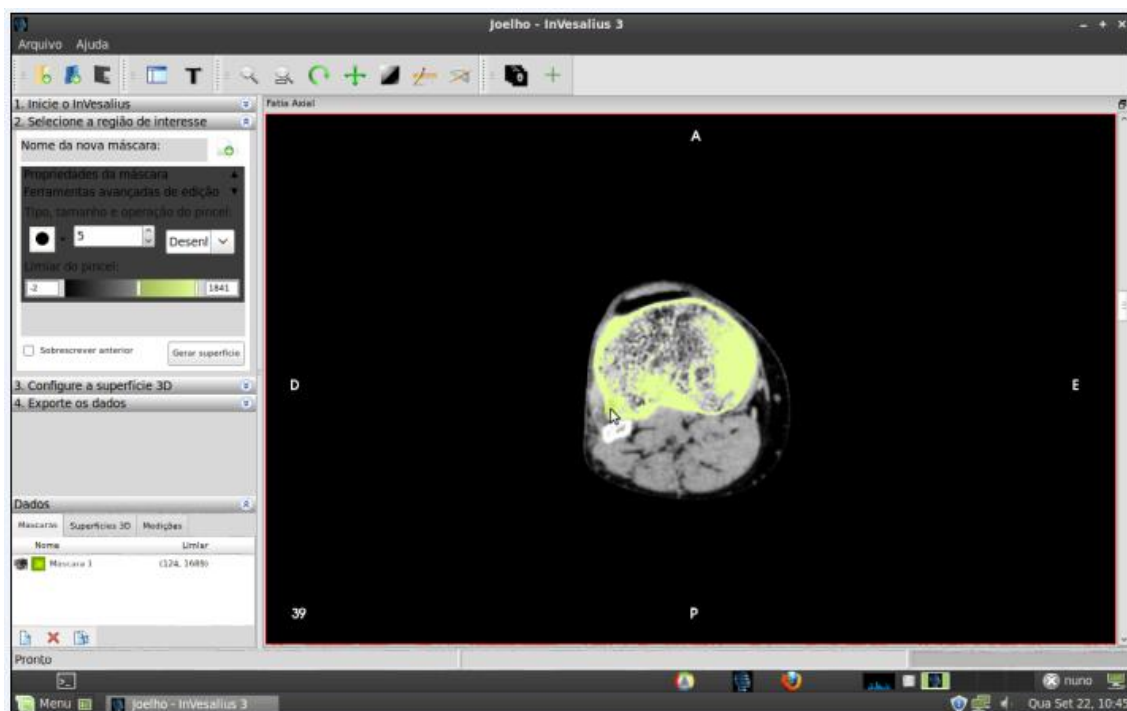


Figura 35: Desenho de zonas que não saíram bem definidas

Seleccionadas as fatias e a zona desejada, sendo ela apagada manualmente, redesenhada manualmente ou automaticamente seleccionada pela escala de cinzentos, escala essa que nos dá uma noção de osso ou tecido, pode então fazer-se o levantamento tridimensional do caso que se estiver a analisar (figura 36).

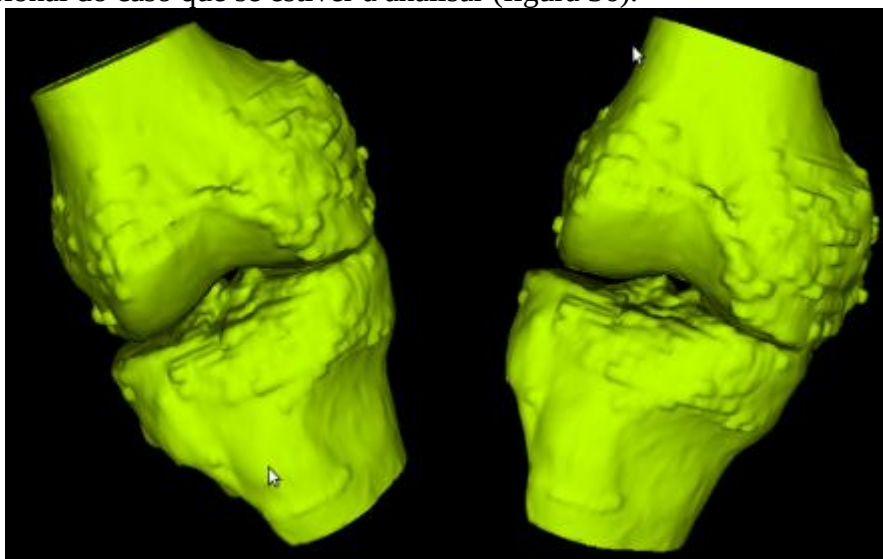


Figura 36: Levantamento tridimensional final

4.1.3 Escultura e adaptação em Blender

O *Blender* que é um programa de computador de código aberto, gratuito, desenvolvido pela *Blender Foundation*, para modelação, animação, texturização, composição, renderização, **escultura digital**, edição de vídeo e criação de aplicações interactivas em 3D, tais como jogos, apresentações, etc [19].

O programa é multiplataforma, estando portanto disponível para diversos sistemas operacionais. O *Blender* implementa ferramentas similares às de outros programas proprietários, que incluem avançadas ferramentas de simulação, tais como: dinâmica de corpo rígido, dinâmica de corpo macio e dinâmica de fluidos, ferramentas de modelação baseadas em modificadores, ferramentas de animação de personagens, um sistema de composição baseado em “nós” de texturas, cenas e imagens, e um editor de imagem e vídeo, com suporte a pós-produção.

4.1.4 Modelação em 3-Matic

O design de implantes customizados é cada vez mais uma realidade próxima. A pensar nisto a *Materialise* desenvolveu uma poderosa aplicação, o *3-Matic*, para a modelação de implantes e dispositivos médicos, directamente sobre os biomodelos STL criados com o *Mimics* ou com o *Invesalious*.

A nível exemplo, com este software, é-nos permitido criar facilmente um implante customizado de uma cranioplastia sobre um modelo STL de um crânio criado a partir de uma única TAC.

Inicialmente começa-se por importar o ficheiro STL criado a partir da TAC relativo ao crânio onde existe o defeito a tratar como se pode ver na figura 37 [21].

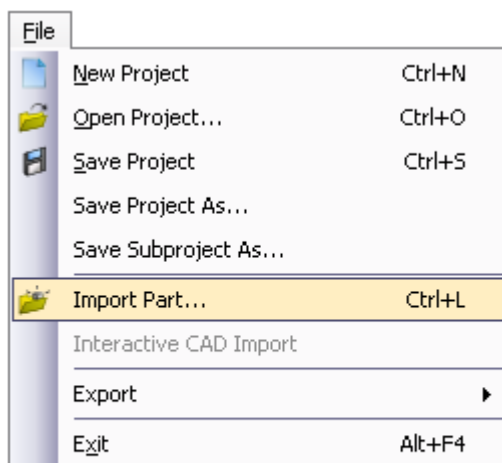


Figura 37: Importação do ficheiro STL criado a partir da TAC [21]

Após a importação do ficheiro STL procede-se à criação de uma curva que tem a função de ser uma espécie de *offset* do defeito ósseo existente como se verifica na figura 38. Para isso no menu *curve*, selecciona-se *create curve* e faz-se o *attract* da curva na superfície do crânio.

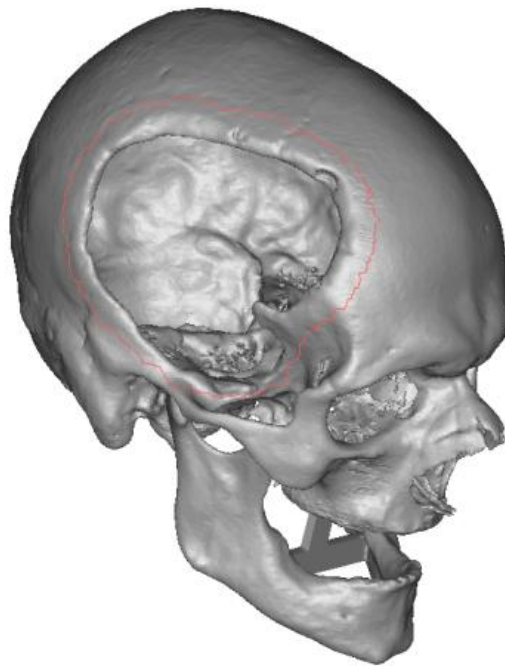


Figura 38: Curva de offset do defeito ósseo [21]

Para utilizar uma espécie de *Guide Line* do implante, ou seja, uma linha auxiliar que nos permita otimizar a forma do implante relativamente à geometria existente no crânio, deverá criar-se um *Sketch* no menu *Sketcher* e utilizando as ferramentas de orientação no menu *Edit*, posiciona-se o *Sketch* na cavidade onde o implante será criado de modo a visualizarmos todas as linhas de orientação necessárias no *Sketch* (figura 39)

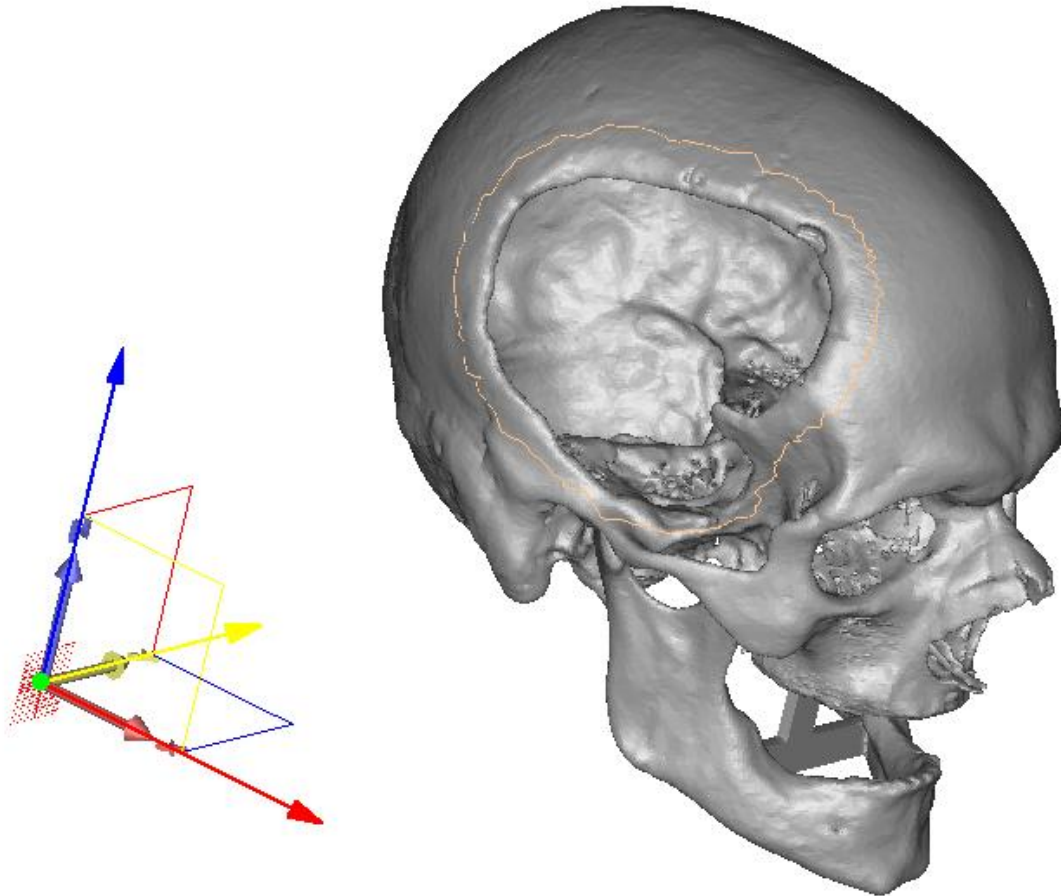


Figura 39: Posicionamento do plano para projecção da intersecção em 2D [21]

Importadas as linhas de orientação para o *sketch*, juntamente com a intersecção do crânio nesse plano criado, utiliza-se então a ferramenta *create spline* existente no *menu sketcher* e adapta-se a linha exterior do implante à forma original do crânio existente, de modo a criar um implante que se aproxime o mais possível do osso que já existiu (figura 40 e figura 41).

Desenvolvimento do processo de fabrico de próteses humanas
em silicone para substituição de órgãos em tecidos moles

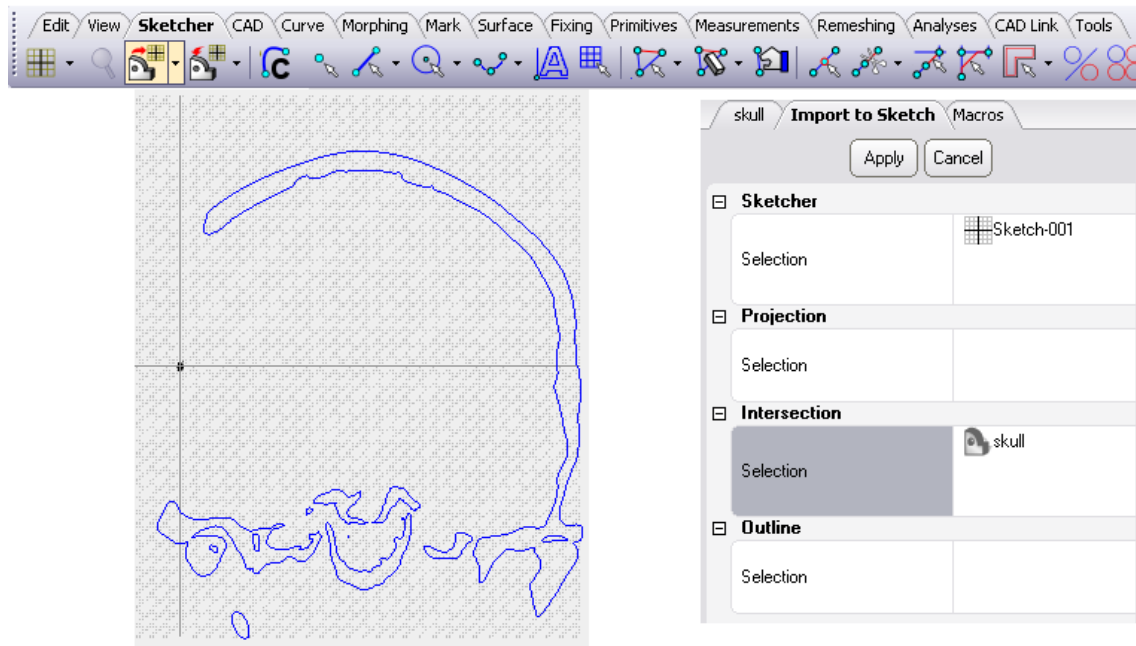


Figura 40: Projecção 2D para criação da curva [21]

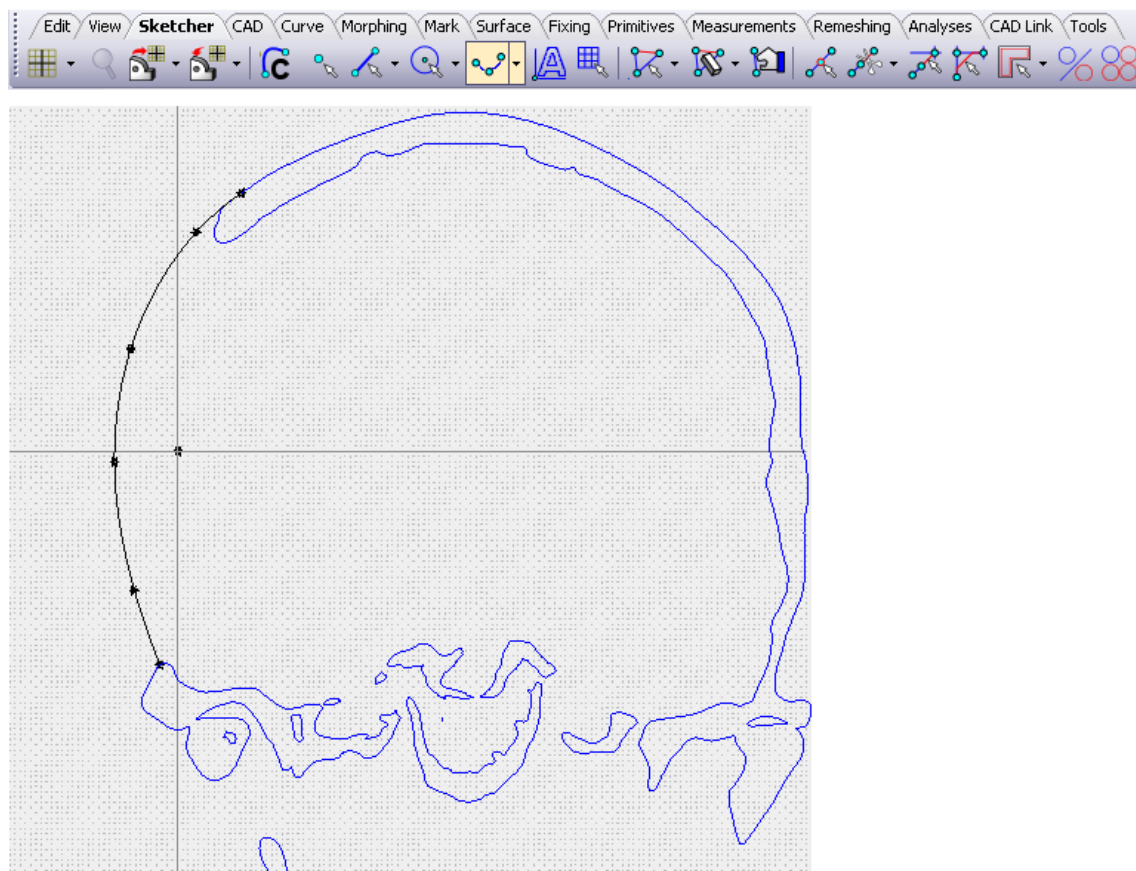


Figura 41: Curva criada no sketch [21]

Com o *offset* da curva criada inicialmente e a *guide line* criada no *Sketch*, pode-se proceder então à criação do implante, seleccionando a opção *Create Cranioplasty Prosthesis* no menu *Tools* basta preencher os campos de acordo com as especificações adequadas e desejadas para o paciente (figura 42).

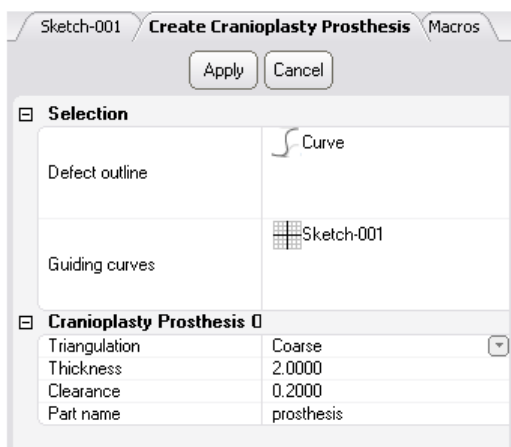
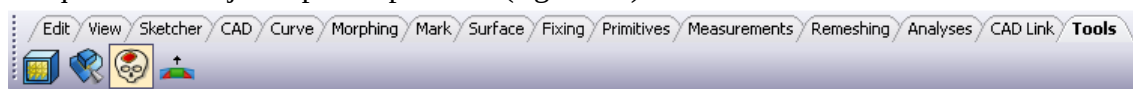


Figura 42: Menu Tools para entrada de dados [21]

Fazendo então o *apply* dos parâmetros inseridos no menu anterior, o implante desejado é automaticamente criado pelo software (figura 43).

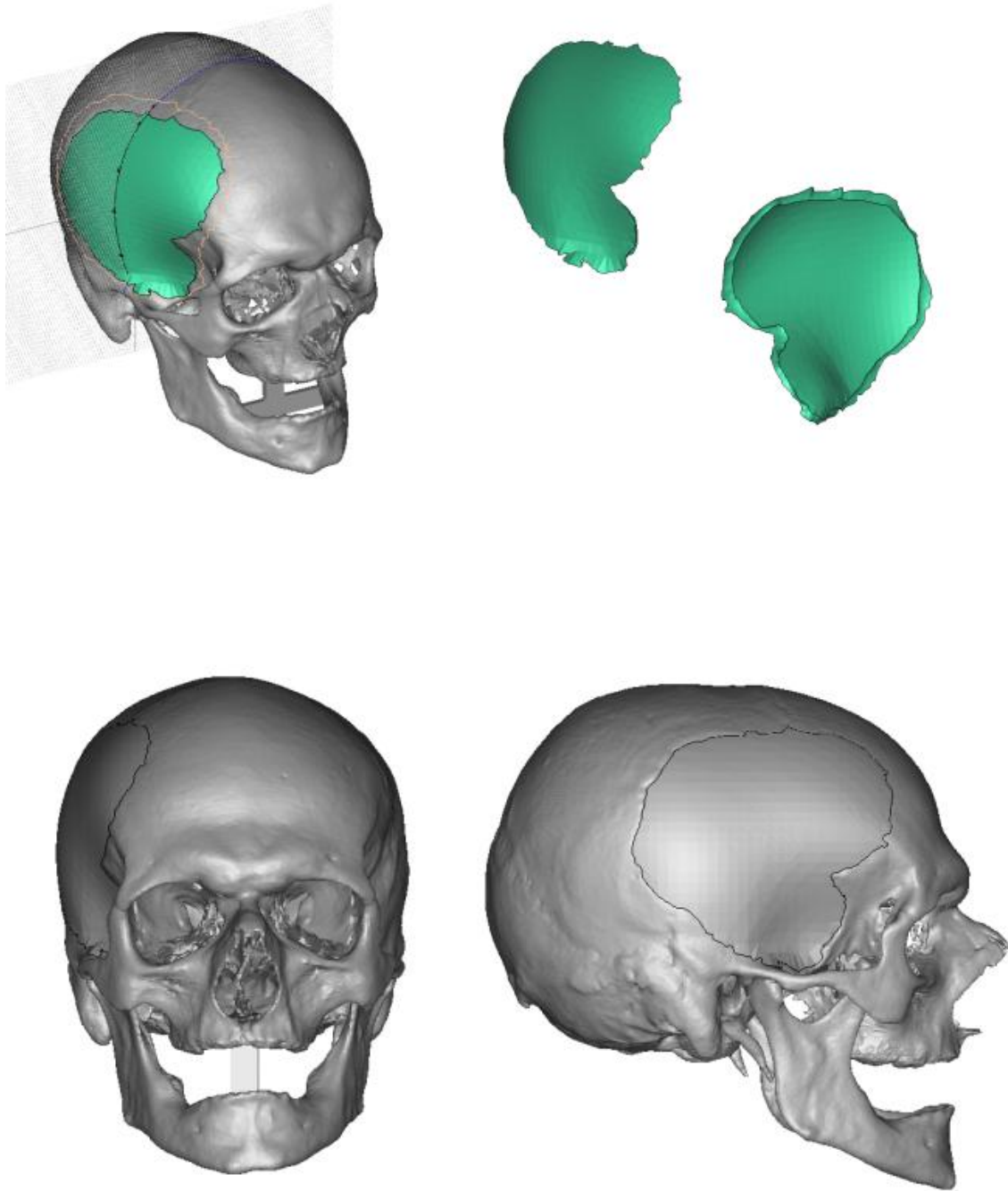


Figura 43: Implante gerado automaticamente [21]

4.1.5 Prototipagem rápida SLA

No desenvolvimento de novos produtos a Prototipagem Rápida tem demonstrado ser uma ferramenta muito importante, pois permite a verificação da funcionalidade de componentes em montagens, avaliação de forma e função, avaliação da manufactura, fabrico de pré-séries, redução do tempo de projecto, entre outras. Na área Médico-

Odontológica esta tecnologia foi introduzida progressivamente como uma importante etapa, pois o uso de protótipos, que reproduzem com boa precisão a anatomia da região de interesse, permite melhorar bastante a visualização facilitando o planeamento cirúrgico, diminuindo o tempo de cirurgia e diminuindo a hipótese de erros.

Em termos numéricos até 2004 foram instaladas cerca de 11166 máquinas de prototipagem rápida em todo o mundo, sendo que nos dias que correm esse número já aumentou substancialmente.

A máquina utilizada ao longo deste projecto para prototipagem rápida foi a *Viper™ SLA® System*, apresentada na imagem seguinte.



Figura 44: Máquina SLA disponível nas instalações do INEGI

O sistema *Viper™ SLA®* permite ao utilizador optar entre o modo de resolução standard que oferece a melhor relação entre a velocidade de construção e a resolução da peça, e o modo de alta resolução (HR – *High Resolution*) para peças pequenas e com muito detalhe, tudo resultante de um sistema de scannerização de alta velocidade com um único laser que possui 100 mW de potência disponível [13].

Características [6]:

- Possibilidade de duas resoluções diferentes na construção de peças
- Longa vida do laser
- Materiais de imagem sólida avançados da *Accura®*
- Software de fácil utilização

Vantagens [6]:

- Capacidade de obter peças com excelentes características
- Baixo custo de aquisição

- Controlo de maximização com um sistema totalmente integrado
- Trocas rápidas de material entre a construção das peças

A resina utilizada para a prototipagem dos modelos foi a *Accura® 60*.

Esta resina tem as seguintes características, vantagens e aplicações:

Características [13]:

- Elevada durabilidade e boa dureza
- Transparência
- Permite uma rápida velocidade de construção
- Baixa viscosidade
- Peças húmidas resistentes
- Completamente desenvolvida e testada



Figura 45: Reservatório automóvel em SLA

Vantagens:

- Aparência e toque semelhantes ao policarbonato
- Permite visão do interior das peças e das suas características
- Aumenta o processamento do sistema
- Minimiza as operações de limpeza e acabamento
- Aumenta a vida da peça



Figura 46: Chuveiro em SLA

Aplicações [6]:

- Protótipos duros e funcionais
- Componentes para automóveis
- Consumíveis electrónicos
- Instrumentos e dispositivos médicos
- Componentes para iluminação (lentes)
- Modelos para vazamento de uretano
- Peças rápidas para *Investment Casting*
- Montagens transparentes
- Modelos protótipo e marketing



Dive mask faceplate design is patented and courtesy of Kirby Morgan Dive Systems and Scicon Technologies

Figura 47: Máscara de mergulho em SLA patenteada pela Kirby Morgan Dive Systems and Scicon Technologies

Toda esta etapa de construção do protótipo é seguida de uma lavagem numa “câmara” de lavagem que funciona com ar comprimido a entrar em 2 dos 3 reservatórios com TPM e no terceiro com álcool, como sugere a figura 48. Os protótipos passam cerca de 2 horas em cada um dos dois primeiros estágios e cerca de 5 minutos no último.



Figura 48: Câmara de lavagem dos protótipos SLA

Posteriormente a este processo passam para um forno UV de modo a promover uma cura mais rápida da resina e a conferir resistência (figura 49).



Figura 49: Forno UV utilizado para cura dos protótipos SLA existente no INEGI

4.1.6 Construção do molde e vazamento do silicone

A construção do molde passa pelas seguintes fases que estão dispostas na figura 50:

- Cortar a madeira para a construção da caixa do molde
- Colocação do macho para silicone SLA dentro da caixa do molde para vazamento do silicone
- Pincelar o macho e a caixa com desmoldante para silicone
- Preparação e vazamento do silicone (silicone + catalisador) [Anexo B]
- Cura do silicone
- Remoção do macho para silicone SLA
- Preparação e vazamento do silicone da *Smooth On* com pigmentação
- Pincelar desmoldante no molde de silicone e no macho
- Colocação do macho de trabalho SLA
- Cura do silicone pigmentado
- Remoção do macho de trabalho SLA
- Retirar a prótese



Figura 50: Fases de construção do molde

4.1.7 Construção de uma paleta de cores

O processo de desenvolvimento e produção de próteses passa por diversas etapas, sendo uma delas a pigmentação do silicone.

Posto este problema, houve a necessidade de efectuar alguns vazamentos de modo a ter uma noção de afinação de cores e construir uma pequena paleta de cores para facilitar na altura do vazamento (tabela 1).

Para obtenção deste leque de cores foram vazados cinco modelos de modo a obter-se algumas cores que pensamos ser as mais importantes e comuns relativamente ao tom de pele da grande maioria da população (figura 51).

Tabela 1: Características dos modelos vazados para a paleta de cores (*Silicones Smooth-on* [Anexo A])

N.º	Quantidade (g)	Silicone	Tempo de Cura	Pigmentação e Fibras
1	40	F/X Pro	40 min	4 Light + 2 Medium
2	40	F/X Pro	40 min	3 Light + 1 Medium + 1 Fresh Blood
3	40	Dragon Skin 30	16 hrs	4 Light + 1 Medium + 1 Fresh Blood + 1 Freckle
4	42	Dragon Skin 30	16 hrs	3 Light + 2 Medium + 1 Old Blood
5	41	Dragon Skin 10 Medium	5 hrs	2 Light + 1 Medium + 1 Mauve + Fibras Light Tan

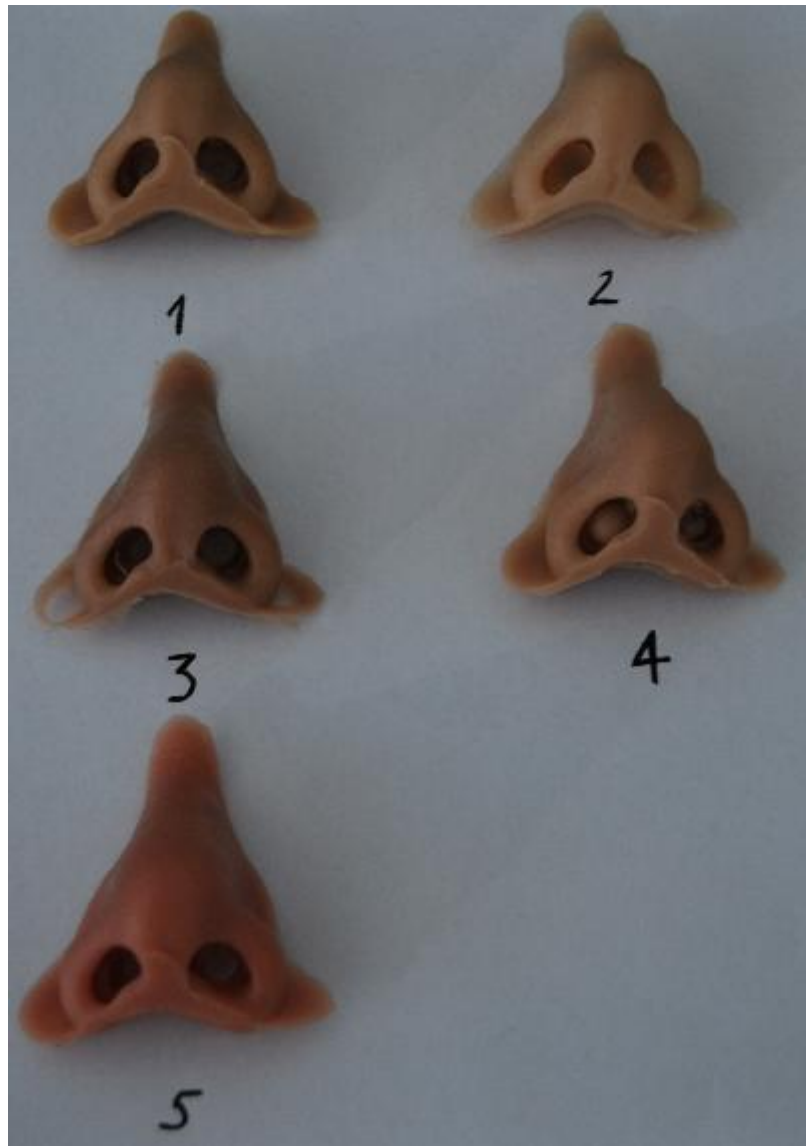


Figura 51: Paleta de cores

Em virtude desta paleta de cores realizada, os modelos foram maioritariamente vazados usando a proporção $2 \times \text{Light}$ para $1 \times \text{Medium}$, ou seja, a proporção existente na primeira linha da tabela 1.

5 Capítulo – Casos de Estudo

5.1 Pesquisa de fornecedores, propriedades dos materiais e preços

Os materiais utilizados ao longo desta dissertação obedecem a determinadas características abaixo descritas.

Como se trata maioritariamente de silicones, a viscosidade destes é muito importante, assim como o seu *Pot Life*.

A viscosidade é um termo comumente conhecido que descreve as propriedades de escoamento de um fluido, ou seja, o atrito das camadas internas dentro do fluido que impõe resistência a fluir. É tipicamente medida em unidades de Centipoise (cps) ou Poise, podendo ser expressa em outras unidades aceitáveis. Alguns dos factores de conversão de unidades apresentam-se de seguida na figura 52:

Metric Conversion Chart		
US / Imperial Unit	Conversion Factor	Metric Unit
To convert to Metric, multiply by the factor >	Factor	< to convert to US values, divide by the factor
mil Thickness (mil) (thousandths or an inch)	0.0254	Millimeters (mm)
Inches (in)	25.4	Millimeters (mm)
Feet (ft)	0.3048	Meters (m)
Square Feet (ft ²)	0.09290304	Square Meter (m ²)
Dollars per Square Foot (\$/ft ²)	10.76391	Dollars per Square Meter (\$/m ²)
Pounds of Weight (lbs)	0.4536	Kilograms (kg)
Ounces per Square Yard (oz/yd ²)	33.90575	Grams per Square Meter (g/m ²)
Pounds per Foot of Length (lbs/ft)	1.4882	Kilograms per Meter (kg/m)
Pound per Square Foot of Area (lbs/ft ²)	4.8824	Kilograms per Square Meter (kg/m ²)
Pounds of Force (lbs)	x 4.44822	Newtons (N)
Pounds per inch (ppi)	x 0.175127	Newton/mm (N/mm)
Pounds per inch (ppi)	x 0.175127	KiloNewtons/m (kN/m)
Pounds per Square inch (psi)	x 6.89476	KiloPascals (kPa)
Pounds per Square inch (psi)	x 0.00689476	MegaPascals (MPa)
Feet per Second (ft/sec)	0.3048	Meters per Second (m/sec)
Gallons per Minute per Foot Squared (gpm/ft ²)	40.746	Litres per Minute per Meter Squared (l/min/m ²)
Note: Factors in bold type are exact conversions. Factors in normal text are accurate to the number of significant figures shown.		

Figura 52: Conversão de unidades

100 Centipoise = 1 Poise

1 Centipoise = 1 mPa.s (Milipascal Second)

1 Poise = 0,1 Pa.s (Pascal Second)

Centipoise = Centistoke × Densidade

Materiais Newtonianos são aqueles cuja viscosidade é igual, independente da taxa de cisalhamento na qual é medido, numa dada temperatura.

Ao medir a viscosidade de um material em diferentes velocidades num viscosímetro rotacional, ou sob varias condições de pressão num viscosímetro capilar e as viscosidades resultantes forem equivalentes, então os materiais Newtonianos, sobre as condições de cisalhamento em que foi medido. Muitos fluidos são Newtonianos, como a água, solvente, soluções muito diluídas, óleos minerais e fluidos de silicone [22].

Materiais tixotrópicos, reduzem a sua viscosidade com a agitação ou aumento da pressão a temperatura constante. Tem um aspecto “grosso” ou viscoso, mas de facto fluem com bastante facilidade.

Pode recorrer-se ao uso de agentes tixotrópicos no caso de borrachas de silicone ou resinas de modo a aumentar a viscosidade do sistema quando em repouso e diminuir a viscosidade quando em movimento.

Durómetro: É um dispositivo para medir a dureza de componentes elastoméricos. A escala Shore A é muito comum no caso de medições em borrachas. Os valores de medidas mais usados pela gama de escalas vão desde 0 (mais macio) até 100 (mais duro). Quanto maior o valor medido, mais dura é a borracha. Os silicones mais usados no âmbito das próteses faciais e de membros variam entre 5 e 20 Shore A.

Tensão de Ruptura: Esta medição resulta de submeter à tracção o material até se verificar a ruptura do mesmo. É habitualmente medido em psi (pounds per square inch).

Alongamento: medição no material que nos diz até onde ele pode esticar antes de se proporcionar a ruptura. Medido como percentagem no ponto de ruptura, comparado com o ponto de relaxamento original.

Enumeram-se abaixo alguns dos tipos de silicones e materiais usados na produção de próteses:

5.1.1 Silicones

Silicone TSE 3455 STA BASE [9]

Dureza 40 shore A

Fabricante: Techsil Ltd, Bidford.on.Avon, Uk

Preço: 151.54 £/5Kg

Silicone TSE 3455 STB [9]

Dureza 40 shore

Fabricante: Techsil Ltd, Bidford.on.Avon, Uk

Preço: 15.17 £/500g

Silicone Silcoset 152 [9]

Dureza 40 shore A

Fabricante: ACC Silicones

Preço: 12.31€/75ml

Multiple Durometer Silicone Kit [9]

Kit Silicone de várias durezas

Fabricante: Daro Hydrobond - Factor II

Preço: \$59.95

Removedor de adesivos ART-6531 [9]

Fabricante: Kryolan Medical Adhesive Remover

Silicone MDX 4-4210 [9]

Fabricante: Factor2

Usado em Próteses Faciais

Propriedades:

- Durómetro shore A: 30
- Tensão de ruptura (MPa): 5
- Alongamento (%): 500
- Razão de catalizador: 10:1
- Viscosidade: 70000 cps

Vantagens: Tempo de cura de uma hora e trinta minutos a 95°C. Boa definição das margens finas.

Desvantagens: Propriedades bastante pobres ao nível do envelhecimento devido ao efeito dos raios UV, o que resulta num amarelar do silicone em grande parte dos casos.

Silicone SILBIONE MED 40072 [9]

Fabricante: Rhodia Silicones Inc.

Usado em Próteses Faciais e auréolas do mamilo

Propriedades:

- Durómetro shore A: 25
- Tensão de Ruptura (MPa): 4.8
- Alongamento (%): 400
- Razão de catalizador: 10:1
- Viscosidade: 100000 cps

Vantagens: Tempo de cura de uma hora e trinta minutos a 95°C.

Desvantagens: Nenhuma a apontar.

Silicone A-2186 SILICONE ELASTOMER [9]

Fabricante: Factor2

Usado em Próteses Faciais e prótese de dedos.

Propriedades:

- Durómetro shore A: 30
- Tensão de Ruptura (MPa): 6.2
- Alongamento (%): 600
- Razão de catalizador: 10:1
- Viscosidade: 90000 cps

Vantagens: Tempo de cura de uma hora e trinta minutos a 95°C.

Desvantagens: Silicone duro, quando mexido e misturado permanece com a consistência de gel, o que pode causar problemas ao nível da moldação e vazamento.

Silicone A-588V VARIABLE DURÓMETER [9]

Fabricante: Factor2

Usado em Próteses Faciais e próteses de dedos

Propriedades:

- Durómetro shore A: variável 12, 20, 29
- Tensão de Ruptura (Mpa): 4.1 – 4.8
- Alongamento (%): 325-700
- Razão de catalizador: 10:1
- Viscosidade: 85000 cps

Vantagens: Tempo de cura de uma hora e trinta minutos a 95°C. Dureza variável com a utilização de um agente de conexão cruzada.

Desvantagens: O silicone mexido e misturado permanece com a consistência de gel, o que pode causar problemas ao nível da moldação. A integridade das margens finas é posta em causa com este silicone, pois tende a enrugar e enrolar.

Silicone VST-50 VERSITAL [9]

Fabricante: Factor2

Usado em Próteses Faciais próteses de dedos

Propriedades:

- Durómetro shore A: 30
- Tensão de Ruptura (MPa): 5.2
- Alongamento (%): 480

- Razão de catalizador: 10:1
- Viscosidade: 12000 cps

Vantagens: Ótimo Pot Life (tempo de trabalho) de duas horas no mínimo. RTV – 8 – 12 hour set or heat cure @95°C for 1.5 hours. Boa viscosidade, fácil de usar e controlar através da adição de um agente tixotrópico. O uso de VST 50 F acelera o processo de cura, passando a ter uma cura RTV entre 4-6 horas.

Desvantagens: Podem aparecer bolhas de ar durante o vazamento, pelo que a desgasificação do silicone antes do vazamento é recomendada (câmara de vácuo).

Silicone TECHSIL 3455ST [9]

Fabricante: Techsil Ltd

Usado em Próteses de dedos, braços e mãos.

Propriedades:

- Durómetro shore A: 40
- Tensão de Ruptura (MPa): 6.40
- Alongamento (%): 380
- Razão de catalizador: 10:1
- Viscosidade: 45000 cps

Vantagens: Ótimo Pot Life (tempo de trabalho) de uma hora e meia no mínimo. Tempo de cura de uma hora a 90°C. Boa viscosidade, fácil de usar e controlar através da adição de um agente tixotrópico. Cura para vedação extrínseca muito rápida, cerca de 5 minutos. Curará contra revestimentos de uretano e superfícies de resina epóxi, sem modificação do silicone, e fornece bordos/margens finas sem distorção. Tolerará a adição de óleo de silicone, até 50%, o que resulta num silicone mais suave com discreta redução da resistência das margens finas.

Desvantagens: Nenhuma a enumerar.

Silicone ELASTOSIL RTV 625 [9]

Fabricante: Wacker Chemie GmbH

Usado em Próteses faciais, de dedos, mãos, membros superiores e próteses de pernas.

Propriedades:

- Durómetro shore A: 25
- Tensão de Ruptura (MPa): 6.50
- Alongamento (%): 600
- Razão de catalizador: 10:1
- Viscosidade: 45000 cps

Vantagens: Ótimo Pot Life (tempo de trabalho) de uma hora e meia no mínimo. Tempo de cura de uma hora a 95°C. Boa viscosidade, fácil de usar e controlar através da adição de um agente tixotrópico. Cura para vedação extrínseca muito rápida, em 10

minutos. Curará contra o revestimento de poliuretano e superfícies de resina epóxi com a adição de 5 a 50% de solução à base de silicone. Reproduz margens muito finas sem distorção.

Desvantagens: Necessita de um retardador para ter um tempo de trabalho maior.

Silicone SILBIONE RTV 4408 [9]

Fabricante: Rhodia Silicones Inc.

Usado em Próteses faciais e próteses de pernas. Muito usado para retenção anatômica, graças à sua dureza muito baixa.

Propriedades:

- Durómetro shore A: 8
- Tensão de Ruptura (MPa): 3
- Alongamento (%): 600
- Razão de catalizador: 100:50
- Viscosidade: 1900 mPa.s

Vantagens: Ótimo Pot Life (tempo de trabalho) de uma hora e meia no mínimo. Tempo de cura de uma hora a 95°C. Boa viscosidade, fácil de usar e controlar através da adição de um agente tixotrópico. Silicone mole, capaz de prover margens muito finas, fortes e sem distorção.

Desvantagens: A viscosidade deve ser ajustada recorrendo a um agente tixotrópico. Tende a inibir quando se adiciona 0.5% de acelerador PA39. Para reduzir a influencia das propriedades do acelerador adiciona-se 0.5% de retardador PT38.

Silicone SILOPREN LSR 2020 TP 3364 [9]

Fabricante: G.E. Bayer

Usado em Próteses faciais e próteses de dedos. Auréola do mamilo.

Propriedades:

- Durómetro shore A: 22
- Tensão de Ruptura (MPa): 6.5
- Alongamento (%): 1000
- Razão de catalizador: 1:1
- Viscosidade: 200 mPa.s

Vantagens: Ótimo Pot Life (tempo de trabalho) de duas horas no mínimo com a adição de 2 gotas de acelerador Cat 50 para 40g. Também se uma solução pintada sobre a superfície do molde antes da compactação do silicone. Tempo de cura de uma hora a 100°C. Fácil de usar e controlar com a adição de um agente tixotrópico. Silicone macio com capacidade de oferecer margens bastante finas. Silicone muito forte no uso em margens finas.

Desvantagens: Embora este material exija modificação, essa vale a pena para obter margens muito resistentes. Podem aparecer bolhas de ar se não se tiver o devido cuidado, pelo que se recomenda a degasificação.

Silicone MED – 4940 [9]

Fabricante: Nusil

Usado em Próteses de dedos.

Propriedades:

- Durómetro shore A: 48
- Tensão de Ruptura (MPa): 7.2
- Alongamento (%): 452
- Razão de catalizador: 1:1
- Viscosidade: Pastosa e translúcida

Vantagens: Ótimo Pot Life (tempo de trabalho) de duas horas no mínimo. Também se usa uma solução pintada sobre a superfície dos moldes de epóxi antes da compactação do silicone depois de aplicar uma camada de cera Medimould a selar e um agente de cura. Tempo de cura de uma hora e meia a 100°C. Silicone firme, com a capacidade de oferecer margens e arestas muito finas.

Desvantagens: Tem tendência a sofrer inibição na cura, no caso de moldes de resina epoxy pode atenuar-se adicionando 5% de Catalisador Platinum 50. No entanto, este material requer modificações no caso de necessitarmos de margens bastante fortes.

Silicone SILSKIN 25 [9]

Fabricante: Technovent Ltd

Usado em Próteses faciais e corporais.

Propriedades:

- Durómetro shore A: 25
- Tensão de Ruptura (MPa): 6.5
- Alongamento (%): 600
- Razão de catalizador: 9:1
- Viscosidade: 45000 mPa.s

Vantagens: Tempo de trabalho razoável. Cura RTV ou por calor @ 95 ° C durante 1 hora. Boa Viscosidade de fácil utilização e controle através da adição de agente tixotrópico. Cura muito rápida para vedação extrínseca de cerca de 10 minutos @ 100 ° C. Curará contra o revestimento de poliuretano e resina epóxi na superfície com a adição de 5% de catalisador. Reproduz bem as bordas de silicone e / ou margens, sem distorção.

Desvantagens: Necessita de um retardador para ter um tempo de trabalho mais alargado.

Silicone MED – 2000 RTV Medical Adhesive [9]

Fabricante: Nusil Ltd

Usado em Próteses faciais e corporais, unhas.

Propriedades:

- Durómetro shore A: 20 - 40
- Tensão de Ruptura (MPa): 4.5
- Alongamento (%): 450
- Tipo de cura: Acética
- Viscosidade: Pastoso

Vantagens: Cura RTV muito rápida. Devido à viscosidade pastosa, é fácil de usar e controlar.

Desvantagens: Preço elevado.

5.1.2 Adesivos

Prosthetic Adhesives

Adesivos para Nariz

Fabricante: Daro Hydrobond - Factor II

Preço: [\$10.75 - \$19.95]

Prosthetic Adhesives B400

Adesivos para Nariz

Fabricante: Daro Hydrobond - Factor II

Preço: \$17.95

Prosthetic Adhesives B 460

Adesivos para Nariz

Fabricante: Daro Hydrobond - Factor II / Technovent

Preço: 44.55€/60ml

5.1.3 Removedores

G608 Pro Bond Remover

Fabricante: Technovent

Preço: 15.99 £

Fluido à base de silicone para limpeza de superfícies com as quais a prótese contacta directamente. Dermatologicamente testado, garantindo bastante eficácia.

B-508 Secure Solvent Remover

Fabricante: Technovent

Preço: 5 £

Para uso apenas em próteses, não podendo contactar com a pele.

5.1.4 Magnetos

Micro Magnet

Os ímans possuem design split-pole (encaixe rápido) com uma vedação hermética resistente a corrosão e calço protegido. Não esterilizado.

Fabricante: Factor II

Altura: 2.35mm

Diâmetro: 4.5mm

Força: +/- 3.0N

Preço: \$104.95



Figura 53: Micro Magnet [23]

Multi Purpose Magnet (No Lip)

Este poderoso acessório é utilizado para a montagem multi-componente de próteses e implantes dentários. Este acessório é composto por dois ímans em paralelo (um individual e um com bordo). Cada íman tem uma falange



de retenção na prótese.

O IMOB1 tem um bordo para o deslocamento lateral, quando necessário.

Fabricante: Factor II

ESPECIFICAÇÕES:

IMOB1 - Altura: 2.5mm, Diâmetro: 9.4mm/ With Lip

ESPECIFICAÇÕES:

IMOB2 - Altura: 2.5mm, Diâmetro: 9.4mm/ With out Lip

\$76.25

Figura 54: Multi Purpose Magnet (No Lip) [23]

Prosthesis Magnet

Os ímans possuem design split-pole (encaixe rápido) com uma vedação hermética resistente a corrosão e calço protegido. Não esterilizado.



Fabricante: Factor II / Technovent

Figura 55: Prosthesis

Magnet [23]

ESPECIFICAÇÕES:

IM1	-	Altura:	3.2,	Diâmetro:	4.5,	Força:	+/-4.0	N.
IM2	-	Altura:	3.2,	Diâmetro:	5.5,	Força:	+/-6.2	N.
IM3	-	Altura:	3.9,	Diâmetro:	5.5,	Força:	+/-7.2	N.

\$104.95

Transfer Magnet

Usado na fase de impressão para fornecer ao laboratório modelos precisos com réplicas dos pilares. Os ímans de transferência são ligados aos pilares do implante usando uma ferramenta específica. As forças magnéticas provocam automaticamente o encaixe, com libertação imediata da ferramenta. Estes ímans têm sistema de libertação magnética quando removidos dos pilares na impressão. Os ímans de transferência usados dependem do tamanho do acessório montado. Codificados por cores. Esterilizado em autoclave.



Figura 56: Transfer Magnet [23]

Fabricante: Factor II / Technovent

ESPECIFICAÇÕES:

IMLT1	-	Altura:	3.2 (lip 0.6mm),	Diâmetro:	4.5,	Força:	+/-3.5	N.
IMLT2	-	Altura:	3.2 (lip 0.6mm),	Diâmetro:	5.5,	Força:	+/-5.5	N.

\$107.55

Micro Lip Magnet

Fabricante: Factor II / Technovent

Altura 2.5 mm Diâmetro 4.5 mm

\$109.95



Figura 57: Micro Lip Magnet [23]

Prosthesis Lip Magnet

Estes magnetos garantem controlo da estabilidade da prótese. Não esterilizado.

Fabricante: Factor II / Technovent



Figura 58: Prosthesis Lip Magnet [23]

ESPECIFICAÇÕES:

IML0 - Altura: 2.35 (lip 0.6mm), Diâmetro: 4.5, Força: +/-3.4 N.
IML1 - Altura: 3.2 (lip 0.6mm), Diâmetro: 4.5, Força: +/-4.0 N.
IML2 - Altura: 3.2 (lip 0.6mm), Diâmetro: 5.5, Força: +/-6.2 N.
IML3 - Altura: 3.9 (lip 0.6mm), Diâmetro: 5.5, Força: +/-7.2 N.

\$109.95

Prosthesis Long Lip Magnet

O design deste íman garante estabilidade quando são aplicadas forças exteriores na prótese. Não esterilizado.

Fabricante: Factor II / Technovent



ESPECIFICAÇÕES:

IMLL3 - Altura: 3.9 (lip 1.2mm), Diâmetro: 5.5, Força: +/-7.2 N.

IMLL3-OR – Aba larga com o-ring.

\$115.25

Figura 59: Prosthesis Long Lip Magnet [24]

5.1.5 Implantes

Cochlear Vistafix

Encaixa directamente no pilar do implante.

Tabela 2: Características e preços dos implantes

	H=2.1 mm Ø=4.4 mm	H=2.1 mm Ø=5.1 mm	H= 3.6 mm Ø=4.4 mm	H=3.6 mm Ø=5.1 mm
Preço	67 £	67 £	125 £	125 £
	1 (Não esterilizado)		2 (Esterilizado)	



Figura 60: Implantes 1 e 2 respectivamente

Nobel Biocare

O número 1 encaixa directamente no implante através de um conector IMC 3.3 e o número 2 encaixa directamente no implante.

Tabela 3: Características e preços dos implantes

	H=1.6 mm	H=1.6 mm	H= 2.5 mm	H=2.5 mm
	Ø=4.4 mm	Ø=5.1 mm	Ø=4.4 mm	Ø=5.1 mm
Preço	67 £	67 £	67 £	67 £
	1 (Não esterilizado)		2 (Não esterilizado)	



Figura 61: Implantes 1 e 2 respectivamente

Straumann

Encaixa directamente no pilar do implante.

Tabela 4: Características e preços dos implantes

	H=2.1mm	H=2.1mm	H=3.5mm	H=3.5mm	H=5.5mm	H=5.5mm
	Ø=4.4mm	Ø=5.1 mm	Ø=4.4mm	Ø=5.1mm	Ø=5.1mm	Ø=5.1mm
Preço	67 £	67 £	67 £	67 £	67 £	67 £
	1 (Não esterilizado)		2 (Não esterilizado)		3 (Não esterilizado)	



Figura 62: Implante 1

5.1.6 Pigmentos

Pro Colour Kit

Fabricante: Factor II

Preço: \$60



Figura 63: Kit de cores da Factor II [23]

Technovent Skin Shades

Fabricante: Technovent

Preço: \$37.5



Figura 64: Cores Technovent [24]

5.1.7 Materiais usados neste projecto

Todos os materiais usados neste projecto foram distribuídos pela empresa HB QUÍMICA.

Os silicones utilizados são da Smooth-on e tem as características técnicas indicadas na figura 65, tendo um custo de 28 € por cada dois frascos (parte A + parte B) de 450 g cada.

Product Name:	A:B Mix Ratio	Demold Time	Elongation at Break	Mixed Viscosity	Pot Life	Shore A Hardness	Tear Strength
Dragon Skin® 10 Slow	1:1 by volume	7 hours	1000%	23000 cps	45 min.	10	102 pli
Dragon Skin® 10 Medium	1:1 by volume	5 hours	1000%	23000 cps	20 min.	10	102 pli
Dragon Skin® 10 Fast	1:1 by volume	75 min.	1000%	23000 cps	8 min.	10	102 pli
Dragon Skin® 20	1:1 by volume	4 hours	620%	20000 cps	25 min.	20	120 pli
Dragon Skin® 30	1:1 by volume	16 hours	364%	30000 cps	45 min.	30	108 pli

Figura 65: Características dos silicones utilizados [Anexo A]

Os adesivos e removedores de adesivo são da Telesis e tem o custo de 51.30 €/59 ml, sendo que o adesivo é bastante consistente e forte, sendo ideal para zonas problemáticas como margens finas e zonas de humidade, ao passo que o removedor é extra forte também e não provoca irritação na pele, custando 7.90 €/236 ml (figura 66).



Figura 66: Adesivo e removedor respectivamente

Os pigmentos são da marca SILTONE e são compostos por 12 cores e tem um custo de 49.00 €.



Figura 67: Materiais utilizados

5.2 Caso de estudo Nariz

O objectivo deste caso é a modelação e produção de uma prótese de nariz, para uma paciente a quem foi removido o nariz em virtude de um tumor.

Todo este processo de produção passa por uma melhoria estética para a paciente, traduzindo-lhe um maior conforto para enfrentar o dia-a-dia.

Antes do início da minha participação neste projecto, já tinha sido feito um levantamento tridimensional com o software *Mimics*, a partir de uma TAC existente enquanto a paciente ainda tinha nariz. Desse levantamento, a partir do ficheiro STL prototipou-se o rosto da paciente sem nariz, fazendo um molde de silicone para se proceder ao vazamento de poliuretano no seu interior. Esse modelo foi entregue ao escultor Albano, de modo a que este esculpisse um modelo em gesso (figura 68) da face com o nariz, a partir do modelo de poliuretano. O escultor fez também um molde em silicone do modelo em gesso.

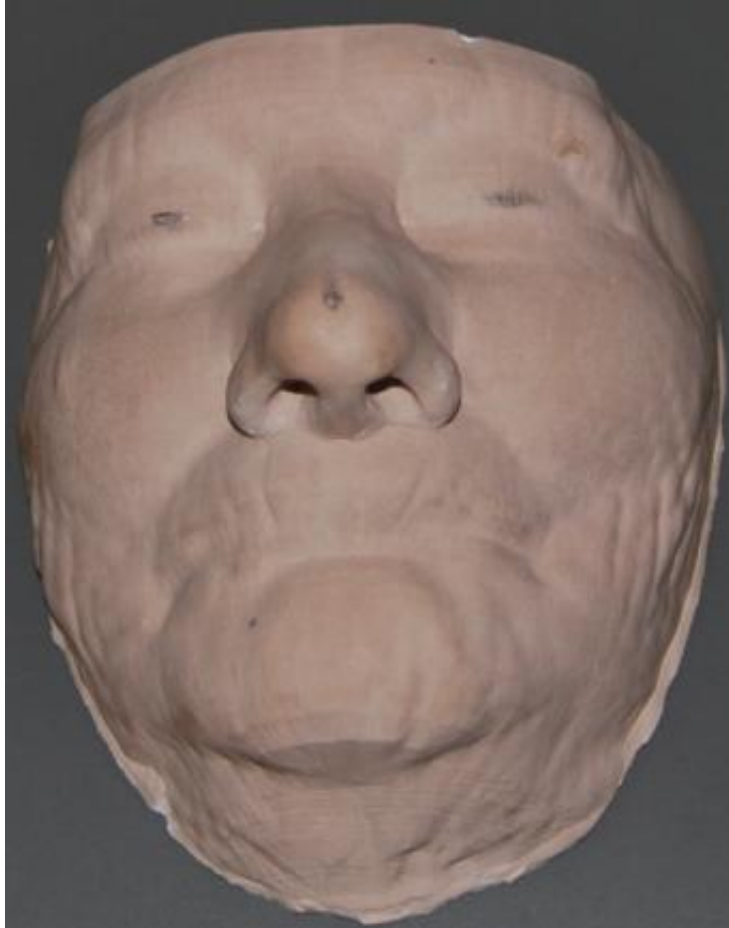


Figura 68: Modelo em gesso com nariz

Inicialmente começou-se por fazer a digitalização 3D da cara da paciente e da cara da D. Laurinda de Sousa, de modo a ter-se um nariz para ponto de partida para a produção da prótese, estando este trabalho a cargo da empresa S3D.

Para a criação desta prótese recorreu-se á digitalização tridimensional da face da paciente. Esta digitalização tridimensional foi realizada por uma máquina de digitalização fotométrica (figura 69), cujo seu funcionamento consiste em tirar e sobrepor várias fotografias, de vários ângulos ao modelo, estando depois a cargo do software da máquina formular um ficheiro STL 3D, a partir da triangulação e sobreposição das várias imagens com uma tolerância situada nas décimas de milímetro.

O tempo gasto pela máquina para fazer uma medição directamente a partir do membro humano, segundo o técnico especializado, é bastante superior ao de uma digitalização a partir de um modelo estático, pois existem vários factores que penalizam a digitalização, tais como a incapacidade de imobilização dos membros humanos, o brilho da pele e a falta de alvos para ligar as várias fotografias automaticamente. Ao nível do brilho da pele, a zona a digitalizar tem que ser muito bem maquilhada de modo a remover o máximo de brilho possível.

Após as digitalizações serem feitas nas instalações do INEGI, as imagens foram tratadas e entregues pela S3D, como se pode verificar na figura 70 e figura 71.



Figura 69: Máquina de digitalização fotométrica e base de calibragem



Figura 70: Etapas de digitalização 3D do nariz da D. Laurinda de Sousa

Da digitalização resultou um ficheiro STL com o nariz da D. Laurinda de Sousa e do Eng. Rui Neto (figura 71).

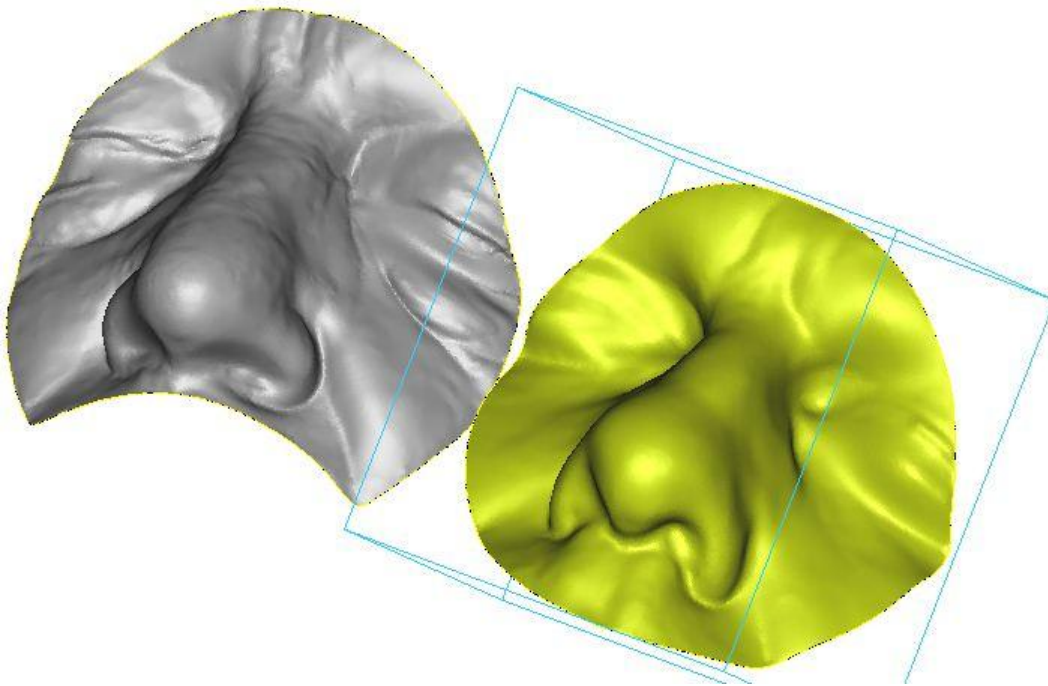


Figura 71: Ficheiro STL obtido a partir da digitalização

A cara da D. Rosalina foi também digitalizada, tendo resultado um ficheiro STL para manipulação de modo a definir as margens e toda a prótese (figura 72).

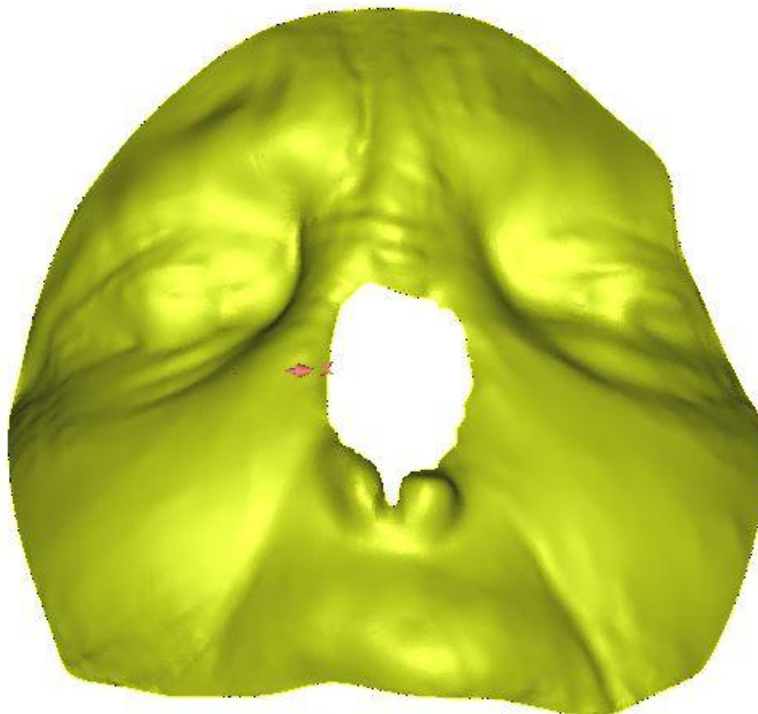


Figura 72: Ficheiro STL resultante da digitalização 3D da cara da paciente Rosalina Gomes

Após a recepção das imagens, estas foram tratadas em Blender de modo a poder ajustar-se a face e o nariz.

Para o caso em estudo este software tem como uma grande vantagem e utilidade a capacidade de escultura digital, de modo a adaptar as formas.

O primeiro passo consistiu em fazer a junção do nariz digitalizado à cara da D. Rosalina e no programa ajusta-lo de modo a ficar estético e funcional.

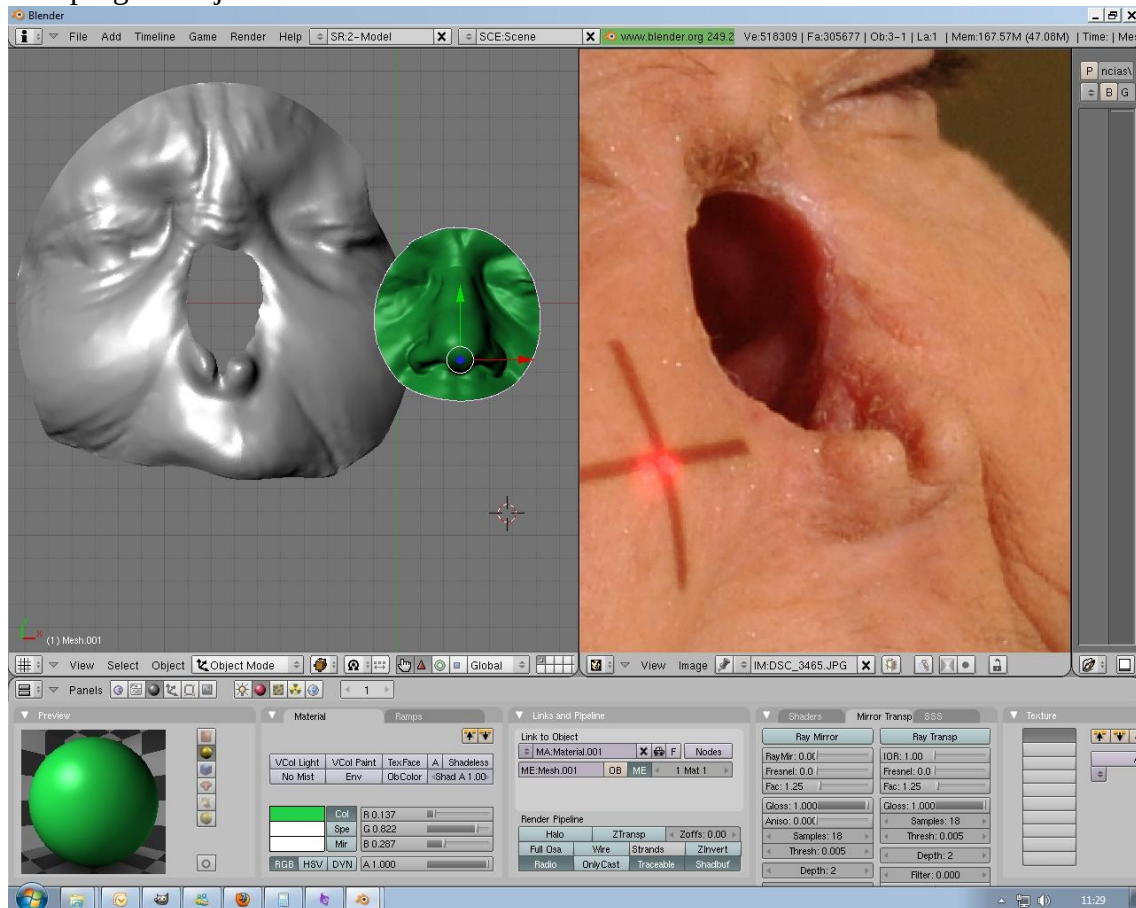


Figura 73: Esquema em Blender da face e nariz digitalizados com a imagem da paciente de modo a ter uma referência para acertar a posição.

Na figura acima pode ver-se o nariz digitalizado alinhado com a cara digitalizada da paciente.

O procedimento seguinte passa pelo ajuste do nariz à cara, usando ferramentas de escultura digital como o *grab* que nos permitem adaptar a forma e tentar criar uma boa “película” para colagem da prótese ao rosto da paciente.

Todo este processo de adaptação das formas pode ser visto na figura seguinte, onde vemos o nariz já adaptado ao rosto da paciente.

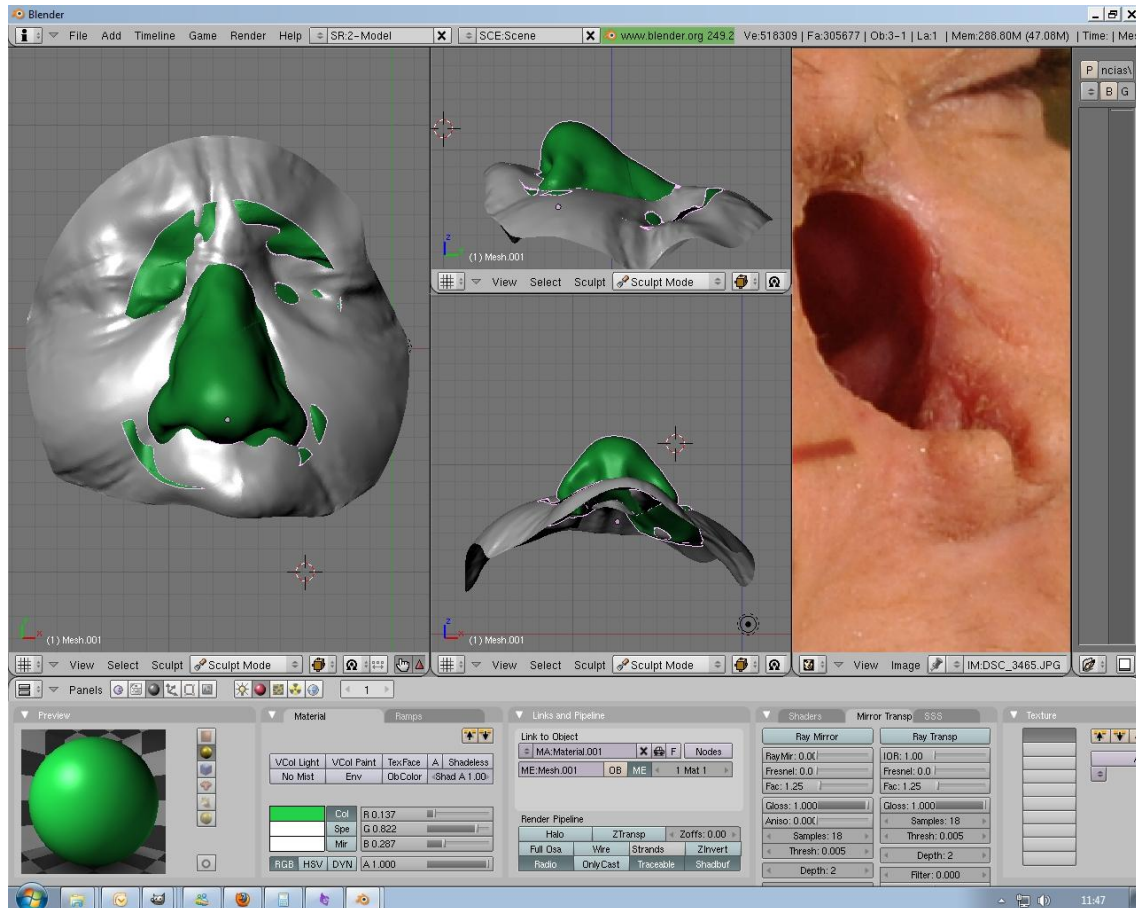


Figura 74: Nariz colocado e ajustado na cara da paciente no software Blender

Terminada esta fase de ajuste do nariz à face, passamos a tratar as superfícies então num outro software, o *3-Matic*, de modo a chegar à fase de construção do molde para então extrair narizes de silicone e verificar os resultados na sua adaptação à face digitalizada e à face “real” da paciente.

5.2.1 1º Molde Realizado

Para a modelação do molde e criação desta prótese, usou-se o *3-Matic da Materialise*, programa este que manipula ficheiros STL permitindo-nos a modelação de todo o molde, para a posterior prototipagem do mesmo.

Numa primeira fase ajustou-se o nariz digitalizado à face digitalizada, de modo a obter boas margens no encosto do nariz à face. Para este processo não se usou o *3-Matic* pois foi necessário recorrer a ferramentas de escultura digital, para colmatar este problema, foi usado, o *Blender* um programa *Open-Source*, este programa consegue modificar as malhas com um pincel e com alguma experiencia consegue-se bons resultados.

Para a construção e modelação do molde para o nariz, foi o usado o software *3-Matic* para a modelação de superfícies e consequente criação do molde.

Inicialmente modelou-se a face da paciente, tendo como base o ficheiro STL obtido a partir da digitalização 3D, de modo a poder testar-se a compatibilidade dos modelos vazados em silicone, como se verifica na figura seguinte.

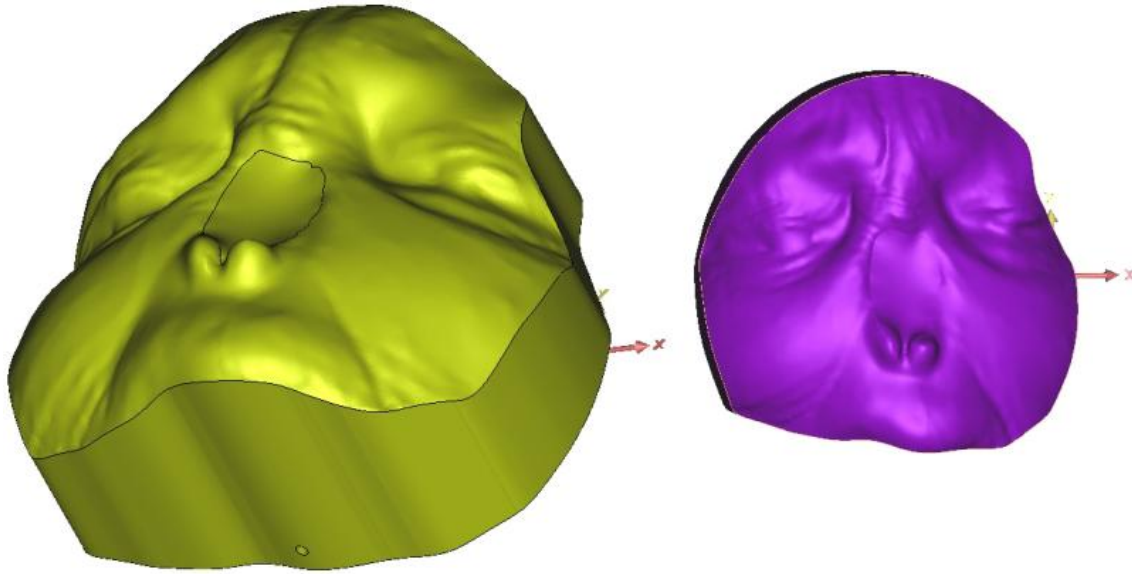


Figura 75: Face da paciente modelada para prototipar

Todo o processo de modelação após a adaptação das superfícies é um processo um pouco demorado e complexo. O primeiro passo, passa pela eliminação das superfícies do nariz que não interessam e que não estão em contacto com a face da paciente.

Seguidamente faz-se o *attract* das curvas para a superfície da face do paciente de modo a termos uma noção da passagem externa do nariz e define-se uma espessura para o nariz, fazendo um *hollow*, que no fundo não é mais que um *shell* com a espessura desejada.

Seguidamente a estes passos tratou-se da modelação da superfície das narinas, cortando a superfície externa e suavizando as narinas para o interior no modelo (figura 76).

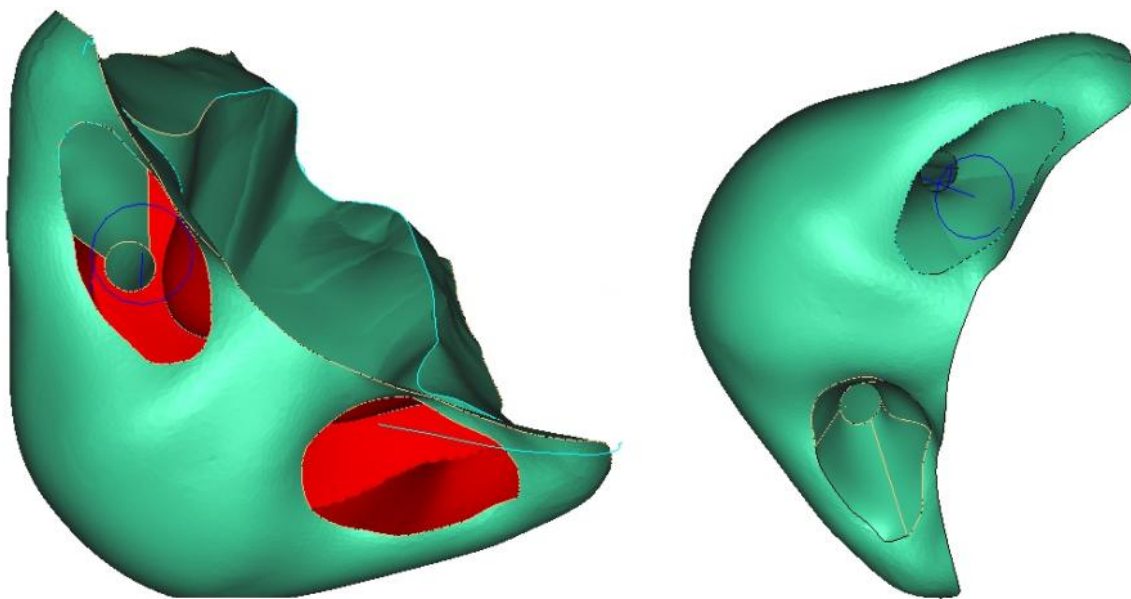


Figura 76: Criação e acabamento das narinas no modelo em CAD

Após se modelarem as narinas e se ter definido a espessura da prótese, no menu *fixing* corrigem-se alguns defeitos de superfícies, como superfícies abertas, triângulos sobrepostos, etc, como de verifica na figura 77.

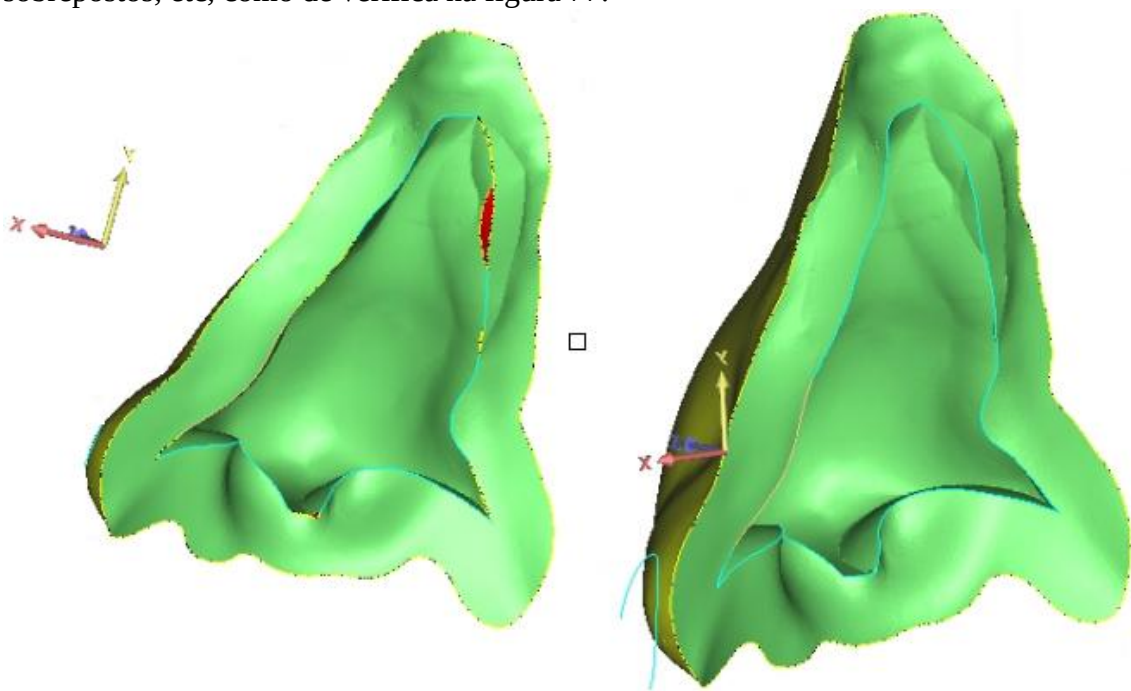


Figura 77: Prótese antes e depois do fixing

O *fixing* é muito importante, pois quando se modela o CAD para prototipagem, não devem existir incoerências ao nível da modelação, pois a máquina de prototipagem rápida SLA recebe o ficheiro da modelação em formato STL.

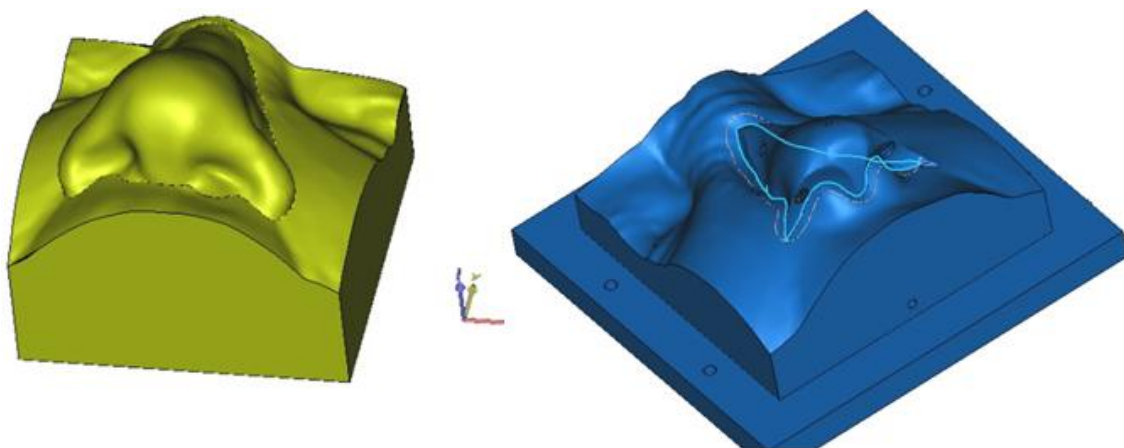


Figura 78: Molde modelado em 3-Matic, para posterior prototipagem rápida

O primeiro modelo idealizado não foi possível de fazer, devido à necessidade de um “suporte” (figura 81) com implantes que não tinha sido idealizado desde o início. Não tendo sido idealizado, quando se tentou fazer o suporte, verificou-se que as abas do suporte intersectavam o nariz e não era possível a sua execução (figura 79).

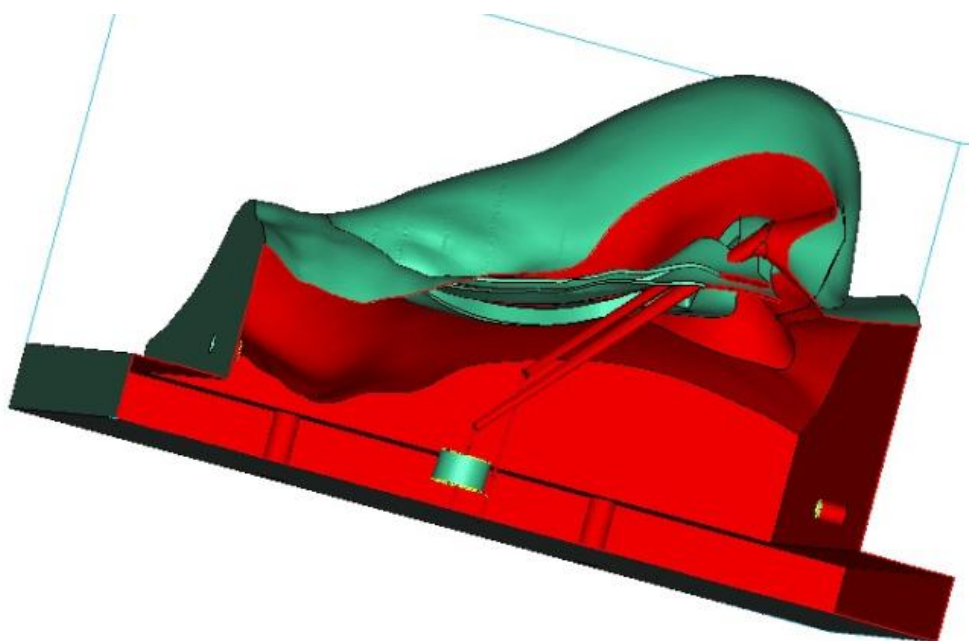


Figura 79: Intersecção do suporte com as narinas

5.2.2 2º Molde Realizado

Partiu-se então para nova modelação e etapas para a construção do novo molde contemplando então o novo suporte desenvolvido para o nariz na cara da paciente.

O suporte foi pensado de modo a ser confortável e anatomicamente adaptável à paciente. Claro está, este suporte terá que ser construído num material biocompatível, como o MMA (Metilmetacrilato) ou Titânio (tabela 5 e figura 80).

Para este modelo, pensou-se numa solução de fixação do nariz à face através de um “suporte” desenvolvido para fixar ao osso com implantes e posterior fixação do nariz nesse suporte.

A vantagem deste tipo de soluções é a dispensa de componentes como magnetos ou colas de fixação, o que requer um maior cuidado com a prótese por parte do paciente.

Tabela 5: Methyl Methacrylate (MMA) CAS No: 80-62-6 properties [20]

Methyl methacrylate Properties				
Auto-ignition temperature °C	421			
Boiling point °C	100-101			
Explosive limits, vol% in air	1.7-12.5			
Flash point °C o.c.	10			
Melting point °C	-48			
Molecular mass	100.1			
Octanol/water partition coefficient (log Pow)	1.38			
Relative density (water = 1)	0.94			
Relative density of the vapour/air-mixture at 20°C (air = 1)	1.1			
Relative vapour density (air = 1)	4.16			
Solubility in water (g/100 ml at 20°C)	1.6			
Vapour pressure (kPa at 20°C)	3.9			

Physical Properties	Metric	English	Comments
Density	4.43 g/cc	0.160 lb/in ³	
Mechanical Properties	Metric	English	Comments
Hardness, Brinell	334	334	Estimated from Rockwell C.
Hardness, Knoop	363	363	Estimated from Rockwell C.
Hardness, Rockwell C	36	36	
Hardness, Vickers	349	349	Estimated from Rockwell C.
Tensile Strength, Ultimate	950 MPa	138000 psi	
Tensile Strength, Yield	880 MPa	128000 psi	
Elongation at Break	14.0 %	14.0 %	
Reduction of Area	36.0 %	36.0 %	
Modulus of Elasticity	113.8 GPa	16510 ksi	
Compressive Yield Strength	970 MPa	141000 psi	
Notched Tensile Strength	1450 MPa	210000 psi	K _t (stress concentration factor) = 6.7
Ultimate Bearing Strength	1860 MPa	270000 psi	a/D = 2
Bearing Yield Strength	1480 MPa	215000 psi	a/D = 2
Poissons Ratio	0.342	0.342	
Charpy Impact	17.0 J	12.5 ft-lb	V-notch
Fatigue Strength	240 MPa	34800 psi	K _t (stress concentration factor) = 3.3
	@# of Cycles 1.00e+7	@# of Cycles 1.00e+7	
	510 MPa	74000 psi	Unnotched
	@# of Cycles 1.00e+7	@# of Cycles 1.00e+7	
Fracture Toughness	75.0 MPa-m ^{1/2}	68.3 ksi-in ^{1/2}	
Shear Modulus	44.0 GPa	6380 ksi	
Shear Strength	550 MPa	79800 psi	Ultimate shear strength
Electrical Properties	Metric	English	Comments
Electrical Resistivity	0.000178 ohm-cm	0.000178 ohm-cm	
Magnetic Permeability	1.00005	1.00005	at 1.6kA/m
Magnetic Susceptibility	0.00000330	0.00000330	cgs/g

Thermal Properties	Metric	English	Comments
CTE, linear	8.60 µm/m-°C	4.78 µin/in-°F	
	@Temperature 20.0 - 100 °C	@Temperature 68.0 - 212 °F	
	9.20 µm/m-°C	5.11 µin/in-°F	average
	@Temperature 20.0 - 315 °C	@Temperature 68.0 - 599 °F	
	9.70 µm/m-°C	5.39 µin/in-°F	average
	@Temperature 20.0 - 650 °C	@Temperature 68.0 - 1200 °F	
Specific Heat Capacity	0.5263 J/g-°C	0.1258 BTU/lb-°F	
Thermal Conductivity	6.70 W/m-K	48.5 BTU-in/hr-ft ² -°F	
Melting Point	1604 - 1660 °C	2919 - 3020 °F	
Solidus	1604 °C	2919 °F	
Liquidus	1660 °C	3020 °F	
Beta Transus	980 °C	1800 °F	
Component Elements Properties	Metric	English	Comments
Aluminum, Al	5.50 - 6.75 %	5.50 - 6.75 %	
Carbon, C	<= 0.0800 %	<= 0.0800 %	
Hydrogen, H	<= 0.0150 %	<= 0.0150 %	
Iron, Fe	<= 0.400 %	<= 0.400 %	
Nitrogen, N	<= 0.0300 %	<= 0.0300 %	
Other, each	<= 0.0500 %	<= 0.0500 %	
Other, total	<= 0.300 %	<= 0.300 %	
Oxygen, O	<= 0.200 %	<= 0.200 %	
Titanium, Ti	87.725 - 91.0 %	87.725 - 91.0 %	
Vanadium, V	3.50 - 4.50 %	3.50 - 4.50 %	

Figura 80: Propriedades da liga de Ti utilizada no INEGI [7, 20]

Para isto teve-se como ponto de partida o “suporte” (figura 81) desenvolvido para fixação nos implantes, tendo sempre como base as curvas referentes à face digitalizada e ao nariz adaptado em *Blender*.

Toda essa adaptação foi feita recorrendo ao comando grab depois de alinhados os modelos face e nariz.

A adaptação em *Blender* utilizada foi a mesma que se utilizou no molde anterior, pois essa tinha sido conseguida.

Partiu-se então para a modelação em *3-Matic*, de modo a começar a modelação do suporte para a prótese.

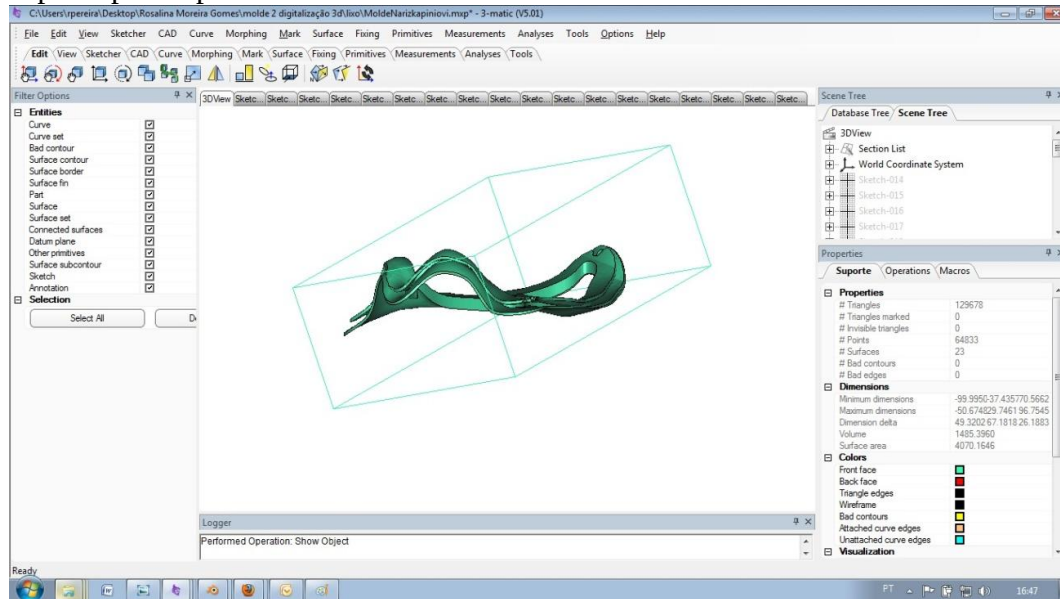


Figura 81: Suporte desenvolvido para fixação nos implantes e posterior colocação da prótese

Toda a modelação partiu deste princípio, ainda que tenha sido feita fora de escala, pois quando nos apercebemos, já os protótipos estavam fabricados.

Houve um erro na digitalização da face da paciente, erro esse ainda não explicado, que conduziu à modelação e materialização dos protótipos fora de escala (figura 82).

Desenvolvimento do processo de fabrico de próteses humanas
em silicone para substituição de órgãos em tecidos moles

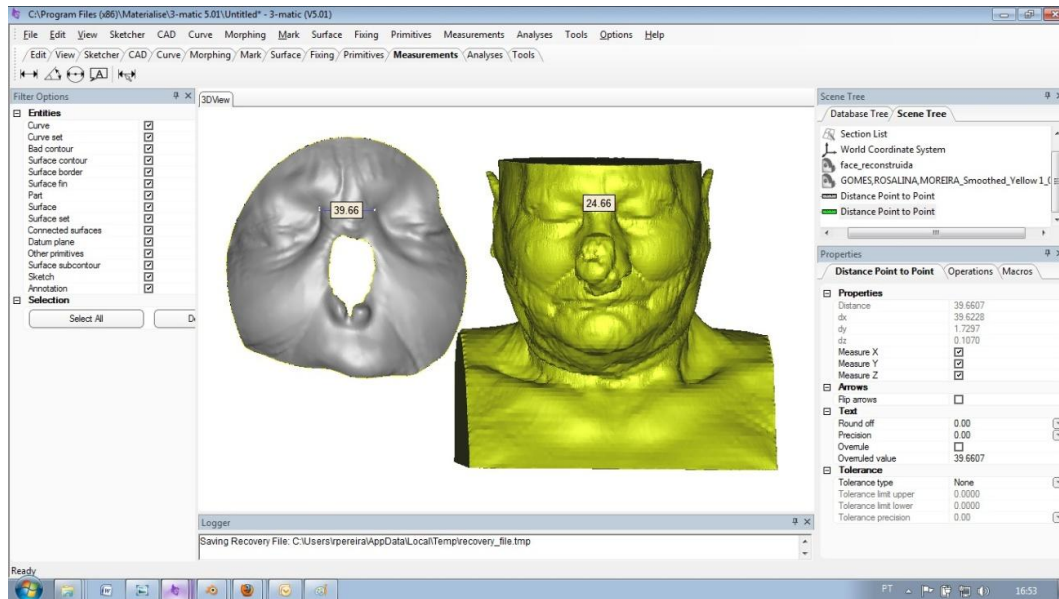


Figura 82: Comparação de escala entre face digitalizada e face a partir da TAC

O molde foi modelado como foi dito anteriormente tendo em conta o suporte e o molde anterior.

Desta modelação surgiram os modelos do macho para o molde de silicone (figura 83) e do macho de trabalho (figura 84).

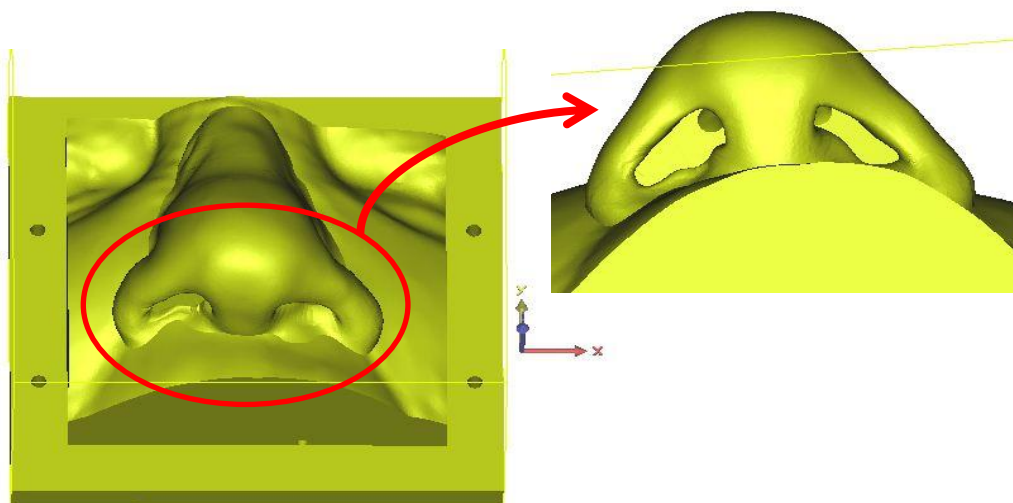


Figura 83: Macho para silicone e pormenor das narinas

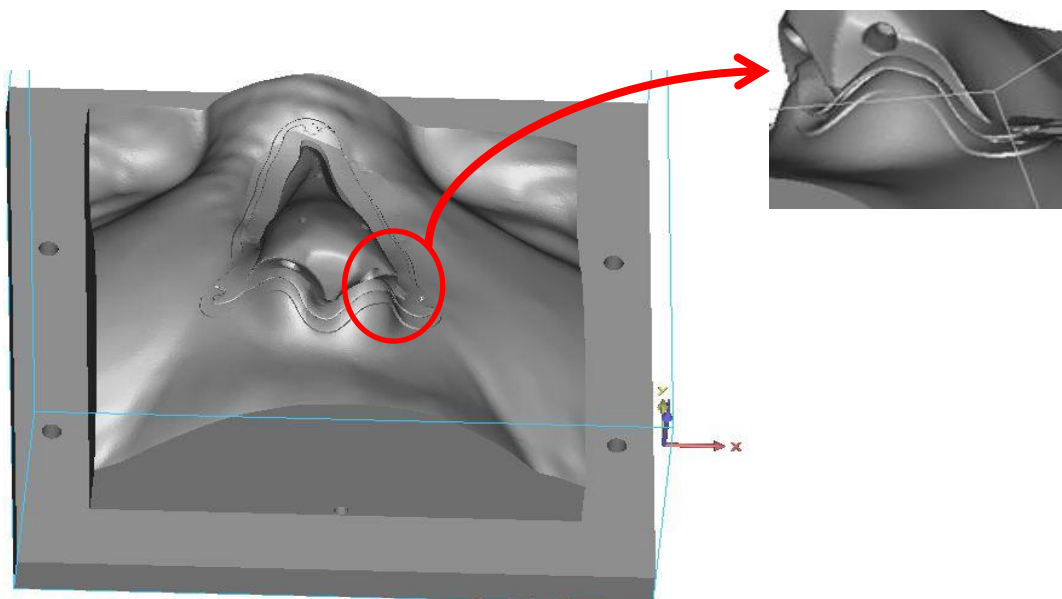


Figura 84: Macho de trabalho e pormenor do encaixe para o suporte

Terminada a modelação do molde partiu-se para a prototipagem rápida dos machos (figura 85), de modo a vazarem-se os moldes em silicone para posterior vazamento das próteses. A prototipagem passa por vários estágios como dito anteriormente, desde 2 lavagens com TPM, uma com álcool e depois cura em forno UV.

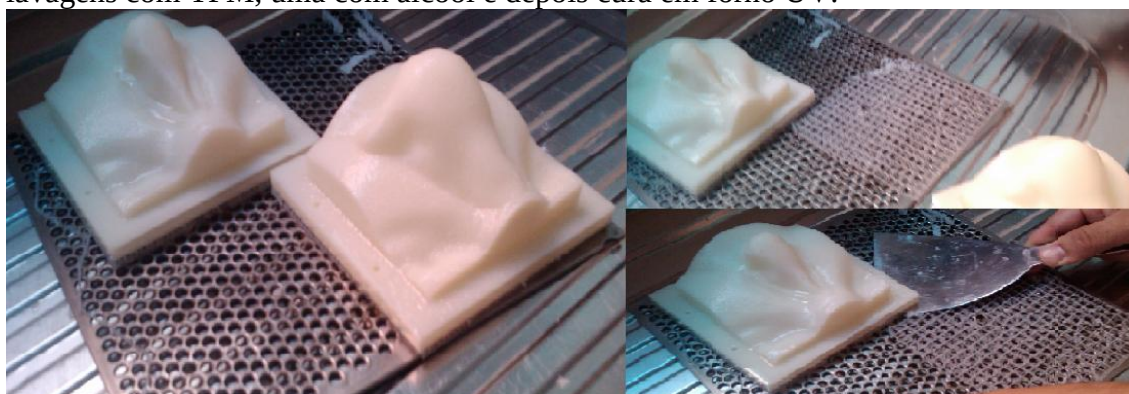


Figura 85: Molde do nariz após passagem pelos estágios de lavagem

Tabela 6: Dados do vazamento de silicone para construção do molde [Anexo B]

	Catalisador (g)	Total (g)	Vácuo (mbar)	Tempo de Cura (hrs)
1	65	718	Até 30 mbar	24 hrs
2	80	915	Até 30 mbar	24 hrs

O primeiro molde que foi feito foi descartado, pois possuía bolhas internas e não tinha a forma completa, faltando a cavidade dos cones modelados (figura 86).

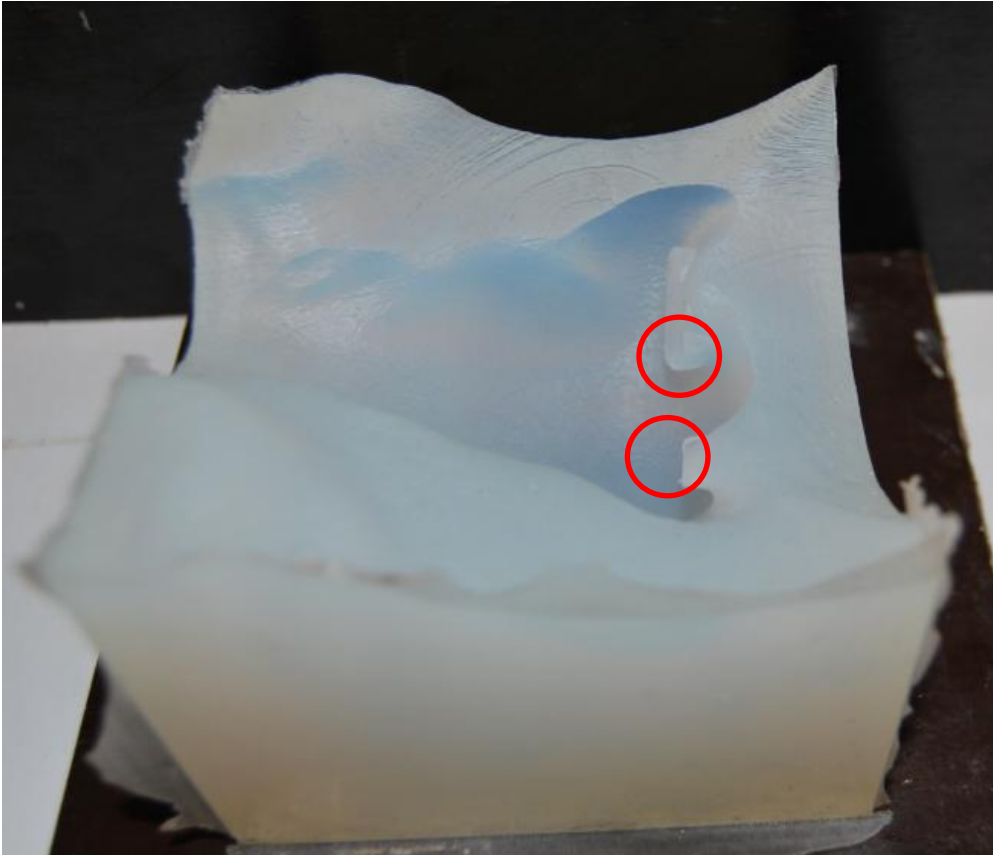


Figura 86: Primeiro molde sem os cones

Posto isto, partiu-se então para o vazamento de um novo molde, molde esse que saiu como esperado, ou seja, sem defeitos e com os cones em silicone como se pode ver na figura 87.

O objectivo desses cones em silicone era fazer a cavidade das narinas e evitar rebarba externa na prótese.

Apesar da falha de escala, serviu para fazer algumas experiências e tirar algumas conclusões acerca do melhor método para evitar este tipo de problemas na prótese, pois com o aparecimento de rebarba fica-se com uns pontos na prótese muito sensíveis à ruptura.



Figura 87: Segundo molde vazado com os cones em silicone

Terminado o vazamento dos moldes, passa-se então para o vazamento das próteses (tabela 7), que consiste em encher o molde com silicone pigmentado e colocar o macho para conferir a forma.

Tabela 7: Dados dos vazamentos das próteses (Silicones Smooth-on [Anexo A])

N.º	Quantidade (g)	Silicone	Tempo de Cura (hrs)	Pigmentação e Fibras
1	70	Dragon Skin 10 Medium	5 hrs	3 Light + 2 Medium + 2 Fresh Blood
2	62	Dragon Skin 20	4 hrs	3 Light + 1 Mauve

Apenas foram vazados dois modelos, devido à falha de escala no molde e devido ao facto de a aba de encaixe ser muito reduzida em altura (figura 88).

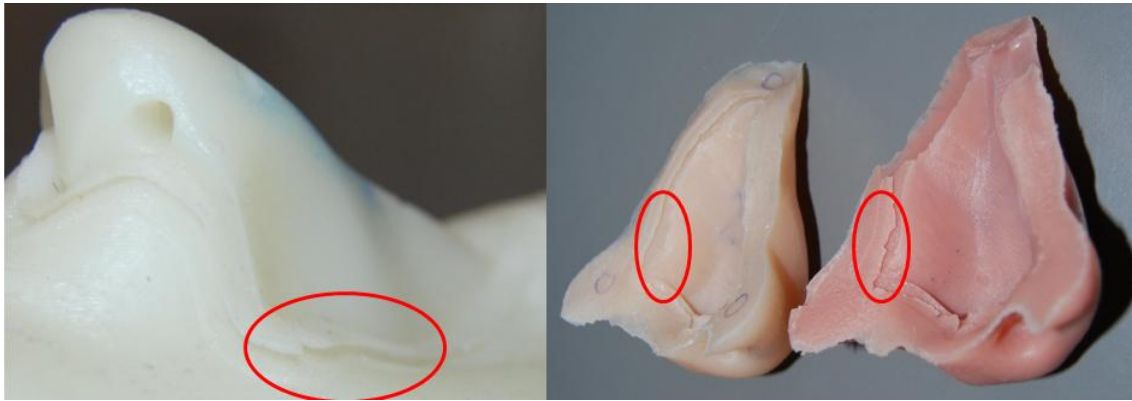


Figura 88: Aba de encaixe no modelo SLA e nas próteses vazadas

O primeiro dos modelos vazados não encheu por completo, ao passo que o segundo encheu completamente. A grande diferença entre ambos é que o segundo modelo foi pincelado com silicone na zona da aba de encaixe de modo a não haver falhas de enchimento (figura 89).



Figura 89: Falha de enchimento na primeira prótese

Ambos os modelos saíram sem rebarba exterior na zona das narinas (figura 90), mas possuíam uma zona de colagem na pele quase inexistente, daí ter-se passado para a construção de um novo molde.

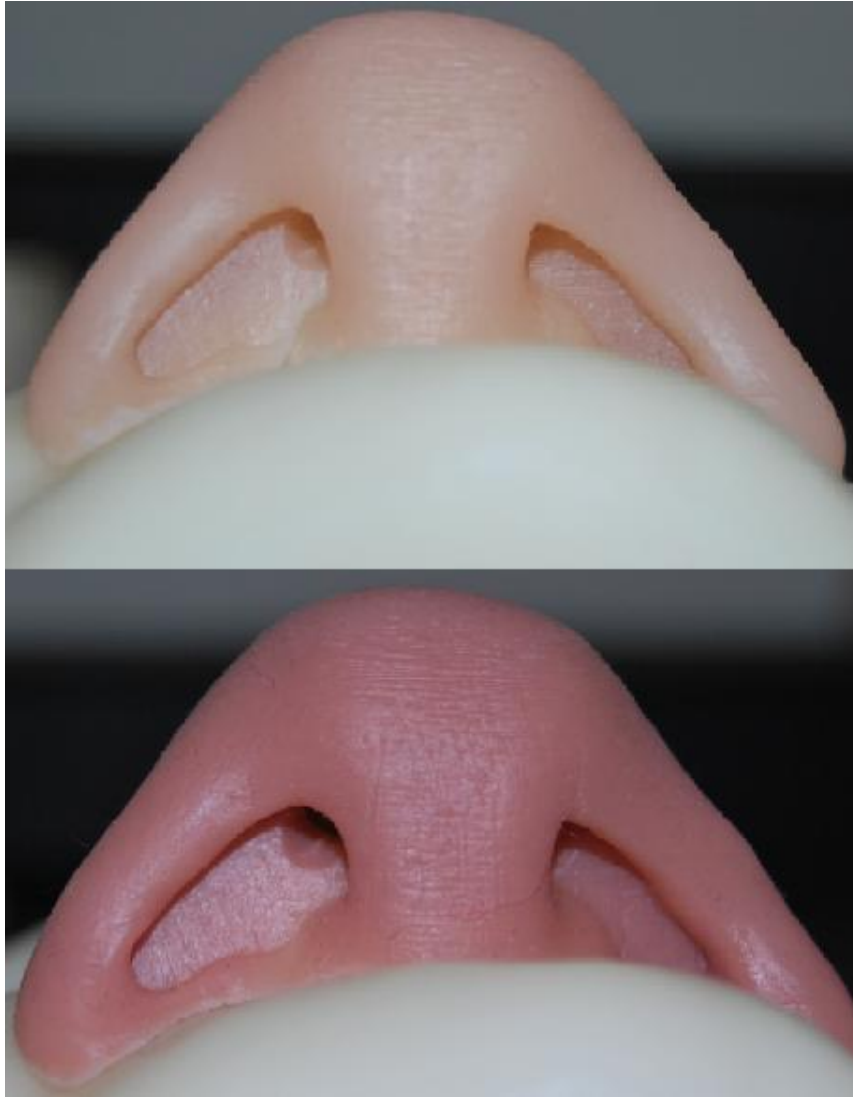


Figura 90: Ausência de rebarba nos dois modelos vazados

5.2.3 3º Molde Realizado

Como o segundo molde idealizado deu azo a que não existissem zonas de colagem, e o encaixe no implante era reduzido em altura e em comprimento (figura 91).



Figura 91: Altura do encaixe na prótese

Assim sendo passou-se então para a modelação do novo molde de modo a corrigir os parâmetros anteriormente citados.

De realçar que neste novo modelo usou-se a face digitalizada, colocando-a à escala real, visto que a escala resultante da medição 3D veio adulterada e usou-se o nariz digitalizado do Engenheiro Rui Neto. A escala da face digitalizada foi reduzida em 38%, passando a utilizar-se um modelo com 62% do tamanho do original digitalizado (figura 92).

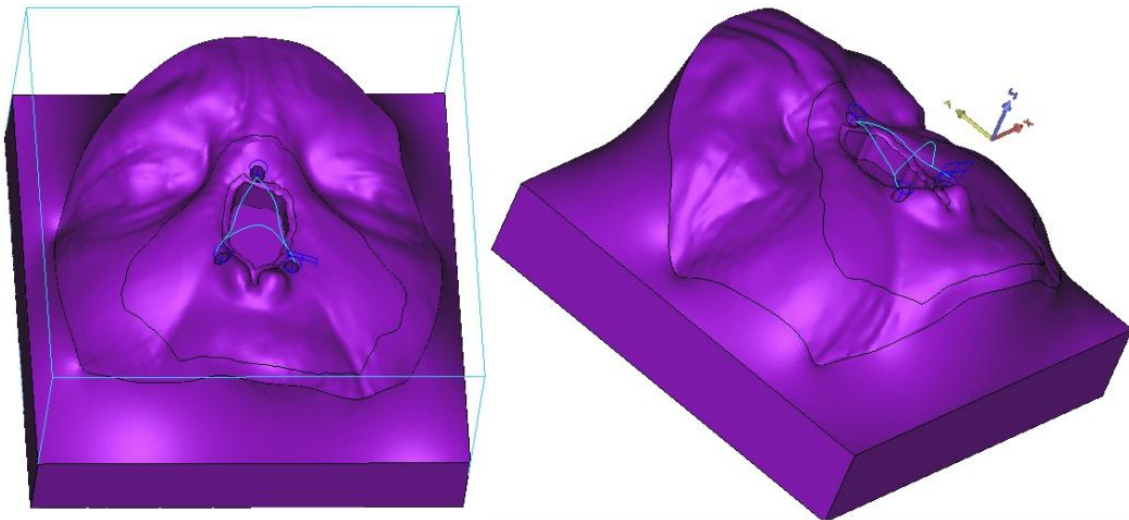


Figura 92: Cara da paciente colocada à escala

O primeiro passo deste terceiro molde, à semelhança dos anteriores foi adaptar o nariz digitalizado à face digitalizada no *software Blender*.

Ao contrário dos moldes anteriores, desta vez a adaptação e deformação foi feita com o *mesh deform* enquanto nos anteriores usou-se o comando *grab*.

Para se proceder à deformação da malha, foi criada uma superfície em *Blender* com a forma aproximada do nariz e da face, tendo sido depois tratada e fechada a malha de modo a conseguir-se a deformação, como se pode verificar na figura 93 e figura 94 a seguir.

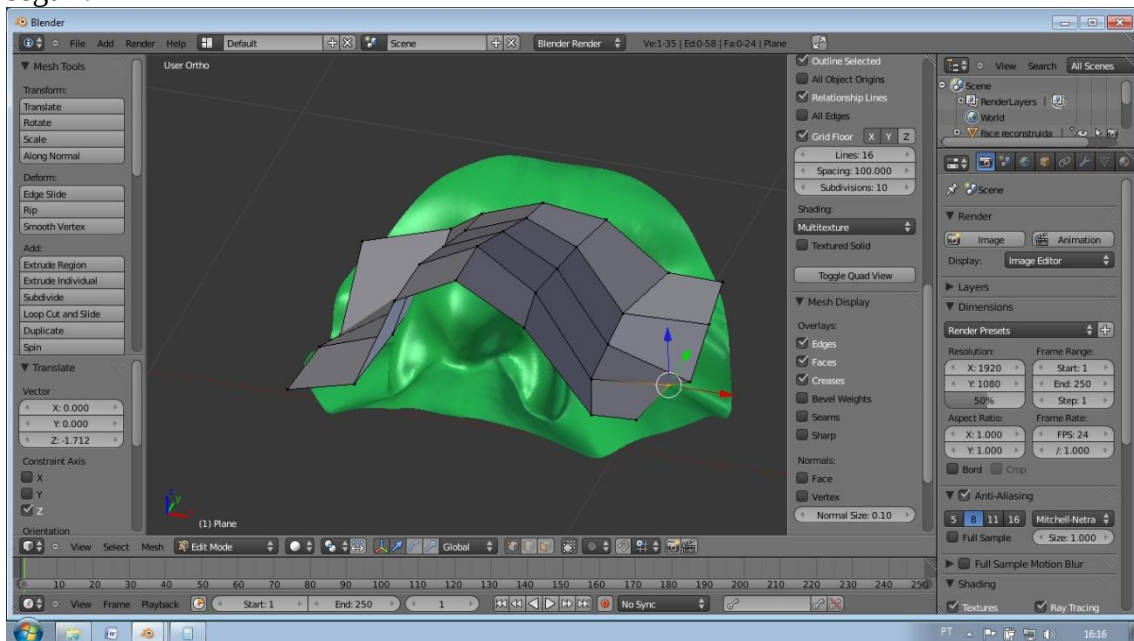


Figura 93: Criação da superfície para deformação em Blender

Desenvolvimento do processo de fabrico de próteses humanas em silicone para substituição de órgãos em tecidos moles

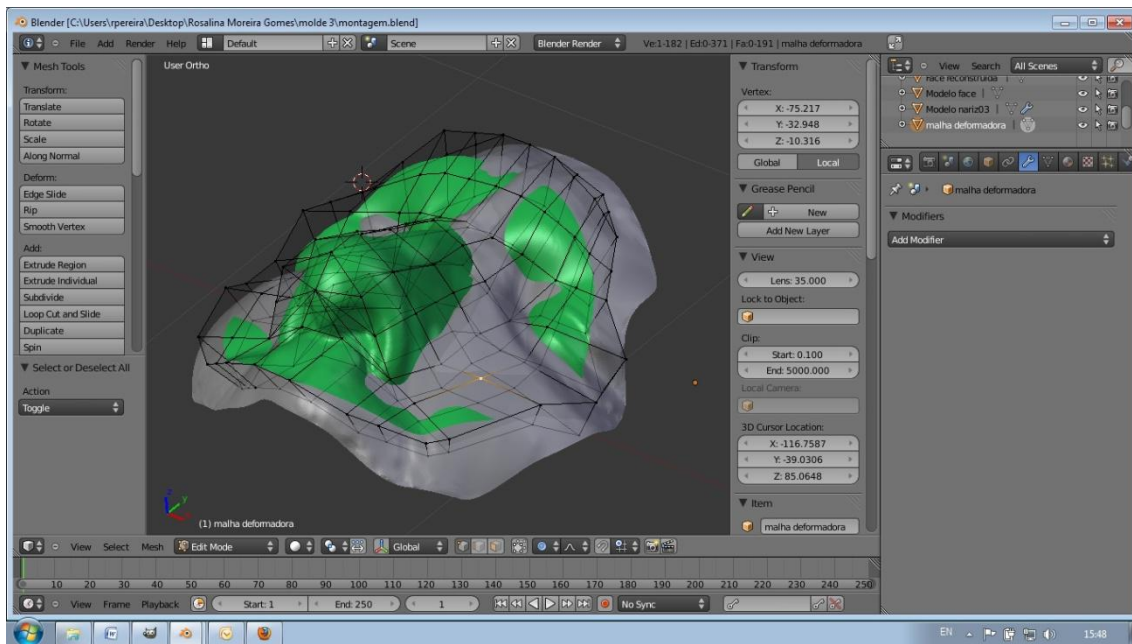


Figura 94: Malha deformadora em Blender para deformação e adaptação das superfícies

Depois de tratadas as deformações e adaptação de formas, chegou-se então ao nariz perfeitamente adaptado à face digitalizada figura 95.

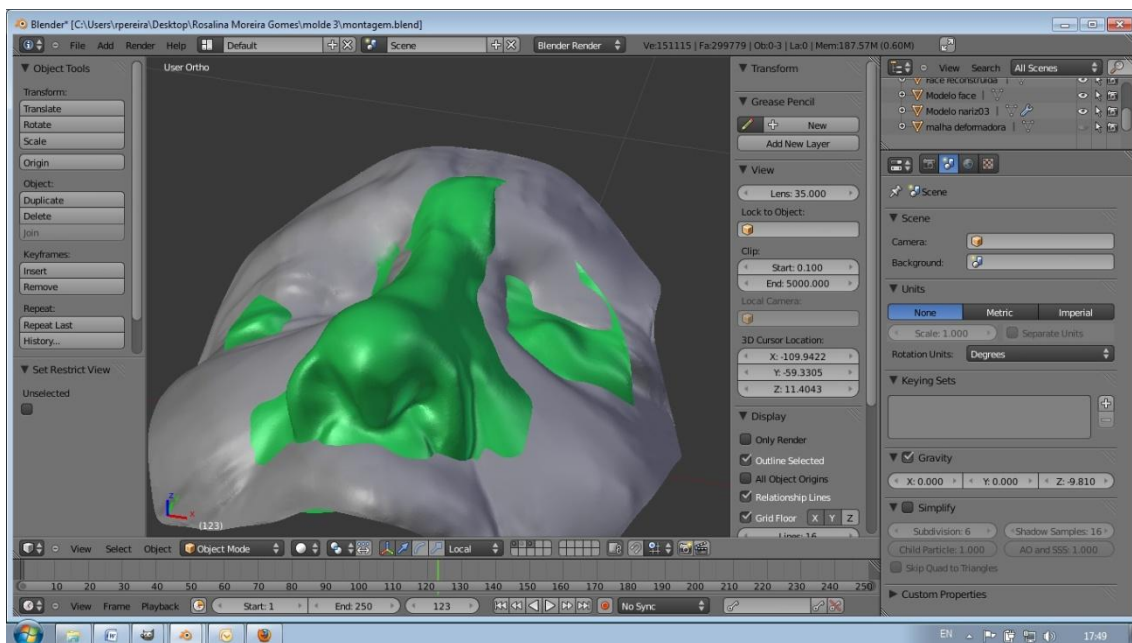


Figura 95: Nariz adaptado à face no final de todo o tratamento em Blender

Terminada a fase de tratamento e adaptação do nariz à face digitalizada, partiu-se então para o desenvolvimento de um “suporte” que ficasse ligado aos implantes e que fizesse

a retenção da prótese sem que houvesse a necessidade de recorrer a qualquer tipo de magnetos ou colas.

O suporte foi modelado com um perfil aproximadamente triangular de modo a garantir uma boa fixação e encaixe do nariz (figura 96).

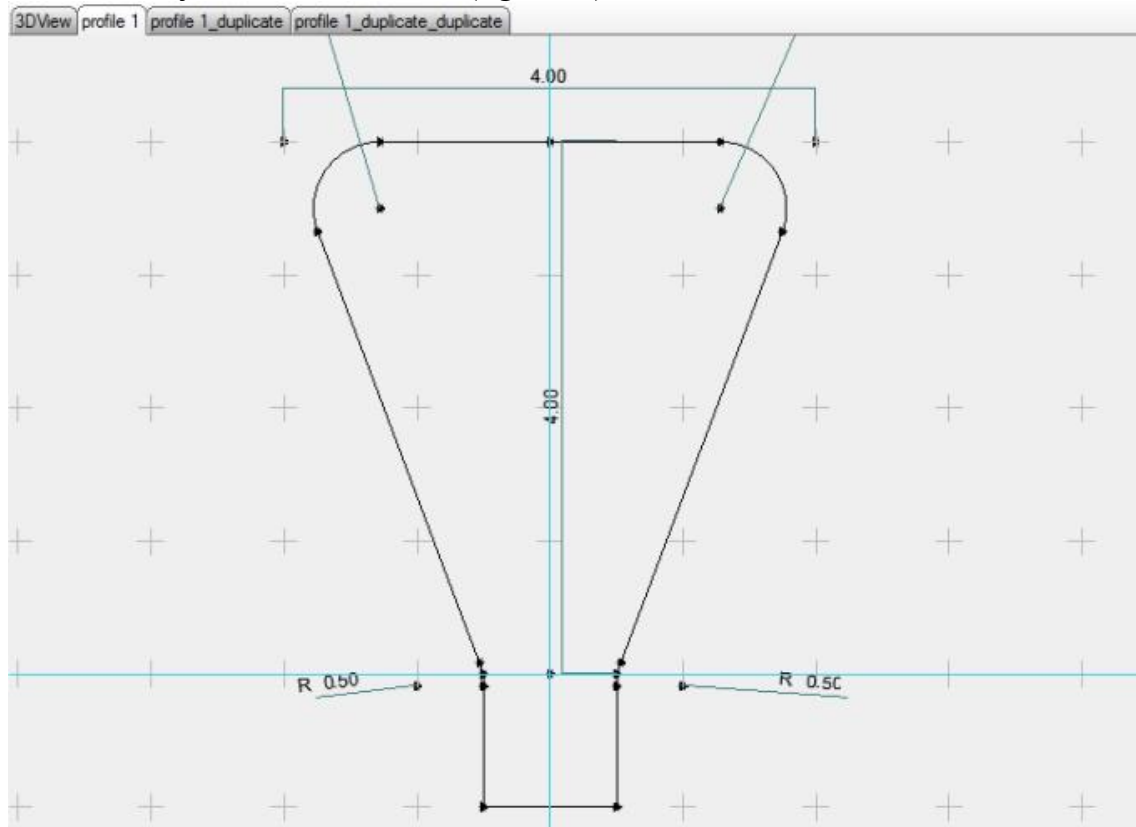


Figura 96: Sketch do perfil do suporte desenhado em 3-Matic

Definido o perfil do modelo, fez-se um *sweep* ao *sketch* do perfil, colocado numa posição conveniente em relação à curva da forma da face da paciente. Este *Sweep*, guiado pela curva originou um sólido, ou seja, o suporte ().

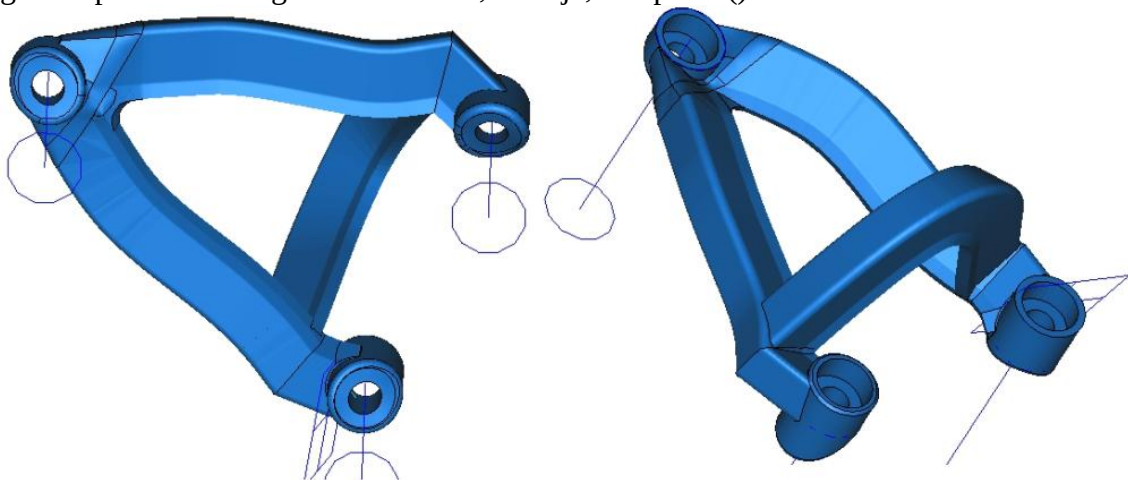


Figura 97: Vista do suporte modelado em 3-Matic

Todo o suporte foi modelado de modo a encostar na face da paciente e ser fixo nos implantes.

Modelada a face e o suporte, partiu-se então para a construção dos machos para fazer o molde de silicone e posteriormente os modelos.

De realçar que a face e o suporte foram prototipados, de modo a poder testar-se as próteses vazadas a nível de encaixe no suporte e a nível de margens com a face (figura 98).

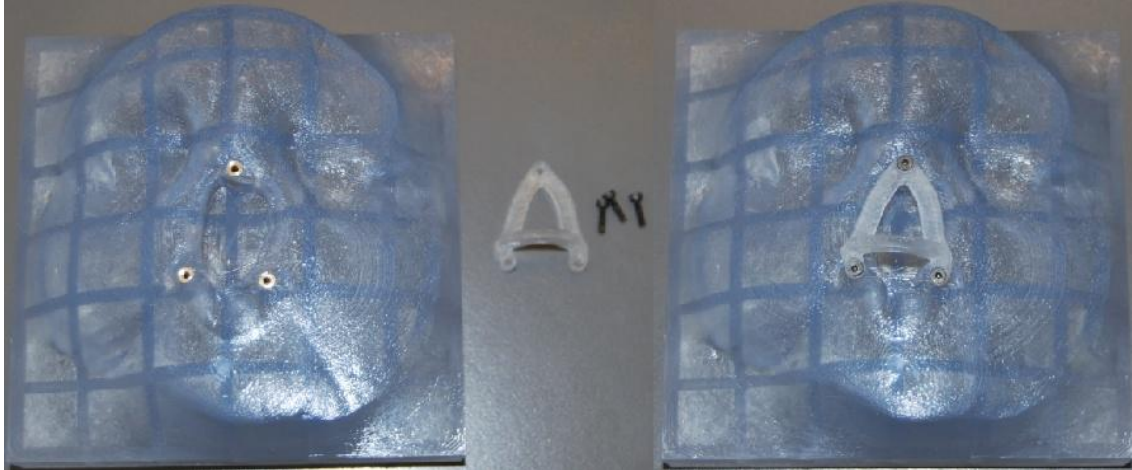


Figura 98: Face e suporte prototipados em SLA para testar o encaixe e margens da prótese

As narinas foram “criadas” de modo a que possa passar um fluxo de ar por elas. Inicialmente fez-se uma curva no menu curve, sendo que essa curva sofreu um *smooth* de modo a obter-se uma curva uniformizada. Seguidamente fez-se o *attract* da curva para a superfície e cortou-se a superfície em excesso, para no *menu sketch* desenhar-se a forma da narina (figura 99).

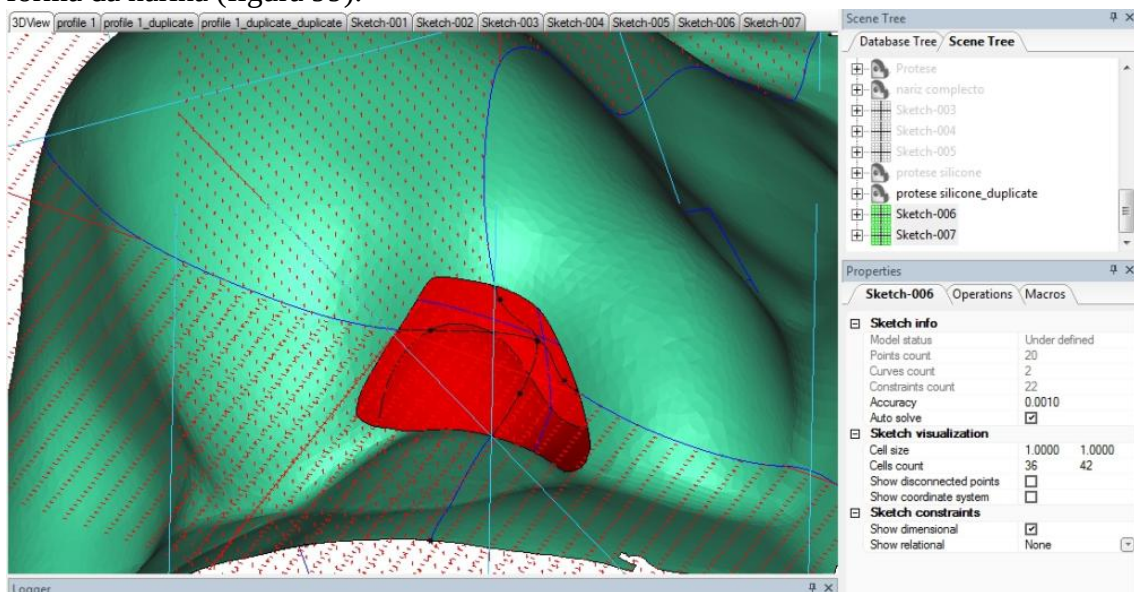


Figura 99: Remoção da superfície e desenho das curvas para construção

A nova superfície foi então criada, tendo em conta o vazio gerado pelo corte e o *sketch* de orientação para a sua construção no menu CAD através do comando *surface construction*, como se verifica na figura abaixo.

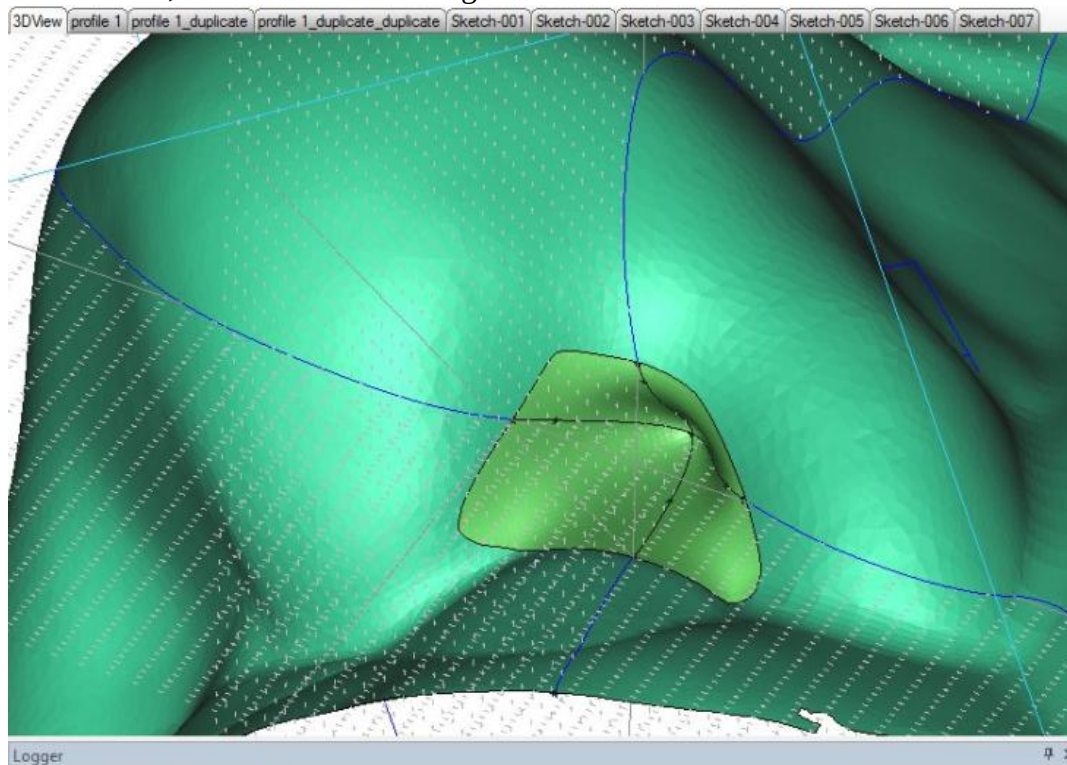


Figura 100: Narina construída

Um dos principais problemas dos moldes desenhados anteriormente eram as rebarbas exteriores na zona das narinas nas próteses de silicone. De modo a resolver este problema o molde de silicone vai ser feito com duas guias metálicas nas narinas para criarem a cavidade. Estas guias foram desenhadas também, de modo a que o macho para a criação do molde tivesse já a cavidade de encaixe para as guias (figura 101).

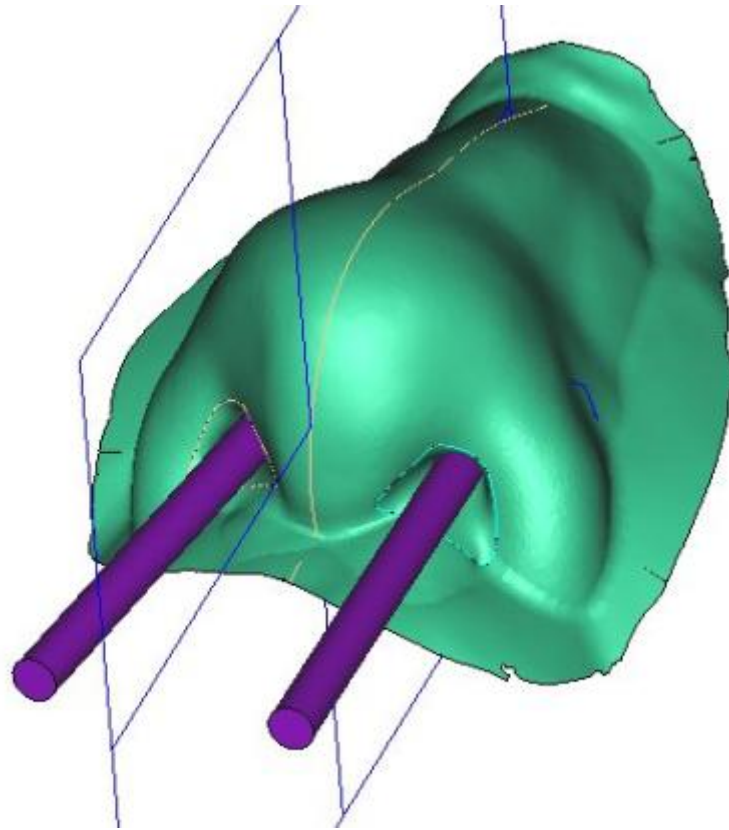


Figura 101: Guias para a criação dos orifícios nas narinas

Terminada a modelação do nariz, procedeu-se à modelação dos machos para criação do molde de silicone e para criação da espessura e interior (macho de trabalho) como se vê na figura 102 e figura 103.

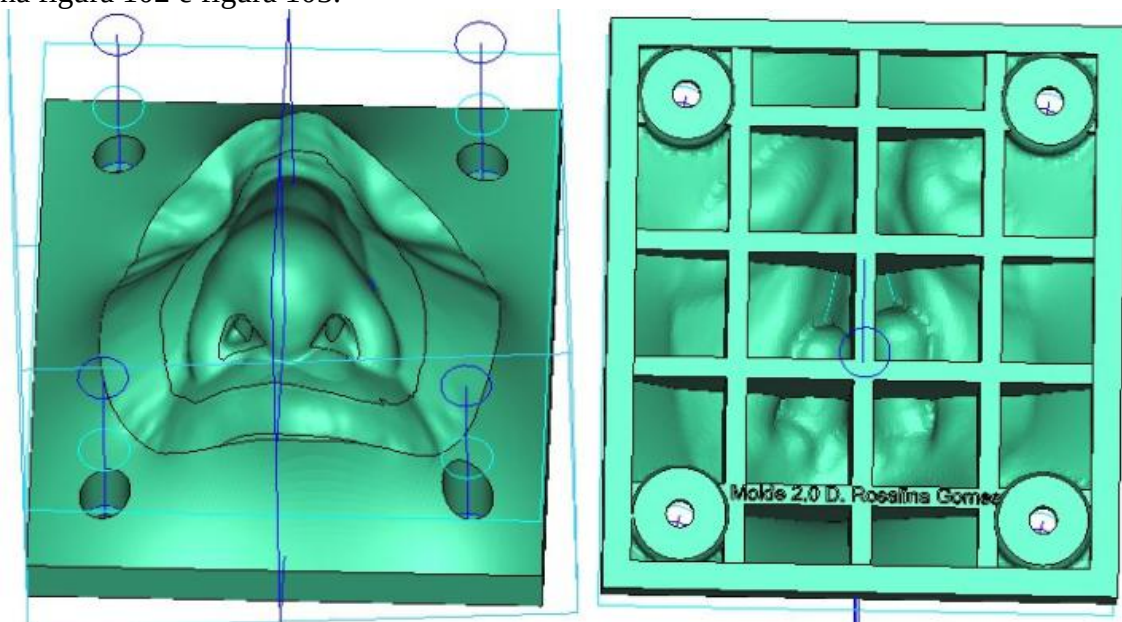


Figura 102: Vistas do macho para criação da cavidade de silicone

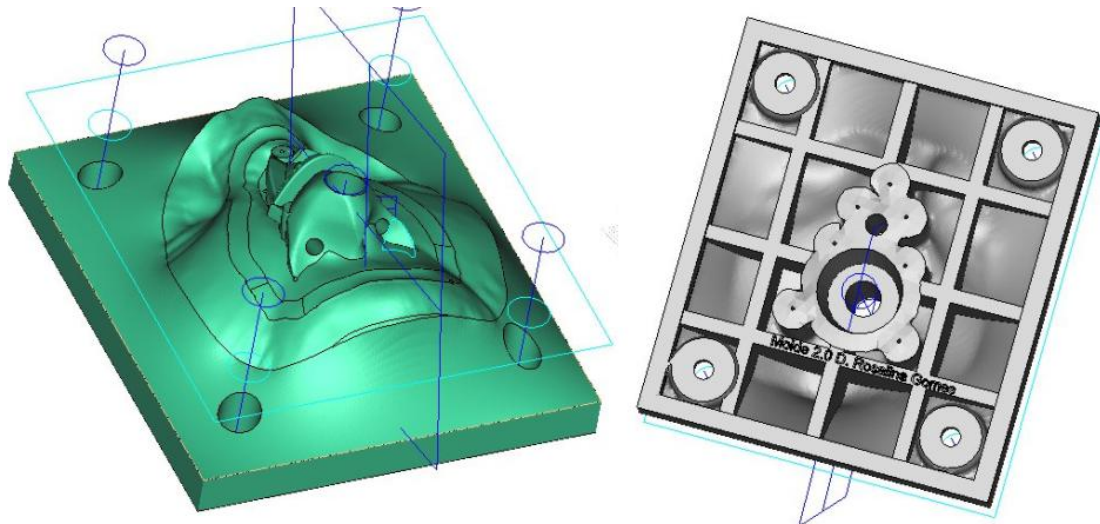


Figura 103: Vistas do macho de trabalho modelado para criação da espessura e interior

Terminada a fase de modelação, os ficheiros em STL passam para a prototipagem rápida SLA de modo a obtermos os protótipos físicos (figura 104) para se poder fazer o molde e posteriormente vaziar as próteses em silicone.

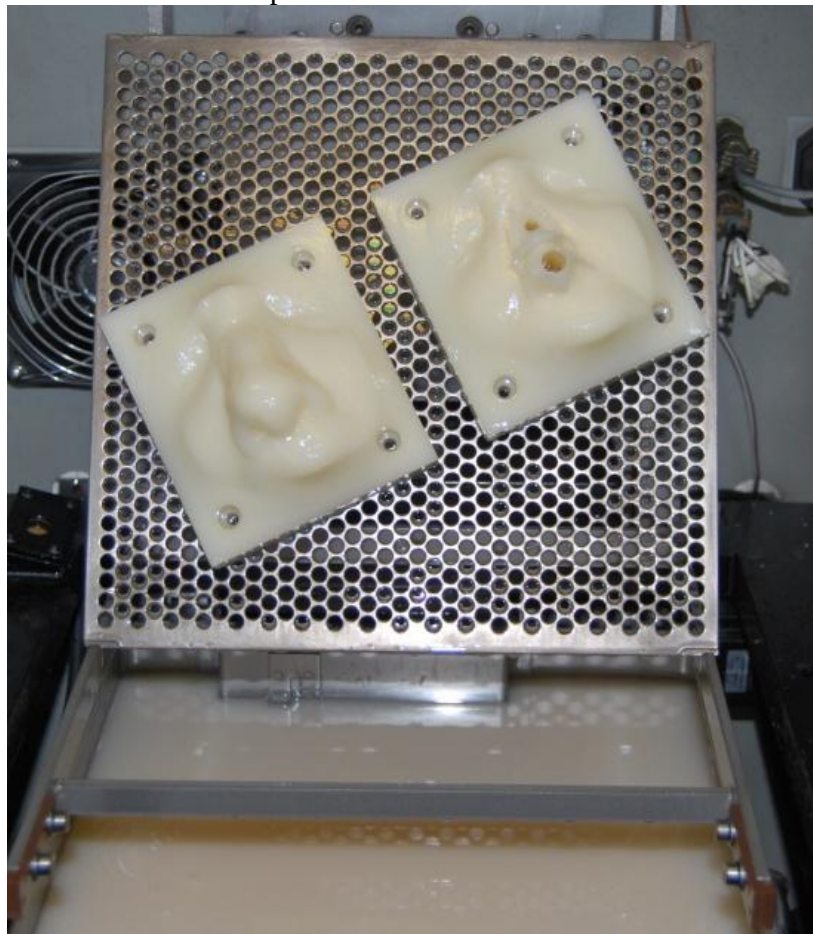


Figura 104: Protótipos a escorrer na máquina de prototipagem rápida SLA

Após a saída da máquina, os protótipos passam pelos três estágios de lavagem já referidos anteriormente e depois por uma cura em forno UV antes de serem utilizados para o fabrico do molde.

Este molde tem a particularidade de ter guias em alumínio, maquinadas no torno existente nas instalações do INEGI (figura 105) e uma chapa de modo a conferir rigidez e estabilidade ao molde em silicone, visto que o silicone é um material bastante flexível.

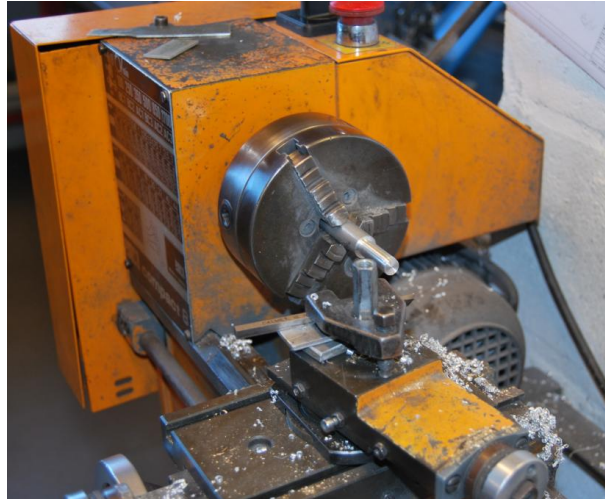


Figura 105: Maquinagem das guias no torno existente no INEGI

Terminadas as guias procedeu-se ao vazamento do silicone para fazer o molde com guias e uma chapa para maior resistência.

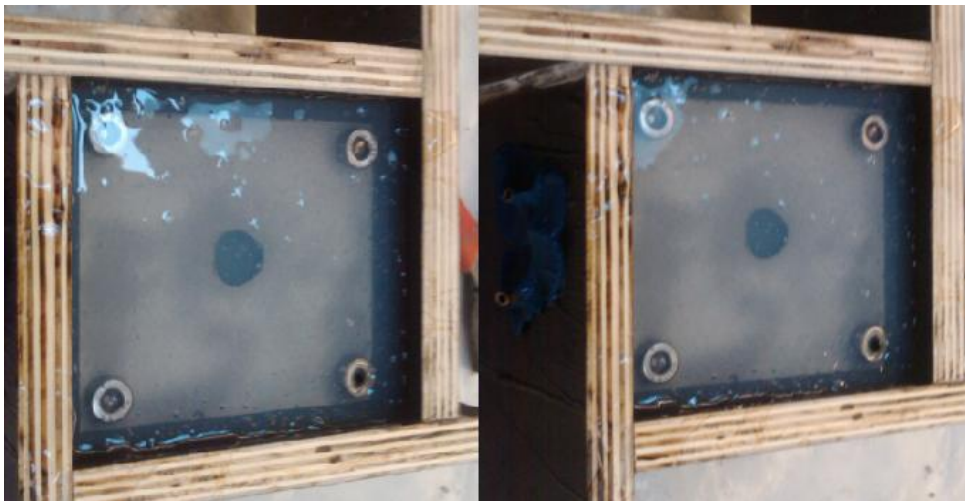


Figura 106: Molde vazado com guias em alumínio e chapa no molde

Os dados relativos ao vazamento do molde encontram-se na tabela 8, sendo de realçar o facto de que foram vazados dois moldes, uma vez que o primeiro não curou no interior, tendo apenas curado nas superfícies devido a uma má mistura do silicone com o catalisador.

Tabela 8: Dados de vazamento do molde [Anexo B]

	Catalisador (g)	Total (g)	Vácuo (mbar)	Tempo de Cura (hrs)
1	92	850	Até 30 mbar	24 hrs
2	98	998	Até 30 mbar	24 hrs

O segundo molde vazado saiu bom e perfeitamente curado, podendo então vazarse o silicone (tabela 9) pigmentado no seu interior de modo a obter-se a prótese pretendida.

Tabela 9: Dados dos vazamentos das próteses (Silicones Smooth-on [Anexo A])

N.º	Quantidade (g)	Silicone	Tempo de Cura (hrs)	Pigmentação e Fibras
1	60	Dragon Skin 20	4 hrs	2 Light + 1 Medium
2	60	Dragon Skin 20	4 hrs	6 Light + 3 Medium
3	11	Dragon Skin 30	16 hrs	2 Light + 1 Medium
	60	Dragon Skin 30	16 hrs	7 Light + 1 Medium
4	10	Dragon Skin 30	16 hrs	9 Light + 3 Medium
	13	Acrílico Pincelado		
	40	Dragon Skin 30	16 hrs	15 Light + 5 Medium
5	15	Dragon Skin 30	16 hrs	9 Light + 3 Medium
	50	Dragon Skin 30	16 hrs	15 Light + 5 Medium
6	12	Dragon Skin 30	16 hrs	6 Light + 2 Medium
	60	Dragon Skin 30	16 hrs	9 Light + 3 Medium

Apresentam-se abaixo, na figura 107 os modelos vazados de modo a tirar algumas conclusões acerca dos mesmos e acerca do seu encaixe e margens finas no suporte desenvolvido e na face respectivamente.

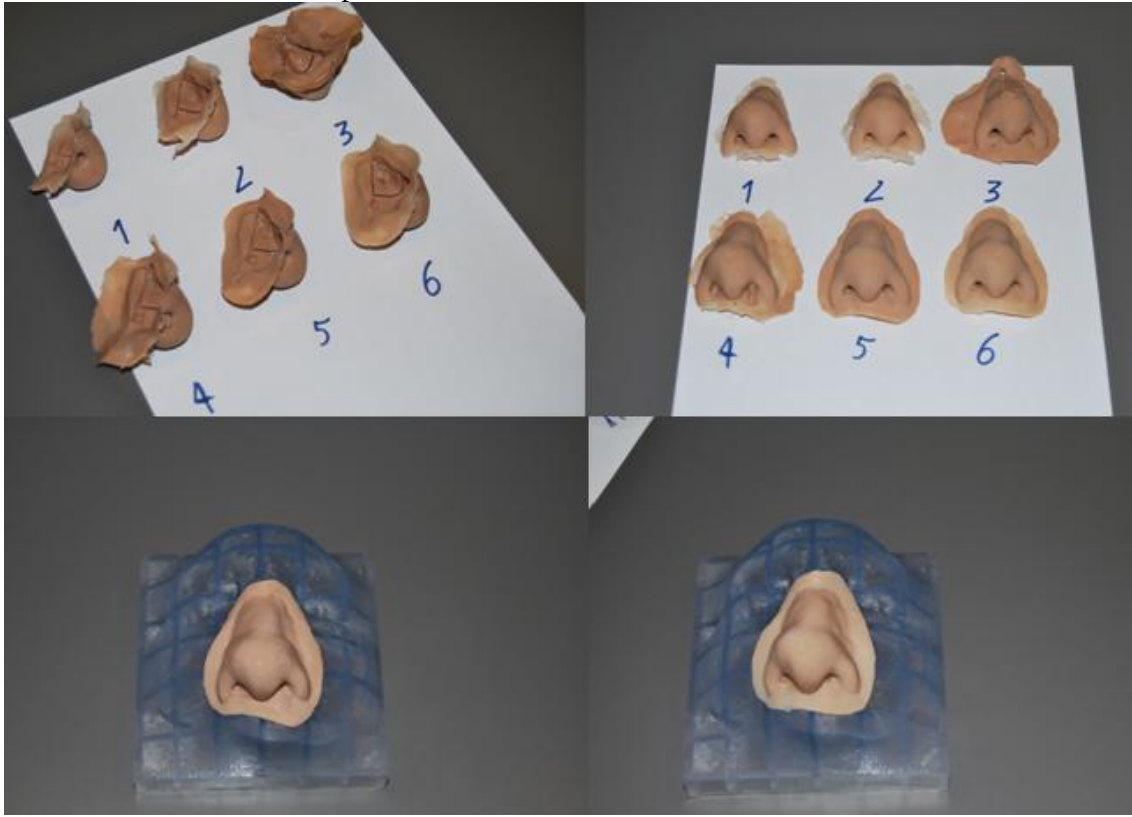


Figura 107: Modelos vazados e encaixe das próteses 5 e 6

Os modelos vazados saíram sem rebarba nas narinas, o que prova que a solução foi acertada, sendo que inicialmente saíram quase sem a pele lateral para colagem, o que foi corrigido com a adição de anilhas no macho em SLA, de modo a criar espessura e garantir o enchimento da margem fina (próteses 5 e 6).

O modelo pincelado com acrílico não foi de todo conseguido, visto que o acrílico reagiu com o silicone, não permitindo a cura do mesmo.

5.3 Caso de estudo Dedo do Pé

Este caso, surge no seguimento de uma paciente a quem foi removido o hallux, ou seja, o primeiro dedo do pé direito.

Inicialmente, e antes da minha chegada ao INEGI, a paciente veio cá algumas vezes e fizeram-se moldes em gesso para a posterior digitalização desses moldes e tratamento das imagens em 3-Matic, de modo a fazer o mirror do dedo bom. Os primeiros modelos foram retirados, e inicialmente apenas se fez o dedo em silicone como mostra a figura 108. Esta solução não é muito viável, pois necessitaria de colas na zona de contacto, sendo que estas não iriam resistir aquando do movimento de dobragem do pé. Pensando

numa coisa mais definitiva surgia a colocação de um implante, o que não era de todo o desejado pela paciente.



Figura 108: Dedo de silicone

Numa fase posterior, optou-se por fazer o molde com uma espécie de meia, sendo este testado pela paciente, mas constatou-se que a meia era curta e que também era fina, tendo fortes possibilidades de rasgar (figura 109).



Figura 109: Prótese inicial testada no pé da paciente e prótese rasgada

Postos os pressupostos anteriores, partiu-se então para a materialização de um novo molde, onde as rebarbas ficassem no interior de modo a não haver rupturas, onde a meia fosse maior e tivesse maior área de contacto e ainda um encaixe para colocação de uma unha de gel.

Para a modelação do molde e criação desta prótese, usou-se novamente o *3-Matic da Materialise*, programa este que manipula ficheiros STL permitindo-nos a modelação de todo o molde, para a posterior prototipagem do mesmo.

Numa primeira fase ajustou-se o *mirror* do dedo digitalizado do pé bom ao pé sem o dedo que também foi digitalizado, de modo a obter boas margens no encosto do dedo ao pé. Para este processo não se usou o *3-Matic* pois foi necessário recorrer a ferramentas de escultura digital, para colmatar este problema, foi usado, o *Blender* um programa *Open-Source*, este programa consegue modificar as malhas com um pincel e com alguma experiência consegue-se muito bons resultados. Então exportou-se o espelho do dedo para STL e importamo-lo no *Blender*, de forma a podermos alinhar o espelho do dedo bom com o pé que não tem dedo. Para isso usou-se ferramentas como o *move* e o *rotate*, posteriormente usou-se ferramentas de escultura como o *grab*, *pull*, *cage*, etc, como se mostra na figura 110.

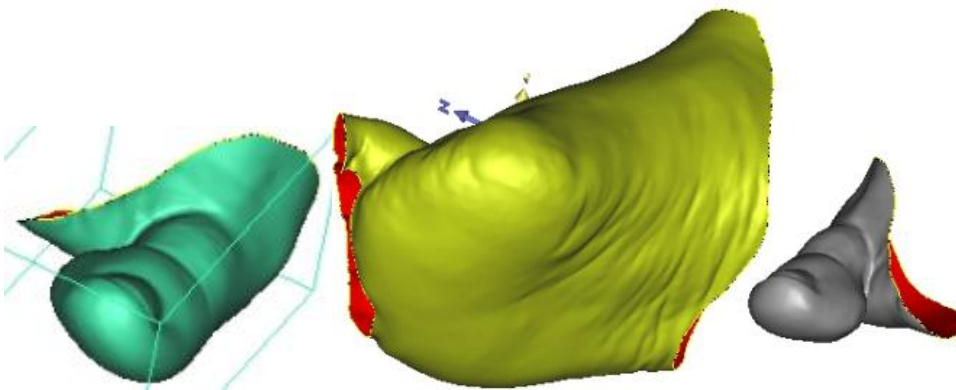


Figura 110: Mirror do dedo bom para posterior adaptação em Blender

Como dito anteriormente, no Blender procedeu-se à adaptação da forma recorrendo a ferramentas de escultura digital.

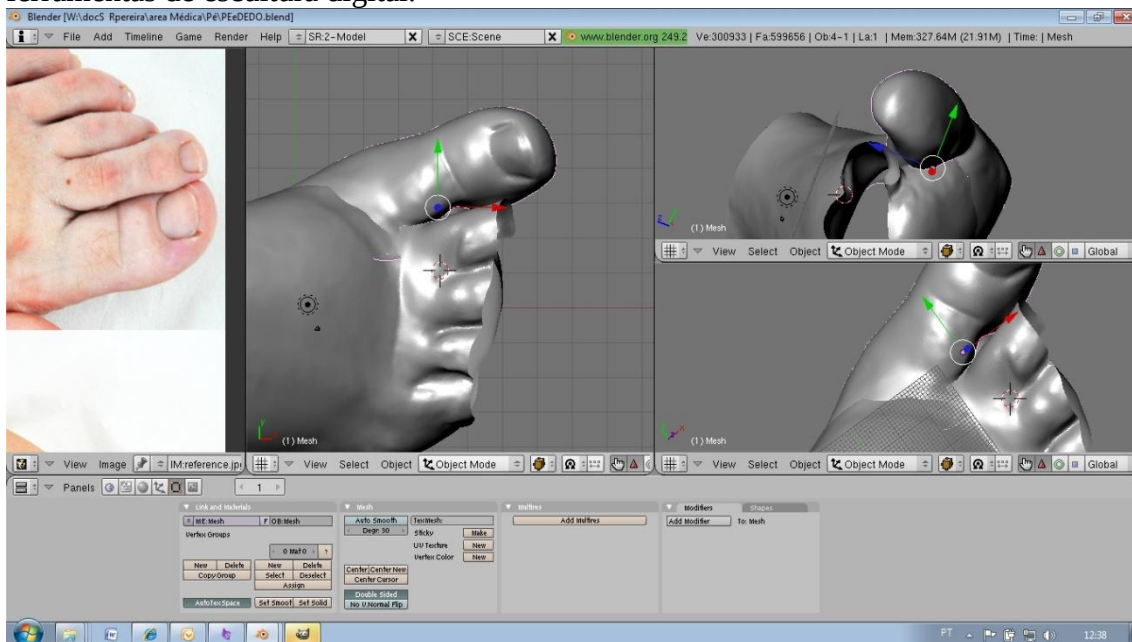


Figura 111: Adaptação em Blender do mirror do dedo ao pé digitalizado

Uma das necessidades prendeu-se com o facto de necessitarmos de diminuir o diâmetro da meia (essa meia tem a forma do peito do pé, mas com o tamanho reduzido), de modo a esta apertar no pé e garantir a retenção da prótese.

Existem duas possibilidades de a diminuirmos esse tamanho, uma delas é usando o *grab* que consiste em ir esticando ou puxando as superfícies do modo que desejamos, tendo o inconveniente de ser mais complicado controlar a forma exterior. A outra possibilidade é utilizar o comando *cage* ou *mesh deform*.

O comando *cage* ou *mesh deform*, consiste basicamente na capacidade de deformar uma malha complexa a partir de uma malha mais simples, esta malha tem de ser modelada no *Blender*. O *Blender* como muitos outros programas de animação tridimensional usam sólidos primitivos de base e com extrusões, translações, escalas e rotações aos quais se vão adicionando geometrias e criando os modelos, depois deste modelo básico, o *Blender* à semelhança de programas proprietários tem ferramentas de subdivisão e alisamento, para que os modelos fiquem bastante orgânicos e lisos.

No caso em questão, apenas se quer uma malha simples de modo a conseguir deformar a malha complexa existente tornando então a meia mais pequena em diâmetro de modo a provocar retenção.

Finalmente, depois de desenhada a jaula (*cage*) (figura 112), à que a associar ao pé *bind*, alterando a jaula, o modelo STL muda a sua forma relativamente à jaula, obtendo a forma desejada e a redução de tamanho que se quer como podemos ver na comparação na figura 113.

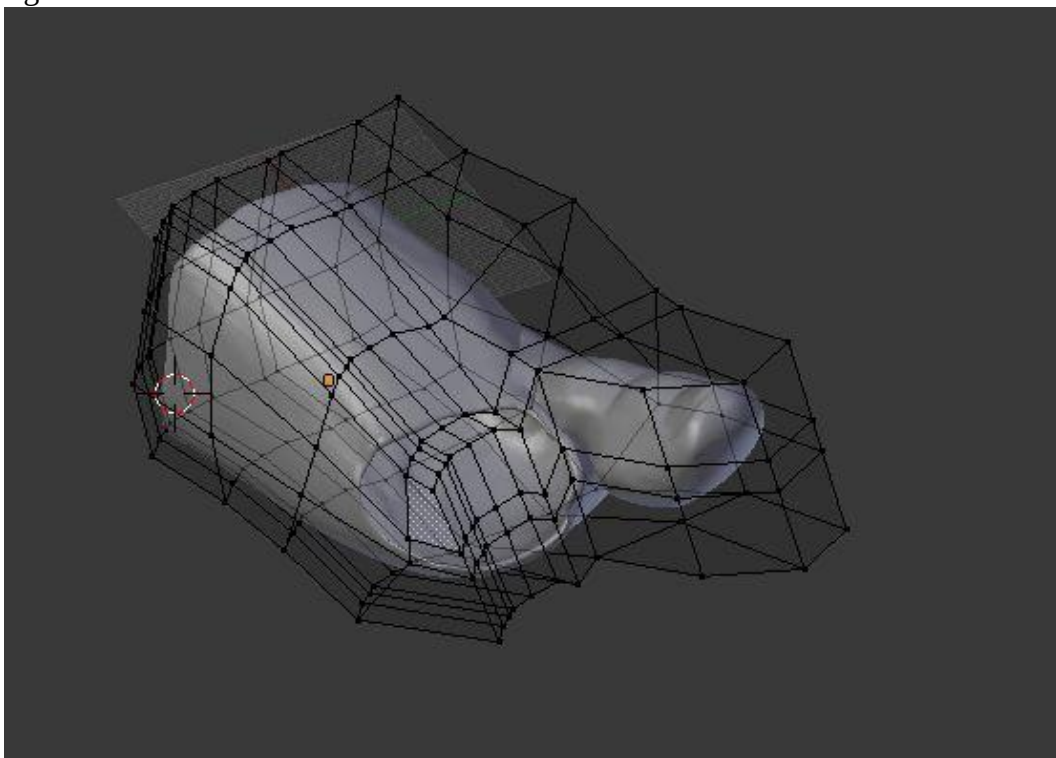


Figura 112: Cage no pé para deformação

Depois de terminada a deformação exportou-se o ficheiro STL para o 3-Matic de modo a tratar da modelação.

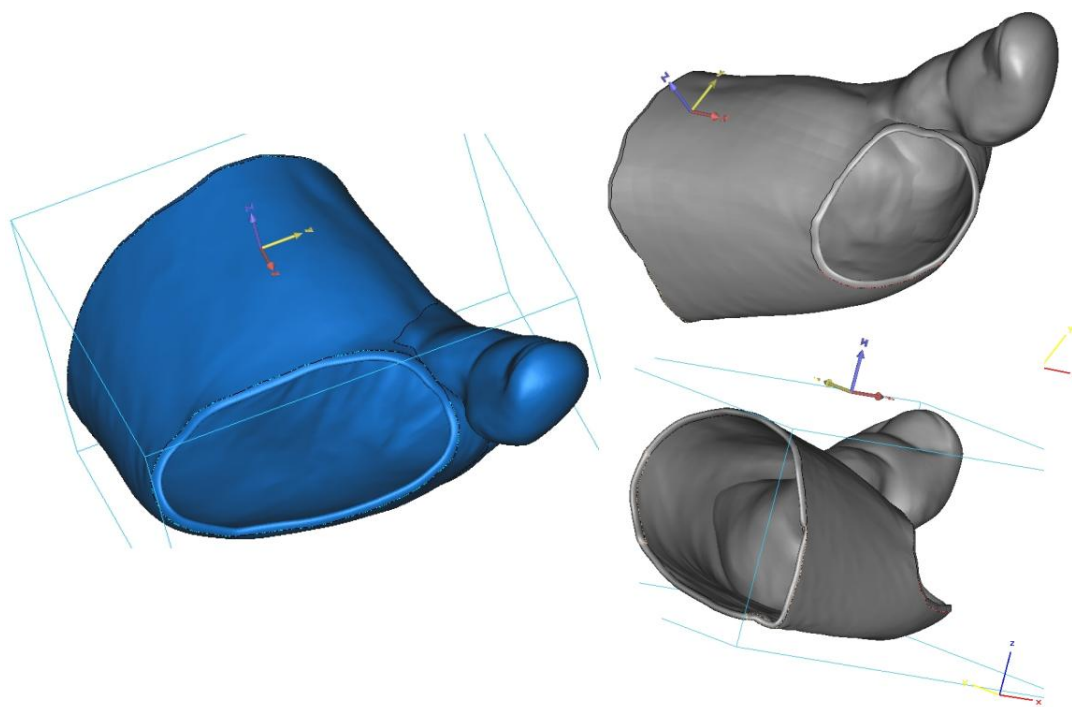


Figura 113: Comparação da redução de escala após tratamento em *Blender* e modelação em *3-Matic*, de modo a garantir retenção da prótese

Terminada toda a fase de adaptação em *Blender*, partiu-se para a modelação do molde propriamente dito, sempre tendo em conta os ficheiros resultantes do *Blender* e da digitalização feita pela S3D.

Pensou-se na concepção deste molde de modo a evitar as rebarbas interiores e com a cavidade para colocação de uma unha de gel.

As imagens abaixo mostram-nos alguns dos passos necessários para a obtenção do molde.

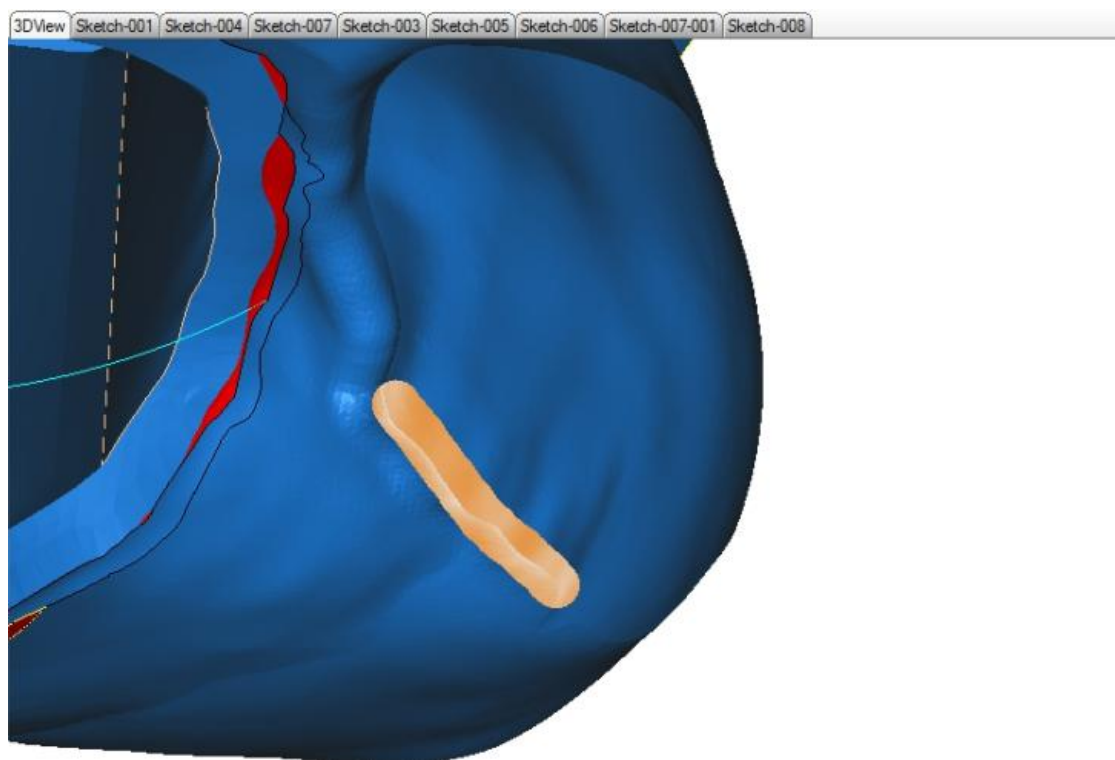


Figura 114: Aperfeiçoamento da superfície de modo a não serem criados vincos no silicone

A modelação consistiu em fazer um offset do pé reduzido em escala em Blender e criar uma espessura para a “meia”. Destes passos resultou um macho para criação do molde de silicone (figura 116) e um macho para garantir a espessuras aquando do vazamento do silicone (figura 115).

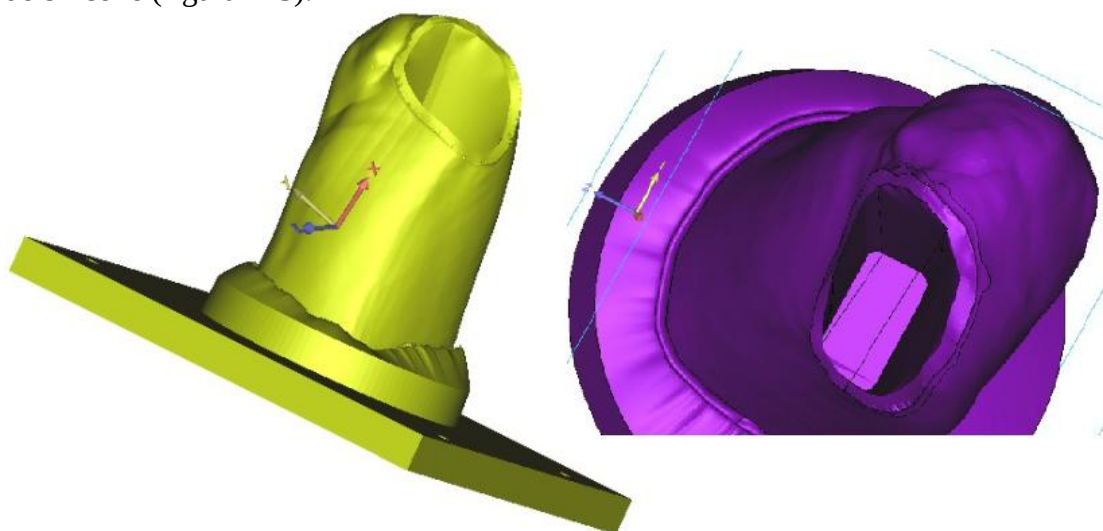


Figura 115: Macho de trabalho modelado para garantir espessura

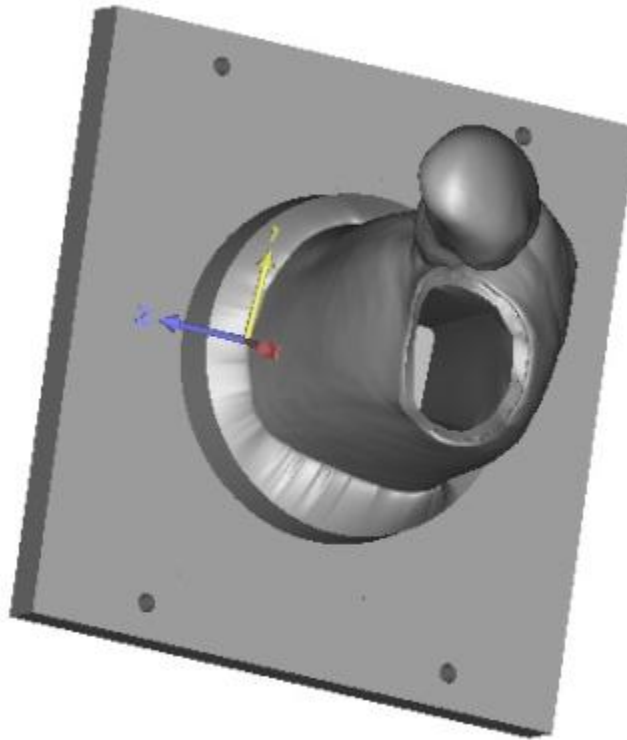


Figura 116: Macho para criação do molde de silicone

Finalizando a modelação, os dois modelos criados, um para gerar o molde de silicone e outro que serve como macho de trabalho, são enviados em formato STL para a prototipagem rápida SLA.

A prototipagem foi realizada na máquina *Viper™ SLA® System* da 3D Systems e a resina utilizada foi a *Accura® 60*, cujas propriedades foram descritas anteriormente.

Após a prototipagem, retiram-se os protótipos da máquina e posteriormente vão para uma estação de lavagem.

Esta estação tem três estágios de lavagem, o primeiro num TPM mais sujo, o segundo num mais limpo e por fim em álcool puro. De realçar que no primeiro e segundo estágios fica cerca de 2 horas em cada e no terceiro cerca de 5 minutos.

De seguida os protótipos são tirados da base de suporte de construção e lavados, como se pode ver na figura seguinte.



Figura 117: Protótipos na lavagem

Após as operações anteriores, os modelos são colocados num forno UV (figura 118) de modo a acelerar o seu processo de cura e conferir-lhe resistência para os podermos manusear na construção do molde.



Figura 118: Câmara UV utilizado para cura dos protótipos SLA

Após a colocação no forno UV, os protótipos (figura 119) vão dar origem ao molde de modo a obtermos a prótese.

Os protótipos foram enchidos com resina R19 [Anexo C], de modo a conferir maior resistência, dada a complexidade da forma e dificuldade em retirar os do molde.



Figura 119: Protótipos finalizados

Os passos para a construção do molde são os descritos anteriormente neste trabalho e seguem o mesmo método.

À semelhança dos outros moldes construídos começou-se pela construção da caixa e posterior vazamento de silicone com um macho dentro da caixa de modo a obter-se uma cavidade para o vazamento da prótese.

Tabela 10: Dados do vazamento de silicone para construção do molde [Anexo B]

	Catalisador (g)	Total (g)	Vácuo (mbar)	Tempo de Cura (hrs)
1	150	1650	Até 30 mbar	24 hrs
2	150	1603	Até 30 mbar	24 hrs

Terminado o vazamento, há a necessidade de esperar as 24 horas relativas à cura do silicone para que se possa retirar o modelo SLA do interior do molde, ficando apenas a “cavidade” para o vazamento do silicone com pigmentação que dará origem à prótese.

De referir, que foram feitos dois moldes de silicone, pois o primeiro deles rasgou na parede, como se pode verificar na figura 120 e o silicone agarrou, talvez pelo facto do desmoldante de silicone estar no final da embalagem e estar com diversas impurezas.



Figura 120: Molde rasgado e silicone agarrado nas paredes

Terminada a produção do segundo molde de silicone, iniciou-se então o vazamento dos modelos. Foram vazados 12 modelos (tabela 11), sendo que quatro desses modelos saíram com defeitos e falhas de enchimento.

A principal razão para terem saído modelos com falhas de enchimento deve-se ao facto de haver pouco guiamento no molde, fazendo com que a espessura não se torne uniforme num dos lados.

A solução encontrada para se garantir essa espessura passou por lixar a parte do macho onde não se verificava o enchimento e onde se verificavam paredes bastante finas na prótese.

Após se proceder à operação de lixar o macho, este foi granalhado na granalhadora existente nas instalações do INEGI (figura 121) de modo a ficar com um acabamento uniforme e não se notarem os riscos da lixa.



Figura 121: Granalhadora existente no INEGI

Tabela 11: Dados dos vazamentos das próteses (Silicones Smooth-on [Anexo A])

	Total (g)	Silicone	Vácuo (mbar)	Tempo de cura (hrs)	Pigmentação
1	90	Dragon Skin 30	Até 30 mbar	16 hrs	4 Light + 2 Medium
2	72	Dragon Skin 30	Até 30 mbar	16 hrs	2 Light + 1 Medium
3	64	Dragon Skin 20	Até 30 mbar	4 hrs	2 Light + 1 Medium
4	108	Dragon Skin 20	Até 30 mbar	4 hrs	4 Light + 2 Medium
5	80	Dragon Skin	Até 30 mbar	16 hrs	2 Light + 1

Desenvolvimento do processo de fabrico de próteses humanas
em silicone para substituição de órgãos em tecidos moles

		30				Medium
6	82	Dragon Skin	Até 30 mbar	16 hrs	4 Light + 2	
		30				Medium
7	80.2	Dragon Skin	Até 30 mbar	16 hrs	4 Light + 2	
		30				Medium
8	81	Dragon Skin	Até 30 mbar	4 hrs	2 Light + 1	
		20				Medium
9	82.1	Dragon Skin	Até 30 mbar	4 hrs	4 Light + 2	
		20				Medium
10	20 (dedo)	Dragon Skin	Até 30 mbar	4 hrs	5 Vein Blue	
			20			
	50 (meia)	Dragon Skin	Até 30 mbar	5 hrs	5 Fresh	
		10 Medium				Blood
11	15 (dedo)	Dragon Skin	Até 30 mbar	4 hrs	5 Light + 2	
			20			Medium
	50 (meia)	Dragon Skin	Até 30 mbar	5 hrs	15 Light + 5	
		10 Medium				Medium
12	25 (dedo)	Dragon Skin	Até 30 mbar	4 hrs	4 Light + 2	
			20			Medium
	55 (meia)	Dragon Skin	Até 30 mbar	5 hrs	8 Light + 4	
		10 Medium				Medium

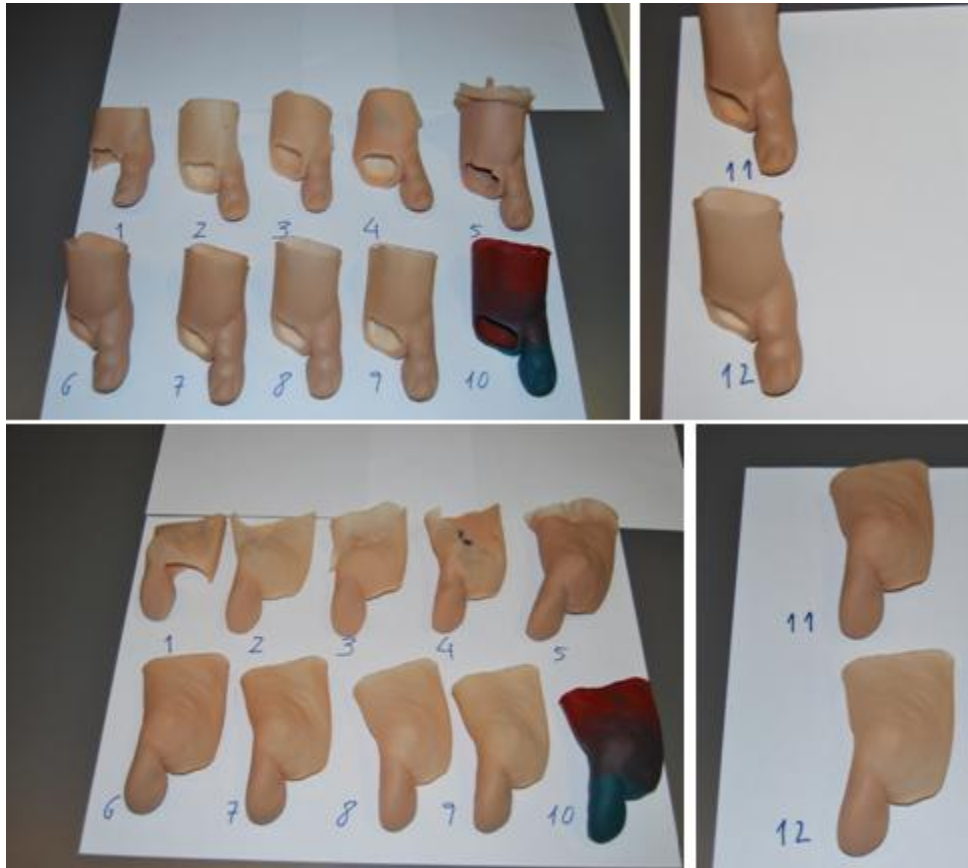


Figura 122: Próteses vazadas

Os modelos iniciais saíram com falhas de enchimento, o que se deve à falta de guiamento e à falta de centragem. Esse problema foi corrigido com a lixagem do macho de trabalho, de modo a criar espessura e garantir o enchimento e a espessura da meia.

Os modelos vazados apenas em Shore 20 revelaram-se bastante rígidos para se moldarem ao formato do pé, ao passo que os modelos com dois silicones (Shore 20 no dedo e Shore 10 na meia) se revelaram uma boa solução, visto garantir alguma rigidez no dedo e bastante elasticidade e maciez na meia, sendo que permite uma melhor e mais confortável adaptação ao pé.

5.4 Caso de Estudo da Mão

Este caso surge em virtude de um senhor que perdeu quatro dedos da mão direita numa máquina, ficando apenas com o polegar.

Para a criação desta prótese recorreu-se à digitalização tridimensional das duas mãos do paciente, a mão normal e a mão deficiente. Esta digitalização tridimensional foi realizada por uma máquina de digitalização fotométrica, e o seu funcionamento consiste em tirar várias fotografias, de vários ângulos ao modelo, conseguindo o software da máquina formular um STL 3D, a partir da triangulação das várias imagens com uma tolerância situada nas décimas de milímetro.

Nesta digitalização, foram usados dois métodos e considerou-se um dos métodos directo e outro indirecto. No método directo usou-se a máquina directamente no paciente, este método é simples mas de difícil execução pois além de a máquina ter dificuldade em ler a geometria com o brilho da pele, não permite que o paciente se mova durante a digitalização, o que torna (principalmente no caso da mão) uma tarefa quase impossível e por isso decidiu-se fazer também o método indirecto. O método indirecto, complica o processo de digitalização porque adiciona mais fases no processo, mas simplifica a digitalização da máquina em si, pois a medição em vez de ser feita no paciente é sim feita num modelo de resina criado indirectamente com ferramentas de moldação. Para criar um molde rápido que permita a saída de geometrias tão complexas como uma mão, usou-se Alginato de Sódio que é usado na preparação de moldes em odontologia, que além de curar em poucos minutos é muito flexível.

Com o método directo usou-se a mão deficiente (figura 123), pois era mais simples de imobilizar durante todo o processo de digitalização.



Figura 123: Mão com deficiência

O tempo gasto pela máquina para fazer uma medição directa, segundo o técnico especializado, é bastante superior do que o dispendido com a digitalização de um modelo estático, pois existem

vários factores que penalizam a digitalização directa como a incapacidade de imobilização dos membros humanos, o brilho da pele e a falta de alvos para ligar as várias capturas de imagem existentes.

Para o método indirecto criou-se, um molde em Alginato de Sódio, para reproduzir a mão sã. Para isso recorreu-se a 3 sacos Alginato (cada saco continha 450 g), dois recipientes de 5L, um balde, uma taça e 2.025 L de água. Basicamente fez-se a mistura da água com o Alginato auxiliados por um berbequim para fazer uma mistura homogénea o mais rápido possível visto o Alginato ter um tempo de cura de poucos minutos. Enquanto a mistura era feita o paciente estava com a mão numa taça com água e sabão de loiça de modo a activar a pele para haver uma melhor molhagem.

Posteriormente o paciente mergulhou a mão dentro do recipiente com o alginato devidamente preparado e aguardou com mão imobilizada em posição de descanso durante poucos minutos. Quando o alginato curou mostrando a sua cor branca, procedeu-se à desmoldagem da mão com o auxílio do paciente e de uma pistola de ar comprimido para descolar a pele das paredes do molde de alginato, sem haver arrastamentos (figura 124).

Terminado o molde feito procedeu-se ao vazamento de uma resina de poliuretano R19 com um tempo de cura de 2 horas. Passadas as duas horas desmoldou-se o modelo do molde com o auxílio do ar comprimido. Após desmoldar, fechou-se o molde num saco plástico para este não perder a humidade e durar mais algum tempo.

Desenvolvimento do processo de fabrico de próteses humanas
em silicone para substituição de órgãos em tecidos moles



Figura 124: Passos necessários para o processo de Moldação

As diferenças entre os dois métodos em termos de resultados finais são bastante óbvias, pois pode-se perceber visualmente pelo STL criado pelo software da máquina. À primeira vista o método directo parece ser inviável pois o resultado final não tem qualidade estética, a nível de textura da pele para que se possa reproduzir fielmente o membro, para em seguida se protótipar o modelo e produzir um molde. Nas imagens seguintes podemos ver a diferenças entre os modelos directo e indirecto.

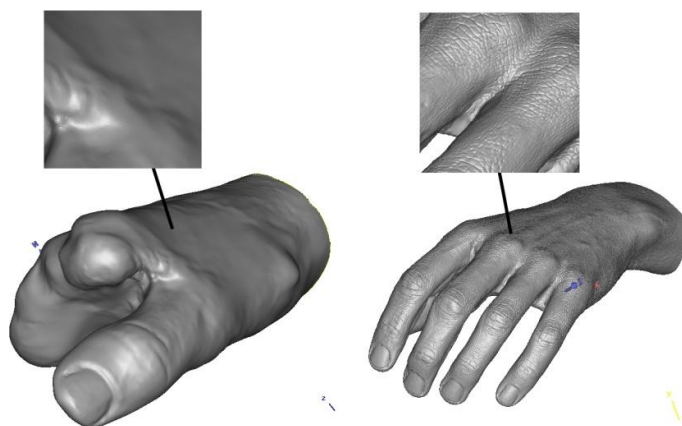


Figura 125: Diferenças entre o método directo e indirecto

O modelo directo tem alguns problemas, por isso é que se utilizou o modelo indirecto, problemas, esses que podem ser de muito demorosa resolução. Pois o molde de Alginato como cura, rapidamente não deixa que as pequenas bolhas de ar se soltem das impressões digitais para reduzir este efeito tentamos fazer uma pequena vibração manual, mas com certeza este é um ponto que podemos trabalhar melhor para que se consiga fazer um modelo com menos bolhas de ar. Outro ponto de mudança poderá passar por melhores molhantes para que as bolhas de ar escorreguem pela superfície da pele com mais facilidade e assim talvez se poupe tempo de CAD neste processo, pois todas as bolhas são retiradas num pós processamento de CAD.

Modelação CAD

Para a modelação do molde e criação desta prótese, usou-se mais uma vez o software *3-Matic da Materialise*, este programa manipula ficheiros STL e com ele modelou-se todo o molde, para a posterior prototipagem do mesmo. Como foi dito anteriormente, primeiro retirou-se todas as bolhas existentes no modelo digital para de alguma forma retirar os positivos esféricos que iriam perturbar a estética da prótese, para isso usou-se dois comandos o *Wave brush mark* no separador *Mark* e o *surface construction* no separador *CAD*. O *Wave brush mark* serve para marcar com um pincel as bolhas a vermelho, depois de as seleccionar uma a uma e apagou-se as malhas seleccionadas de modo a fazer o *surface construction* em todos os buracos, o que este comando faz, é tapar os buracos com a informação de inclinação e forma da malha na periferia do buraco. Este processo pode demorar várias horas pois é preciso seleccionar bolha a bolha manualmente e o programa pára de x em x vezes por causa do peso da malha do STL, para de responder. Depois do processo estar terminado deve-se fazer uma análise das malhas para corrigir erros criados pela operação anterior.

A segunda fase é ajustar a mão deficiente á mão contrária, a normal para isso, procedemos a um “mirror”, ou seja, um espelho da mão boa e fica a faltar o ajuste para que a mão boa se transforme numa “luva” para a mão deficiente. Para este processo não

usamos o *3-Matic* pois precisamos de ferramentas de escultura digital, para colmatar este problema, foi usado, o *Blender* um programa *Open-Source*, este programa consegue modificar as malhas com um pincel e com alguma experiencia consegue-se muito bons resultados. Então exportamos o espelho da mão para STL e importamo-lo no *Blender*, de forma a podermos alinhar a mão deficiente com o espelho da mão sã. Para isso usamos ferramentas como o “*move*” e o “*rotate*”, posteriormente usamos ferramentas de escultura como o “*grab*”, “*pull*”, “*cage*” etc.

Neste caso, existe um problema, pois o paciente talvez por usar muito o polegar da mão deficiente tem a mão um pouco deformada de forma, a que tem o polegar demasiado fechado relativamente á mão sã (figura 126).

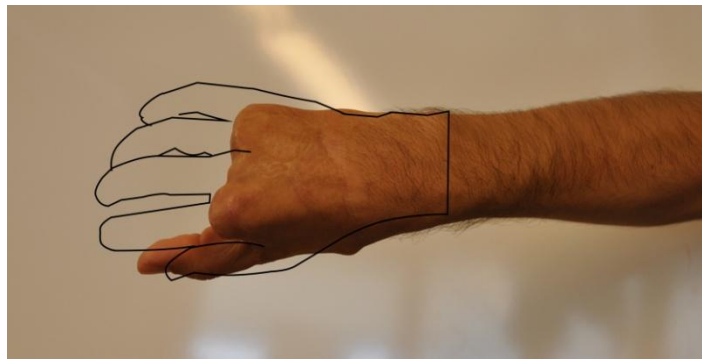


Figura 126: Comparativo entre a mão sã e a mão com deficiência

Normalmente temos ajustado a malha do membro são, ao membro deficiente, mas neste caso para não deformar completamente o membro são vamos tentar criar uma cavidade para o membro amputado aproximada e deformada, mesmo que deformada a cavidade em princípio há encaixe devido ao silicone ser flexível.

O comando “*cage*” ou “*meshdeform*”, tem a capacidade de deformar uma malha complexa a partir de uma malha mais simples, esta malha tem de ser modelada no Blender. O Blender como muitos outros programas de animação tridimensional usam sólidos primitivos de base e com extrusões, translações, escalas e rotações vamos adicionando geometria e criando o modelo, depois deste modelo básico o Blender a semelhança de programas proprietários tem ferramentas de subdivisão e alisamento para que os modelos fiquem bastante orgânicos e lisos. Mas no nosso caso só queremos uma malha simples, para deformar a nossa malha complexa. Para isso usou-se uma versão ainda beta do Blender a versão 2.540, porque tem um melhor gestor de recursos e lida melhor com malhas muito complexas como o caso da mão, pois este ficheiro da mão ocupa mais ao menos 80 MB.

Depois de desenhada a jaula, á que associar a jaula à mão “*bind*”, depois alterando a jaula como vemos na figura 127, o modelo STL muda a sua forma relativamente a jaula.

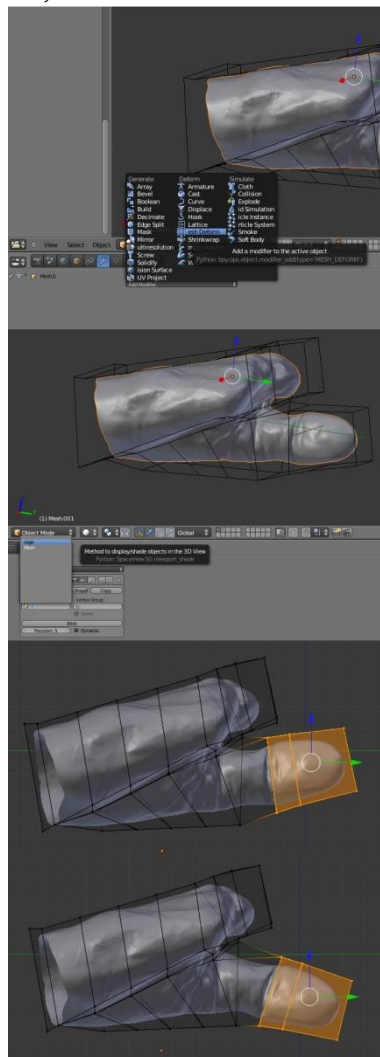


Figura 127: Cage e deformação da malha associada

Terminada esta operação passou-se novamente para a modelação em *3-Matic* de modo a modelar todo o molde. Passou-se pela projecção de uns *Sketch* de modo a perceber os limites e corrigir algumas linhas de modo a que a prótese encaixe perfeitamente no paciente (figura 128).

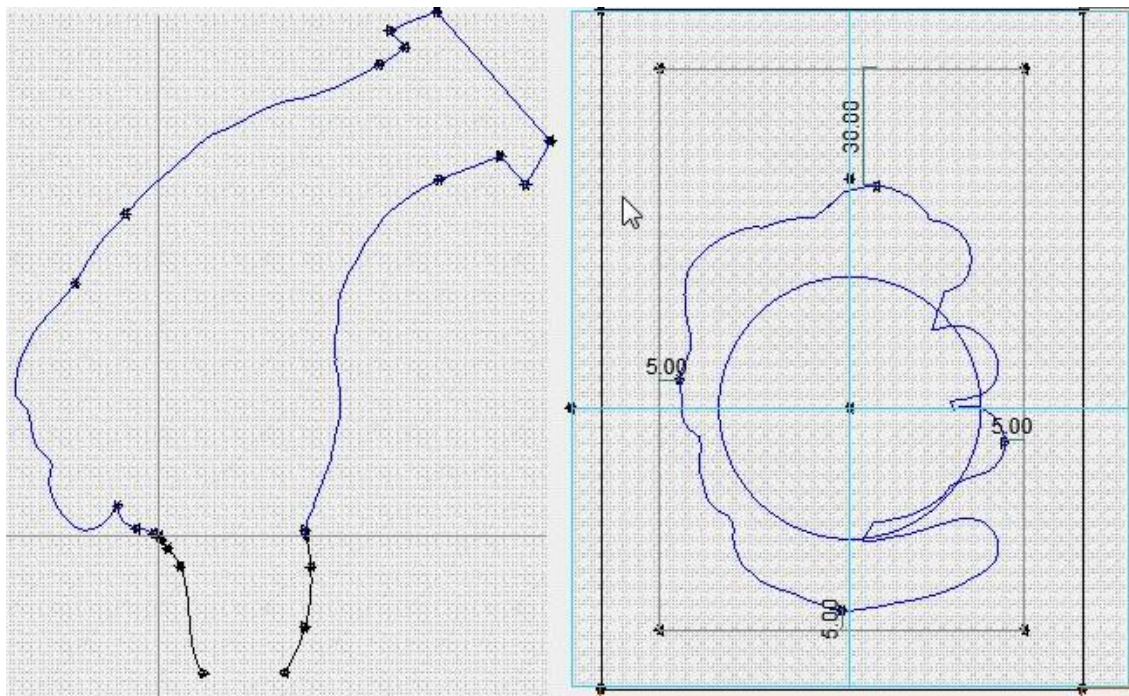


Figura 128: Sketch para criação da prótese

Terminados os *Sketch*, iniciou-se a modelação dos machos para criação do molde e para vazamento de silicone pigmentado, contemplando os machos uns pequenos espaços para colocação de unhas de gel de modo a dar à prótese um aspecto mais natural (figura 129).

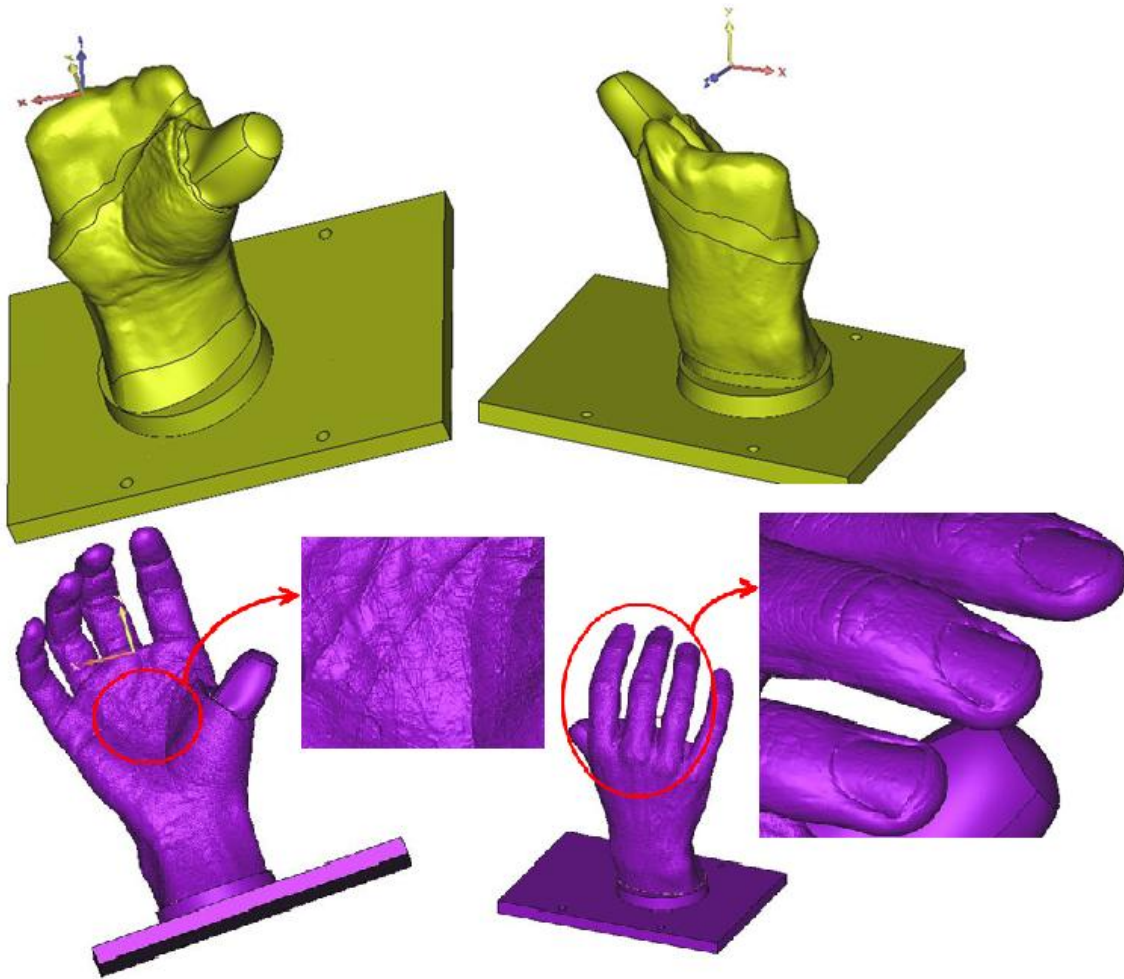


Figura 129: Machos para molde de silicone e macho de trabalho, com pormenor da textura e do encaixe para as unhas

Terminada a modelação dos machos para criação do molde e posterior vazamento da prótese partiu-se para a prototipagem rápida SLA dos mesmos (figura 130).



Figura 130: Modelos feitos por prototipagem rápida SLA

A partir dos modelos prototipados fez-se o molde em silicone para vazamento das próteses, apresentando-se na tabela 12 as quantidades de silicone utilizadas para a construção do molde.

Tabela 12: Dados do vazamento de silicone para a construção do molde [Anexo B]

	Catalisador (g)	Total (g)	Vácuo (mbar)	Tempo de Cura (hrs)
1	380	4150	Até 30 mbar	24 hrs

De realçar que devido à complexidade do macho o molde (figura 131) teve que ser cortado para extracção do macho e é muito complicado o vazamento do silicone pigmentado e inserção do macho de trabalho para dar a forma e as espessuras à prótese. Acabou por não se fazer qualquer vazamento devido ao término do período para esta dissertação.



Figura 131: Molde em silicone criado

6 Capítulo – Conclusões e trabalhos futuros

6.1 Conclusões

Nesta dissertação sobre “Desenvolvimento do processo de fabrico de próteses humanas em silicone para substituição de órgãos em tecidos moles” foram abordados diversos pontos ao longo da sua elaboração, que permitiram tirar as conclusões seguintes.

O levantamento de forma tridimensional mostrou ser uma mais-valia para a aquisição dos modelos STL dos pacientes, no entanto revelou alguns problemas, no caso da face da D. Rosalina, onde o modelo veio fora de escala (não havendo ainda nenhuma explicação para o sucedido) e em alguns casos perde-se definição na superfície devido à dificuldade de imobilização completa da zona a digitalizar.

No caso do pé, os modelos tinham uma boa definição e estavam óptimos e nível de escalas.

No caso da mão, onde foi digitalizado um modelo em resina R19, obtido a partir de um molde rápido em Alginato de sódio, a definição ficou muito boa, pois o modelo de resina podia ser imobilizado de modo a digitalizar de diversos ângulos e obter uma superfície muito detalhada. Neste caso a digitalização não podia ser feita directamente pois é impossível imobilizar a mão.

Modelação

A nível de modelação realço que o *Invesalious* é bastante útil para o levantamento tridimensional a partir de imagens bidimensionais e tem a vantagem de ser *Open-Source*.

O *Blender* é um software bastante poderoso para modelação, mas torna-se muito difícil a modelação dos modelos para os moldes em *Blender*, sendo que este apenas foi utilizado para a adaptação dos modelos tridimensionais, onde este software se tornou uma ajuda muito valiosa.

A nível de modelação para a produção dos moldes usou-se o *3-Matic da Materialise*, que é um software adequado para a modelação de modelos para Bioengenharia e Medicina, tendo já incorporado um comando para modelação de próteses para cranioplastias. Este software é complicado e um pouco lento, sendo que o computador por vezes encrava quando se executa uma operação tão básica como um offset ou um shell.

Casos de estudo

- **Nariz**

Quanto aos casos de estudo em si, começando pelo caso do nariz, os moldes foram bastante complexos a nível de modelação e moldes em si. O primeiro molde não foi bem concebido, pois não foi pensado inicialmente o suporte para a prótese, sendo que o suporte iria interferir com a superfície da prótese. O segundo molde, apesar de estar fora de escala, teve como ponto de partida o suporte idealizado para o molde anterior. Assim

sendo conclui-se a falta de altura e largura da aba do suporte para a prótese, e a dificuldade de enchimento da prótese, resolvendo-se essa dificuldade de enchimento com pincelar de silicone na zona da aba no macho e deixando curar um pouco, vazando de seguida o silicone na cavidade. Assim, o modelo saiu sem mal-cheios e em nenhum dos casos existiu rebarba nas narinas, devido ao facto de estas terem sido feitas com um *move* da superfície e com *fillets* de modo a minimizar arestas vivas e reduzir a rebarba.

O último molde desenvolvido, nasceu de um novo suporte idealizado para adaptar na face da paciente e fixar nos implantes. As narinas foram feitas com macho metálico amovível do molde, revelando-se uma boa solução, visto a ausência de rebarbas. Com este molde produziram-se próteses boas e com boa capacidade de retenção quando colocados no suporte, sendo que o molde tinha guias em alumínio e chapa integrada no silicone de modo a conferir rigidez ao molde, dado que o silicone é um material bastante flexível.

- **Pé**

Este molde teve como maior dificuldade a redução de escala da meia de um modo uniforme, de modo a que esta estique e provoque boa retenção no pé. Esta diminuição de escala foi feita adicionando uma *cage* e associando-a ao pé, *bind*, de maneira que alterando a jaula, o modelo STL muda a sua forma relativamente à jaula, obtendo a forma desejada e a redução uniforme de escala. O molde resultante com um guiamento em silicone, não se mostrou muito eficaz, visto que as próteses tinham falhas de enchimento devido à ausência de guiamento e centragem devido à flexibilidade do silicone. Este problema foi resolvido lixando a superfície do macho de trabalho de modo a que os modelos saíssem completamente cheios e em boas condições.

A utilização de dois silicones de durezas diferentes para o dedo e para a meia resultou em modelos com alguma rigidez no dedo e flexibilidade e conforto na meia, revelando-se uma boa opção.

- **Mão**

A complexidade desta prótese começou na digitalização dada a capacidade de imobilizar a mão, recorrendo-se então ao modelo de resina. A modelação foi bastante complexa, dadas as formas e claro está, o molde também se tornou muito complexo devido à quantidade de contra-saídas existentes no macho. Para retirar o macho do molde de silicone foi necessário cortar o molde, de modo a proceder à sua remoção.

No entanto não foram vazados modelos devido ao término desta dissertação.

6.2 Trabalhos futuros

A nível futuro há muito para evoluir neste campo, em particular nestes casos específicos, como a criação de uma base de dados de narizes, dedos, mãos e outros membros que podem sofrer amputação ou remoção no paciente, bem como uma completa paleta de cores de modo a ter-se um ponto de partida para afinação da cor da prótese.

No caso de estudo do nariz, sugere-se uma nova digitalização da face da paciente com os implantes colocados (se for o caso), de modo a adaptar-se o suporte à localização dos implantes. O vazamento de um suporte em Titânio ou então em MMA seria um ótimo teste devido à biocompatibilidade destes materiais.

Desenvolvimento de uma prótese nasal com fixação intranasal, de modo a averiguar se a paciente se adapta ou não à prótese.

Desenvolvimento de uma prótese com magnetos, visto que a fixação com magnetos permite que a prótese acompanhe o movimento muscular do rosto.

No modelo do pé, pode fazer-se um novo molde com guiamento metálico ou com um macho de guiamento interior em SLA com resina no seu interior, de modo a garantir a não flexibilidade desse guiamento e assim garantir as espessuras dos modelos vazados, evitando assim ter que lixar o macho e perder precisão dimensional.

No caso de estudo da mão, sugere-se a modelação de um novo molde, constituído por duas meias moldações, de modo a ser mais fácil a operação de colocação e remoção do macho, ou então o vazamento em moldes de gesso, abatendo assim os moldes a cada vazamento e facilitando a operação de retirar as próteses do seu interior, no entanto esta solução pode criar rebarba na prótese.

Bibliografia

- [1] *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*. Eds. B. D. Ratner, A. S. Hoffman, F. J. Schoen, J. E. Lemons, Academic Press, Londres, 1996.
- [2] *Introduction to Biomedical Engineering*. Eds. J. Enderle, S. Blanchard, J. Bronzino. Academic Press, San Diego, USA, 2000.
- [3] *The Biomedical Engineering Handbook*, second Edition. Ed. J. D. Bronzino. CRC Press, Boca Raton USA, 2000.
- [4] *Materials in Clinical Applications*. Eds. P. Vincenzi. TECHNICA, Faenza, Italia 1995.
- [5] Jiao T, Zhang F, Huang X, Wang C. *Design and fabrication of auricular prostheses by CAD/CAM system*. Int J Prosthodont 2004; 17:460-3.
- [6] Alves, Fernando Jorge Lino; Braga, Fernando Jorge Sousa; Simão, Manuel São; Neto, Rui Jorge de Lemos; Duarte, Teresa Margarida Guerra Pereira (2001). *Protoclick – Prototipagem Rápida*.
- [7] Oshida, Y. (2007). *BIOSCIENCE and BIOENGINEERING of TITANIUM MATERIALS*, ELSEVIER.
- [8] Sastre, R., S. d. Aza, et al. (2004). *BIOMATERIALES*, CYTED.
- [9] Thomas, K. F. (2006). *The Art of Clinical Anaplastology*, S. Thomas.
- [10] Norton, K. M. (2007). "A Brief History of Prosthetics " in Motion Volume 17 (Issue 7).
- [11] UFMG, L. d. U. A. *CAD/CAM: Sistemas Integrados de Produção Visando Prototipagem Rápida*. Acedido em Dezembro 2010, a partir de <http://www.demec.ufmg.br/Grupos/Usinagem/CADCAM.htm>.
- [12] Zhihong Feng, Yan Dong, et al. (2009). *Computer-assisted technique for the design and manufacture of realistic facial prostheses*. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.
- [13] 3D Systems. Acedido em Dezembro, 2010, a partir de <http://www.3dsystems.com/>.
- [14] GOM. Acedido em Dezembro, 2010, a partir de <http://www.gom.com/metrology-systems/3d-scanner.html>.
- [15] Bazan, O. (2004). *Usinagem de Próteses para Cranioplastia a partir de Imagens Tomográficas*. Curitiba, Universidade Federal do Paraná. Master.
- [16] Prosthetics, A. Acedido em Janeiro, 2011, a partir de <http://www.anaplas-prosthetics.com/>.
- [17] Retrieved Janeiro, 2011, from <http://www.scielo.br/img/fbpe/qn/v23n4/2652t1.gif>.
- [18] InVesalius. Acedido Outubro, 2010, from http://www.softwarepublico.gov.br/ver-comunidade?community_id=626732.
- [19] Foundation, B. Acedido em Outubro, 2010, from <http://www.blender.org/>.

- [20] MatWeb (2010). "*Online Materials Information Resource*". MatWeb - Material PropertyData. <http://www.matweb.com>, acedido em Abril 2010.
- [21] CADFLOW (2010), "*Design de Implante com o 3-Matic*"
http://cadflow.pt/index.php?option=com_content&view=article&id=185:design-de-implantecom-o-3-matic&catid=52:mimics-publica&Itemid=23, Acedido em Dezembro de 2010.
- [22] BENNET, C. O., MYERS, J. E. *Fenômenos de Transporte, Quantidade de Calor e Massa*, McGraw-Hill do Brasil LTDA, 1978.
- [23] Catálogo Digital Factor II, 2010.
- [24] Catálogo Digital Techovent, 2010.
- [25] Instructions and recipes on how to re-create various special effects techniques, including gelatin for prosthetic application

Anexos

Anexo A



www.smooth-on.com

Dragon Skin® Series

Addition Cure Silicone Rubber Compounds

PRODUCT OVERVIEW

Dragon Skin® silicones are high performance platinum cure liquid silicone compounds that are used for a variety of applications ranging from creating skin effects and other movie special effects to making production molds for casting a variety of materials. Because of the superior physical properties and flexibility of Dragon Skin® rubbers, they are also used for medical prosthetics and cushioning applications.

Great for Making Molds for a Variety of Applications - Available in Shore 10A, 20A and 30A, Dragon Skin® silicones can be used to make exceptionally strong and tear resistant molds for casting plaster, wax, concrete, resins and other materials.

Time Tested, Versatile Special Effects Material - Soft, super-strong and stretchy, Dragon Skin® 10 (Fast, Medium and Slow speeds) is used around the world to make spectacular skin and creature effects. An infinite number of color effects can be achieved by adding Silc Pig® silicone pigments or Cast Magic® effects powders. Cured rubber can also be painted with the Psycho Paint® system.

Easy To Use - Dragon Skin® silicones are mixed 1A:1B by weight or volume. Liquid rubber can be thinned with Silicone Thinner® or thickened with THI-DEX® II. Rubber cures at room temperature (73°F/23°C) with negligible shrinkage. Vacuum degassing is recommended to minimize air bubbles in cured rubber.

TECHNICAL OVERVIEW

	Mixed Viscosity (ASTM D-2303)	Specific Gravity (g/cc) (ASTM D-153)	Specific Volume (cc/g) (ASTM D-1475)	Pot Life (ASTM D-2471)	Cure Time	Shore A Hardness (ASTM D-2240)	Tensile Strength (ASTM D-412)	100% Modulus (ASTM D-412)	Elongation at Break % (ASTM D-412)	Die B Tear Strength (ASTM D-624)	Shrinkage (in/in) (ASTM D-2369)
Dragon Skin® 10 Fast	25,000 cps	1.07	25.8	8 min.	75 min.	10A	475 psi	22 psi	1000%	102 pli	< .0001 in/in
Dragon Skin® 10 Medium	23,000 cps	1.07	25.8	20 min.	5 hours	10A	475 psi	22 psi	1000%	102 pli	< .0001 in/in
Dragon Skin® 10 Slow	23,000 cps	1.07	25.8	45 min.	7 hours	10A	475 psi	22 psi	1000%	102 pli	< .0001 in/in
Dragon Skin® 20	20,000 cps	1.08	25.6	25 min.	4 hours	20A	550 psi	49 psi	620%	120 pli	< .0001 in/in
Dragon Skin® 30	10,000 cps	1.08	25.7	45 min.	16 hours	30A	500 psi	86 psi	364%	108 pli	< .0001 in/in

*All values measured after 7 days at 73°F/23°C

Mix Ratio: 1A:1B by volume or weight
Color: Translucent

Useful Temperature Range: -65°F to 450°F (-19°C to 232°C)
Dielectric Strength (ASTM D-147-97a2) > 350 volts/mil

PROCESSING RECOMMENDATIONS

PREPARATION... Safety - Use in a properly ventilated area ("room size" ventilation). Wear safety glasses, long sleeves and rubber gloves to minimize contamination risk. Wear vinyl gloves only. Latex gloves will inhibit the cure of the rubber.

Store and use material at room temperature (73°F/23°C). Warmer temperatures will drastically reduce working time and cure time. Storing material at warmer temperatures will also reduce the usable shelf life of unused material. These products have a limited shelf life and should be used as soon as possible.

Cure Inhibition - Addition-cure silicone rubber may be inhibited by certain contaminants in or on the pattern to be molded resulting in tackiness at the pattern interface or a total lack of cure throughout the mold. Latex, tin-cure silicone, sulfur clays, certain wood surfaces, newly cast polyester, epoxy or urethane rubber may cause inhibition. If compatibility between the rubber and the surface is a concern, a small-scale test is recommended. Apply a small amount of rubber onto a non-critical area of the pattern. Inhibition has occurred if the rubber is gummy or uncured after the recommended cure time has passed.

Because no two applications are quite the same, a small test application to determine suitability for your project is recommended if performance of this material is in question.

Safety First!

The Material Safety Data Sheet (MSDS) for this or any Smooth-On product should be read prior to use and is available upon request from Smooth-On. All Smooth-On products are safe to use if directions are read and followed carefully.

Keep Out of Reach of Children

Be careful. Use only with adequate ventilation. Contact with skin and eyes may cause irritation. Flush eyes with water for 15 minutes and seek immediate medical attention. Remove from skin with waterless hand cleaner followed by soap and water.

Important: The information contained in this bulletin is considered accurate. However, no warranty is expressed or implied regarding the accuracy of the data, the results to be obtained from the use thereof, or that any such use will not infringe upon a patent. User shall determine the suitability of the product for the intended application and assume all risk and liability whatsoever in connection therewith.

Cure Inhibition - To prevent inhibition, one or more coatings of a clear acrylic lacquer applied to the model surface is usually effective. Allow any sealer to thoroughly dry before applying rubber. Note: Even with a sealer, platinum silicones will not work with modeling clays containing heavy amounts of sulfur. Do a small scale test for compatibility before using on your project.

Applying A Release Agent - Although not usually necessary, a release agent will make demolding easier when pouring into or over most surfaces. Ease Release® 200 is a proven release agent for making molds with silicone rubber. Main Ease Release® products are available from Smooth-On or your Smooth-On distributor.

IMPORTANT: To ensure thorough coverage, lightly brush the release agent with a soft brush over all surfaces of the model. Follow with a light mist coating and let the release agent dry for 30 minutes.

If there is any question about the effectiveness of a sealer/release agent combination, a small-scale test should be made on an identical surface for trial.

MEASURING & MIXING...

Before you begin, pre-mix Part B thoroughly. After dispensing required amounts of Parts A and B into mixing container (1A:1B by volume or weight), mix thoroughly for 3 minutes making sure that you scrape the sides and bottom of the mixing container several times. After mixing parts A and B, vacuum degassing is recommended to eliminate any entrapped air. Vacuum material for 2-3 minutes (29 inches of mercury), making sure that you leave enough room in container for product volume expansion.

POURING, CURING & MOLD PERFORMANCE...

For best results, pour your mixture in a single spot at the lowest point of the containment field. Let the rubber seek its level up and over the model. A uniform flow will help minimize entrapped air. The liquid rubber should level off at least 1/2" (1.3 cm) over the highest point of the model surface.

Curing / Post Curing - Allow rubber to cure as prescribed at room temperature (73°F/23°C) before demolding. Do not cure rubber where temperature is less than 65°F/18°C. **Optional:** Post curing the mold will aid in quickly attaining maximum physical and performance properties. After curing at room temperature, expose the rubber to 175°F/80°C for 2 hours and 212°F/100°C for one hour. Allow mold to cool to room temperature before using.

If Using As A Mold - When first cast, silicone rubber molds exhibit natural release characteristics. Depending on what is being cast into the mold, mold lubricity may be depleted over time and parts will begin to stick. No release agent is necessary when casting wax or gypsum. Applying a release agent such as Ease Release® 200 (available from Smooth-On) prior to casting polyurethane, polyester and epoxy resins is recommended to prevent mold degradation.

Thickening Dragon Skin® Silicones - THI-VEK® II is made especially for thickening Smooth-On's silicones for vertical surface application (making brush-on molds). Different viscosities can be attained by varying the amount of THI-VEK® II. See the THI-VEK® II technical bulletin (available from Smooth-On or your Smooth-On distributor) for full details.

Thinning Dragon Skin® Silicones - Smooth-On's Silicone Thinner® will lower the viscosity of Dragon Skin® for easier pouring and vacuum degassing. A disadvantage is that ultimate tear and tensile are reduced in proportion to the amount of Silicone Thinner® added. **It is not recommended to exceed 10% by weight of total system (A+B).** See the Silicone Thinner® technical bulletin (available from Smooth-On or your Smooth-On distributor) for full details.

Mold Performance & Storage - The physical life of the mold depends on how you use it (materials cast, frequency, etc.). Casting abrasive materials such as concrete can quickly erode mold detail, while casting non-abrasive materials (wax) will not affect mold detail. Before storing, the mold should be cleaned with a soap solution and wiped fully dry. Two part (or more) molds should be assembled. Molds should be stored on a level surface in a cool, dry environment.



Call Us Anytime With Questions About Your Application.

Toll-free: (800) 762-0744 Fax: (610) 252-6200

The new www.smooth-on.com is loaded with information about mold making, casting and more.

030310-JR

Smooth-On

Material Safety Data Sheet

Dragon Skin Series

MSDS No. 823

Date of Preparation: March 18, 2018

Revision: 0006

Section 1 - Chemical Product and Company Identification

Product/Chemical Name: Dragon Skin 10 (Slow, Medium and Fast) Part A,
Dragon Skin 20 Part A, Dragon Skin 30 Part A and
Dragon Skin FX Part A

General Use: Silicone Elastomer

Manufacturer: Smooth-On Inc., 9500 St. John St., Edison, NJ 08842

Phone (810) 252-5826, FAX (810) 252-6200

Emergency Contact: Chem-Tel

Domestic: 800-368-6644

International: 813-248-0585

Section 2 - Hazards Identification

Not hazardous according to United States Occupational Safety and Health
Administration (OSHA) Hazard Communication Standard (29 CFR 1910.1200), the
Canadian Workplace Hazardous Materials Information System (WHMIS) and Council
Directive 1999/45/EC and its subsequent amendments.

Section 3 - Composition / Information on Ingredients

No hazardous ingredients

Section 4 - First Aid Measures

Inhalation: Remove source(s) of contamination and move victim to fresh air.

Eye Contact: Flush eyes with plenty of water, if irritation persists, seek medical attention.

Skin Contact: In case of skin contact, wash thoroughly with soap and water; remove
contaminated clothing and launder before reuse.

Ingestion: Do not induce vomiting unless instructed by a physician. Contact physician
immediately.

After First Aid: get appropriate in-plant, paramedic, or community medical support

Section 5 - Fire-Fighting Measures

Flash Point: >300 °C

Flash Point Method: PMCC

LEL: Not Established

UEL: Not Established

Flammability Classification: Non-Flammable

Extinguishing Media: Dry Chemical, Carbon Dioxide, and Foam

Unusual Fire or Explosion Hazards: None

Fire-Fighting Instructions: Fire fighters should wear self-contained breathing
apparatus. Do not breathe fumes from the control materials in fumes or vapors.

Fire-Fighting Equipment: Because the fire may produce toxic thermal decomposition products,
wear a self contained breathing apparatus (SCBA) with a full face piece operated in pressure-
demand or positive pressure mode.

NFPA

MSDS No. 823 Dragon Skin Series Revision: 0006	Section 16 - Other Information Disclaimer: The information contained in this MSDS is considered accurate as of the version date. However, no warranty is expressed or implied regarding the accuracy of the data. Since the use of this product is not within the control of Smooth-On Inc., it is the user's obligation to determine the suitability of the product for its intended application and assumes all risk and liability for its safe use. This Material Safety Data Sheet is prepared to comply with the United States Occupational Safety and Health Administration (OSHA) Hazard Communication Standard (29 CFR 1910.1200), the Canadian Workplace Hazardous Materials Information System (WHMIS), and European Union Directive 1907/2006/EC (REACH). Hazard symbols and risk phrases are based on information related to the identification of each hazardous ingredient. Unfilled ingredients are not "hazardous" per the GHS/CLP Classification Standard (29 CFR 1910.1200), the Canadian Workplace Hazardous Materials Information System (WHMIS) or the European Union (EU) Directive 1907/2006/EC and are considered trade secrets under US Federal Law (35 CFR 101 and 40 CFR), Canadian Law (Health Canada Legislation), and European Union Directives.
---	--

MSDS No. 022	Dragon Skin Series	Revision: 2006
Section 6 - Accidental Release Measures		
Spill/Leak Procedures: Do not contain spill, absorb or scrape up excess into suitable container for disposal. Stop or reduce discharge if it can be done safely. Regulatory Requirements: Follow applicable GHS regulations (28 CFR 161.150).		
Section 7 - Handling and Storage		
Handling Precautions: Use good general housekeeping procedures. Storage Requirements: Store in cool dry, well-ventilated area.		
Section 8 - Exposure Controls / Personal Protection		
Regulatory Protection: Follow OSHA respirator regulations 29 CFR 1910.134 and European Standard EN 149, wear an NIOSH/NIOSH or European Standard EN149 approved respirator. Protective Clothing/Equipment: Wear chemically protective gloves to prevent prolonged or repeated skin contact. Wear protective eyeglasses or chemical safety goggles, per OSHA eye and face-protection regulations 29 CFR 1910.133 and European Standard EN166. Contact lenses are not eye protective devices. Appropriate eye protection must be worn instead of, or in conjunction with contact lenses.		
Containers: Never eat, drink, or smoke in work areas. Practice good personal hygiene after using this material, especially before eating, drinking, smoking, using the toilet, or applying cosmetics.		
Section 9 - Physical and Chemical Properties		
Physical State: Viscous Liquid Appearance: Off White Viscous Liquid Color / Sweet odor Vapor Pressure: 0.001 mmHg (20°C) Vapor Density (Air=1): 1.07 Specific Gravity (H₂O=1): 1.07	Water Solubility: Insoluble Boiling Point: None (Polymeric Resin) % Volatile: 0 Freezing/Melting Point: None (Polymeric Resin) Viscosity: 200 poise Evaporation Rate: Not Applicable	
Section 10 - Stability and Reactivity		
Stability: These products are stable at room temperature in closed containers under normal storage and handling conditions. Polymerization: Hazardous polymerization can not occur. Chemical Incompatibilities: Strong bases, and acids. Hazardous Decomposition Products: Silica, carbon monoxide and carbon dioxide		

MSDS No. 022	Dragon Skin Series	Revision: 2006
Section 11 - Toxicological Information		
Eye Effects: Irritation Skin Effects: Irritation	Carcinogenicity: None Confirmed Mutagenicity: None Confirmed Teratogenicity: None Determined	
Section 12 - Ecological Information		
None Established		
Section 13 - Disposal Considerations		
Disposal: Must be disposed of in accordance with applicable Federal, state and local regulations.		
Section 14 - Transport Information		
DOT Not Regulated	IATA Not Regulated	IMDG Not Regulated
Section 15 - Regulatory Information		
United States Regulations OSHA Regulations: HCSHA Hazardous Waste Number: Not Regulated (40 CFR 261.20) SDWA Toxic Chemical (40 CFR 302.61): None These products do not contain chemicals that are subject to release reporting requirements under section 313 of SDWA Title III. TSCA Inventory Status (40 CFR 371): All components of these formulations are listed in the TSCA Inventory. California Proposition 65: These products do not intentionally contain any chemicals which have been identified by the State of California to cause cancer, birth defects or other reproductive harm. CANADA Regulations WHMIS Identification: Not controlled CDL/MCNL (Canadian Domestic Substance List): All are Listed Labeling according to EEC Directive No special packaging or labeling requirements.		

Anexo B

916694024



FICHA TECNICA

SILICONA VTX 950 - CAT 950 / CAT 951

INTRODUCCIÓN:

Es una silicona de baja viscosidad para colado, que permite obtener reproducciones de superficies muy precisas. Esta silicona pertenece al grupo de los denominados Sistemas de Adición, y durante su reacción de vulcanización no genera ningún tipo de producto secundario.

Asimismo, el material una vez catalizado, puede o no segregar un aceite en su superficie, que permite al molde tener una vida útil mas prolongada y facilitar el desmoldeo de piezas complicadas., Según el catalizador utilizado (cat 950 – estándar; CAT 951 – aceitoso).

CARACTERÍSTICAS PRINCIPALES:

Proporción mezcla:	100 partes de goma VTX 950: 10 partes de Catalizador CAT 950 ó CAT 951
Color:	Transparente
Viscosidad (mPas):	42.000 Aprox.
Densidad:	1.10 Gr./Cm ³
Vida mezcla:	80 minutos
Tiempo curado:	24 h / 25°C Ó 2 h / 60°C
Contracción %:	0,1
Dureza (Shore A):	40 aprox.
Resistencia a la tensión (N/mm ²):	6,7
Elongación%:	390
Resistencia al desgarro (N/mm):	27

INSTRUCCIONES DE USO:

Pesar las cantidades de goma y acelerador correspondientes, mezclar vigorosamente durante al menos 5 minutos, cuidando de que se consiga una masa totalmente homogénea; deaerar unos 10 minutos y colar en el molde al que previamente se ha aplicado una película de desmoldante sin silicona (400.2.H.1.) en su superficie, una vez que se haya colado la silicona en el molde deaerar durante 20- 25 minutos, teniendo en cuenta la vida de la mezcla.

PREVENCIONES:

No colar este material frente a siliconas de condensación, gomas naturales, aminas, elastómeros sintéticos, metales pesados no férricos, sustancias húmedas o que contengan productos clorados o sulfonados. Para prevenir esta reacción de la silicona frente a estos productos, es conveniente aplicar sobre la superficie de los mismos productos protectores tales como el "Silicone Barrier" para aplicar con brocha o pincel, o el sellador "Líquido Verde" (2.5.4.6.3.), para aplicar con brocha o pistola aerográfica. Estos protectores forman una barrera entre la silicona y el producto contaminante, que se elimina fácilmente con agua tibia, una vez ya curado el molde. Este procedimiento se recomienda muy especialmente cuando el modelo original esta hecho por STL.

916684024



CAMPOS DE APLICACIÓN:

Muestras, moldes, artesanía, industria cera perdida, negativos, etc.

PRESENTACION:

Bidones de 20 Kg. para la goma VTX 950 - Botes de 1Kg. para el Catalizador CAT 950 ó CAT 951

NOTA:

La empresa se reserva el derecho de cambiar los datos anteriormente expuestos, sin previo aviso.

Anexo C

 HB QUÍMICA - REPRESENTAÇÕES COMERCIO E SERVIÇOS, LDA Sede: Rua Dr. Joaquim Nogueira dos Santos, 870 - 3º Crº 4475 - 474 NOGUEIRA DA MAIA		FICHA TÉCNICA																		
Armazém / Escritório: Trav. De Gatões, Armazém A 4460-886 CUSTÓIAS MTS hbarcos@hbsocimica.mai.pt - Capital Social 5.000,00 € - N.º I.C.R.G. Maia sob o nº 579710 Tlf: 93.9687781 / 22.9533344 Fax: 22.9531158																				
N.C. 505 435 730																				
		HB R19/26 A + B																		
GENERALIDADES: APLICAÇÕES: O HB R19/26 é uma resina de poliuretano para vazamento directo com a adição de carga mineral, para a confecção de negativos, moldes e maquetas. Para o uso em ferramentas para termocofado, adicionar carga de alumínio, de forma a melhorar a condutividade térmica. CARACTERÍSTICAS: Rápida desmoldagem; boa resistência à temperatura, após pós-cura; baixa viscosidade; proporção variável de adição de cargas; proporção de mistura 1:1 em peso. PRECAUÇÕES NA UTILIZAÇÃO: Durante o uso seguir, estritamente, as regras de higiene de trabalho apropriadas: locais ventilados, uso de luvas e óculos, agitar bem o produto, antes da sua utilização. ARMAZENAGEM: Este produto pode ser conservado durante 6 meses, resguardado da humidade, a uma temperatura inferior a 25°C, nas embalagens de origem, sem as abrir. Após abertura, utilizar até um mês, em local seco. EMBALAGENS: <table border="1" style="width: 100%;"> <tr> <td style="width: 50%; text-align: center;"> HB R19/26 A (POLIOL) </td> <td style="width: 50%; text-align: center;"> HB R19/26 B (ISOCIANATO) </td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">5 x 1kg</td> <td style="text-align: center;">5 x 18g</td> </tr> </table>			HB R19/26 A (POLIOL)	HB R19/26 B (ISOCIANATO)	5 x 1kg	5 x 18g														
HB R19/26 A (POLIOL)	HB R19/26 B (ISOCIANATO)																			
5 x 1kg	5 x 18g																			
<table border="1" style="width: 100%;"> <thead> <tr> <th style="text-align: center;">CARACTERÍSTICAS DA MISTURA</th> <th style="text-align: center;">PROPORÇÃO DA MISTURA</th> <th style="text-align: center;">VISCOSIDADE EM mPa.s</th> <th style="text-align: center;">TEMPO ABERTO DA MISTURA A 25° C</th> <th style="text-align: center;">VISCOSIDADE EM mPa.s</th> <th style="text-align: center;">TEMPO PARA DESMOLDAGEM</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="text-align: center;"> HB R19/26 A + HB R19/26 B </td> <td style="text-align: center;">100 gr</td> <td style="text-align: center;">80</td> <td style="text-align: center;">5'45"</td> <td style="text-align: center;">80 +/- 10</td> <td style="text-align: center;">90 MINUTOS</td> </tr> <tr> <td></td> <td style="text-align: center;">100 gr</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> </tbody> </table>			CARACTERÍSTICAS DA MISTURA	PROPORÇÃO DA MISTURA	VISCOSIDADE EM mPa.s	TEMPO ABERTO DA MISTURA A 25° C	VISCOSIDADE EM mPa.s	TEMPO PARA DESMOLDAGEM	HB R19/26 A + HB R19/26 B	100 gr	80	5'45"	80 +/- 10	90 MINUTOS		100 gr				
CARACTERÍSTICAS DA MISTURA	PROPORÇÃO DA MISTURA	VISCOSIDADE EM mPa.s	TEMPO ABERTO DA MISTURA A 25° C	VISCOSIDADE EM mPa.s	TEMPO PARA DESMOLDAGEM															
HB R19/26 A + HB R19/26 B	100 gr	80	5'45"	80 +/- 10	90 MINUTOS															
	100 gr																			
<table border="1" style="width: 100%;"> <thead> <tr> <th style="text-align: center;">CARACTERÍSTICAS DO HB R19/26 A + B APÓS UMA SEMANA A 25° C</th> <th style="text-align: center;">UNIDADES</th> <th style="text-align: center;">VALOR</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>DUREZA</td> <td style="text-align: center;">Shore D</td> <td style="text-align: center;">80</td> </tr> <tr> <td>PESO ESPECÍFICO</td> <td style="text-align: center;">gr / cc</td> <td style="text-align: center;">1,05</td> </tr> <tr> <td>Tg (TMA) (com tratamento térmico)</td> <td style="text-align: center;">0° C</td> <td style="text-align: center;">100</td> </tr> <tr> <td>CONTRACÇÃO LINEAR</td> <td style="text-align: center;">0/00</td> <td style="text-align: center;">140</td> </tr> <tr> <td>TEMPO DE DESMOLDAGEM ESPESSURA FINA (5 mm)</td> <td style="text-align: center;">MINUTOS</td> <td style="text-align: center;">90</td> </tr> </tbody> </table>			CARACTERÍSTICAS DO HB R19/26 A + B APÓS UMA SEMANA A 25° C	UNIDADES	VALOR	DUREZA	Shore D	80	PESO ESPECÍFICO	gr / cc	1,05	Tg (TMA) (com tratamento térmico)	0° C	100	CONTRACÇÃO LINEAR	0/00	140	TEMPO DE DESMOLDAGEM ESPESSURA FINA (5 mm)	MINUTOS	90
CARACTERÍSTICAS DO HB R19/26 A + B APÓS UMA SEMANA A 25° C	UNIDADES	VALOR																		
DUREZA	Shore D	80																		
PESO ESPECÍFICO	gr / cc	1,05																		
Tg (TMA) (com tratamento térmico)	0° C	100																		
CONTRACÇÃO LINEAR	0/00	140																		
TEMPO DE DESMOLDAGEM ESPESSURA FINA (5 mm)	MINUTOS	90																		

