



UNIVERSIDADE DE
COIMBRA

Miguel Filipe Piçarra Monteiro

**RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL
REALÍSTICA A PARTIR DE IMAGENS TAC**

Dissertação no âmbito do Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica orientada pelo Professor Doutor Francisco José Santiago Fernandes Amado Caramelo, pelo Professor Doutor Nuno David Sousa Chichorro Fonseca Ferreira e pelo Professor Doutor Francisco José Fernandes Vale e apresentada ao Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra.

Fevereiro de 2022

Esta cópia da tese é fornecida na condição de que quem a consulta reconhece que os direitos de autor são pertença do autor da tese e que nenhuma citação ou informação obtida a partir dela pode ser publicada sem a referência apropriada.

This copy of the thesis has been supplied on condition that anyone who consults it is understood to recognize that its copyright rests with its author and that no quotation from the thesis and no information derived from it may be published without proper acknowledgement.

Trabalho desenvolvido em colaboração com:



*Aos Meus Pais,
À Minha Avó,
Ao Meu Irmão,
Aos Meus Amigos,
À Mariana.*

Agradecimentos

É com elevada satisfação que manifesto o testemunho do meu profundo reconhecimento às pessoas que contribuíram, de forma direta ou indireta, para a minha formação académica universitária e, bem assim, tornaram possível a elaboração da dissertação de Mestrado aqui apresentada. Estou convicto que se trata de um tributo da mais elementar justiça.

Ao Senhor Professor Doutor Francisco Caramelo, expresso o meu elevado apreço e admiração, não só pela sua competência, saber e palavras de incentivo constante que se dignou prestar-me, mas também pelo rigor da crítica e comentários científicos que generosamente me ofereceu, sem os quais esta dissertação não seria possível.

Ao Senhor Professor Doutor Francisco Vale, a minha profunda gratidão pela sua prestigiosa colaboração ao longo deste projeto, mormente na concretização do questionário para avaliação dos resultados conseguidos, reconhecendo o seu notável valor no ensino, na investigação e produção científica.

Ao Senhor Professor Doutor Nuno Ferreira devo os meus melhores agradecimentos por todo o suporte científico e apoio técnico que me dispensou, no desenvolvimento dos métodos de processamento de imagem, salientando as suas elevadas qualidades Universitárias e Humanistas.

Agradeço aos meus pais, por tudo o que me deram ao longo destes 5 anos, desde um apoio incondicional, para com as minhas escolhas, até à paciência, amor e carinho. Sempre foram, para mim, um exemplo a seguir e uma fonte de inspiração. Agradeço à minha Avó, por todos os valores que me ensinou e que fazem de mim a pessoa que sou, devo-lhe muito pela dedicação, carinho e cumplicidade que me deu ao longo da vida. Agradeço ao meu Irmão, que me mostrou como pensar além do que a criatividade permite e a perseguir todos os meus sonhos. Agradeço à minha namorada, a Mariana, por ter estado presente nos momentos mais importantes da minha vida, por todo o amor e carinho.

Estes verdes anos nada seriam sem a presença dos meus amigos, amigas e colegas. O meu obrigado por todas as memórias e aventuras vividas, foram um elemento crucial e foram reflexão do que é o espírito de Coimbra. Agradeço também ao meu grupo de fado,

Capas ao Luar, por todos os momentos vividos e pela concretização do sonho de fazer parte da história da Canção de Coimbra.

A todos o meu profundo agradecimento, sem a vossa ajuda o meu percurso não seria o mesmo.

Índice

Resumo.....	V
Abstract.....	VII
Lista de Abreviaturas.....	IX
Lista de Figuras.....	XI
Lista de Tabelas.....	XIII
1. Introdução.....	1
1.1. Tratamento Ortodôntico-Cirúrgico-Ortognático.....	3
1.2. Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico.....	6
1.3. Representação Tridimensional do Volume de Imagem TCFC.....	9
1.3.1. <i>Multipplanar Rendering</i>	9
1.3.2. <i>Surface Rendering</i>	10
1.3.3. <i>Volume Rendering</i>	11
1.4. Reconstrução Foto-Realista.....	12
2. Objetivos.....	15
3. Materiais e Métodos.....	17
3.1. Materiais de Estudo.....	18
3.2. Volume TCFC.....	18
3.2.1. Renderização.....	18
3.2.2. <i>Thresholding</i> e Segmentação da Pele.....	19
3.2.3. Técnicas de Processamento de Imagem.....	21
3.2.4. Animação Cinematográfica do Volume Craniofacial 3D.....	22
3.3. Imagem Fotográfica.....	23
3.3.1. Reconhecimento Facial.....	23
3.3.2. Triangulação de Delaunay.....	24
3.4. Fusão da Modalidade 2D e 3D.....	25

3.4.1. <i>Face Swapping</i>	25
3.4.2. Suavização.....	26
3.5. Avaliação de Resultados.....	27
4. Resultados e Discussão.....	29
4.1. Renderização Processamento do Volume TCFC.....	30
4.1.1. Resultados.....	30
4.1.2. Discussão.....	36
4.2. Processamento de Imagem e Fusão das Modalidades 2D e 3D.....	38
4.2.1. Reconhecimento Facial.....	38
4.2.2. Triangulação de Delaunay.....	39
4.2.3. <i>Face Swapping</i> e Suavização.....	40
4.2.4. Discussão.....	44
4.3. Avaliação de Resultados.....	46
4.3.1. Discussão.....	47
5. Conclusão.....	49
6. Limitações e Trabalho Futuro.....	53
7. Referências.....	55
Anexo 1.....	60
Anexo 2.....	61
Anexo 3.....	63
Anexo 4.....	64

Resumo

A cirurgia ortognática é um procedimento cirúrgico utilizado para corrigir a discrepância intermaxilar, promovendo uma melhoria significativa na mastigação e respiração, que contribuem para o bem-estar e condição psicológica do paciente. Durante o planejamento da cirurgia, os ortodontistas recorrem com frequência a técnicas de imagem bidimensionais. No entanto, essas técnicas apresentam algumas desvantagens em relação às tridimensionais, tais como a não detecção de assimetrias faciais e a distorção de pontos cefalométricos fora do plano sagital-medial. A avaliação baseada em imagens de TCFC (tomografia computadorizada de feixe cônico) e modelos de gessos dentários tenta superar essas limitações, mas a avaliação dos tecidos moles permanece complexa. Tanto ortodontistas quanto cirurgiões maxilofaciais fazem um esforço para fundir mentalmente as imagens fotográficas e de TCFC para prever o resultado do tratamento.

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um método de correção de imagens TCFC e fotografia que permitisse uma reconstrução realista a partir das mesmas.

A partir das imagens de TCFC, foi realizada uma renderização tridimensional seguida de uma segmentação dos tecidos moles, permitindo assim obter a superfície externa craniana. Foi então realizado um correção entre a superfície obtida e uma fotografia frontal do sujeito, com recurso a técnicas de reconhecimento facial, *face swapping* e triangulação de Delaunay. A partir desse mapeamento, foi gerado um modelo fotorrealista capaz de replicar as características do rosto.

Para avaliar a qualidade desse procedimento, foi solicitado a sete ortodontistas o preenchimento de um questionário sobre os modelos obtidos.

O método desenvolvido foi aplicado automaticamente a oito casos, sendo que quatro foram escolhidos aleatoriamente para a pesquisa. Os resultados da pesquisa mostram que os ortodontistas consideraram o modelo tridimensional obtido como de alta qualidade e realista.

O método desenvolvido pode obter automaticamente um modelo tridimensional a partir de imagens de TCFC permitindo a visualização dos resultados do planejamento cirúrgico-ortognático.

Palavras-chave: Imagem TCFC; Representação foto-realista; Segmentação facial; Reconhecimento facial; Mapeamento facial; Visão por computador.

Abstract

Orthognathic surgery is a surgical procedure that is used to correct the intermaxillary discrepancy, promoting a significant improvement in chewing and breathing, which contribute to the patient's well-being and psychological condition. During the surgery planning, orthodontists often use two-dimensional imaging techniques. However, these techniques had some disadvantages compared to three-dimensional ones, namely non-detection of facial asymmetries and distortion of cephalometric points outside the medial-sagittal plane. The evaluation based on CBCT images and dental cast models tries to overcome these limitations, but the evaluation of soft tissue remains complex. Both orthodontists and maxillofacial surgeons make an effort to mentally merge the photographic and CBCT images to predict the outcome of the treatment.

The objective of the work was to develop a co-registration method of CBCT and photo images that would allow a realistic image reconstruction.

From the CBCT images, a three-dimensional rendering was performed followed by a segmentation of the soft tissues, which allowed obtaining the cranial external surface. A co-registration between the obtained surface and a frontal photo of the subject was then carried out. From this mapping, a photo-realistic model capable of replicating the features of the face was generated.

To assess the quality of this procedure, seven orthodontists were asked to fill in a survey on the models obtained.

The developed method was automatically applied to eight cases, and four were randomly chosen for the survey. The survey results show that orthodontists consider the three-dimensional model obtained to be of high quality and realistic.

This process can automatically obtain a three-dimensional model from CBCT images allowing the visualization of the results of surgical-orthognathic planning.

Keywords: CBCT Imaging; Photorealistic representation; Face segmentation; Face recognition; Face mapping; Computer vision.

Lista de Abreviaturas

2D	Bi-dimensional
3D	Tri-dimensional
CT	Computed Tomography
TC	Tomografia Computorizada
CBCT	Cone Beam Computed Tomography
TCFC	Tomografia Computorizada de Feixe Cónico
TAC	Tomografia Axial Computorizada
FOV	Field-of-View
UH	Unidades de Hounsfield
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
STL	Standard Triangle Language
JPEG	Joint Photographic Experts Group
PNG	Portable Network Graphics
SNR	Signal-to-Noise Ratio
GAN	Generative Adversarial Network
ML	Machine Learning
RN	Redes Neurais

Lista de Figuras

Figura 1: Esquema de funcionamento de um equipamento de imagem TCFC. [41] ..	6
Figura 2: Valores de UH para o corpo humano. [42]	8
Figura 3: Visualização multiplanar em Matlab. Imagem obtida a partir de um volume TCFC da base de dados.....	9
Figura 4: Volume Rendering de uma TC da cabeça. [43].....	11
Figura 5: Método proposto. Imagem retirada de Yangyu Fan et al. [37].....	12
Figura 6: Distribuição típica dos valores de UH, para um volume TCFC em estudo. 20	
Figura 7: Corte transversal de um volume, antes (esquerda) e depois (direita) de ser binarizado, para um valor de -600 UH.....	20
Figura 8: Representação de um voxel (a cinza-escuro) que apresenta conectividade de 8 com os voxels vizinhos (cinza-claro).	21
Figura 9: Modelo pre-treinado de 68 marcas fiduciais. [40]	24
Figura 10: Representação 2D do volume TCFC nos 3 planos espaciais.	30
Figura 11: Renderização do volume DICOM, por processar, na aplicação VolumeViewer de Matlab.....	31
Figura 12: Distribuição das UH correspondentes um volume TCFC.	32
Figura 13: Resultado dos métodos de thresholding.	32
Figura 14: Resultado da aplicação de um filtro Gaussiano.	33
Figura 15: Processamento de imagem DICOM.....	34
Figura 16: Resultado do processamento 2D.	35
Figura 17: Sequência de 30 frames, para a animação cinematográfica do modelo 3D.	36
Figura 18: Sequência do processamento facial da fotografia de retrato.....	38
Figura 19: Sequência do processamento facial de um frame do modelo 3D.....	39

Figura 20: Triangulação de Delaunay para a face da fotografia de retrato.....	40
Figura 21: Triangulação de Delaunay para a face de um dos frames do modelo tridimensional.	40
Figura 22: Exemplo de 2 triângulos homólogos, a vermelho.	41
Figura 23: Resultado da técnica de Face Swapp.	41
Figura 24: Mapeamento e ajuste das coordenadas X e Y isoladamente. Estudo feito para o índice nº23, no caso de 60 frames exportados.....	42
Figura 25: Mapeamento da combinação do ajuste às coordenadas X e Y. Representação da trajetória do índice nº1, a 30 e a 60 frames.....	43
Figura 26: Mapeamento da combinação do ajuste às coordenadas X e Y. Representação da trajetória do índice nº23, a 30 e a 60 frames.	43
Figura 27: Representação do resultado de todos os casos presentes na base de dados.	46

Lista de Tabelas

Tabela 1: Resultado dos coeficientes de determinação (R^2) para o ajuste quadrático. Para a análise estatística tiveram-se em conta 8 casos, tanto para a animação de 30 como de 60 frames.	44
Tabela 2: Resultados do formulário em estudo.	46
Tabela 3: Estudo dos coeficientes de determinação para 60 frames de animação...60	60
Tabela 4: Estudo dos coeficientes de determinação para 30 frames de animação...60	60
Tabela 5: Estatística descritiva dos resultados do caso nº1.	61
Tabela 6: Estatística descritiva dos resultados do caso nº2.	61
Tabela 7: Estatística descritiva dos resultados do caso nº3 (decoy).	61
Tabela 8: Estatística descritiva dos resultados do caso nº4.	62
Tabela 9: Respostas por extenso ao questionário em estudo.	62

1. Introdução

As correções das deformidades dento-faciais ocupam um lugar de crescente importância na cirurgia plástica e reconstrutiva, assente nos ganhos funcionais e estéticos que podem oferecer ao doente. O projeto Arthur - *Dentofacial Surgery Full Planning*, de onde este trabalho deriva, tem como escopo primordial a previsão do resultado de intervenções ortodôntico-cirúrgico-ortognáticas a nível da face, tendo para isso, o apoio de duas empresas, da Universidade de Coimbra e da Universidade de Aveiro, e o financiamento da COMPETE. Com efeito, este projeto visa desenvolver uma plataforma computacional que permita tanto a elaboração de um plano operatório para a correção de afeções dento-esqueléticas, como a previsão das alterações morfológicas que o processo cirúrgico poderá provocar a nível da face, assente nos dados produzidos pelos estudos clínico e imagiológico do doente. É no decorrer do projeto *Arthur* que nasce o tema desta dissertação, onde se pretende analisar o resultado da sintetização de imagens foto-realísticas de um doente, a partir de uma série de volumes TAC e de fotografias faciais de retrato.

A Cirurgia Ortognática é usada para corrigir anomalias dentofaciais que estão na origem de alterações na oclusão dentária, de problemas na articulação têmporo-mandibular e de distúrbios respiratórios com repercussões estéticas a nível da face, entre outros. Pode-se assim dizer que estas intervenções cirúrgicas têm não só uma vertente funcional, mas também estética sendo, por norma, precedidas por um tratamento ortodôntico tratando-se, assim, de procedimentos ortodôntico-cirúrgico-ortognáticos.

De acordo com a experiência profissional de médicos dentistas, do Instituto Universitário de Ortodontia da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, o estudo do modo como a estrutura óssea poderá afetar os tecidos moles do doente, leia-se, a sua face, é um processo propenso a erros, consistindo na fusão mental de imagens fotográficas do doente, com o diagnóstico e planeamento feito a partir das respetivas imagens TCFC. Assim sendo, cresce uma necessidade de se criarem métodos de correção das duas modalidades, a imagem TCFC e a componente fotográfica, para melhorar os planos de tratamento ortodôntico-cirúrgicos com vista a obter resultados mais previsíveis e controlados.

Nesta fase introdutória, importa esclarecer qual o foco do trabalho desenvolvido, bem como os pilares teóricos que servem de base para se compreender a motivação do tema e os métodos implementados. Por isso mesmo, o cerne da questão não se trata da previsão e representação de resultados pós-operatórios, mas sim uma das componentes essenciais para que esse processo seja possível: a obtenção de uma representação foto-realista da face do paciente num modelo tridimensional da sua cabeça, mais em concreto do rosto, gerado a partir da renderização das respetivas imagens TCFC. Assim, é possível dividir o trabalho proposto em duas grandes etapas, sendo a primeira a renderização tridimensional e

segmentação dos tecidos moles a partir das imagens TCFC, para que seja apresentada a fronteira mais extrínseca destes tecidos, ou seja, a face, e a segunda trata-se do correjisto deste modelo tridimensional com as fotografias de retrato de cada paciente, gerando assim o modelo foto-realístico capaz de replicar as características do rosto tanto nas dimensões e proporções como nas cores.

1.1. Tratamento Ortodôntico-Cirúrgico-Ortognático

As deformidades dentofaciais podem interferir com a qualidade de vida, ao abalar a imagem do próprio indivíduo e a sua personalidade, ao provocar uma baixa autoestima e um evitamento da interação social e afetiva, levando, por vezes, a doenças de foro psiquiátrico de caráter ansioso e depressivo, com um importante impacto na vertente laboral. Numa sociedade moderna, exigente, desejosa de aproveitar ao máximo as suas condições socioculturais, é natural que a correção das deformidades craniofaciais assuma um lugar de destaque na cirurgia plástica e reconstrutiva. As grandes deformidades dos maxilares corrigem-se através do tratamento combinado de Ortodontia e Cirurgia Ortognática, em indivíduos já adultos, ou seja, com as suas estruturas ósseas já desenvolvidas [1]. Esta estratégia terapêutica tem dado bastantes provas da sua eficácia, tanto no restabelecimento das alterações funcionais, como na correção dos tecidos moles e da morfologia facial, por forma a melhorar a estética da face e do sorriso, com elevados níveis de reconhecimento e satisfação da parte do doente [2, 3].

A Cirurgia Ortognática tem sido usada tradicionalmente na correção de oclusões dentárias e, mais recentemente, indicada no tratamento de doentes com apneia obstrutiva do sono. Seja como for, encontra indicação para a correção das deformidades faciais originadas por má oclusão dentária, traumatismos e defeitos no maxilar e na mandíbula, é usada no tratamento do prognatismo e retrognatismo maxilo-mandibular, nas discrepâncias esqueléticas, assimetrias faciais, dismorfias faciais, assim como para melhorar a aparência da face, entre outros [3, 4].

Para além das alterações estéticas, o portador das anomalias dento-esqueléticas pode apresentar também problemas funcionais e respiratórios. As articulações da mandíbula e a musculatura facial podem ser afetadas, causando dor e dificuldades na mastigação. Trata-se, portanto, de um procedimento estético-funcional capaz de restaurar a harmonia facial e o sorriso e melhorar, se for caso disso, a função mastigatória articular e muscular, a fala, e a função respiratória com permeabilização adequada das vias aéreas [1].

Este tipo de cirurgia reconstrutiva data do ano 1849, altura em que o cirurgião americano Simon P. Hüllihen descreveu a primeira osteotomia mandibular para correção de uma oclusão anterior. Foi a primeira descrição de uma Cirurgia Ortognática efetuada nos Estados Unidos. A partir daí, registou-se um notável desenvolvimento da técnica cirúrgica na correção das deformidades oclusivas, quer a nível mandibular, quer a nível maxilar [4].

A Cirurgia Ortognática tem um impacto positivo na qualidade de vida dos doentes, de tal forma que após 4 semanas da intervenção cirúrgica, os doentes apresentam uma rápida recuperação [5, 3]. A probabilidade de sucesso da cirurgia pode ser avaliada tendo em conta os ganhos funcional e estético que podem oferecer ao doente e, também, em função da perenidade do seu resultado e da frequência de complicações. Para além disso, torna-se importante considerar os recursos terapêuticos restantes no caso de ocorrer um insucesso da intervenção ou no caso de se decidir pela abstenção terapêutica.

Para se conseguir alcançar o melhor resultado, torna-se crucial estabelecer um diagnóstico correto e definir um plano de intervenção cirúrgica, por forma a maximizar a segurança e desempenho técnico durante a operação, com redução do tempo cirúrgico e das complicações, usando, para isso, uma simulação pré-operatória virtual computadorizada tridimensional com recurso à tomografia computadorizada de feixe cónico (TCFC). O diagnóstico é uma técnica científica, tendo o plano de tratamento uma componente subjetiva, o seu objetivo não é uma verdade insofismável, mas um exercício de bom senso [1]. Em contraponto, pode ser possível prever o resultado da intervenção cirúrgica através de métodos virtuais computacionais, recorrendo a simulações 3D virtuais. Desta forma, o cirurgião pode avaliar de forma realista todas as potenciais alternativas terapêuticas e avaliar a qualidade do resultado estético previsto [7, 8].

Trata-se pois de cirurgia assistida por computador, a qual permite o planeamento cirúrgico detalhado, por intermédio da criação de um modelo 3D craniofacial virtual e da simulação virtual 3D da intervenção cirúrgica proposta e correspondente previsão das alterações que esta irá provocar a nível da face. Todo este processo tem por base um modelo virtual anatómico simples, que inclui tecidos duros, tecidos moles e dentes. Com efeito, a simulação computadorizada em 3 dimensões (3D), facilita a construção, por técnicas de CAD/CAM, de guias cirúrgicas que orientam o ato operatório, substituindo, com grandes vantagens, as guias construídas de forma manual. Quanto às modificações que ocorrem nos tecidos moles e que constituem o resultado estético. Contudo as simulações virtuais 3D atuais ainda não fornecem informações totalmente fidedignas cabendo, em última análise, ao cirurgião determinar virtualmente o posicionamento final dos tecidos moles após a cirurgia [9].

O diagnóstico ortodôntico, para além do exame clínico, fotografias e modelos de estudo, é elaborado também com recurso à realização de exames radiográficos complementares, tais como a ortopantomografia e a telerradiografia. Todavia, os exames imagiológicos convencionais têm limites uma vez que são representações bidimensionais de objetos tridimensionais. Com efeito, a análise cefalométrica 2D apresenta conhecidas limitações, tais como erros de projeção e identificação, especialmente nos doentes com assimetria facial. As imagens cefalométricas 2D não tem capacidade para fornecer informações completas sobre as estruturas 3D [10, 11], sendo conhecida a limitação na definição do plano oclusal.

Posto isto, estas técnicas podem ser consideradas insuficientes no diagnóstico, no planeamento cirúrgico e na avaliação do prognóstico ortodôntico, nomeadamente em doentes portadores de deformidades dento-faciais complexas. Por isso, existe a necessidade de desenvolver novas tecnologias computacionais 3D que conduzam a um aumento da capacidade de produzir tratamentos mais precisos e seguros.

A elaboração de um plano para a Cirurgia Ortognática deve ser muito rigorosa, uma vez que este tipo de intervenções envolve reconstruções ósseas complexas e invasivas que incluem osteotomias de deslizamento, desrotativas e de encurtamento, aumentos ósseos com ou sem recurso a autoenxertos, osteossínteses com placas metálicas, entre outras, que podem estar na origem de complicações pós-operatórias - perda sanguínea, infeção, lesão nervosa e vascular - e de graves sequelas com danos funcionais e estéticos de difícil solução. Um plano de tratamento cirúrgico-ortognático bem planeado e executado pode fornecer, de maneira consistente, resultados clínicos mais previsíveis e bem-sucedidos [9].

Neste âmbito, a tecnologia de planeamento pré-cirúrgico 3D representa uma valiosa ferramenta para o ortodontista e para o cirurgião, permitindo um controle tridimensional mais preciso sobre o segmento osteotomizado, tornando-se, nos dias de hoje, uma ferramenta indispensável no tratamento ortodôntico-cirúrgico-ortognático [12].

Com efeito, a visualização e identificação de estruturas ósseas complexas no contexto de uma deformidade dento-facial assimétrica foram bastante aprimoradas por meio do modelo tridimensional, que pode demonstrar a extensão da rotação do desvio no maxilar e na mandíbula, a inclinação do plano oclusal e comprimento diferencial de um corpo mandibular ou do ramo, entre outros [8, 13, 14].

1.2. Tomografia Computadorizada de Feixe Cónico

A tomografia computadorizada de feixe cónico (TCFC) ou *cone beam computerized tomography* (CBCT) é uma técnica de imagiologia médica que resulta da exposição de raios-X (figura 1).

A TCFC, apesar de ter sido inicialmente descrita em 1978, apenas se tornou acessível no final dos anos 90, com o desenvolvimento de um tomógrafo especificamente indicado para a região dentomaxilofacial. Esta tecnologia começou a ser comercializada na Europa em 1996 e posteriormente no mercado americano, a partir de 2001. Inicialmente usada para o exame dos seios paranasais, foi ocupando ao longo do tempo um lugar de destaque na Medicina Dentária tornando-se, atualmente, uma ferramenta relevante para a cirurgia dentomaxilofacial [15].

Em Ortodontia, a TCFC não substitui, antes complementa, as radiografias convencionais no diagnóstico das afeções e no acompanhamento pós-operatório dos diversos tipos de intervenções terapêuticas. Com efeito, esta técnica de imagem ganhou espaço e tornou-se um recurso complementar importante, pois fornece uma informação diagnóstica mais precisa, um conhecimento fidedigno da morfologia das estruturas dento-faciais e tecidos associados, bem como das múltiplas variações anatómicas [28]. Assim, este exame imagiológico revela-se particularmente útil em Cirurgia Ortognática, tanto no diagnóstico e planeamento operatório, como no seguimento pós-operatório de casos complexos, de que são exemplos, fendas lábio-palatinas, assimetrias esqueléticas e dentárias, determinação da localização de dentes inclusos e supranumerários e da sua relação com as estruturas adjacentes, entre outros [31].

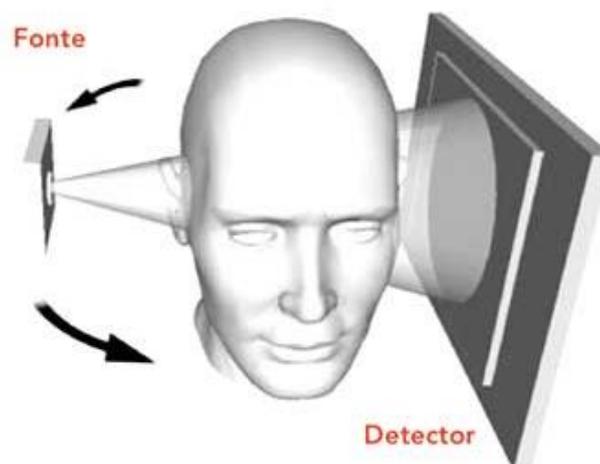


Figura 1: Esquema de funcionamento de um equipamento de imagem TCFC. [41]

Esta tecnologia recorre a um feixe de radiação cónico que efetua uma rotação ao redor do doente (180° a 360° , dependendo do modelo). Uma fonte cónica divergente de radiação ionizante é dirigida através do centro do campo de interesse para uma área de deteção de raios X no lado oposto do sensor. Ambos rodam em torno de um fulcro de rotação com o centro na região de interesse. Durante a rotação, são adquiridas múltiplas imagens planas sequenciais da projeção do campo visual [16]. Tratando-se de uma tomografia, as imagens são reconstruídas em três planos do espaço (ilustrado na figura 3) permitindo evitar a sobreposição das estruturas anatómicas [12].

A dose de exposição do doente depende dos parâmetros de aquisição da imagem, nomeadamente da corrente e tensão na ampola e da definição do número de cortes e sua espessura, podendo a TCFC apresentar um valor até 15 vezes menor que a TAC. Os equipamentos de TCFC são mais precisos, com uma margem de erro médio de aproximadamente 0,1 mm, enquanto as tomografias computadorizadas convencionais tendem a apresentar margens de erro superiores [21]. A presença de estruturas metálicas ou movimentos do doente, na tomografia computadorizada, é responsável por artefactos que prejudicam a interpretação imagiológica. Ainda assim, a TCFC permite obter imagens com menos artefactos, comparativamente à TAC, sendo relevante, por exemplo, nas zonas anatómicas do ouvido médio na presença de próteses dos ossículos [23].

Por norma, cada fabricante de equipamentos de TCFC possui um software próprio de visualização das respectivas imagens médicas e volumes 3D. Dependendo da capacidade do software, existem várias opções de reconstrução de imagens a partir do conjunto de dados volumétricos. Atualmente, já temos acesso a uma grande variedade de programas que nos permitem visualizar e processar os dados provenientes de um equipamento de TCFC, tais como: CS 3D, Dolphin 3D, EasyGuide, InVivoDental, OnDemand3D, OsiriX, Procera Software, Ultra-Fast CBCT, entre outros [17].

Para que a leitura destes mesmos dados, de imagem médica, seja possível, é necessário o uso de um formato digital universal, transversal e de fácil leitura, o formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Este é o formato de arquivo digital padronizado pela Organização Internacional de Padronização (ISO), consiste numa série de regras que permite que as imagens médicas, e informações associadas, sejam lidas e trocadas entre equipamentos de diagnóstico, computadores e até hospitais [17].

Num último ponto, importa referir que fatores como o FOV (*field of view*), a corrente, a voltagem do tubo de raio-X e o próprio tamanho do voxel escolhido vão influenciar a qualidade das imagens obtidas. O voxel é uma unidade de volume que tem associada a si um valor

numérico que representa uma propriedade de medida de um material, que no caso da tecnologia TAC é coeficiente de atenuação linear. Pode-se dizer que, tal como o pixel está para a fotografia, o voxel está para um volume de imagens. Geralmente, a um voxel de tamanho menor está associada uma maior resolução espacial e contraste na imagem médica obtida. Relacionado com a diminuição do seu tamanho, está o aumento da quantidade de radiação a que o paciente é exposto, algo que o técnico de imagem médica deverá ter em atenção. Portanto, há assim uma constante procura do tamanho ideal do voxel a usar, sendo que este é alcançado com a experiência e estudo do aparelho de imagem médica em questão. [32]

A cada voxel está associado um valor de unidade de Hounsfield, que se insere numa escala relativa, capaz de traduzir a densidade electrónica de um material, tendo em conta que esta é proporcional à atenuação do feixe de raios-X. A unidade de Hounsfield, também conhecida como unidade UH, é calculada com base numa transformação linear do coeficiente de atenuação linear do valor base do feixe de raios-X. Para calibração, faz-se corresponder um valor de 0 UH à água destilada e -1000 UH ao ar. Com base nesta unidade, um tecido denso, com um coeficiente de absorção elevado como o osso, apresenta um valor de UH superior a um tecido menos denso, como é o caso da gordura. Esta gama de valores (figura 2) que nos indica a densidade dos diversos materiais e tecidos, presentes no ser humano, permite a construção de imagens médicas em tons de cinzento [33].

Hounsfield Units for human body	
<i>Bone</i>	<i>1000</i>
<i>Liver</i>	<i>40 to 60</i>
<i>White Matter</i>	<i>46</i>
<i>Grey Matter</i>	<i>43</i>
<i>Blood</i>	<i>40</i>
<i>Muscle</i>	<i>10 to 40</i>
<i>Kidney</i>	<i>30</i>
<i>Cerebrospinal Fluid</i>	<i>15</i>
<i>Water</i>	<i>0</i>
<i>Fat</i>	<i>-50 to -100</i>
<i>Air</i>	<i>-1000</i>

Figura 2: Valores de UH para o corpo humano. [42]

O voxel pode assim ser considerado um pilar para o trabalho desenvolvido, ao longo desta dissertação, visto que é um dos elementos que nos permite renderizar um volume tridimensional a partir da TCFC.

Em suma, esta nova tecnologia trouxe um avanço notável para a imagiologia dento-facial, ao permitir tanto a visualização de estruturas de dimensões bastante reduzidas, como

um diagnóstico rápido, preciso, com uma dose de radiação relativamente baixa, e uma tolerância melhorada face aos artefactos metálicos.

1.3. Representação Tridimensional do Volume de Imagem TCFC

O tratamento Ortodôntico-Cirúrgico-Ortognático tem as mais diversas aplicações, apresenta elevada eficácia e requer um bom planeamento, auxiliado por exames complementares como é o caso da TCFC. Atualmente, é possível fazer uma reconstrução tridimensional a partir de imagens TCFC com recurso a diversas técnicas, como é exemplo a de *Multiplanar Rendering*, a *Surface Rendering*, que engloba a *Contour Based Surface Reconstruction* e a *Isosurface Extraction Based on Marching Cube*, e, por último, *Volume Rendering* [34].

1.3.1. *Multiplanar Rendering*

Esta é uma técnica utilizada para visualizar valores de cinzento em seções transversais arbitrárias, através de dados volumétricos. O volume é assim projetado nos três planos espaciais (coronal, sagital e axial), permitindo ao utilizador percorrer o espaço ao variar as coordenadas dos três planos (figura 3). Deste modo, a técnica em questão confere uma ótima visualização da posição relativa entre órgãos e permite um estudo aprofundado na escolha de tratamentos, como é exemplo o diagnóstico de tumores cerebrais e posterior estudo do seu tratamento.



Figura 3: Visualização multiplanar em Matlab. Imagem obtida a partir de um volume TCFC da base de dados. Aqui se pode observar a representação dos três planos espaciais: o sagital, coronal e axial.

A principal vantagem deste método, de visualização multiplanar, é que a observação dos dados não está restrita à sua direção de aquisição. Para além disso é um processo relativamente simples, dado que apresenta elevada velocidade de processamento. Porém, é evidente que a técnica em causa não fornece uma visão realmente tridimensional das estruturas, mas sim um conjunto de projeções 2D nos três planos referidos anteriormente [34].

1.3.2. *Surface Rendering*

A renderização de superfície é uma forma de visualizar o volume por meio de conjuntos de dados com valores comuns, quer seja a partir de voxels, polígonos, segmentos de linha ou até pontos. A estes grupos de dados correspondem superfícies de estruturas ou até estruturas propriamente ditas. Uma isosuperfície define-se então como um conjunto de pontos que apresentam o mesmo valor, esta é a base para a técnica descrita. Dois dos mais populares métodos de reconstrução de isosuperfícies, a partir de volumes DICOM, são a reconstrução com base em contornos e o algoritmo de *marching cubes* [34].

A reconstrução com base em contornos, conhecida por *contour based surface rendering*, foi inicialmente descrita por H. Fuchs, Z.M. Kedem, e S.P. Uselton [35]. Este método tem por base a extração de iso-contornos, de cada uma das camadas do volume tridimensional, com a posterior conexão e obtenção de uma superfície. Apesar de este se tratar de um algoritmo eficiente, pode apresentar ambiguidade no cálculo dos pontos de conexão entre contornos.

A técnica de extração de isosuperfície com base no algoritmo de *Marching Cube* foi inicialmente descrita em 1987, por William E.Lorensen e Harvey E.Cline [36], tendo por base a localização de uma superfície de valor específico, indicado pelo utilizador, e a sua reconstrução com recurso a triângulos. Associado a cada triângulo está o registo da respetiva normal à superfície e das coordenadas de cada vértice. Partindo do princípio que cada volume médico TCFC é constituído por voxels, ou seja, um número finito de volumes cúbicos, é possível calcular os pontos de interseção de um triângulo com as arestas do voxel em que se insere. O algoritmo calcula assim as coordenadas de interseção de um triângulo com o cubo, em que se insere, e “marcha” para o cubo adjacente, efetuando um novo cálculo. O *Marching Cube* tem a capacidade de definir cerca de 15 padrões de interseção, resultando na construção detalhada da superfície pretendida. Como vantagem, pode-se dizer que esta técnica apresenta um procedimento simples e tem a capacidade de construir volumes com alta resolução, contudo, tem associado o risco de gerar superfícies ambíguas [34].

1.3.3. Volume Rendering

O *Volume Rendering* trata-se de uma técnica que dá uso ao *ray casting*. Este algoritmo recorre ao “lançamento” de raios, a partir do ponto de vista observador, por forma a calcular a distância entre o observador e os pontos do objeto em questão. Tem por objetivo preservar os dados tridimensionais, ao invés de impor estruturas geométricas sobre eles. Desta forma, é possível visualizar várias estruturas que se encontram sobrepostas, manipulando a opacidade e cor de cada uma.

Os voxels não são exibidos diretamente no processo de renderização, em vez disso, os seus valores são processados por uma função de transferência para colorir o volume tridimensional. A função de transferência mapeia os valores dos voxels, no conjunto de dados, numa escala de valores de cor e opacidade. Deste modo, o *Volume Rendering* permite-nos visualizar o modelo tridimensional a partir de qualquer direção, torna possível a visualização de vários estratos e possui maior qualidade e experiência de visualização, facilitando a capacidade de interpretar os dados (figura 4). De entre as várias técnicas descritas, para além de apresentar a maior qualidade de imagem, esta técnica requer um poder computacional superior [34].

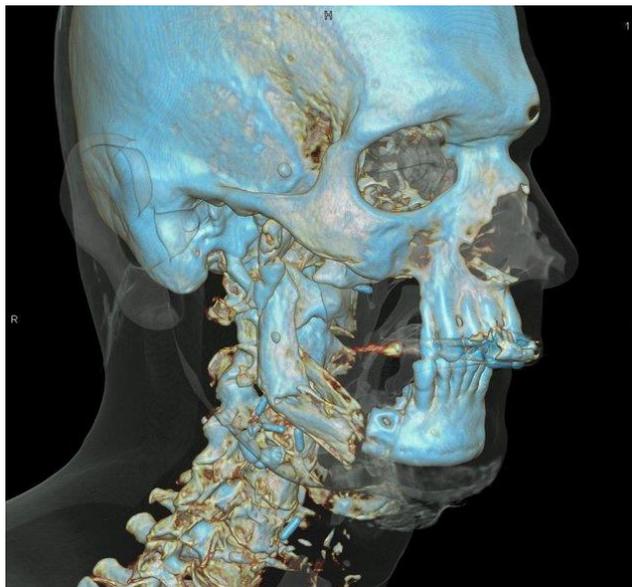


Figura 4: Volume Rendering de uma TC da cabeça. [43]

1.4. Reconstrução Foto-Realista

Apesar da representação da face humana em modelos 3D ser um tema muito abordado ao longo do tempo, o estudo da combinação de imagens fotográficas 2D com modelos 3D, gerados a partir de imagens de TCFC, é um campo pouco explorado.

De acordo com Yangyu Fan et al. [37], recentemente foi alcançado um progresso significativo no que toca à reconstrução tridimensional de modelos faciais a partir de uma única imagem de retrato. O projeto desenvolvido neste artigo, intitulado de “Full Face-and-Head 3D Model With Photorealistic Texture”, teve como objetivo combater a falta de detalhe nas reconstruções fotorealísticas 3D, especialmente na perspetiva de perfil e da região craniofacial do modelo. Este feito foi alcançado com métodos de otimização multilinear e com o uso de uma *generative adversarial network* (GAN). A GAN serve para inferir a informação presente em partes do modelo que não estão visíveis na fotografia de retrato, gerando-se assim uma textura UV panorâmica do sujeito (figura 5). Assim sendo, concluiu-se que este método tem um desempenho superior aos outros do estado da arte, dado que requer um número menor de recursos (uma fotografia de retrato) e tem maior detalhe de superfície.

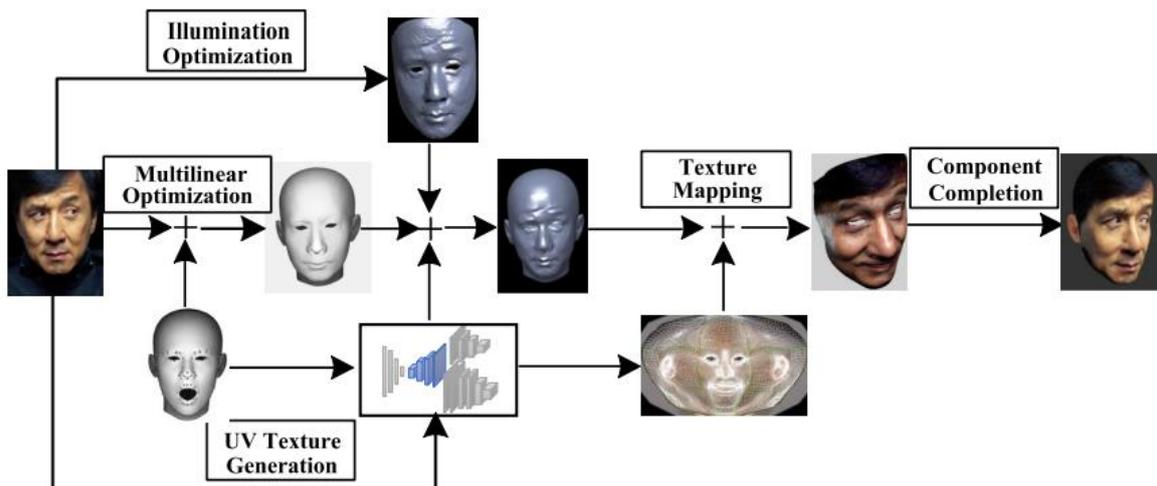


Figura 5: Método proposto. Imagem retirada de Yangyu Fan et al. [37]

No que toca ao processamento simultâneo de imagem TCFC e fotográfica, podemos considerar o trabalho de Naudi KB et al. [38], cujo objetivo foi o de criar modelos 3D fotorealistas a partir da combinação da modalidade de TCFC com imagens obtidas através da técnica de fotogrametria. O sistema Di3D dá uso a esta técnica e gera um modelo fotográfico tridimensional do rosto do sujeito, com recurso a duas câmaras fotográficas posicionadas a

uma distância relativa fixa. A segmentação dos tecidos moles foi alcançada com recurso a *thresholding* através do software Maxilim, no formato de ficheiro STL, e a sobreposição das duas técnicas foi exportada para um ficheiro VRMesh. Assim, concluiu-se que a combinação das modalidades referidas resultou numa maior exatidão nas dimensões, cores e texturas. Para além disso, é de notar que a TCFC apresentou uma boa capacidade de representar os tecidos moles do paciente.

2. Objetivos

No projeto desenvolvido, procura-se estudar a possibilidade de se reconstruir a superfície externa da face a partir de informação contida em volumes de imagem médica TCFC. Aliado a este propósito, deu-se uso a imagens TCFC e fotografias de retrato dos doentes acompanhados no Instituto de Ortodontia da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra.

Deste modo, para se alcançar o resultado proposto, estabeleceram-se os seguintes objetivos:

1. Obter um modelo tridimensional da superfície externa da cabeça e face do paciente, a partir do processamento de volumes TCFC;
2. Processar e mapear características da face de cada um dos pacientes presentes nas fotografias de retrato;
3. Relacionar e unificar a informação do modelo TCFC com as imagens fotográficas, por forma a obter a representação tridimensional foto-realista do paciente;
4. Avaliar os resultados obtidos.

3. Materiais e Métodos

Para estudar de que forma se pode obter uma representação foto-realística da face de um paciente, a partir da junção de informação proveniente de imagens faciais 2D de retrato e imagens TCFC, recorreu-se à presente metodologia.

Este capítulo incide em dois pontos principais: o processamento da informação 3D/TCFC e da informação fotográfica/2D. Por fim, será apresentado o método de fusão das duas modalidades, bem como a abordagem para a avaliação dos resultados.

3.1. Materiais de Estudo

Todos os dados trabalhados ao longo deste projeto foram disponibilizados pelo Instituto Universitário de Ortodontia da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, desde as imagens fotográficas aos dados de TCFC extraídos dos doentes, tanto em pré como em situação pós-operatória. Toda a informação de imagem TCFC foi exportada no formato DICOM, que representa um conjunto de normas que asseguram a troca e armazenamento seguros de imagens radiológicas, e as fotografias em formato JPEG, formato de alta compatibilidade e compressão.

Quanto ao scanner de TCFC, foi utilizado um equipamento i-CAT com um voxel de 0,3mm de dimensão e janela de tempo de aquisição de 13,4 segundos. O equipamento apresentou-se calibrado para todas as aquisições de dados. No que toca ao registo fotográfico, recorreu-se a uma câmara fotográfica de sensor digital RGB, cujo modelo e distâncias focais são variados. A exposição das faces dos pacientes comporta questões éticas, contudo, é fulcral para o desenvolvimento deste tema que estas sejam exibidas. A autorização do uso dos dados dos pacientes é garantida pela inserção deste estudo no projeto *Arthur*.

3.2. Volume TCFC

3.2.1. Renderização

O Matlab foi o software escolhido para o processamento e exportação dos volumes TCFC, dada a sua boa capacidade de analisar e processar informação DICOM com a posterior visualização tridimensional. As imagens DICOM podem ser representadas individualmente, a duas dimensões, em tons de cinzento ou representadas em conjuntos de imagens, a três dimensões recorrendo à aplicação *volumeViewer*. A aplicação *volumeViewer* tem a

capacidade de renderizar as imagens com recurso a diversos métodos: *volume rendering*, isosuperfície, projeção de intensidade máxima e renderização multiplanar. Assim sendo, deu-se preferência ao método de *volume rendering*, pelas vantagens anteriormente referidas.

3.2.2. *Thresholding* e Segmentação da Pele

Tal como referido anteriormente, os dados adquiridos por TCFC têm associado ruído e, por vezes, artefactos. Para além disso, os volumes em questão possuem voxels com valores na gama dos tecidos duros e ar, que não têm relevância para o estudo em questão.

De maneira a gerir a gama de valores de Voxel a representar, recorreremos à técnica de *thresholding*, ou seja, calculou-se o valor que separa os voxels que representam o ar e ruído dos restantes materiais e tecidos. A área de interesse para este trabalho é a superfície da pele, por isso, o grande desafio será suavizar e corrigir imperfeições, visto que a TCFC apresenta baixo contraste para tecidos moles.

Voltando ao valor de *thresholding*, primeiro importa analisar o comportamento de um histograma obtido a partir de um exame escolhido da nossa base de dados (figura 6). Como a frequência de ocorrência do valor do ar (-1000UH) é muito maior que os restantes materiais, deu-se uso à escala logarítmica. No histograma em questão, é possível constatar um mínimo absoluto dentro da gama de valores negativos e constatou-se que este separa a informação que nos é útil do ruído e ar. Como a superfície de estudo é a fronteira mais externa da cabeça dos pacientes, não há inconveniente em preservar os dados referentes aos tecidos duros, bem como outros materiais metálicos que possam estar presentes, como é o caso de próteses.

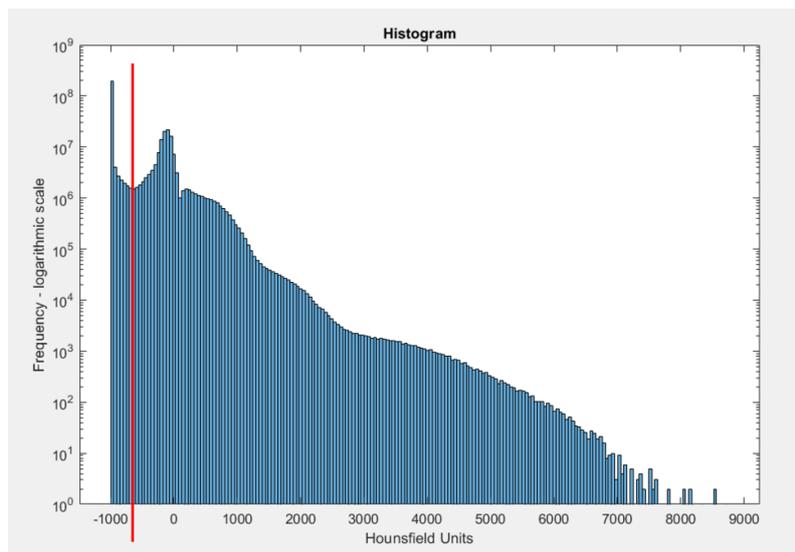


Figura 6: Distribuição típica dos valores de UH, para um volume TCFC em estudo. A vermelho pode-se observar o valor mínimo absoluto dos voxels de valor negativo.

Com a gama de voxels bem definida, resta binarizar o volume, ou seja, igualar todos os valores de voxel superior ao *threshold* (zona de interesse) a 1 e os inferiores a 0 (figura 7). Com isto em conta, a cabeça do paciente torna-se assim um único volume coeso, facilitando a visualização e processamento de dados.

A partir do histograma dos valores de intensidade localizou-se o mínimo de entre os valores de voxels negativos o qual é usada na binarização que é realizada com operações matriciais simples.

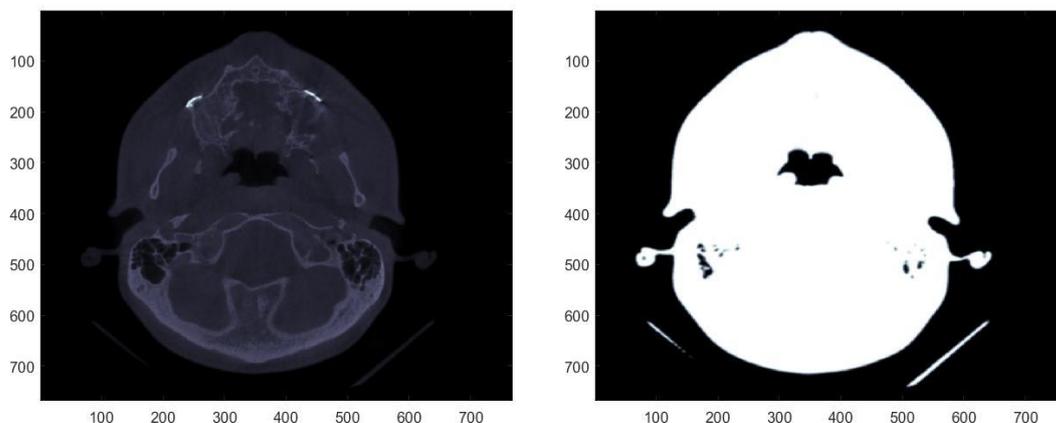


Figura 7: Corte transversal de um volume, antes (esquerda) e depois (direita) de ser binarizado, para um valor de -600 UH. Imagem obtida a partir do volume da cabeça de um paciente da base de dados.

3.2.3 Técnicas de Processamento de Imagem

A fim de se obter um modelo tridimensional da cabeça do paciente, de alta qualidade e definição, há que dar uso a técnicas que nos permitem corrigir imperfeições e suavizar o modelo ao nível da sua superfície. Recorreu-se a um filtro Gaussiano de suavização 3D com valor de desvio padrão variável, por outras palavras, com nível de suavização ajustável (a um valor de desvio padrão maior está associado um maior efeito de suavização). Este filtro tem em conta a média dos valores em torno de cada voxel, e suaviza a sua distribuição. Apesar de ser um filtro eficaz, não tem capacidade de preencher falhas ou espaços vazios e de excluir voxels desagregados do modelo do paciente propriamente dito. Assim, para se combater estes aspetos, usaram-se operações de fecho (*imclose*), erosão (*imclearborder*) e preenchimento (*imfill*)

A função *imclearborder* tem a capacidade de excluir voxels que não estejam associados a uma estrutura, isto é alcançado estabelecendo um nível mínimo de conectividade que um voxel deverá ter com as suas fronteiras. Para as imagens 2D DICOM em questão o valor padrão é de 8 (figura 8), ou seja, os voxels que não apresentam 8 conectividades com a vizinhança são excluídos. Podemos considerar que este algoritmo vai erodir ligeiramente a superfície do modelo.

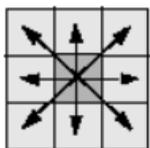


Figura 8: Representação de um voxel (a cinza-escuro) que apresenta conectividade de 8 com os voxels vizinhos (cinza-claro). Imagem retirada a 2 de janeiro, 2021, de <https://www.mathworks.com/help/images/ref/imclearborder.html>.

Quanto ao tratamento de falhas e espaços vazios, deu-se uso à operação fecho (*imclose*). Para que seja possível fechar espaços vazios, há que estabelecer o valor do raio desse mesmo preenchimento, este trata-se de um campo a estabelecer pelo utilizador. Há que ter em conta que um valor de raio muito elevado será refletido na perda de detalhe do modelo 3D.

Num último ponto, a operação preenchimento (*imfill*) permite preencher o interior da fronteira do modelo 3D, para que se construa um volume sólido e coeso. Esta técnica não tem um impacto na estética externa do volume, mas elimina espaços vazios intrínsecos ao modelo 3D, espaços estes que representam maioritariamente ar (podemos constatar este facto na figura 7).

3.2.4. Animação Cinematográfica do Volume Craniofacial 3D

Após se alcançar um volume 3D com a superfície da pele, mais em concreto a face, bem delimitada e representada, resta capturar e exportar o modelo craniofacial em diversas posições para um número estabelecido de *frames*, dito de outra forma, realizar uma animação cinematográfica tridimensional. Cada uma das imagens capturadas será processada em conjunto com a informação da imagem fotográfica do paciente, tal como será discutido brevemente neste capítulo da metodologia, para que o resultado seja a chamada representação foto-realística do modelo do doente, numa perspetiva fiel à coloração e às proporções.

O primeiro passo para este método é o estabelecimento de uma trajetória de rotação em torno do modelo craniofacial. Tendo em conta que a posição da câmara relativa ao volume, deu-se uso a transformadas espaciais para se desenhar a trajetória desejada, nos três eixos do espaço (equação 2).

$$\text{rotationAngles} = \text{desde } \theta \text{ min até } \theta \text{ max cria nrFrames} \quad (1)$$

$$\text{cameraPositions} = [\cos(\text{rotationAngles}) \sin(\text{rotationAngles}) \text{ones}(\text{size}(\text{rotationAngles}))] \quad (2)$$

Na equação 1, é possível observar o θ_{\min} e θ_{\max} que definem a amplitude da rotação, da cabeça tridimensional, e a variável *nrFrames* representa o número de *frames* a exportar para a animação. A equação 2 retrata a transformação dos diversos ângulos (*rotationAngles*) de rotação em posições da câmara no espaço (*cameraPositions*), a 3 dimensões.

Para além de definir uma trajetória para a câmara percorrer em torno do modelo 3D, é necessário capturar cada um dos *frames*, e exportar-los em formato PNG. É de notar que a amplitude do ângulo de rotação, o número de *frames* e as cores do volume e do fundo são parâmetros estabelecidos pelo utilizador, pelo que são ajustados de maneira a obter a melhor representação do modelo possível (figura 17 dos resultados).

3.3. Imagem Fotográfica

Tratados os dados referentes a volumes tridimensionais, gerados a partir da técnica de TCFC, importa agora explorar quais os métodos utilizados para o processamento das imagens de retrato 2D, dos pacientes em questão.

Ao invés dos volumes 3D, as imagens fotográficas carecem de informação a nível da profundidade, por isso mesmo, deu-se lugar a métodos de reconhecimento facial e de *face swapping*. Estas técnicas baseiam-se em marcas fiduciais da face humana, permitindo assim que a informação de uma imagem 2D seja mapeada, mesmo sem os dados relativos à profundidade dos pontos faciais. Para o efeito, implementou-se uma solução em Python com recurso a OpenCV que é uma biblioteca especializada na área de visão computacional, ao NumPy, uma biblioteca muito eficiente no que toca ao processamento de complexas operações matriciais, e ao Dlib, uma biblioteca com funções capazes de implementar rotinas na área de *machine learning* e processamento de imagem. Todo o software aqui referido é *open-source*.

3.3.1. Reconhecimento Facial

Alguns algoritmos de reconhecimento facial identificam características através de pontos de referência, a partir de uma imagem do rosto. Um algoritmo pode analisar a posição relativa, tamanho e formato dos olhos, nariz e mandíbula, podendo ser classificado em duas categorias: uma geométrica, que analisa as características distintas, ou fotométrica, uma abordagem estatística que decompõe uma imagem em valores e compara os mesmos com modelos de referência. Neste caso, damos uso a estas capacidades para identificar um rosto humano e processá-lo de forma a extrair *facial landmarks*, as marcas fiduciais de cada paciente, para depois se possibilitar o *face swapping*, onde o volume médico é o sujeito alvo e a fotografia de retrato a face de origem, como será abordado brevemente.

A partir da imagem do doente localizou-se a face na mesma e a partir desta identificaram-se os pontos faciais relevantes para o estudo. Assim, cada fotografia é convertida num objeto com as marcas fiduciais de cada rosto.

O algoritmo de deteção de pontos fiduciais possibilita que estes sejam detetados a partir de modelos com base em diferentes conjuntos de pontos e que podem ter sido obtidos a partir das mais variadas técnicas de visão computacional, como é exemplo, modelos obtidos com recurso a técnicas de ML ou RN. Desta forma, não é necessário treinarmos um modelo de deteção facial, o que simplifica o desenvolvimento deste projeto. Tendo em conta estes aspetos, deu-se uso a um modelo *que permite* obter 68 pontos característicos da face humana (figura 9), este modelo foi treinado com a base de dados ibug 300-W, um conjunto de dados que consiste em 300 imagens de faces *in-the-wild* em ambientes internos e 300 externos [40].

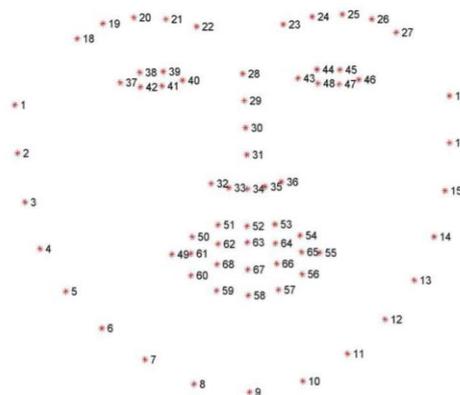


Figura 9: Modelo pre-treinado de 68 marcas fiduciais. [40]

3.3.2. Triangulação de Delaunay

Recapitulando, desenvolveu-se um método capaz de detetar a face do paciente, na fotografia de retrato, e de mapear 68 pontos característicos do rosto humano. Para que seja possível implementar o processo de *face swapping*, é necessário que ambas as faces sejam repartidas e processadas geometricamente, visto que não podemos apenas “trocar” uma face pela outra, pois as faces variam de tamanho e perspetiva. Assim, se dividirmos a face em triângulos, podemos simplesmente trocar triângulos homólogos, mantendo as proporções e adaptando as expressões do rosto, como sorrir, estar de boca aberta ou de olhos fechados.

Previamente à triangulação, é necessário criar uma máscara que engloba todos os 68 pontos obtidos com a função *shape_predictor*. Para tal, recorreu-se a uma operação de obtenção do perímetro óptimo (*convexHull*, da biblioteca OpenCV) de forma a obter um perímetro que resulta dos pontos mais externos da face da imagem. Tratando agora a abordagem à triangulação dos pontos da face, deu-se uso à triangulação de Delaunay, um algoritmo desenvolvido por Boris Delaunay [39] capaz de maximizar o ângulo mínimo de todos

os ângulos dos triângulos envolvidos na triangulação dos pontos. Assim, é possível obter uma matriz que apresenta 3 conjuntos de coordenadas para os vértices de cada triângulo, a duas dimensões, resultando na subdivisão das faces 2D em triângulos.

3.4. Fusão da Modalidade 2D e 3D

De maneira a alcançar o objetivo deste trabalho, é necessário conciliar os dados do volume tridimensional médico com os dados obtidos a partir do processamento das imagens 2D. O volume DICOM, por si só, possui toda a informação referente às diferentes perspectivas e dimensões da face do paciente, contudo, carece do aspeto fotográfico. Por outro lado, a fotografia dispõe de todos os dados colorimétricos, como o tom de pele, cor dos pelos faciais e olhos. Para solucionar esta questão, extraíram-se os dados colorimétricos da fotografia do paciente, tendo por base a técnica de mapeamento e triangulação de Delaunay, e transpuseram-se os mesmos para cada um dos *frames* obtidos a partir do processamento de imagens DICOM. Desta forma, é possível alcançar uma animação tridimensional do paciente, atendendo ao seu fotorrealismo. Seguidamente, serão abordados os métodos de *face swapping*, para se mapearem as cores da face do paciente para o volume tridimensional, e de suavização, que garantem a qualidade fotográfica da animação obtida.

3.4.1. Face Swapping

Tendo em conta que o método de mapeamento e triangulação facial já foi aplicado, importa explicar o conceito de sujeito alvo e sujeito origem. Na técnica de *face swapping*, há que definir a imagem do rosto do sujeito alvo, que neste estudo se trata de cada um dos *frames* do volume TCFC gerados: este é o local para onde os segmentos da face origem são transpostos, sendo a origem uma única fotografia de retrato do paciente. Neste caso, os segmentos são transpostos sob a forma de triângulos, que formam pares homólogos com os triângulos da face alvo. Cada um dos triângulos possui 3 vértices que correspondem a 3 das 68 marcas fiduciais, facilitando a correspondência de informação entre os dois mapeamentos faciais.

No rosto de origem, da fotografia de retrato do doente, aplica-se a triangulação de Delaunay, contudo, no rosto alvo, usou-se uma abordagem diferente. Partindo do facto que se obtiveram 68 marcas fiduciais tanto para o sujeito alvo como para o de origem, os triângulos da face alvo foram calculados com base nos triângulos da origem, nomeadamente: um

triângulo na face origem constituído pelos índices 1, 2 e 37, do mapa de marcas fiduciais, corresponderá a um triângulo homólogo, na face alvo, cujos índices também serão 1, 2 e 37 (vide figura 5). Assim, podemos afirmar que um triângulo é caracterizado e identificado em ambas as faces pelos índices a que correspondem as coordenadas dos seus vértices. Apesar de os índices serem iguais, a área e perspetiva do triângulo podem variar de uma face para a outra, tornando o processo de *face swapping* exigente. Para o cálculo dos triângulos da face alvo usaram-se uma série de operações matriciais, que serviram para identificar os 3 índices constituintes de cada um dos triângulos da face origem. Com os triângulos homólogos já determinados, há que executar uma transformação geométrica para que o triângulo origem corresponda ao tamanho e forma do triângulo destino, usando-se para isso transformações afim. Deste modo, ao aplicar a transformação afim a cada um dos triângulos origem, obtemos triângulos geometricamente iguais aos de destino, mas com uma textura de imagem correspondente à face de origem.

Por último, é necessário agregar os triângulos recém transformados, para que correspondam à máscara da face alvo, e transpô-los para a imagem em questão. Para o efeito, construiu-se uma máscara na imagem alvo, por forma substituí-la pela máscara obtida a partir dos triângulos origem.

3.4.2. Suavização

Apesar de se alcançar a transposição de uma face para a outra, o resultado pode ainda ser considerado imperfeito, dado que não se aplicou nenhum método de suavização de contornos ou de *color blending*. Além disso, a própria animação cinematográfica do modelo 3D, já com a superfície da pele colorida a partir da imagem de retrato, requer uma implementação que garanta uma experiência de visualização agradável e realista para o utilizador.

Com a face corretamente transportada para o sujeito alvo ajustaram-se as cores e o contraste da máscara do sujeito origem. Deste modo, a máscara é enquadrada no destino de forma mais coerente e harmoniosa, sendo que estes ajustes são realizados automaticamente.

No que diz respeito à animação foto-realista, aplicou-se a técnica de *face swapping* para cada um dos seus *frames*, ou seja, uma única fotografia de retrato serviu de face origem e cada um dos *frames*, obtidos pelo processamento das imagens DICOM do paciente, foi processado como sujeito alvo. Assim, para garantir a suavidade da rotação da máscara facial do paciente, de *frame* para *frame*, efetuou-se um pré-processamento dos *frames* do volume

3D onde se calcularam e registaram os pontos fiduciais de cada um. Com os 68 pontos calculados para cada um dos *frames*, aplicou-se um ajuste de suavização à curva de cada um dos índices ao longo do tempo, por outras palavras, recolheram-se todas as posições para cada um dos 68 pontos, à medida que se dá a rotação da face do modelo, e fez-se um ajuste em função do tempo (de *frame* em *frame*) com recurso a uma função do tipo quadrática. Importa esclarecer que este ajuste quadrático se fez em separado para as coordenadas x e para as y em função do tempo, ou seja, em função de cada um dos *frames* da animação.

Através desta operação recalcularam-se as marcas fiduciais de maneira a, quando se dá o processo de transposição de informação fotográfica, obtém-se uma animação mais suave nas suas transições de perspectiva. O resultado final foi exportado no formato GIF.

No que concerne à suavização da curva de trajetória de cada um dos 68 pontos fiduciais, recorreu-se ao coeficiente de determinação para avaliar a qualidade do ajuste dos pontos a uma função quadrática. Deste modo, para cada paciente, calcularam-se 68 coeficientes para os ajustes das coordenadas x e 68 para as y em função do tempo (*frames*), sendo que cada coeficiente é obtido com a comparação das abcissas ou ordenadas de um dado índice, antes e depois do ajuste quadrático. Resumindo, dos 136 coeficientes obtidos, 68 correspondem ao ajuste quadrático de abcissas em função do tempo e 68 às ordenadas. Para esta análise, estudaram-se os 8 casos presentes da base de dados.

3.5. Avaliação de Resultados

A qualidade das animações obtidas foi aferida com recurso a um painel de especialistas, através de um questionário *online*. Deste modo, os resultados da metodologia aqui desenvolvida foram avaliados por um conjunto de médicos especialistas na área da Ortodontia, que fazem parte do Instituto Universitário de Ortodontia da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra.

O questionário (anexo 4) é composto por 19 questões, sendo 16 referentes a 4 casos escolhidos aleatoriamente, 2 estão relacionadas com o método utilizado e, por fim, uma questão sobre a sua experiência profissional. Para cada caso são apresentadas duas versões, designadas por versão A e B, de renderização procurando-se aferir qual delas pode ser melhor no que respeita à qualidade de renderização e ao fotorrealismo. A qualidade da renderização compreende a suavidade, clareza e definição da animação. O fotorrealismo relaciona-se com a precisão das proporções e dimensões da face do sujeito. Quer a qualidade de renderização quer o fotorrealismo são avaliados numa escala de 10 valores em que 1 representa baixa

qualidade e 10 elevada qualidade. De entre os 4 casos escolhidos, gerou-se um caso *decoy*, dito por outras palavras, exportou-se uma animação cuja fotografia de retrato não corresponde ao volume TCFC, para aferir o realismo e precisão do método da fusão das modalidades 2D e 3D. A análise de respostas teve por base métodos de estatística descritiva.

4. Resultados e Discussão

O capítulo que se segue destina-se à apresentação de resultados, tendo em conta a metodologia e a base de dados apresentada, acompanhados pela respetiva análise e discussão. Os resultados aqui apresentados correspondem a um paciente escolhido de forma aleatória e são similares aos da restante base de dados.

4.1. Renderização Processamento do Volume TCFC

4.1.1. Resultados

Tal como referido anteriormente, cada paciente é representado com recurso a 576 cortes axiais, gerados a partir da técnica de TCFC, no formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*). Depois de se obter um volume de imagem médica tridimensional, com recurso ao software Matlab, não só é possível manipular todos estes dados como também é possível analisá-los. Deste modo, analisaram-se os volumes nos 3 planos espaciais (figura 10), tendo em conta que se pode constatar a abundância de voxels de valor -1000 UH, que representam ar, e os voxels de valor positivo, que nos indicam os tecidos de dureza mais elevada.

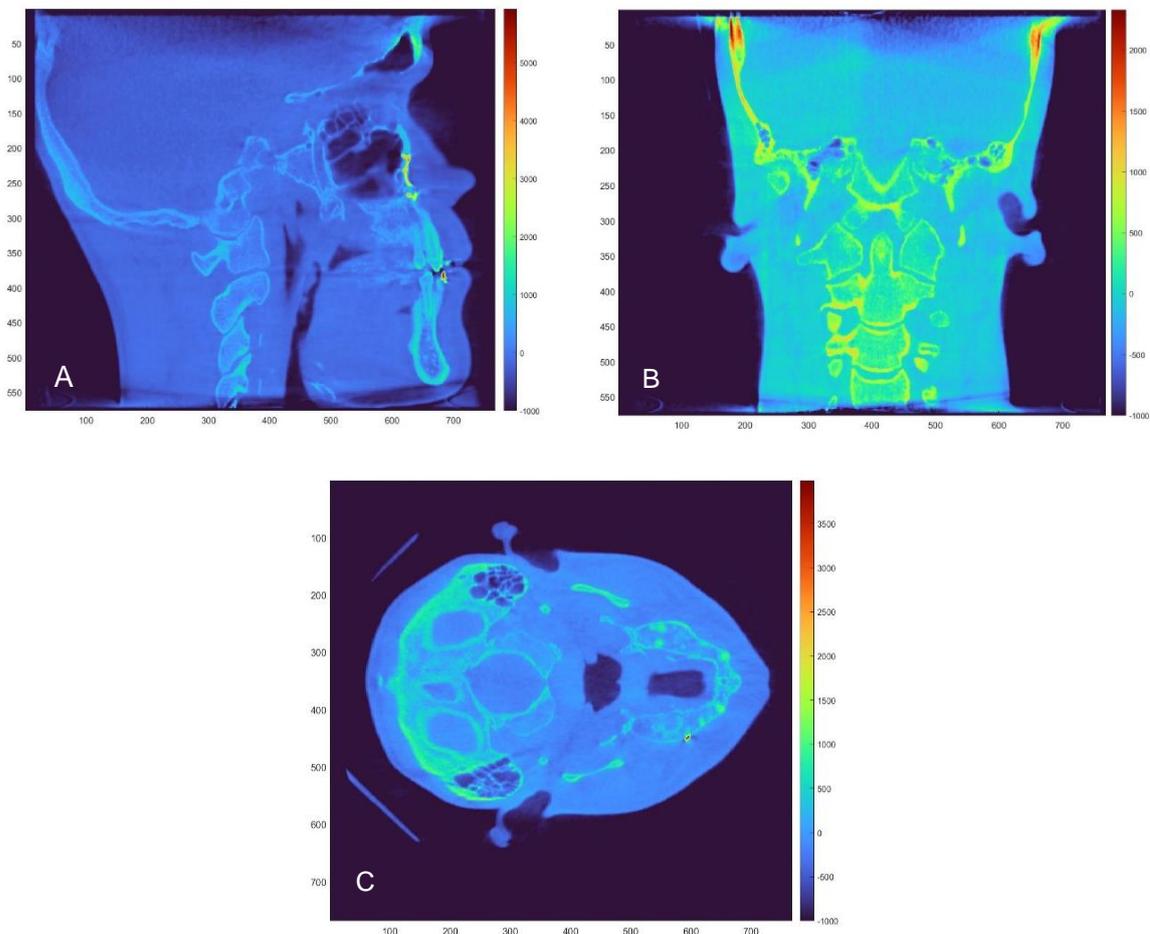


Figura 10: Representação 2D do volume TCFC nos 3 planos espaciais. Imagem obtida com a função *imagesc* de Matlab, mapa de cor "turbo". (A) Plano Sagital; (B) Plano Frontal; (C) Plano Axial.

Explorando agora a modalidade tridimensional, a aplicação *VolumeViewer*, do Matlab, permite a representação 3D do volume em questão. Uma das capacidades desta aplicação é o método de visualização por isosuperfície: os voxels são binarizados de acordo com um *threshold* estabelecido pelo utilizador, ou seja, é possível percorrer toda a gama de valores de UH e analisar o que esta representa. Ao aplicar este método a um volume médico da nossa base de dados (figura 11), é notória a presença de ruído para valores muito negativos (na ordem das -900 UH), tecidos moles (entre as -800 UH e as 0 UH) e tecidos duros, para UH de valor positivo. Em última instância, os objetos metálicos do paciente em questão são os últimos a serem visíveis, quando o valor do *threshold* aumenta sucessivamente.

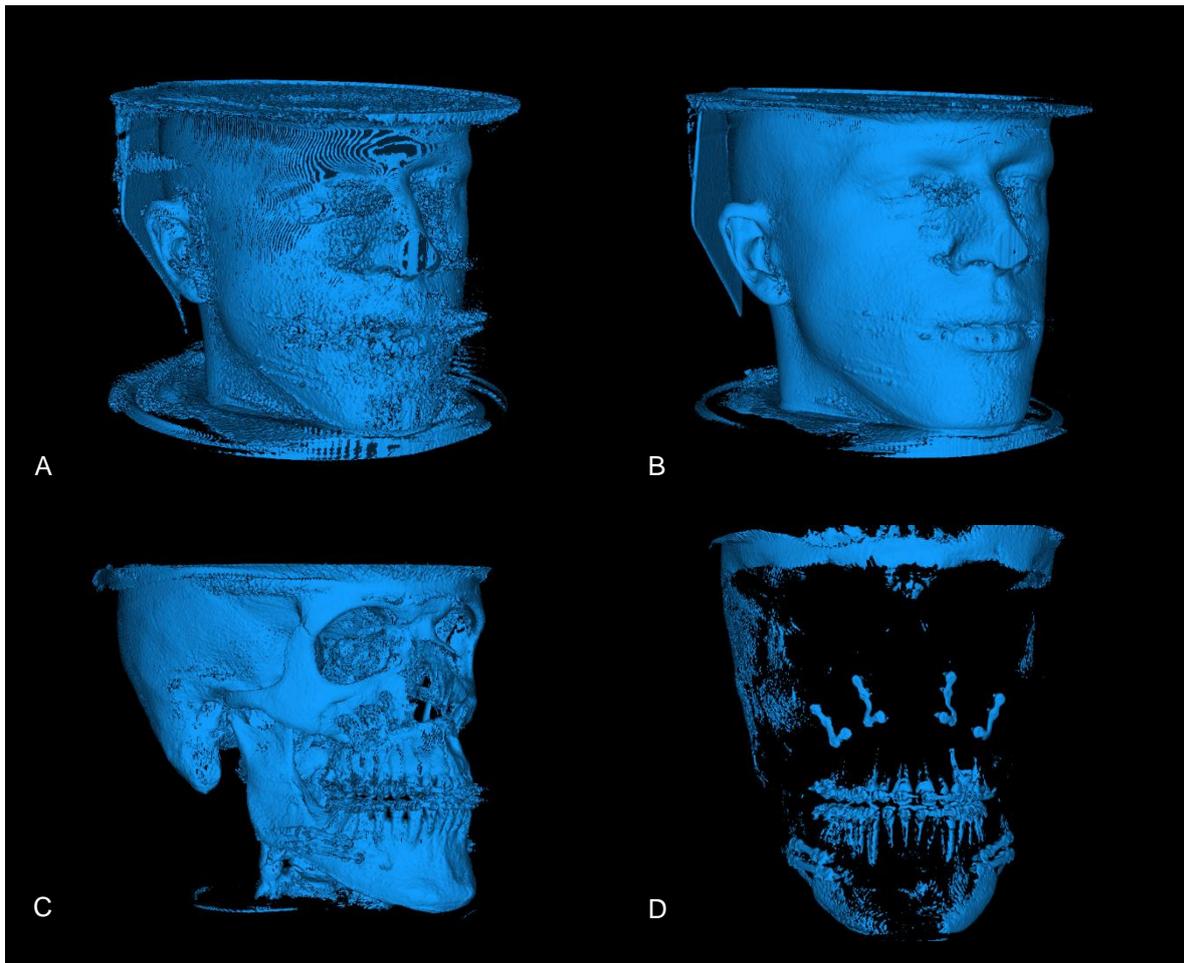


Figura 11: Renderização do volume DICOM, por processar, na aplicação *VolumeViewer* de Matlab. Representação de valores de *threshold* sucessivamente maiores (de A-D). (A) *Threshold* na gama das -900UH; (B) *Threshold* na gama das -600UH; (C)(D) *Threshold* a variar na gama de UH positivas.

É a partir da análise da distribuição dos valores de voxels (figura 12) que se alcançou a automatização da segmentação da pele do paciente, dito de outra forma, a análise das unidades de Hounsfield, sob a forma de histograma, permitiu calcular o valor que diferencia a informação referente ao paciente dos dados que representam apenas ruído e artefactos. Após se normalizar o histograma, o mínimo absoluto na gama de valores negativos serve de valor de *threshold*, como será explorado de seguida.

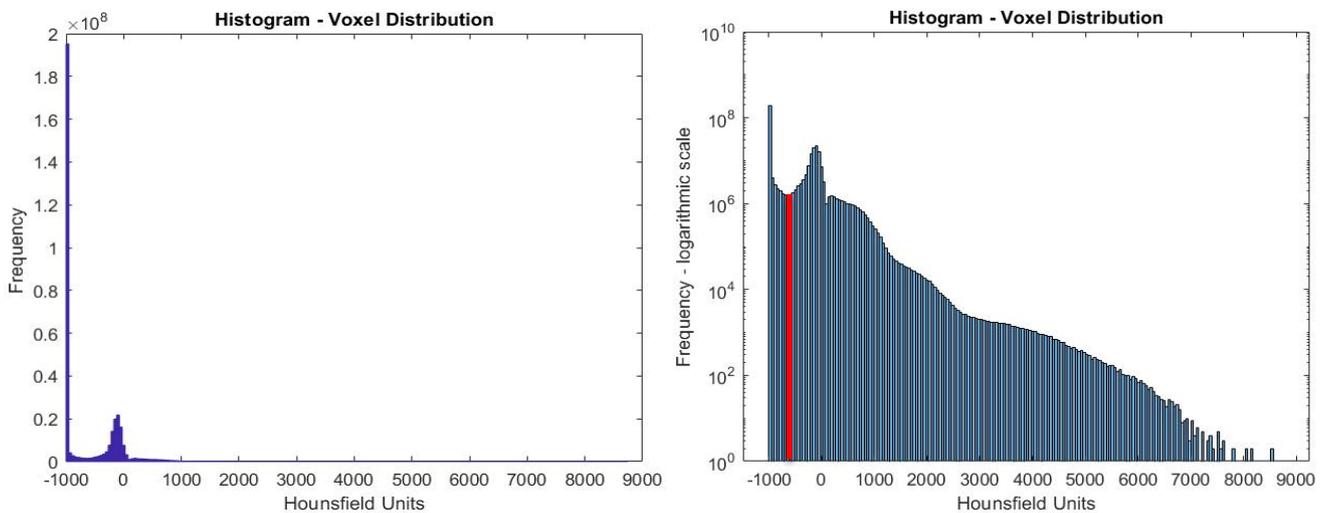


Figura 12: Distribuição das UH correspondentes um volume TCFC. O gráfico do lado direito representa estes valores numa escala logarítmica e a vermelho está o valor de *threshold* correspondente, cerca de -634UH.

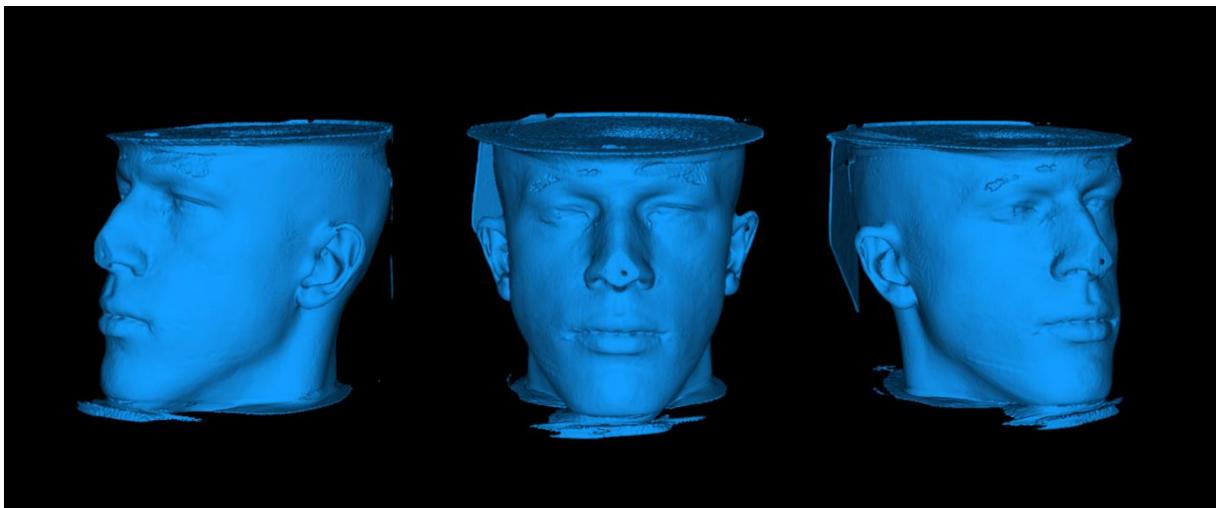


Figura 13: Resultado dos métodos de *thresholding*.

O volume é então binarizado com o valor de *threshold* determinado, para que seja assim segmentada a informação que nos é útil para a representação do modelo 3D. Deste modo, cada volume processado pelo algoritmo desenvolvido vai ser automaticamente renderizado e grande parte do ruído será automaticamente excluído (figura 13). Para além da técnica de *threshold*, aplicou-se um filtro Gaussiano tridimensional de suavização, com a finalidade de suavizar a superfície do modelo 3D (figura 14). De entre os valores de desvio padrão testados (sigma), para o filtro gaussiano, escolheu-se o valor padrão de 1.5, visto que valores superiores vão provocar uma perda de detalhe e valores inferior atuam pouco na suavização.

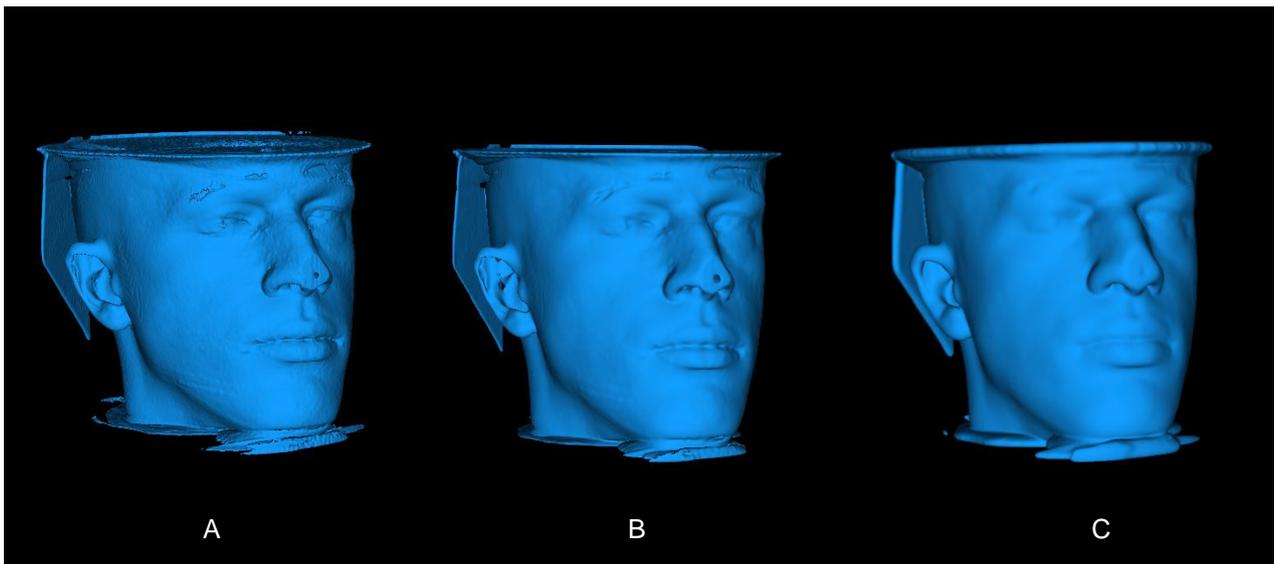


Figura 14: Resultado da aplicação de um filtro Gaussiano. (A) Sigma = 0.5; (B) Sigma = 1.5; (C) Sigma = 4.

Após este processo, trabalharam-se os dados a duas dimensões, com o objetivo de preenchimento de falhas, espaços vazios e de excluir voxels desagregados do modelo do paciente (figura 15).

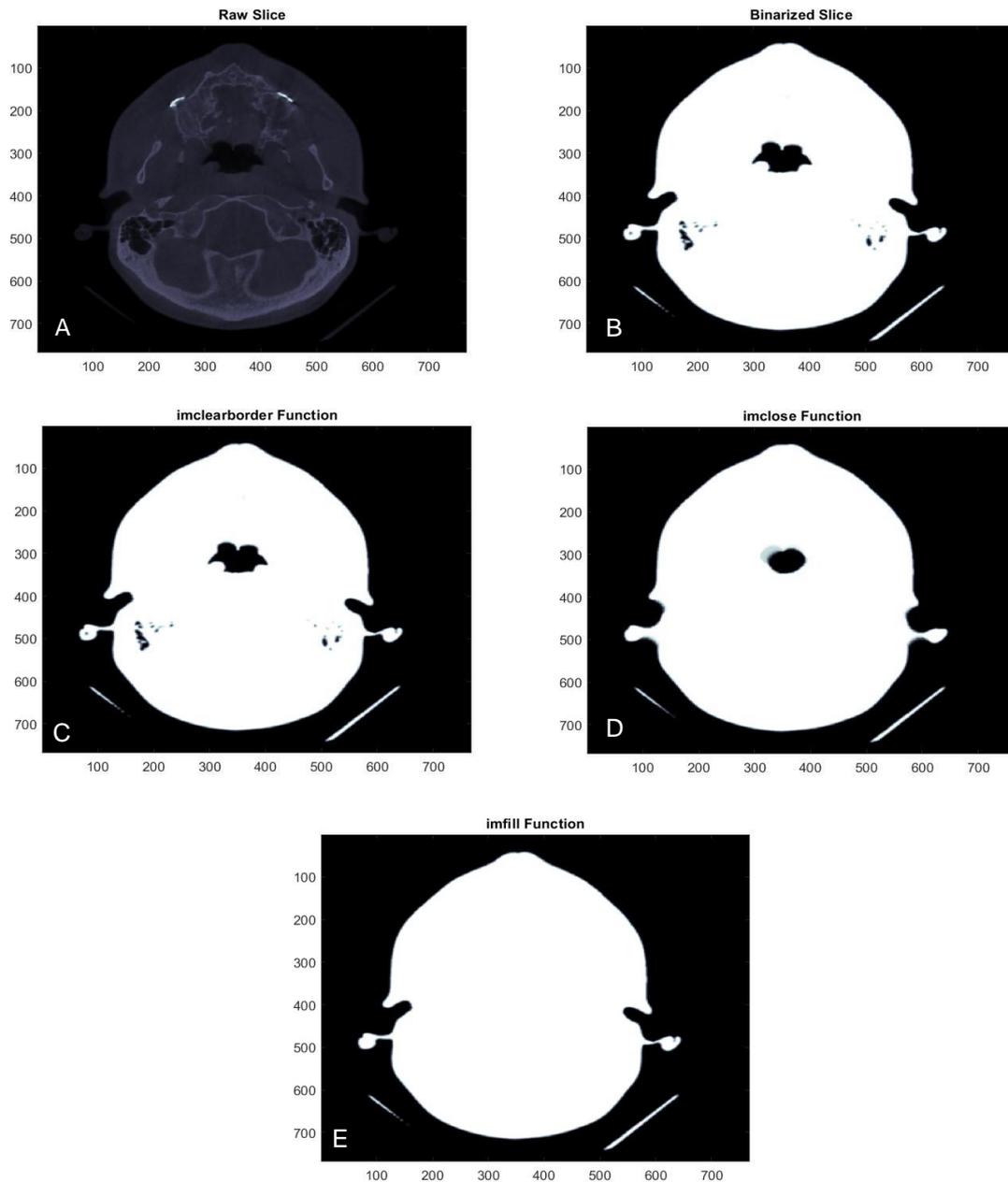


Figura 15: Processamento de imagem DICOM. (A) Imagem por processar (B) Binariação dos voxels (C) Função imclearborder; (D) Função imclose; (E) Função imfill.

O resultado desta sequência de tratamento de dados pode ser observado na figura 16, onde é de notar que se alcançou a suavização e correção de imperfeições no modelo sem perder grande detalhe, em zonas suscetíveis como é o caso dos olhos ou do nariz e boca.

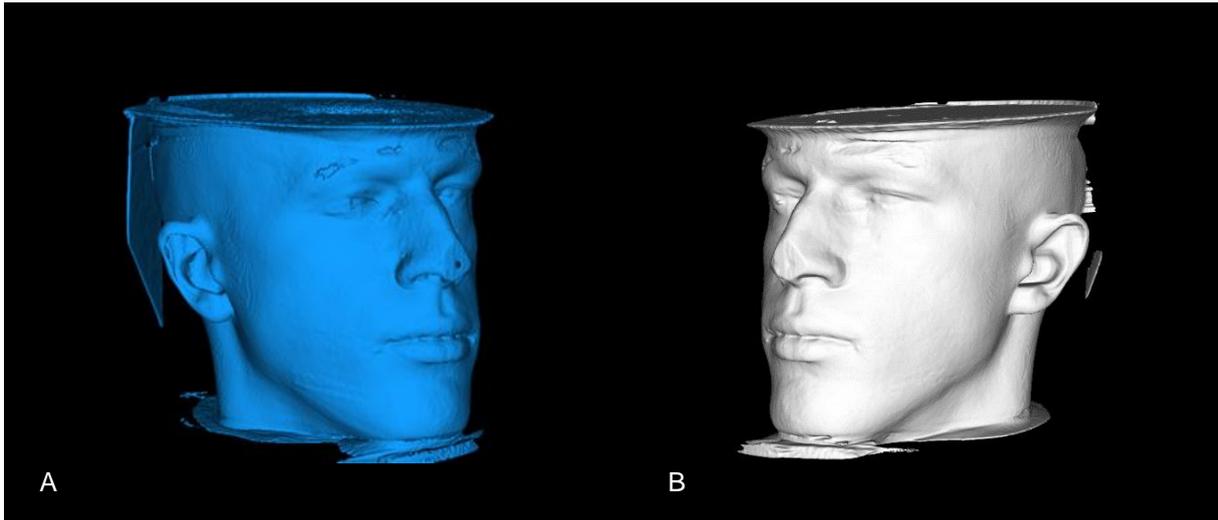


Figura 16: Resultado do processamento 2D. (A) Modelo antes de ser processado; (B) Modelo após processamento.

Num último ponto, exportou-se a sequência de *frames* (figura 17) que traduz uma animação cinemática do modelo da cabeça do paciente. Há que ter em conta que todo este processo é automatizado, cabe apenas ao utilizador indicar o número de *frames* a exportar, para uma amplitude de movimento fixa. No trabalho desenvolvido, optou-se por uma amplitude de aproximadamente 30° para a rotação do modelo 3D, após se experimentar e analisar o resultado de diversas amplitudes.



Figura 17: Sequência de 30 frames, para a animação cinematográfica do modelo 3D.

4.1.2. Discussão

Numa análise crítica, embora a TCFC ofereça as vantagens de uma visão tridimensional com dispersão mínima a um baixo custo e dose de radiação aceitável, quando em comparação com a tomografia computadorizada e a ressonância magnética, ela carece de definição e diferenciação de tecidos moles. A TCFC também pode descrever com precisão as infecções ósseas, como osteomielite e osteonecrose, mas fica aquém de outros métodos imagiológicos para a visualização de tecidos moles [12].

Apesar de ter uma resolução espacial superior à TC, a TCFC tem menor contraste, pelo que não é, habitualmente, recomendado para a avaliação de tecidos moles. Com efeito, uma crítica muito difundida na literatura refere que o CBCT não tem capacidade para avaliar com precisão os tecidos moles [25, 26]. Em termos de previsibilidade pós-operatória, os cálculos permanecem apenas como uma estimativa. Por sua vez e neste sentido, Joss *et al.* [24] procederam a uma revisão sistemática do tema e concluíram haver pouca ou nenhuma literatura existente baseada em evidências, sugerindo não haver qualquer previsibilidade clínica nas alterações dos tecidos moles.

Apesar das conclusões de Joss *et al.* [24], outros artigos científicos validaram a previsibilidade de tecidos moles da TCFC. Van Hemelen *et al.* [26] conduziu estudo um para comparar a precisão preditiva do planeamento 2D versus planeamento auxiliado por computador 3D, concluindo que os dois métodos são comparáveis para perfis de tecidos duro e mole. Por outro lado, Fourie *et al.* [24] procuraram provar a precisão do CBCT na medição de pontos de referência de tecidos moles. Ao comparar as medidas clínicas com as radiográficas, chegaram à conclusão de que a TCFC fornece informações precisas sobre as medidas dos tecidos moles na região facial [25]. Com uma análise comparativa, Bianchi tentou validar a previsibilidade da estética dos tecidos moles sobrepondo imagens de TCFC pré e pós-operatórias [27].

No que concerne os resultados do estudo presente, é de notar que é possível obter uma representação tridimensional fiel às dimensões e proporções características do paciente. Apesar de não se ter desenvolvido um método de medição da sua precisão, constatamos que os dados presentes nos volumes DICOM são capazes de reconstruir a superfície da pele do sujeito, com o uso de métodos de processamento e segmentação facial 3D. A técnica de *thresholding* desenvolvida apresentou boa capacidade de segmentação, para todos os sujeitos da base de dados, e uma boa capacidade de processamento, pois trata-se de um algoritmo simples e rápido ao contrário de técnicas de *machine learning* ou da implementação de redes neuronais que iriam exigir um maior tempo e memória de processamento. Ponderaram-se algumas formas alternativas de exportar o modelo final (OBJ, PLY e STL), sendo que o processo de exportar vários *frames* no formato PNG apresenta menor exigência de memória e este é um formato mais fácil de manipular, pois não requer software especializado em modelos tridimensionais. O baixo contraste em tecidos moles da TCFC torna complexa a segmentação da pele, contudo, consideramos que este problema foi contornado com sucesso.

Um ponto negativo da metodologia estudada, é a possibilidade da TCFC conter objetos que servem de obstáculo e impedem a representação completa do paciente, como é o caso da presença de apoios de queixo ou de suportes para a cabeça. Como solução, é necessário garantir que a TCFC é captada com a máxima exposição possível da superfície da pele do paciente. A qualidade da suavização da superfície do modelo e da remoção de ruído são parâmetros que foram apenas avaliados numa perspetiva do utilizador, pois o desenvolvimento de métodos para avaliar estes campos sai do âmbito deste projeto e é um tema atualmente pouco explorado. Assim sendo, tanto quanto nos foi possível averiguar não há ferramentas disponíveis para avaliar a performance do processamento tridimensional aqui desenvolvido.

4.2. Processamento de Imagem e Fusão das Modalidades 2D e 3D

Os resultados apresentados neste capítulo têm por base o modelo tridimensional obtido e estudado anteriormente, bem como a fotografia de retrato do respetivo paciente. Parte dos resultados encontram-se no formato GIF, por isso mesmo, apenas foi possível representar parte dos seus *frames*. Até ao momento, todos os dados foram processados com recurso ao Matlab. Contudo, a componente de processamento de imagem 2D foi desenvolvida integralmente em Python, linguagem que permitiu utilizar múltiplas ferramentas fulcrais para se alcançar o objetivo do trabalho.

4.2.1. Reconhecimento Facial

Aplicou-se o processo de reconhecimento facial tanto para a fotografia de retrato (figura 18), como para cada um dos *frames* da animação 3D (figura 19). Em ambos os resultados, é de notar a identificação das 68 marcas fiduciais, geradas a partir do modelo pre-treinado *shape_predictor_68_face_landmarks*, e as respetivas máscaras faciais calculadas a partir da função *convexHull*.

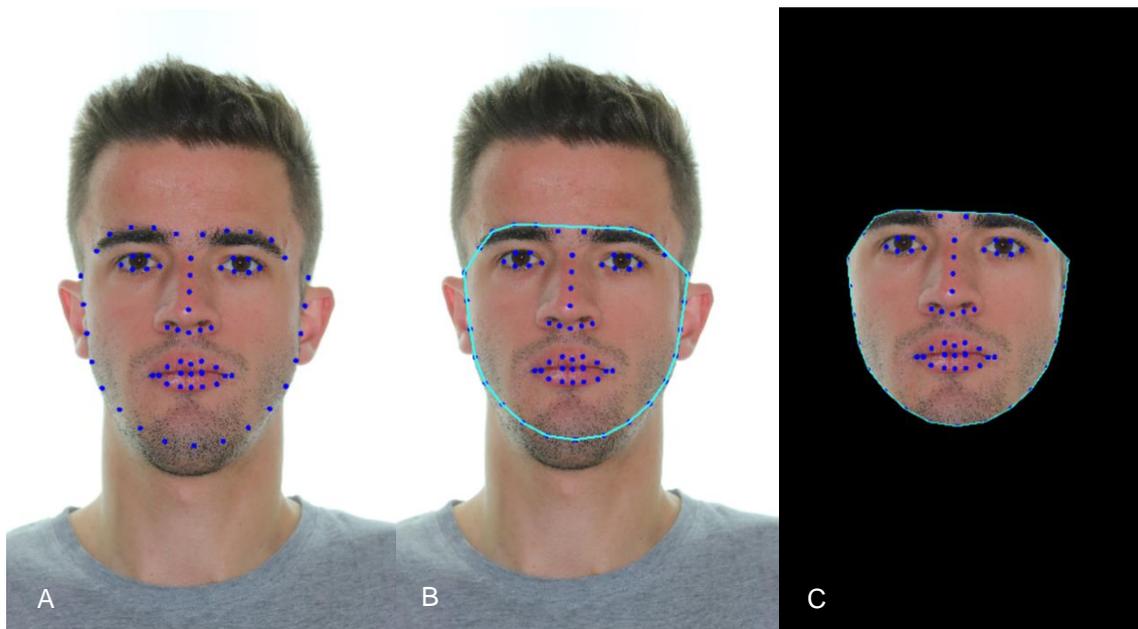


Figura 18: Sequência do processamento facial da fotografia de retrato. (A) Identificação das 68 marcas fiduciais; (B) Delimitação da máscara facial; (C) Extração da máscara facial.

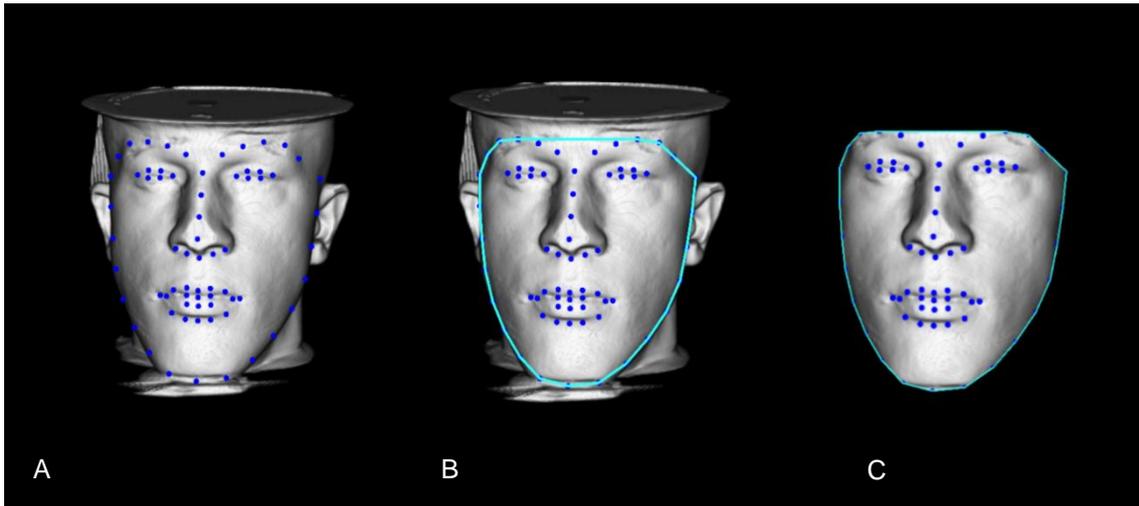


Figura 19: Sequência do processamento facial de um frame do modelo 3D. (A) Identificação das 68 marcas fiduciais; (B) Delimitação da máscara facial; (C) Extração da máscara facial.

4.2.2. Triangulação de Delaunay

A partir do cálculo das 68 marcas faciais, cada um delas identificada pelo valor do seu index (de 1 a 68), realizou-se o cálculo dos triângulos de Delaunay para a fotografia de retrato (figura 20), que se trata do sujeito origem, e a estimação dos triângulos de Delaunay, a partir da face de origem, no sujeito alvo (figura 21). Tal como referido anteriormente, importa realçar que os triângulos do sujeito alvo, que neste caso é um dos *frames* do modelo 3D, são obtidos com base nos índices dos vértices dos triângulos da face origem, para que assim cada triângulo origem tenha um triângulo homólogo na face alvo, que é constituído pelas mesmas 3 marcas fiduciais. Esta técnica garante que, de seguida, a transposição dos segmentos da face, sob a forma de triângulos, seja feita de forma precisa e correta. Em ambos os casos, todos os triângulos gerados encontram-se dentro do perímetro delimitado.

Num último ponto, é de reforçar que a fotografia de retrato do paciente é processada uma única vez, para a extração das marcas fiduciais, dos triângulos de Delaunay e da máscara facial. Por outro lado, os *frames* da animação do modelo tridimensional são processados duas vezes, uma primeira fase para extração das marcas fiduciais e numa segunda fase, após se recalcularem as marcas fiduciais por forma a obter um movimento suave destas ao longo do tempo, como será analisado nos resultados da suavização.

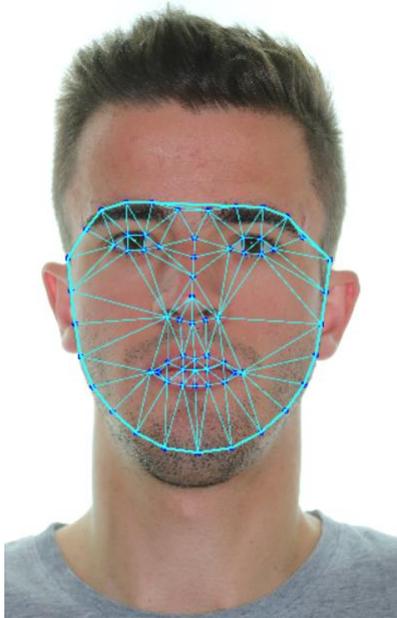


Figura 20: Triangulação de Delaunay para a face da fotografia de retrato.

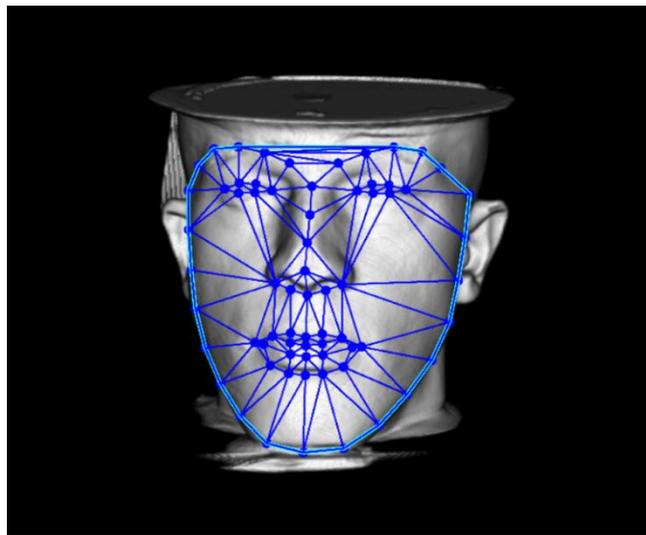


Figura 21: Triangulação de Delaunay para a face de um dos frames do modelo tridimensional.

4.2.3. Face Swapping e Suavização

A técnica de *face swapping* vai assim conciliar os dados do volume tridimensional médico com os dados obtidos a partir do processamento das imagens 2D. A figura 22 representa a base deste algoritmo: a identificação de dois triângulos homólogos entre a face origem e a face alvo. Como se pode observar, os triângulos variam na sua forma e tamanho, o que justifica a necessidade de se aplicar as transformações afim.

Consequentemente, o resultado desta adaptação do tamanho e forma dos triângulos em conjunto com a transposição dos mesmos para o sujeito alvo, com as técnicas exploradas na metodologia deste trabalho, encontra-se na figura 23A. Apesar de o resultado da transposição e mapeamento facial ser bastante satisfatório, há ainda uma margem de melhoria para combinar e suavizar o contraste entre as duas faces. Dito isto, foi notória uma melhoria na colagem da face origem quando se deu uso à função *seamlessClone* de

OpenCV, ilustrado na figura 23B, onde o contraste entre as duas modalidades é menor e a tonalidade da face origem se aproxima mais da alvo.

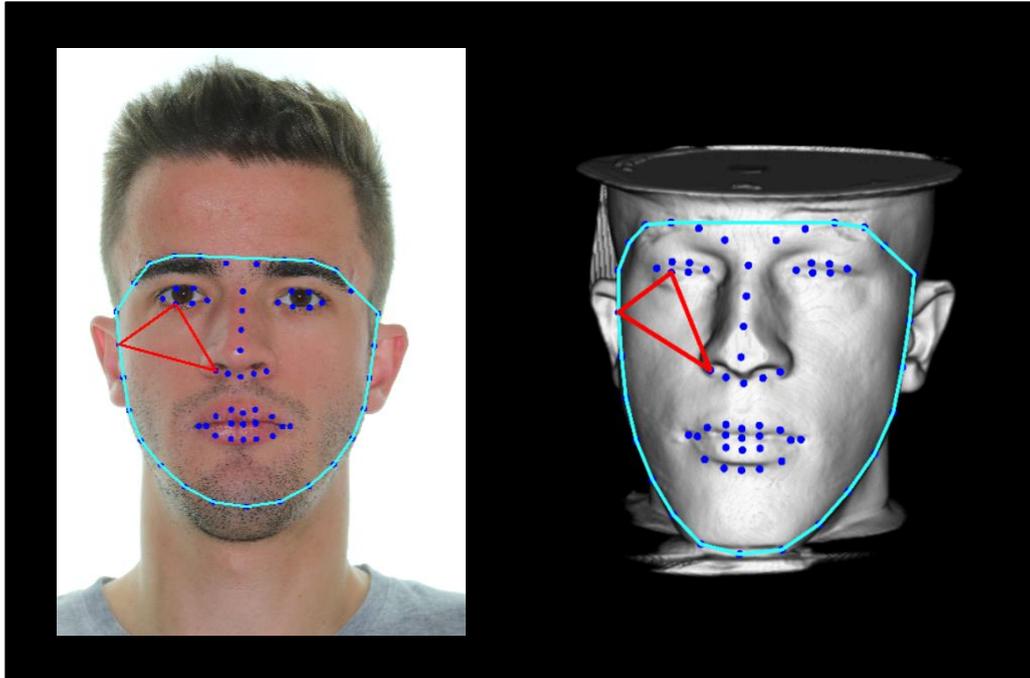


Figura 22: Exemplo de 2 triângulos homólogos, a vermelho.

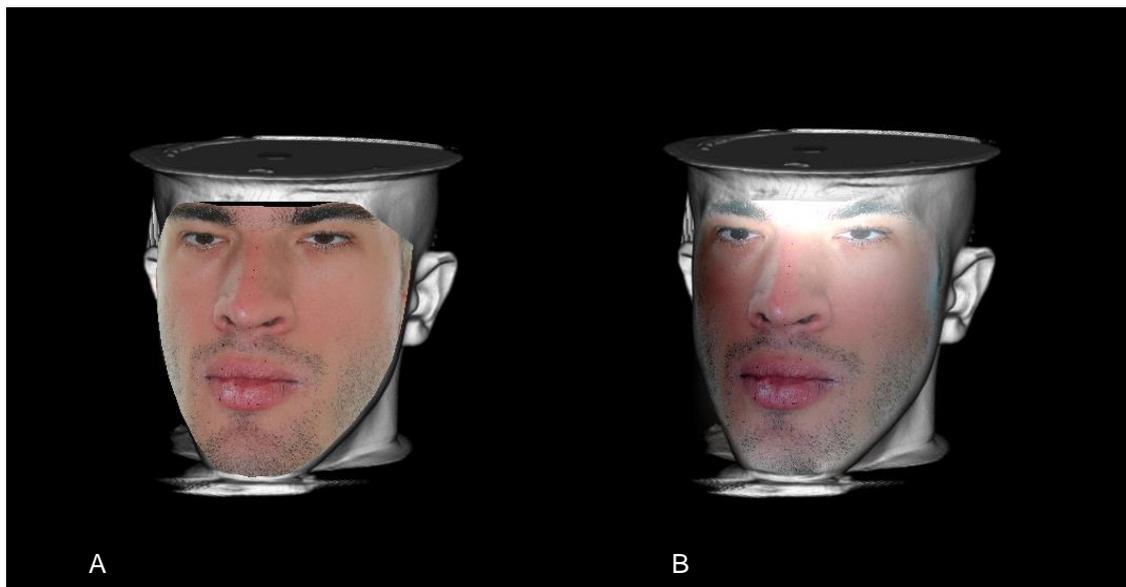


Figura 23: Resultado da técnica de Face Swapp. (A) Resultado pre-processado; (B) Resultado da função seamlessClone.

Ao aplicar o processo de *face swapping* a todos os *frames* da sequência de animação 3D, com a posterior exportação no formato GIF, obtemos uma animação tridimensional e foto-realística. Ainda que os resultados tenham sido bem-sucedidos, o utilizador pode experienciar algumas imperfeições no que toca à transição entre *frames*, como é exemplo a variação brusca de um conjunto de coordenadas de índices de um *frame* para o outro.

Inicialmente estudou-se o ajuste para as coordenadas de Y e X isoladamente (figura 23), onde se constatou que o ajuste foi eficaz na suavização do movimento na animação exportada. Por fim, combinou-se o ajuste feito às coordenada X e Y, figuras 24 e 25, constatando-se uma melhoria ainda superior no resultado final da animação.

Para reforçar as constatações gráficas da eficácia da suavização da trajetória dos índices fiduciais, fez-se também uma análise estatística dos valores do coeficiente de determinação (R^2) para cada um dos pacientes da base de dados, tendo em conta as coordenadas de X e Y para o número de *frames* exportados. Parte das tabelas de resultado encontram-se em anexo (anexo 1).

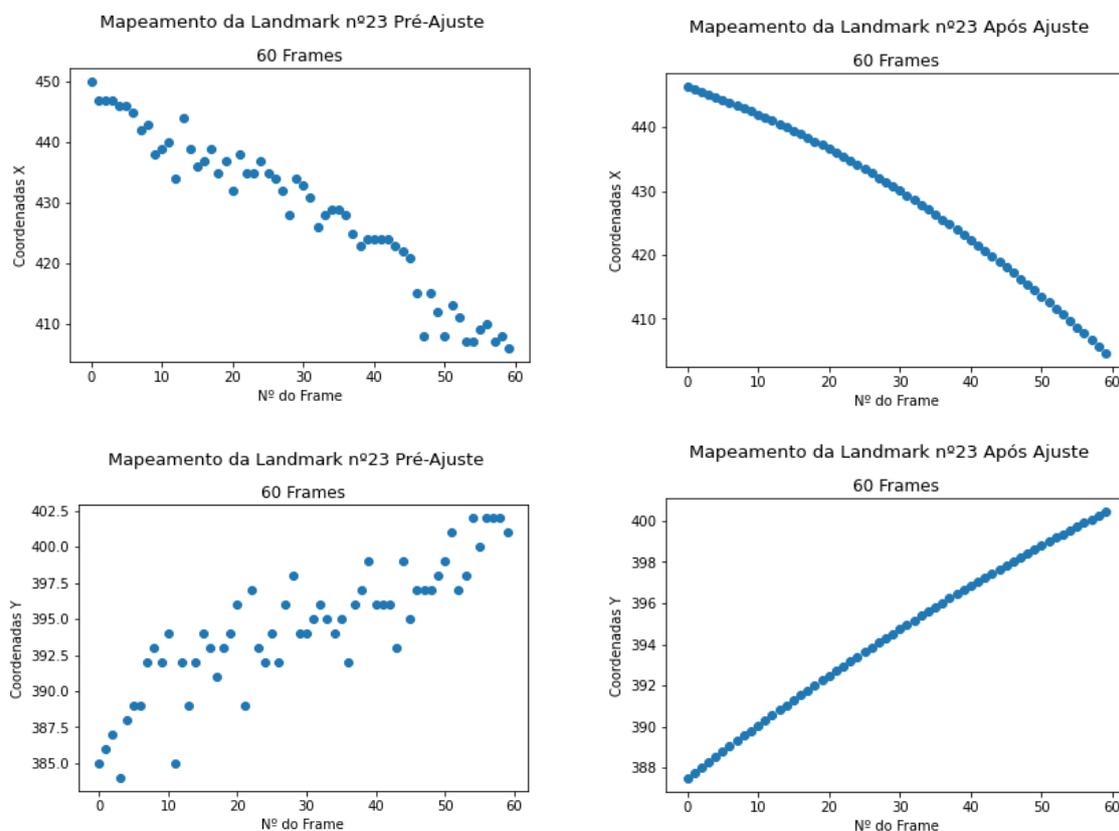


Figura 24: Mapeamento e ajuste das coordenadas X e Y isoladamente. Estudo feito para o índice nº23, no caso de 60 frames exportados.

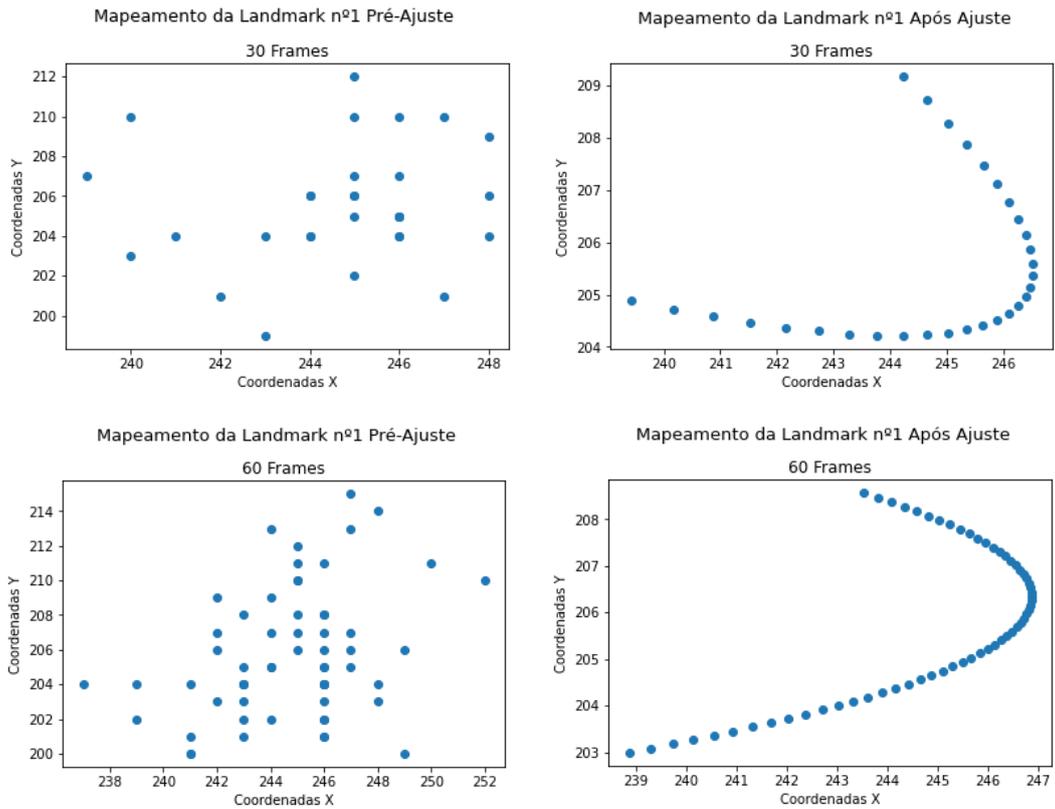


Figura 25: Mapeamento da combinação do ajuste às coordenadas X e Y. Representação da trajetória do índice n°1, a 30 e a 60 frames.

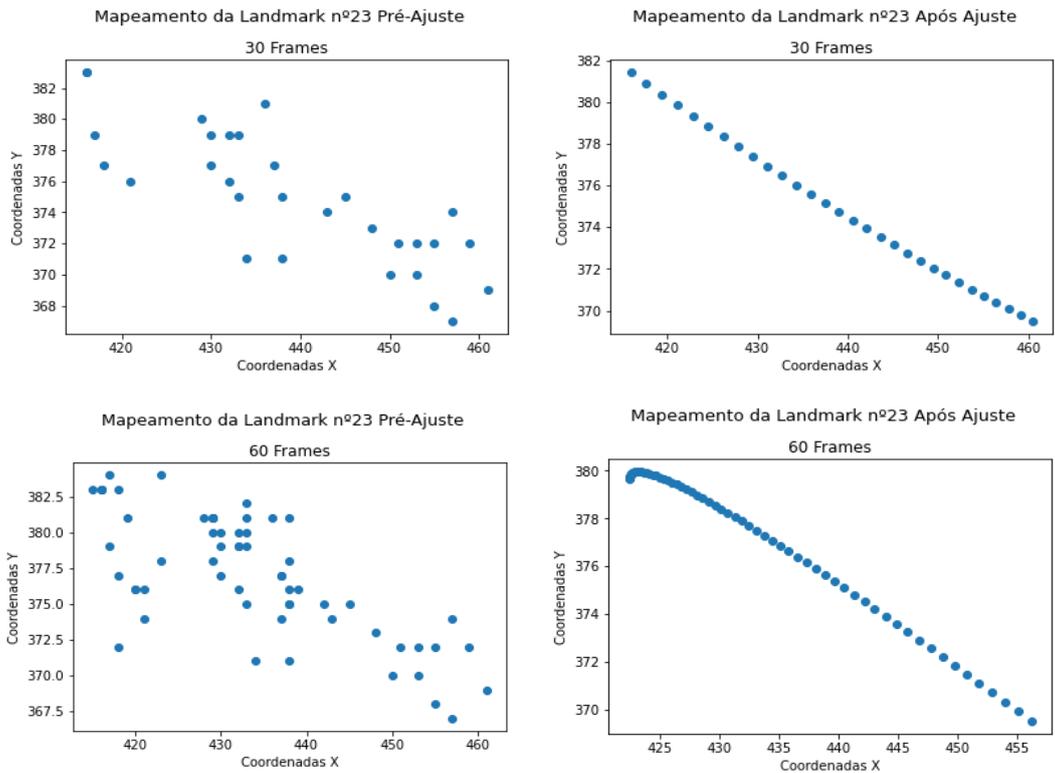


Figura 26: Mapeamento da combinação do ajuste às coordenadas X e Y. Representação da trajetória do índice n°23, a 30 e a 60 frames.

Tabela 1: Resultado dos coeficientes de determinação (R^2) para o ajuste quadrático. Para a análise estatística tiveram-se em conta 8 casos, tanto para a animação de 30 como de 60 frames.

	Média		Mediana		Desvio Relativo da Média		Desvio Relativo da Mediana	
	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
30 Frames	0.953	0.363	0.986	0.259	3%	7%	1%	8%
60 Frames	0.951	0.319	0.986	0.310	3%	7%	1%	7%

4.2.4. Discussão

Tendo em vista os resultados obtidos, é de concluir que a representação foto-realista, resultante da fusão de imagens DICOM provenientes de TCFC com fotografias de retrato, foi atingida com sucesso. Apesar disso, a metodologia desenvolvida e implementada insere-se num campo pouco explorado, o que resulta numa grande dificuldade em avaliar de forma quantitativa os resultados, pois não temos conhecimento de ferramentas disponíveis para tal. Deste modo, toda a avaliação e ajustes ao processo foi feita de um ponto de vista qualitativo do utilizador, visto que o resultado final é uma experiência de visualização de uma animação GIF.

A base do processo foi desenvolvida essencialmente a partir de ferramentas da biblioteca de OpenCV e NumPy, programadas na linguagem Python, mas foi necessária uma grande adaptação ao processo idealizado. De um ponto de vista geral, a performance do algoritmo foi considerada boa, tendo em conta que se utilizaram ferramentas de bibliotecas já otimizadas, podendo esta variar com a capacidade de processamento do computador em questão. O algoritmo de reconhecimento facial é mais rápido de executar quando comparado com o de *face swapping*, este trata-se de um processo mais exigente e complexo, mas apresentou as suas limitações no que toca à taxa de sucesso na identificação de todos os 68 pontos fiduciais. Por um lado, a marcação das 68 marcas fiduciais não é um obstáculo para as fotografias de retrato, contudo, este passa a ser um grande desafio quando se fala do processamento de *frames* do modelo 3D: a função é muito limitada no que toca ao ângulo de rotação do volume da cabeça, pois é necessário que estejam visíveis todos os locais correspondentes ao mapa de 68 pontos, e não está adaptada ao reconhecimento de faces em modelos tridimensionais, que apresentam menor contraste quando comparados com uma fotografia de retrato. Assim sendo, as técnicas desenvolvidas foram capazes de alcançar o objetivo estipulado, mas apresentam uma margem de melhoria no que toca ao modelo de reconhecimento facial pré-treinado, que foi utilizado para o reconhecimento facial dos *frames*

do modelo 3D. Uma possível solução seria desenvolver um modelo de treino, gerado a partir do estudo de base de dados de múltiplas faces de volumes DICOM semelhantes aos trabalhados neste estudo.

No que toca ao ajuste quadrático da trajetória das marcas fiduciais, recorreu-se ao coeficiente de determinação para avaliar o ajuste das curvas tanto nas coordenadas X como nas Y. Este coeficiente é um indicador adimensional, que varia entre 0 e 1, e traduz a qualidade de um ajuste, ou seja, um valor perto de 1 indica que o modelo de ajuste é justificado e adequa-se à amostra. Ao analisar-se a tabela 1, é inequívoco que o ajuste quadrático foi adequado para as coordenadas de X, a média e mediana apresentam valores superiores a 0.95 com desvios relativos inferiores a 5%. Quanto ao ajuste das coordenadas Y, verificou-se que tanto a média como a mediana, obtidas a partir do estudo de 8 casos, apresentam-se inferiores a 0.36, com valores de desvio relativo inferiores a 10%, pelo que se pode considerar um bom intervalo de confiança. Apesar de esta avaliação não sustentar o ajuste de coordenadas Y, na prática, com uma avaliação qualitativa de resultados, o ajuste quadrático a este nível foi essencial para garantir uma animação com qualidade cinematográfica. Assim pode-se concluir que, de acordo com estes resultados, que o ajuste nas ordenadas apresentou menor qualidade.

O resultado do método desenvolvido é uma questão bastante subjetiva e difícil de quantificar, nascendo assim a necessidade de recorrer a especialistas da área, com uma vasta experiência e conhecimento de ortodontia, para avaliar os resultados. Tal como discutido anteriormente, a qualidade e detalhe do modelo 3D, desde a técnica de TCFC ao processamento de voxels, é um fator determinante para se obterem bons resultados. Por isso mesmo, excluíram-se deste estudo TCFC de menor qualidade e apenas se deu uso às que continham maior clareza e detalhe. Ainda que as qualidades das fotografias de retrato tenham um grande impacto no estudo desenvolvido, não apresentam a mesma dificuldade e complexidade de captação quando comparadas com a tomografia, resultando numa menor margem de erro.

Concluindo, ao invés dos métodos atualmente utilizados, para o mapeamento de faces em modelos tridimensionais, este revelou-se mais simples e fácil de processar, tendo como desvantagem a limitação do movimento do modelo da cabeça do paciente em questão.

4.3. Avaliação de Resultados

Para responder ao questionário em questão (anexo 4), recorreu-se a um conjunto de 7 especialistas na área de ortodontia, cuja experiência profissional na especialidade varia entre os 2 e os 17 anos, e escolheram-se 4 dos 8 casos em estudo para avaliação (anexo 3). O estudo estatístico dos resultados está presente na tabela 2 e podem-se consultar as respostas com maior detalhe no anexo 2.

Para além da quantificação da qualidade dos resultados apresentados, os especialistas indicaram como pontos positivos a utilidade a nível do planeamento de intervenções cirúrgicas, a simulação dos movimentos pós-cirúrgicos e o facilitar da comunicação médico-doente permitindo gerir as expectativas e melhores resultados da cirurgia. Como aspetos negativos, referiram-se: limitações em relação à imagem real, a previsão de resultado cirúrgico não ser equivalente ao resultado obtido, o paciente não gostar de se "ver" no final do tratamento e poder desistir de ser operado, a renderização e a sobreposição não são excelentes e há muita alteração na perceção tridimensional, podendo induzir em erro e algumas imagens não reproduzem o aspecto extra-oral dos doentes. Foi indicada também uma sugestão de num trabalho futuro ponderar colocar marcadores, para melhorar a sobreposição dos exames imagiológicos com as fotografias, como por exemplo esferas de chumbo coladas na face durante a tomada do CBCT e das fotografias. Quanto à questão “Tem conhecimento de Software's capazes de obter este tipo de renderização?”, apenas se verificou uma resposta: o software Dolphin.

Tabela 2: Resultados do formulário em estudo (escala de 1 a 10, em que 1 indica o valor mínimo e 10 o valor máximo).

		Caso 1	Caso 2	Caso 4	Caso 3 (Decoy)	Média	Desvio Médio relativo	Média (Sem Decoy)	Desvio Médio relativo (Sem Decoy)
A	Foto-Realismo	6.429	5.43	6.571	4.86	5.821	68%	6.143	48%
	Qualidade da Renderização	6.857	6.00	6.714	5.00	6.143	64%	6.524	35%
B	Foto-Realismo	6.571	5.86	6.286	6.71	6.357	29%	6.238	25%
	Qualidade da Renderização	5.714	5.57	6.000	4.86	5.536	34%	5.762	16%

4.3.1. Discussão

Com a análise da tabela 2, podemos constatar que o caso 3, o dito *decoy*, exerceu bem a sua função: de modo geral, não só a média dos resultados foi inferior quando se teve em conta o caso 3, mas também o desvio médio foi significativamente superior, o que nos indica que a margem de confiança nos resultados foi baixa. Este caso foi fruto da junção de um volume TCFC e uma imagem de retrato de dois pacientes distintos, para aferir se seria perceptível uma má correspondência entre as modalidades 3D e 2D. Por isso mesmo, podemos afirmar que o algoritmo desenvolvido tem uma boa capacidade de replicar e mapear de forma realística as características faciais dos pacientes.

Para a restante discussão estatística de resultados, não se teve em conta o caso 3. Assim, com a análise dos resultados mais à direita da tabela 2, verificou-se uma melhor performance da versão A, em relação à B, este é um resultado inesperado visto que se aplicou uma função de suavização de contraste para a versão B. Uma possível justificação poderá ser que a versão A tem maior definição e clareza das propriedades fotográficas da face do sujeito. Para além disso, o foto-realismo foi melhor classificado em comparação à qualidade de renderização, sendo que ambos apresentam resultados em torno de 6/10. Quanto ao desvio médio, a versão B mostrou menor dispersão, com desvios médios inferiores a 25%, e a versão A apresentou valores satisfatórios, de 48% e 30%. Tendo em conta que se pode considerar a variação biológica cerca de 20%, podemos constatar que os resultados apresentam um valor ligeiramente superior. Assim, de modo geral, as classificações dos especialistas parecem ser coerentes, a versão A foi preferida à B, o foto-realismo e a qualidade de renderização apresentaram classificações semelhantes e há ainda uma boa margem de melhoria para o algoritmo desenvolvido.

No que toca às sugestões e comentários dos especialistas, é de retirar que este processo vem a auxiliar o planeamento cirúrgico e a gestão de resultados e expectativas. De momento, de acordo com os especialistas, há poucas ferramentas que nos permitem fundir a modalidade 2D com a 3D por forma a auxiliar cirurgias da natureza ortodôntico-cirúrgico-ortognáticas, sendo o Dolphin o único software indicado. No entanto, são claros os pontos negativos, a destacar as proporções não ideais, que podem influenciar a qualidade dos resultados, o risco de um planeamento 3D não corresponder à realidade e a falta de renderização foto-realista de todo o modelo 3D. Todos estes riscos estarão sempre associados com este tipo de intervenções, pois trata-se de gestão e previsão de resultados, mas podemos considerar que o projeto desenvolvido tem potencial para minorar estes riscos.

Concluindo, o resultado do processo aqui implementado pode-se considerar muito satisfatório, apresentando margem de melhoria. Para melhor avaliar o algoritmo em estudo, seria necessária uma base de dados com maior número de pacientes, bem como um grupo maior de especialistas na área a fim de avaliar os resultados.

5. Conclusão

Concluindo a análise do projeto desenvolvido, podemos afirmar que se alcançaram os objetivos inicialmente propostos (capítulo 2):

1. Utilizou-se o software Matlab para importar e processar as imagens DICOM que constituem um volume TCFC. Assim, aplicou-se uma técnica de binarização das imagens e um conjunto de métodos de suavização e processamento de imagem 2D a fim de se alcançar um modelo 3D da cabeça e face do paciente. Todo este processo, desde o importar das imagens DICOM ao exportar de *frames* no formato PNG, é automático, pois o utilizador apenas tem de selecionar as imagens médicas a importar e o número de *frames* a gerar. Podemos concluir que se desenvolveu com sucesso um processo capaz de transformar imagens TCFC numa animação de um modelo 3D da cabeça do paciente. A técnica de segmentação da pele/cabeça do paciente, desenvolvida de raiz, foi considerada relevante para a área de processamento de imagem médica, dada a simplicidade e eficiência do algoritmo quando comparado com técnicas de ML ou de RN.
2. Todo o processamento 2D das imagens de faces teve lugar em Python. Nele aplicaram-se técnicas de reconhecimento facial, com auxílio da biblioteca OpenCV, e mapearam-se 68 pontos característicos da face humana com posterior triangulação, através da implementação da técnica de triangulação de Delaunay. O processo de reconhecimento facial foi bem-sucedido, apresentando maior taxa de sucesso para as fotografias de retrato RGB, dada a sua menor complexidade e SNR.
3. O paralelismo entre as duas modalidades, a 2D e 3D, foi alcançado com recurso ao mapeamento das 68 marcas fiduciais e dos respetivos triângulos. Uma série de operações geométricas e matriciais garantiu que a face origem se transpusesse para o sujeito alvo com sucesso. No que toca à animação foto-realista do modelo 3D, aplicou-se a técnica de *face swapping* entre cada um dos frames, vindos de Matlab, e a respetiva fotografia de retrato do paciente. Deste modo, alcançou-se uma representação do paciente tendo em conta a sua informação fotográfica e tridimensional. As técnicas de ajuste quadrático, das coordenadas das marcas fiduciais ao longo do tempo, em conjunto com métodos de suavização, garantiram uma melhor experiência de visualização para o utilizador.
4. O painel de 7 especialistas na área considerou os resultados satisfatórios, com uma classificação global de aproximadamente 6/10. Os especialistas reviram no processo desenvolvido uma mais valia para o planeamento de cirurgias da natureza ortodôntico-

cirúrgico-ortognáticas, quer a nível da previsão de resultados quer na gestão de expectativas, caso se esteja a utilizar como *input* um modelo tridimensional da previsão pós-cirúrgica. Assim podemos concluir que, atualmente, há poucas ferramentas que possibilitem a visualização de um modelo TCFC em conjunto com a informação fotográfica do paciente, o que faz com que este trabalho seja um dos pioneiros na área. Num último ponto, o projeto desenvolvido foi proposto e aceite para comunicação na conferência ICCB - IX International Conference on Computational Bioengineering, a realizar em abril de 2022.

6. Limitações e Trabalho Futuro

Tendo em conta que o trabalho desenvolvido se insere numa área pouco explorada, este método utiliza uma abordagem inovadora, o que apesar de contribuir de forma relevante para o corpo de investigação na área de processamento de imagem médica, vem também acompanhado de limitações, nomeadamente a pouca literatura que existe sobre a temática.

O processamento do volume TCFC foi bem-sucedido, contudo, encontraram-se limitações na representação clara das características faciais do paciente. Este aspeto pode ser melhorado com recurso a marcadores físicos, como pequenas marcas de chumbo ou um outro material rádio-opaco, que vão servir de guias aquando da captura da imagem TCFC, para mais tarde se mapear e corresponder a fotografia de retrato.

No que concerne à técnica de reconhecimento facial, este estudo deu uso a um modelo pré-treinado de 68 marcas faciais características. Esta é uma limitação quando se tenta aplicar o reconhecimento facial à imagem da face do modelo 3D, estando associada uma grande margem de erro a identificar certas características. Uma possível ideia para um trabalho futuro seria desenvolver um modelo original de treino, com recurso a um conjunto de dados de volumes TCFC, por forma a aumentar a taxa de sucesso deste algoritmo.

Por fim, a maior limitação considerada é a falta de liberdade na manipulação da representação foto-realista. Com efeito, o utilizador apenas tem acesso a uma animação de movimento pré-estabelecido, e por esse motivo não tem forma de controlar a visualização e análise do modelo final. Esta limitação requer uma abordagem mais complexa, pois acresce a necessidade do correção das duas modalidades (2D e 3D) no formato STL ou PLY, contudo, para que isto seja possível, é necessário adicionar à componente fotográfica a informação referente à profundidade. Para tal, num trabalho futuro, pode-se dar uso a câmaras do tipo RGB-D para obtenção de dados.

7. Referências

- [1] - Vale F. Patologias ortodônticas. <https://www.youtube.com/watch?v=eRbLgJZATow>
- [2] - Naini FB, Moss JP, Gill DS. The enigma of facial beauty: esthetics, proportions, deformity, and controversy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130(3):277–82.
- [3] - Jandalia D, Barrera JE. Curr Recent advances in orthognathic surgery Opin Otolaryngol Head Neck Surg 2020, 28:246–250.
- [4] - Bell RB. A history of orthognathic surgery in North America. *J Oral Maxillofac Surg* 2018; 76:2466–2481.
- [5] - Steinhuber T, Brunold S, Gartner C, et al. Is virtual surgical planning in orthognathic surgery faster than conventional planning? A time and workflow analysis of an office-based workflow for single- and double-jaw surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2018; 76:397–407.
- [6] - Vale F, Rodrigues ML, Francisco I, Roseiro A, Santos I, Caramelo F, Rodrigues MJ. Short-term pharyngeal airway space changes after mandibular advancement surgery in Class II patients-a two-dimensional retrospective study. *Orthod Craniofac Res*. 2019 May;22(2):81-86.
- [7] - Alkhayer A, Piffkó J, Lippold C, Segatto E. Accuracy of virtual planning in orthognathic surgery: a systematic review. *Head Face Med*. 2020 Dec 4;16(1):34.
- [8] - Farrell BB, Franco PB, Tucker MR. Virtual surgical planning in orthognathic surgery. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2014;26:459–73.
- [9] - Elnagar MH, Elshourbagy E, Ghobashy S, et al. Three-dimensional assessment of soft tissue changes associated with bone-anchored maxillary protraction protocols. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2017;152(3):336–47.
- [10] - Xia J, Ip HH, Samman N, Wang D, Kot CS, Yeung RW, et al. Computer assisted three-dimensional surgical planning and simulation: 3D virtual osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2000;29:11e7.
- [11] - Ho CT, Lin HH, Liou EJ, Lo LJ. Three-dimensional surgical simulation improves the planning for correction of facial prognathism and asymmetry: a qualitative and quantitative study. *Sci Rep*. 2017;7:40423.
- [12] - Weiss R, Read A. Cone Beam Computed Tomography in Oral and Maxillofacial Surgery: An Evidence-Based Review. *Dent. J*. 2019, 7, 52.

- [13] - Wu TY, Lin HH, Lo LJ, Ho CT. Postoperative outcomes of two- and threedimensional planning in orthognathic surgery: a comparative study. *J Plast Reconstr Aesthet Surg.* 2017;70:1101–11.
- [14] - Baker SB, Goldstein JA, Seruya M. Outcomes in computer-assisted surgical simulation for orthognathic surgery. *J Craniofac Surg.* 2012;23:509–13.
- [15] - Nasseh, I., & Al-Rawi, W. (2018). Cone Beam Computed Tomography. *Dental Clinics of North America*, 62(3), 361–391.
- [16] - Tyndall DA, Kohltfarber H. (2012), Application of cone beam volumetric tomography in endodontics, *Aust. Dent. J.*; 57(1): 72-81.
- [17] - Abramovitch, K., & Rice, D. D. (2014). Basic Principles of Cone Beam Computed Tomography. *Dental Clinics of North America*, 58(3), 463–484.
- [18] - Pauwels, R., Araki, K., Siewerdsen, J. H., & Thongvigitmanee, S. S. (2015). Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofacial Radiology*, 44(1).
- [19] - MacDonald, D. (2015). Cone-beam computed tomography and the dentist. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 8(1).
- [20] - Jaffray, D. A., & Siewerdsen, J. H. (2000). Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Initial performance characterization. *Medical Physics*, 27(6), 1311–1323.
- [21] - Lofthag-Hansen S, Huuogon S, Grondahl K, Grondahl HG. (2017), Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology, *Oral Surg. Oral Med. Oral Path. Oral Radiol. Endod.*; 103(1): 114-119.
- [22] - Roberts, J. A., Drage, N. A., Davies, J., & Thomas, D. W. (2009). Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *The British Journal of Radiology*, 82(973), 35–40.
- [23] - Katsumata, A., Hirukawa, A., Noujeim, M., Okumura, S., Naitoh, M., Fujishita, M., Langlais, R. P. (2006). Image artifact in dental cone-beam CT. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 101(5).
- [24] - Joss, C.U.; Joss-Vassalli, I.M.; Kiliaridis, S.; Kuijpers-Jagtman, A.M. Soft Tissue Profile Changes After Bilateral Sagittal Split Osteotomy for Mandibular Advancement: A Systematic Review. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2010, 68, 1260–1269.

- [25] - Fourie, Z.; Damstra, J.; Gerrits, P.O.; Ren, Y. Accuracy and reliability of facial soft tissue depth measurements using cone beam computer tomography. *Forensic Sci. Int.* 2010, 199, 9–14.
- [26] - Van Hemelen, G.; Van Genechten, M.; Renier, L.; Desmedt, M.; Verbruggen, E.; Nadjmi, N. Three-dimensional virtual planning in orthognathic surgery enhances the accuracy of soft tissue prediction. *J. Cranio-Maxillofac. Surg.* 2015, 43, 918–925.
- [27] - Bianchi, A.; Muyldermans, L.; Di Martino, M.; Lancellotti, L.; Amadori, S.; Sarti, A.; Marchetti, C. Facial Soft Tissue Esthetic Predictions: Validation in Craniomaxillofacial Surgery with Cone Beam Computed Tomography Data. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2010, 68, 1471–1479.
- [28] - Dalili Kajan Z, Taramsari M, Khosravi Fard N, Kanani M. Accuracy of Cone-beam Computed Tomography in Comparison with Standard Method in Evaluating Root Canal Morphology: An In Vitro Study. *Iran Endod J.* 2018; 13(2):181-87.
- [29] - Coskun, İ., & Kaya, B. (2018). Cone Beam Computed Tomography in Orthodontics. *Turkish Journal of Orthodontics*, 31(2).
- [30] - Deng, Y., Sun, Y., & Xu, T. (2018). Evaluation of root resorption after comprehensive orthodontic treatment using cone beam computed tomography (CBCT): a metaanalysis. *BMC Oral Health*, 18(1).
- [31] - Maria Da Graça Melo Leite, Raquel Anes Pinheiro Pereira da Silva, Armando Dias da Silva, João Correia Pinto, Liliana Amado,# 29. O papel da tomografia de feixe cónico na ortodontia. Revisão narrativa, *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, Volume 55, Supplement 1, 2014, Page e64, ISSN 1646-2890, <https://doi.org/10.1016/j.rpemd.2014.11.032>.
- [32] - Spin-Neto R, Gotfredsen E, Wenzel A. Impact of voxel size variation on CBCT-based diagnostic outcome in dentistry: a systematic review. *J Digit Imaging.* 2013 Aug;26(4):813-20. doi: 10.1007/s10278-012-9562-7. PMID: 23254628; PMCID: PMC3705012.
- [33] - DenOtter TD, Schubert J. Hounsfield Unit. In: *StatPearls*. StatPearls Publishing, Treasure Island (FL); 2020. PMID: 31613501.
- [34] - T.Senthil Kumar, Anupa Vijai, 3D Reconstruction of Face from 2D CT Scan Images, *Procedia Engineering*, Volume 30, 2012, Pages 970-977, ISSN 1877-7058, <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2012.01.952>.

- [35] - H. Fuchs, Z.M. Kedem, and S.P. Uselton, "Optimal Surface Reconstruction from Planar Contours", *Communications on ACM*, volume 20, number 10, October 1977.
- [36] - William E. Lorensen, Harvey E. Cline, "Marching Cubes: A High Resolution 3d Surface Construction Algorithm", *Computer Graphics*, Volume 21, Number 4, July 1987.
- [37] - Y. Fan, Y. Liu, G. Lv, S. Liu, G. Li and Y. Huang, "Full Face-and-Head 3D Model With Photorealistic Texture," in *IEEE Access*, vol. 8, pp. 210709-210721, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.3031886.
- [38] - Naudi KB, Benramadan R, Brocklebank L, Ju X, Khambay B, Ayoub A. The virtual human face: superimposing the simultaneously captured 3D photorealistic skin surface of the face on the untextured skin image of the CBCT scan. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2013 Mar;42(3):393-400. doi: 10.1016/j.ijom.2012.10.032. Epub 2012 Dec 8. PMID: 23228692.
- [39] - B. Delaunay, "Sur la sphère vide. A la mémoire de Georges Voronoï", *Bulletin de l'Académie des Sciences de l'URSS. Classe des sciences mathématiques et na*, 1934, no. 6, 793–800.
- [40] - C. Sagonas, G. Tzimiropoulos, S. Zafeiriou and M. Pantic, "300 Faces in-the-Wild Challenge: The First Facial Landmark Localization Challenge," 2013 IEEE International Conference on Computer Vision Workshops, 2013, pp. 397-403, doi: 10.1109/ICCVW.2013.59.
- [41] - Dr^a Teresa Felipa Costa, Médica Dentista (NOMD 10135) e Dr^a Joana Alves Costa, Médica Radiologista (NOM 48096). CBCT.
<https://www.saudebemestar.pt/pt/exame/imagiologia/cbct/>
- [42] - Backer, Ir & Vos, Ir & Vanderveken, Olivier & Devolder, Dr & Braem, Marc & van dyck, Dirk & Backer, Wilfried. (2022). Combining MIMICS and Computational Fluid Dynamics (CFD) to assess the efficiency of a Mandibular Advancement Device (MAD) to treat Obstructive Sleep Apnea (OSA).
- [43] - Taubmann, Oliver & Berger, Martin & Bögel, Marco & Xia, Yan & Balda, Michael & Maier, Andreas. (2018). Computed Tomography: An Introductory Guide. 10.1007/978-3-319-96520-8_8.

Anexo 1

Tabela 3: Estudo dos coeficientes de determinação para 60 frames de animação.

	Caso 1		Caso 2		Caso 3		Caso 4	
	Coordenadas X	Coordenadas Y						
Média	0.941	0.321	0.965	0.378	0.873	0.248	0.971	0.385
Q1	0.939	0.123	0.951	0.111	0.965	0.075	0.982	0.231
Q2	0.984	0.250	0.987	0.313	0.986	0.170	0.991	0.343
Q3	0.996	0.514	0.997	0.650	0.996	0.304	0.997	0.558
R² min	0.354	0.001	0.691	0.002	0.002	0.011	0.709	0.000
R² max	0.999	0.864	0.999	0.903	0.999	0.880	0.999	0.813

	Caso 5		Caso 6		Caso 7		Caso 8	
	Coordenadas X	Coordenadas Y						
Média	0.987	0.385	0.970	0.311	0.990	0.392	0.910	0.131
Q1	0.985	0.146	0.972	0.060	0.989	0.194	0.897	0.039
Q2	0.994	0.365	0.987	0.252	0.995	0.313	0.964	0.065
Q3	0.998	0.620	0.996	0.532	0.999	0.624	0.992	0.142
R² min	0.909	0.003	0.612	0.001	0.898	0.019	0.342	0.002
R² max	1.000	0.889	0.999	0.902	0.999	0.926	0.997	0.758

Tabela 4: Estudo dos coeficientes de determinação para 30 frames de animação.

	Caso 1		Caso 2		Caso 3		Caso 4	
	Coordenadas X	Coordenadas Y						
Média	0.959	0.377	0.971	0.411	0.876	0.269	0.977	0.456
Q1	0.958	0.158	0.962	0.097	0.963	0.072	0.987	0.308
Q2	0.983	0.337	0.984	0.363	0.987	0.234	0.993	0.434
Q3	0.996	0.562	0.997	0.674	0.997	0.363	0.998	0.578
R² min	0.536	0.014	0.776	0.008	0.003	0.001	0.767	0.019
R² max	1.000	0.887	0.999	0.903	0.999	0.890	0.999	0.910

	Caso 5		Caso 6		Caso 7		Caso 8	
	Coordenadas X	Coordenadas Y						
Média	0.99	0.43	0.972	0.344	0.991	0.433	0.894	0.180
Q1	0.99	0.23	0.978	0.105	0.988	0.194	0.882	0.034
Q2	1.00	0.41	0.991	0.258	0.995	0.347	0.961	0.105
Q3	1.00	0.64	0.996	0.571	0.998	0.686	0.993	0.245
R² min	0.87	0.02	0.646	0.009	0.932	0.072	0.207	0.000
R² max	1.00	0.94	1.000	0.908	<u>1.000</u>	0.955	0.999	0.781

Anexo 2

Tabela 5: Estatística descritiva dos resultados do caso nº1.

	Qualidade da Renderização Versão A	Foto-realismo Versão A	Qualidade da Renderização Versão B	Foto-realismo Versão B
Média	6.86	6.43	5.71	6.57
Moda	8.00	8.00	5.00	7.00
Desvio médio	1.35	1.51	0.82	0.49
Desvio padrão	1.81	1.59	0.88	0.49
Desvio padrão relativo	26%	25%	15%	8%
Quartil 25%	6.50	5.00	5.00	6.00
Quartil 50%	7.00	7.00	5.00	7.00
Quartil 75%	8.00	8.00	6.50	7.00
Quartil 100%	9.00	8.00	7.00	7.00

Tabela 6: Estatística descritiva dos resultados do caso nº2.

	Qualidade da Renderização Versão A	Foto-realismo Versão A	Qualidade da Renderização Versão B	Foto-realismo Versão B
Média	6.00	5.43	5.57	5.86
Moda	7.00	7.00	4.00	6.00
Desvio médio	0.86	1.06	1.22	1.06
Desvio padrão	1.07	1.18	1.40	1.36
Desvio padrão relativo	18%	22%	25%	23%
Quartil 25%	5.50	4.50	4.50	5.00
Quartil 50%	6.00	5.00	5.00	6.00
Quartil 75%	7.00	6.50	6.50	6.50
Quartil 100%	7.00	7.00	8.00	8.00

Tabela 7: Estatística descritiva dos resultados do caso nº3 (decoy).

	Qualidade da Renderização Versão A	Foto-realismo Versão A	Qualidade da Renderização Versão B	Foto-realismo Versão B
Média	5.0	4.9	4.9	6.7
Moda	6.00	6.00	4.00	5.00
Desvio médio	1.31	1.14	1.27	1.02
Desvio padrão	1.46	1.41	1.46	1.25
Desvio padrão relativo	30%	28%	30%	26%
Quartil 25%	3.50	4.00	4.00	4.00
Quartil 50%	5.00	5.00	4.00	5.00
Quartil 75%	6.00	6.00	6.00	5.50
Quartil 100%	7.00	7.00	7.00	7.00

Tabela 8: Estatística descritiva dos resultados do caso nº4.

	Qualidade da Renderização Versão A	Foto-realismo Versão A	Qualidade da Renderização Versão B	Foto-realismo Versão B
Média	6.71	6.57	6.00	6.29
Moda	7.00	7.00	7.00	7.00
Desvio médio	0.69	0.78	1.14	0.61
Desvio padrão	0.88	0.90	1.31	0.70
Desvio padrão relativo	13%	14%	22%	11%
Quartil 25%	6.50	6.00	5.00	6.00
Quartil 50%	7.00	7.00	7.00	6.00
Quartil 75%	7.00	7.00	7.00	7.00
Quartil 100%	8.00	8.00	7.00	7.00

Tabela 9: Respostas por extenso ao questionário em estudo.

Tendo em conta os casos e animações apresentadas, que vantagens pode ter este método nos procedimentos clínico-cirúrgicos ortognáticos?

Na simulação dos movimentos pós-cirúrgicos

Este processo pode permitir ao clínico (cirurgião e ortodontista) ter uma simulação do resultado final do procedimento cirúrgico, distinguindo-se dos softwares atuais pois permite a visualização dos tecidos moles em formato 3D. Por outro lado, pode facilitar a comunicação médico-doente permitindo gerir as expectativas.

Uma tentativa de previsão do resultado pós cirúrgico, o mais próxima da realidade, tanto para o médico como para apresentação ao paciente.

Previsão do pós op

Pode ser útil a nível de planeamento

Conseguir melhor planeamento e assim melhores resultados da cirurgia

Permite uma visualização mais realista do resultado pós-operatório durante a simulação e planeamento dos movimentos cirúrgicos.

Tendo em conta os casos e animações apresentadas, que desvantagens pode ter este método nos procedimentos clínico-cirúrgicos ortognáticos?

Algumas limitações relativamente à imagem real

Algumas imagens não reproduzem o aspecto extra-oral dos doentes. Futuramente, ponderar colocar marcadores para melhorar a sobreposição dos exames imagiológicos com as fotografias, como por exemplo esferas de chumbo coladas na face durante a tomada do CBCT e das fotografias.

-A previsão de resultado cirúrgico não ser equivalente ao resultado obtido.

-O paciente não gostar de se "ver" no final do tratamento e poder desistir de ser operado.

Expectativas do paciente

A renderização e a sobreposição não são excelentes e há muita alteração na perceção tridimensional, podendo induzir em erro

Proporções não estão ideais, podendo induzir em erros no planeamento nível cirúrgico

Pode induzir expectativas diferentes do resultado pós-operatório tanto à equipa médica como ao doente.

Anexo 3

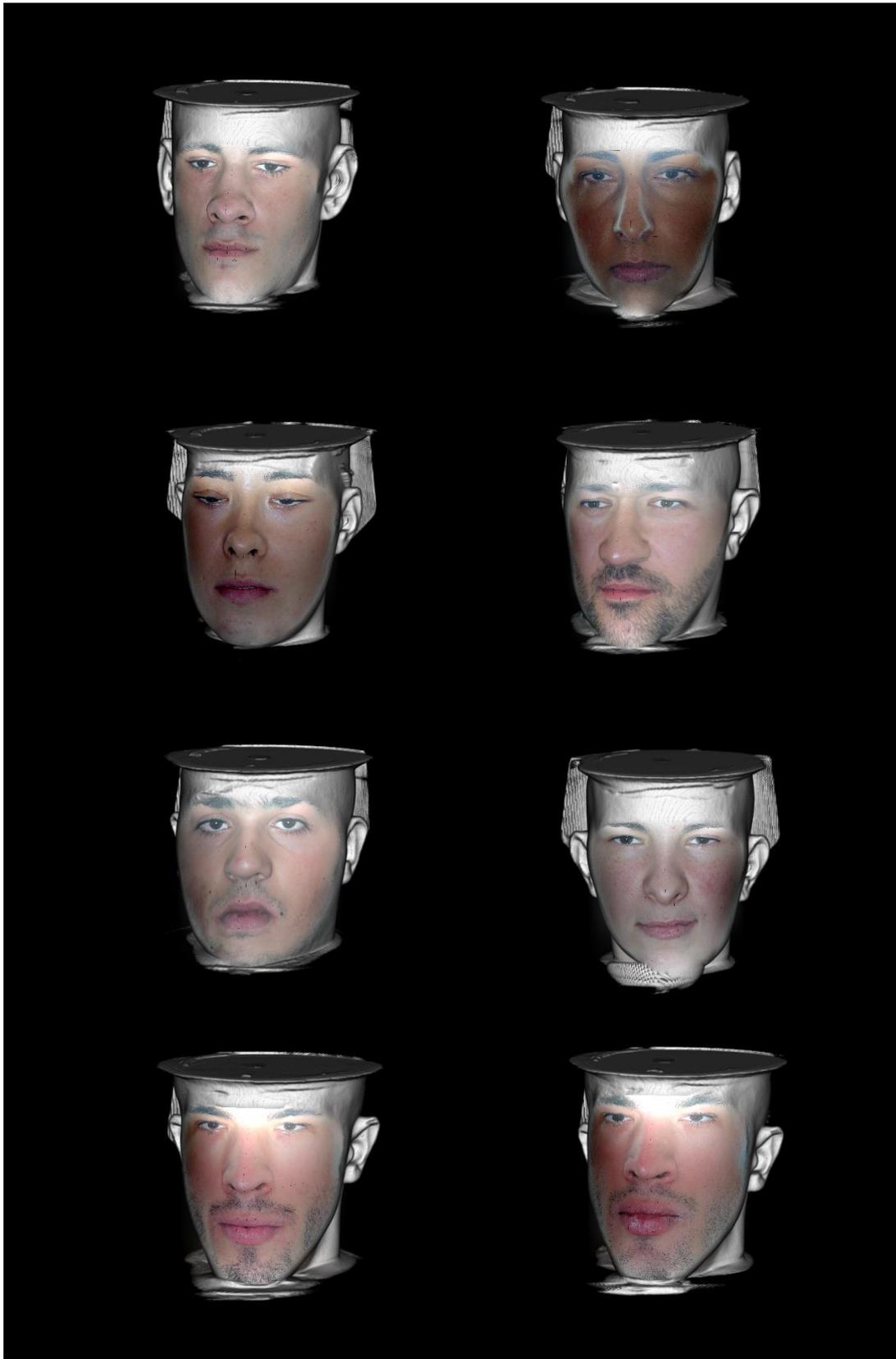


Figura 27: Representação do resultado de todos os casos presentes na base de dados.

Anexo 4

Reconstrução tridimensional realística a partir de imagens TAC

O meu nome é Miguel Piçarra Monteiro e sou aluno finalista do Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica da Universidade de Coimbra, cujo tema da tese se trata da "Reconstrução tridimensional realística a partir de imagens TAC" e orientada pelos Professores Doutores: Francisco Caramelo, Francisco do Vale e Nuno Ferreira.

A motivação deste trabalho nasce com o projeto Arthur, que trata o planeamento de intervenções ortodóntico-cirúrgico-ortognáticas ao nível da face. Para que este planeamento seja possível, a representação fotorrealista da face do paciente é um passo crucial, sendo este o ponto que esta tese explora.

Assim sendo, todas as renderizações fotorrealistas observadas neste inquérito foram geradas a partir da combinação de uma série de imagens TAC do paciente, com tecnologia CBCT, e fotografias frontais de retrato. Todo este conjunto de dados foi fornecido pelo Instituto de Ortodontia da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, local onde os doentes foram seguidos.

Este questionário é composto por 19 questões: 16 são referentes a 4 casos escolhidos aleatoriamente, 2 estão relacionadas com o método utilizado e, por fim, uma questão sobre a sua experiência profissional.

Para cada caso são apresentadas duas versões, designadas por versão A e B, de renderização procurando-se aferir qual delas pode ser melhor no que respeita à qualidade de renderização e ao fotorrealismo. A qualidade da renderização compreende a suavidade, clareza e definição da animação. O fotorrealismo relaciona-se com a precisão das proporções e dimensões da face do sujeito. Quer a qualidade de renderização quer o fotorrealismo são avaliados numa escala de 10 valores em que 1 representa baixa qualidade e 10 elevada qualidade.

Estamos cientes que a exposição de faces comporta questões éticas mas a resposta ao questionário não é possível sem a visualização completa das mesmas. Por esta razão o período de resposta ao inquérito encontra-se limitado às datas entre 25-10-2021 e 15-11-2021, sendo destruído posteriormente. Contamos ainda com a sua reserva e colaboração para não divulgar o mesmo.

Agradeço, desde já, o tempo despendido.

Miguel Piçarra Monteiro

*Obrigatório

Excerto de uma série de imagens TAC de um dado paciente. As imagens TAC serão utilizadas para obter o modelo 3D da face do paciente.



Exemplo de uma fotografia de retrato do mesmo paciente. Toda a informação a nível de cor/textura será extraída a partir das fotografias RGB de retrato e transferida para o modelo tridimensional.



Caso nº1

Caso nº1 - Fotografia de Retrato



Caso nº1 - Resultado da combinação da TAC com a fotografia mostrada anteriormente (versão A)



1. Como classificaria a qualidade da renderização apresentada? (Caso 1 - Versão A) *

Marcar apenas uma oval.

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

2. Qual a classificação em termos de foto-realismo? (Caso 1 - Versão A) *

Marcar apenas uma oval.

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

Caso nº1- resultado da combinação da TAC com a fotografia mostrada anteriormente (versão B)



3. Como classificaria a qualidade da renderização apresentada? (Caso 1 - Versão B)

*

Marcar apenas uma oval.

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

4. Qual a classificação em termos de foto-realismo? (Caso 1 - Versão B) *

Marcar apenas uma oval.

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

Caso nº2

Caso nº2 - Fotografia de Retrato



Caso nº2 - Resultado da combinação da TAC com a fotografia mostrada anteriormente (versão A)



5. Como classificaria a qualidade da renderização apresentada? (Caso 2 - Versão A)

*

Marcar apenas uma oval.

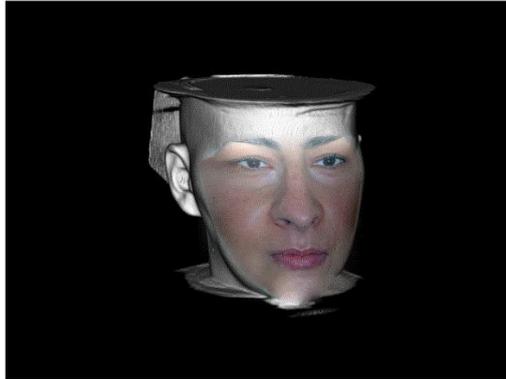
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

6. Qual a classificação em termos de foto-realismo? (Caso 2- Versão A) *

Marcar apenas uma oval.

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

Caso nº2 - Resultado da combinação da TAC com a fotografia mostrada anteriormente (versão B)



7. Como classificaria a qualidade da renderização apresentada? (Caso 2 - Versão B) *

Marcar apenas uma oval.

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

8. Qual a classificação em termos de foto-realismo? (Caso 2 - Versão B) *

Marcar apenas uma oval.

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Caso nº3

Caso nº3 - Fotografia de Retrato



Caso nº3 - Resultado da combinação da TAC com a fotografia mostrada anteriormente (versão A)



9. Como classificaria a qualidade da renderização apresentada? (Caso 3 - Versão A) *

Marcar apenas uma oval.

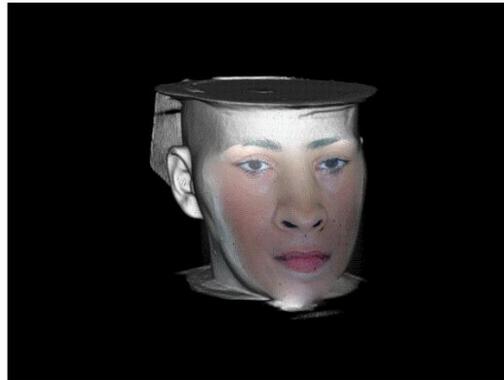
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

10. Qual a classificação em termos de foto-realismo? (Caso 3 - Versão A) *

Marcar apenas uma oval.

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

Caso nº3 - Resultado da combinação da TAC com a fotografia mostrada anteriormente (versão B)



11. Como classificaria a qualidade da renderização apresentada? (Caso 3 - Versão B) *

Marcar apenas uma oval.

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

12. Qual a classificação em termos de foto-realismo? (Caso 3 - Versão B) *

Marcar apenas uma oval.

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

Caso nº4

Caso nº4 - Fotografia de Retrato



Caso nº4 - Resultado da combinação da TAC com a fotografia mostrada anteriormente (versão A)



13. Como classificaria a qualidade da renderização apresentada? (Caso 4 - Versão A) *

Marcar apenas uma oval.

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

14. Qual a classificação em termos de foto-realismo? (Caso 4 - Versão A) *

Marcar apenas uma oval.

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

Caso nº4 - Resultado da combinação da TAC com a fotografia mostrada anteriormente (versão B)



15. Como classificaria a qualidade da renderização apresentada? (Caso 4 - Versão B) *

Marcar apenas uma oval.

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

16. Qual a classificação em termos de foto-realismo? (Caso 4 - Versão B) *

Marcar apenas uma oval.

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

17. Tem conhecimento de Software's capazes de obter este tipo de renderização? *

Marcar apenas uma oval.

Sim

Não

18. Caso tenha respondido afirmativamente à pergunta anterior, quais conhece?

19. Tendo em conta os casos e animações apresentadas, que vantagens pode ter este método nos procedimentos clínico-cirúrgicos ortognáticos? *

20. Tendo em conta os casos e animações apresentadas, que desvantagens pode ter este método nos procedimentos clínico-cirúrgicos ortognáticos? *

21. Experiência profissional na especialidade (em anos):

22. Comentários e sugestões adicionais:

Este conteúdo não foi criado nem aprovado pela Google.

Google Formulários

