

Diniz Araújo de Sá

ESTUDO DA FUSÃO DE IMAGEM MÉDICA PET/TAC AUXILIADA POR CÂMARA KINECT V2

Dissertação de mestrado em Engenharia Física na especialidade de Instrumentação, orientada pelo Doutor Nuno David Sousa Chichorro Fonseca Ferreira e apresentada à Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra.

Setembro de 2016



UNIVERSIDADE DE COIMBRA



FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS
E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

Diniz Araújo de Sá

ESTUDO DA FUSÃO DE IMAGEM MÉDICA PET/TAC AUXILIADA POR CÂMARA KINECT V2

Dissertação de mestrado em Engenharia Física na especialidade de Instrumentação,
orientada pelo Doutor Nuno David Sousa Chichorro Fonseca Ferreira e apresentada
à Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra.

Setembro de 2016



UNIVERSIDADE DE COIMBRA

Agradecimentos

O meu muito obrigado.

À minha família que tanto me desejou bem ao longo da minha vida. À minha mãe, pela sensatez dos conselhos e amor incondicional. Ao meu pai por tudo ter dado pelo melhor. À minha irmã Carla, pelas conversas e sinceridade. À minha irmã Laura pela alegria e eterna busca.

Às pessoas que me acompanharam na vida, e sempre me desejaram o melhor para esta caminhada. À minha namorada Mariana, pelo carinho e apoio incondicional. Aos meus amigos, Emanuel, Francisco, Joana, Marco, Diogo, Manuel, Alexandre, Bruno, Vítor, Andreia, e a todos os outros, por terem estado presentes em tantos momentos.

Ao meu orientador, pela disponibilidade demonstrada para esclarecer qualquer dúvida acerca do projeto e pelo esforço em me providenciar as melhores condições de realização do projeto possíveis.

Abstract

The present dissertation's main goal was the study of a system based on the use of a Kinect V2 camera to allow the automatic fusion of images gathered from Positron Emission Tomography (PET) and Computed Axial Tomography (CAT or CT) neurological exams. This project was developed in *Instituto de Ciências Nucleares Aplicadas à Saúde* (ICNAS) da Universidade de Coimbra.

While the PET exam grants us functional information, the TAC exam does so with morphological information. The coregistration of these two types of exams has great value in the medical field, as it will allow, with greater precision, the anatomical location of the lesions and features revealed by the PET exam.

One of the main assets of this project rest in the decision to use the ClearPEM scanner to perform neurological PET studies, thus providing a spatial resolution of 1.3 millimeters, superior to the commercial PET scanners. Since ClearPEM does not perform TAC exams we thus explore in this dissertation the possibility of fusing the two modalities, making use of a Kinect V2 camera that will observe the patient during the PET exam, serving as a valuable intermediary in the subsequent fusion with the CT data acquired in a different scanner.

Resumo

A presente dissertação teve como objetivo o estudo das várias etapas necessárias ao desenvolvimento de um sistema baseado numa câmara Kinect para Windows v2 que permita fundir automaticamente os volumes de imagens fornecidos pelos exames de Tomografia de Emissão com Positrões (PET) e de Tomografia Axial Computorizada (TAC ou CT) em exames neurológicos. O projeto decorreu no Instituto de Ciências Nucleares Aplicadas à Saúde (ICNAS) da Universidade de Coimbra.

Enquanto o exame PET fornece informação funcional, o exame TAC fornece informação morfológica. É por isso de grande valor médico o correção dos dois exames, de maneira a que se possa localizar anatomicamente e com maior precisão os eventos registados no exame PET.

Uma mais-valia deste projeto consiste na utilização do aparelho ClearPET para realizar o exame PET, que apresenta uma resolução espacial, na ordem dos 1.3 milímetros, muito superior aos sistemas PET dedicados aos exames neurológicos. Contudo, o ClearPET não dispõe de TAC, pelo que é assim explorada nesta dissertação a possibilidade de fusão das duas modalidades recorrendo a uma câmara Kinect V2 que observa o paciente durante o exame PET e serve de intermediária à posterior fusão com os dados de TAC adquiridos num outro scanner.

Índice

Lista de figuras.....	I
Lista de tabelas.....	V
Lista de gráficos.....	VI
Lista de acrónimos.....	VII
1 Introdução.....	1
1.1 Objetivo.....	1
1.2 Organização da tese.....	2
2 Concetualização.....	3
2.1 PET/CT.....	3
2.1.1 Tomografia de emissão de positrões.....	3
2.1.1.1 Caraterização geral.....	3
2.1.1.2 Radiofármaco.....	3
2.1.1.3 Sistema de deteção.....	5
2.1.1.4 Profundidade de interação.....	7
2.1.1.5 Caraterísticas intrínsecas.....	8
2.1.1.6 Correção e reconstrução dos dados.....	10
2.1.1.7 PET aplicado à neurologia.....	10
2.1.1.8 ClearPEM.....	11
2.1.2 Tomografia axial computadorizada.....	15
2.1.3 Corregisto médico.....	16
2.1.4 Multimodalidade PET/CT.....	18
2.1.4.1 PET/CT na neurologia.....	20
2.2 Microsoft Kinect V2.....	20
2.2.1 Caracterização geral.....	21
2.2.2 Tecnologia.....	21
2.2.3 Variação do erro.....	24
2.2.3.1 Temperatura.....	24
2.2.3.2 Distância.....	24
2.2.3.3 Ângulo de captação.....	25
2.2.3.4 Ângulo de incidência na superfície.....	26
2.2.3.5 Cor e tipo material.....	26
2.2.4 Kinect V2 SDK.....	26
2.2.5 Formato 'PLY'.....	28
2.2.6 Alinhamento de superfícies.....	29

2.2.6.1	Algoritmo ICP	30
3	Métodos.....	33
3.1	Kinect V2.....	33
3.1.1	Montagem da Kinect V2 no ClearPEM	33
3.1.2	Aquisição automática.....	36
3.1.3	Mínimização do erro de captura.....	36
3.1.4	Parâmetros de reconstrução.....	37
3.2	Conversão de ficheiros	37
3.2.1	PLY.....	37
3.2.2	PointCloud	38
3.2.3	Interfile.....	38
3.3	Pré-processamento.....	38
3.3.1	Diminuição do número de pontos.....	39
3.3.2	Remoção de ruído.....	39
3.3.3	Alinhamento inicial	40
3.4	Aplicação do algoritmo ICP.....	41
3.5	Alinhamento TAC - Kinect V2	42
3.6	Correção da posição do paciente	44
3.6.1	Alinhamento com suporte.....	45
3.6.2	Deteção e localização das placas do ClearPEM.....	46
3.6.3	Delimitação do suporte e cabeça.....	47
3.6.4	Comparação de volumes cilíndricos	49
3.7	Alinhamento PET – Kinect V2	50
3.8	Alinhamento PET/CT.....	52
4	Resultados	54
4.1	Correção da posição do paciente	54
4.1.1	Alinhamento com o suporte	54
4.1.2	Deteção e localização das placas do ClearPEM.....	56
4.1.3	Delimitação do suporte e da cabeça.....	56
4.1.4	Comparação dos volumes cilíndricos.....	58
4.2	Alinhamento.....	58
4.2.1	Alinhamento TAC – Kinect V2.....	58
4.2.2	Alinhamento PET – Kinect V2 e PET/CT	60
5	Discussão	61
6	Conclusões	63
	Referências bibliográficas.....	64

Lista de figuras

Figura 1 - Esquema das diferentes fases que constituem o método proposto para a fusão PET/CT. A partir da superfície externa da cabeça extraída por uma câmara Kinect v2 durante um exame de PET (realizado no scanner ClearPEM) pretende-se fazer o registo desta superfície com a que se pode extrair a partir de uma TAC do mesmo paciente, tendo em vista a posterior fusão da informação da TAC com a informação da PET. A hipótese estudada para estabelecer correspondência entre a informação da Kinect v2 e da PET baseou-se numa medida de calibração realizada com um objeto de teste.....	IV
Figura 2 - Representação das etapas e componentes de um exame PET (adaptado de [1]).	4
Figura 3 - Resultado de scan PET ao cérebro depois de uma cirurgia. O tumor residual pode ser identificado recorrendo tanto ao uso da fluorodexoglicose (a) como do ¹¹ C-MET (b) (adaptado de [7]).	5
Figura 4 - Representação dos cristais cintiladores ligados aos tubos fotomultiplicadores (adaptado de [1]).	6
Figura 5 - Esquema representativo de um fotomultiplicador - adaptado de [9].	7
Figura 6 - Distribuição da radiação recebida no detetor para duas posições da fonte diferentes.	8
Figura 7 - Reconstrução de imagem com (esquerda) e sem (direita) informação de profundidade de interação. Os valores representam a resolução espacial em milímetros (adaptado de [10]).	8
Figura 8 - Esquema demonstrativo de um exemplo de não-colinearidade.	9
Figura 9 - Imagens obtidas através de um exame PET, utilizando o radiotraçador FDG, a um indivíduo sem doenças neurológicas ou psiquiátricas (A) e a um paciente com a doença de Alzheimer (B) (adaptado de [15]).	11
Figura 10 - Esquema com diferentes radiofármacos (linha A), diferentes tipos de acompanhamentos que estes permitem sobre o cérebro (linha B) e esquema da estrutura das moléculas (linha C). [16].	11
Figura 11 - Fotografia do scanner ClearPEM. Está assinalada na figura a cama de examinação (A), as cabeças detetoras (B) e a estrutura robótica (C) (adaptado de [17]).	12
Figura 12 - (A) Representação de um módulo detetor do ClearPEM, com Avalanche Photodiodes (APDs) em ambos os extremos dos cristais, ligados aos printed circuit boards (PCB) (adaptado de [19]). (B) fotografia dos componentes da cabeça do ClearPEM, onde estão visíveis os super-módulos e parte dos circuitos eletrónicos (adaptado de [17]).	12
Figura 13 - Esquema de radiação de 511 keV a ser detetada num cristal com um fotodíodo em cada extremo, permitindo a estimativa da profundidade de interação. (adaptado de [10]).	13
Figura 14 - Reconstrução de 16 (4 x 4) fontes de ²² Na de 1mm de diâmetro e espaçadas 5 mm. a) Reconstrução usando a informação de profundidade de interação. b) A mesma reconstrução sem a utilização da informação da profundidade de interação (adaptado de [17]).	14

Figura 15 - Reconstrução de imagem do fantoma com amostras de vários diâmetros preenchidas com solução de atividade $^{20}\text{U}\text{Ci}$. Ainda sem correção de atenuação, de eventos aleatórios ou de Compton (adaptado de [20]).....	15
Figura 16 Tomografia computadorizada de um cérebro humano, desde a base até ao topo (Imagem disponibilizada por Mikael Häggström, do departamento de radiologia do Hospital da Universidade de Uppsala).....	16
Figura 17 - Plano de mamografia MR pré-contraste (a) e pós- contraste (b). Na segunda linha de imagens, observa-se a subtração de imagens sem correção (c), com correção rígida (d) e com correção não-rígida utilizando pontos de referência no peito de 10 mm (e) (adaptado de [22]).	17
Figura 18 - Na primeira linha encontram-se as imagens de um exame MR (esquerda) e de um exame CT (direita). Na segunda linha estão representadas três perspectivas diferentes do exame MR, sobrepostos com os contornos do crânio retirados do exame CT (adaptado de [22]).....	18
Figura 19 - Nas imagens superiores podemos observar, com vista axial (a) e sagital (b), o resultado da fusão PET/CT a um volume com tumor no fígado. Em (c) está delineada a área de tumor grosso, e em (d) informações acerca do planeamento da radiação necessária (adaptado de [30]).	19
Figura 20 - Típico protocolo imagiológico para aquisição PET/CT. (A) Topograma para posicionamento; (B) scan CT; (C) scan PET; (D) são gerados fatores de atenuação baseados em CT; (E) Correção de atenuação em PET e reconstrução; (F) visualização da fusão dos exames PET/CT; (adaptado de [31]).....	20
Figura 21 - Gráfico de fase: método onda contínua (adaptado de [41]).....	22
Figura 22 - Ambiguidade num sistema FoV de onda contínua (adaptado de [41]).....	23
Figura 23 - Desvio de medições estáticas do pixel central durante 24 horas, sem ventoinha (a) e com (b) ventoinha (adaptado de [40]).....	24
Figura 24 - Erro absoluto (A) e em percentagem (B) em função da distância medida, do pixel central (adaptado de [40]).....	25
Figura 25 - Erro em função da posição de cada pixel para uma distância fixa (a) e para várias distâncias (b) (adaptado de [40]).....	26
Figura 26 - Volume captado pela Kinect V2 com 1 (A) e 1000 (B) frames integrados.....	27
Figura 27 - Volume captado pela Kinect V2 com 128 (A) e 384 (B) vpm.	27
Figura 28 - Exemplos de diferentes opções de correspondência na presença de um pico de ruído: pontos mais próximos (a), ponto mais perto da sua projeção na outra superfície (b) e ponto mais perto da sua projeção na outra superfície segundo o ponto de vista da câmara que captou a superfície (c) (adaptado de [46]).....	31
Figura 29 - Pontos nos limites das superfícies podem introduzir erros sistemáticos (a), enquanto a rejeição destes pontos elimina grande parte destas correspondências incorretas (b) (adaptado de [48]).	31

Figura 30 - Posições possíveis para colocar a Kinect V2.	33
Figura 31 - ClearPEM a realizar um teste a um fantoma, observado pela Kinect V2.	35
Figura 32 - Exemplo do efeito da redução do número de pontos. Em (A) está a nuvem de pontos inicial, com 740 853 pontos, e em (B) está a nuvem de pontos inicial depois de sofrer uma redução de pontos, ficando com 16 384 pontos.	39
Figura 33 - Exemplo do efeito da redução de ruído. Em (A) está a imagem da superfície antes da remoção de ruído, e em (B) após a remoção de ruído.	40
Figura 34 - Exemplo de aplicação do algoritmo de alinhamento de superfícies. Pode ver-se a cabeça e o suporte (a roxo) e apenas o suporte (a verde). Desalinhadas à esquerda, as duas superfícies encontram-se alinhadas á direita.	42
Figura 35 - Perspetiva sagital, coronal e transaxial (da esquerda para a direita) de um exame TAC a um fantoma realizado no ICNAS, Coimbra.....	43
Figura 36 - Esquema da cabeça com as zonas captadas com clareza pela kinect V2 marcadas a laranja (adaptado de [61]).....	44
Figura 37 - Volume captado pela Kinect V2 com as placas a 0 graus de inclinação. Os elementos apresentados na figura são: 1) suporte 2) fantoma 3) placas ClearPEM 4) zonas ruidosas.	45
Figura 38 - Superfície total (a roxo) e superfície do suporte (a verde). Encontram-se desalinhadas em (A) e alinhadas em (B), depois de aplicada um algoritmo variante do ICP.	46
Figura 39 - Representação da superfície das cabeças de deteção do ClearPEM e do respetivo cilindro formado pela rotação das placas.....	47
Figura 40 - Representação da superfície no interior do cilindro definido pelas placas, relativamente à superfície captada pela Kinect V2 durante um exame realizado no ClearPEM a um fantoma.....	48
Figura 41 - Diferentes porções de volume analisados segundo diferentes eixos, com os respetivos extremos assinalados com círculos vermelhos. Em (A) determinaram-se os limites da cabeça segundo o eixo Oz, em (B) os limites da cabeça no eixo Ox, em (C) os limites do suporte no eixo Ox e em (D) o limite máximo da cabeça e o limite mínimo do suporte.....	48
Figura 42 - Cilindro representante do volume ocupado pela cabeça (A) e do volume ocupado pelo conjunto cabeça - suporte (B).....	49
Figura 43 – Resultado de um exame realizado no scanner ClearPEM a um fantoma, no ICNAS. Em (A) pode ter-se uma perspetiva sagital, coronal e transaxial, e em (B) uma outra perspetiva com a representação de três fatias do volume de dados representadas em simultâneo. Ambas as visualizações foram realizadas em software IDL.....	50
Figura 44 - FOV de um exame PET realizado no Clear PEM a um fantoma, para uma distância fixa entre placas	51
Figura 45 - Exemplo de um possível alinhamento entre o cilindro que define o FOV do exame realizado a um fantoma no ClearPEM (a roxo) e a superfície da cabeça do paciente, captada pela	

Kinect V2 (a verde). Encontram-se na posição inicial em (A) e alinhados manualmente e sem calibração em (B).....	51
Figura 46 - Exemplo de representação de três planos perpendiculares num exame MRI (A) e num exame TAC (B).....	52
Figura 47 - Visualização do efeito do alinhamento entre as modalidades CT e MRI, quando aplicado a dois planos correspondentes.....	53
Figura 48 - Cruzamento do volume ocupado pelo conjunto cabeça-suporte e do volume ocupado pela rotação das placas do ClearPEM.....	58
Figura 49 - Superfície de um fantoma reconstruída a partir dos dados da TAC. Em (A) está representada a superfície total e em (B) a superfície parcial, depois de selecionada pelo algoritmo automático.	59
Figura 50 - Superfícies da Kinect V2 e do exame TAC. As superfícies encontram-se representadas com o posicionamento inicial (A) e alinhadas (B).	59

Lista de tabelas

Tabela 1 Apresentação de algumas características da Kinect 2 (5) para Windows	21
Tabela 2 Cotação dos fatores considerados em função da posição.	35
Tabela 3 RMSE inicial e final para diferentes resoluções.....	54

Lista de gráficos

Gráfico 1 - RMSE final em função das translações efetuadas aleatoriamente antes do alinhamento. .	55
Gráfico 2 - Valores médios da distância entre placas determinada a partir dos dados para cada volume de 384 vpm (A) e 640 vpm (B).	56
Gráfico 3 - Valores médios da largura da cabeça calculada segundo o eixo x para cada volume de 384 vpm (A) e de 640 vpm (B).....	57
Gráfico 4 - Valores médios da largura do suporte calculada no eixo x para cada volume de 384 vpm (A) e de 640 vpm (B),	57
Gráfico 5 - Valores médios da RMSE final para cada volume de 384 e 640 vpm	60

Lista de acrónimos

¹¹ C-MET.....	<i>carbono-11-Methionine</i>
¹⁸ F-FDG.....	<i>fluordesoxiglicose</i>
APD.....	Fotodíodo de avalanche
CT.....	<i>Tomografia computadorizada</i>
FOV.....	<i>campo de visão</i>
ICNAS.....	Instituto de Ciências Nucleares Aplicadas à Saúde
ICP.....	<i>Iterative Closest Point</i>
IV.....	<i>Radiação infravermelha</i>
MR.....	<i>Ressonância magnética</i>
MRI.....	<i>Imagiologia de ressonância magnética</i>
PCB.....	Circuito impresso
PEM.....	Mamografia de emissão de positrões
PET.....	<i>Tomografia de emissão de positrões</i>
PET/CT.....	Tomografia de emissão de positrões / Tomografia computadorizada
PHA.....	<i>analisador de altura de pulso</i>
PLY.....	<i>Formato de ficheiros de polígnos</i>
RMSE.....	<i>soma do quadrado dos erros</i>
SDK.....	<i>Software Development Kit</i>
ToF.....	<i>Tempo de voo</i>
Vpm.....	Voxels por metro quadrado

1 Introdução

1.1 Objetivo

Pretende-se com este projeto estudar alguns pontos essenciais ao desenvolvimento de uma nova forma de corrigir as modalidades PET e CT de forma automática, mesmo que realizadas em aparelhos diferentes.

O ICNAS dispõe de um protótipo de câmara PET de elevada resolução espacial, o ClearPEM. Inicialmente desenvolvido para mamografia, a sua geometria versátil torna-o interessante também para outras aplicações, como a neurologia. A resolução espacial do ClearPEM é de cerca de 1.3mm, sendo bastante superior ao das melhores câmaras PET dedicadas ao cérebro.

Com a utilização da Kinect V2 como instrumento que possibilita a captação da superfície da cabeça do paciente e a posterior fusão dos dois exames, evita-se também o recurso a marcas exteriores colocadas na cabeça do paciente.

O foco deste projeto tem em vista o desenvolvimento de um processo automatizado, com o intuito de facilitar a utilização por parte do operador.

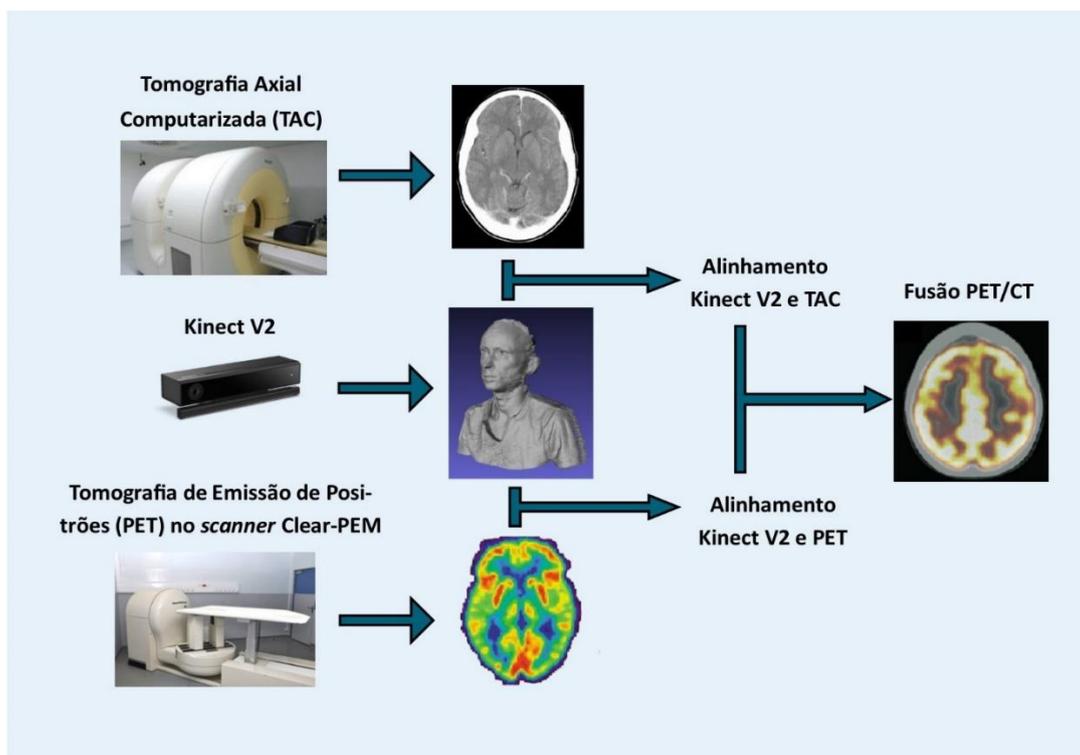


Figura 1 - Esquema das diferentes fases que constituem o método proposto para a fusão PET/CT. A partir da superfície externa da cabeça extraída por uma câmara Kinect v2 durante um exame de PET (realizado no scanner ClearPEM) pretende-se fazer o registo desta superfície com a que se pode extrair a partir de uma TAC do mesmo paciente, tendo em vista a posterior fusão da informação da TAC com a informação da PET. A hipótese estudada para estabelecer correspondência entre a informação da Kinect v2 e da PET baseou-se numa medida de calibração realizada com um objeto de teste.

1.2 Organização da tese

A presente dissertação é dividida em cinco capítulos, que serão em seguida brevemente explanados.

No capítulo 2, *Concetualização*, pretende-se familiarizar o leitor com as modalidades integrantes do projeto, nomeadamente PET e TAC, assim como o instrumento de captura de superfícies, a Kinect V2. Começa-se por descrever sucintamente as características gerais dos dois primeiros, os princípios do seu correjisto, explorando por fim a relevância da fusão PET/CT. Quanto à Kinect V2, abordam-se os princípios e a tecnologia em que se baseia, os parâmetros de reconstrução de cenários tridimensionais, sendo por fim explorado o alinhamento de superfícies que possibilita a fusão das técnicas anteriormente referidas.

No capítulo seguinte, *Métodos*, explica-se o processo de otimização da utilização da Kinect V2 em questões relativas aos parâmetros de reconstrução, posicionamento do aparelho, entre outros. De seguida aborda-se o tratamento de superfícies, onde é detalhado o pré-processamento aplicado às diferentes superfícies e a implementação do algoritmo ICP, que foi o algoritmo selecionado para aproximação de superfícies. Neste capítulo é ainda esclarecida a metodologia utilizada para desempenhar uma tarefa que surgiu durante o desenvolvimento do projeto que consiste no reconhecimento e correção da posição do paciente no exame PET realizado no *scanner* ClearPEM. Finalmente são abordadas as etapas do alinhamento dos exames propriamente ditos, sejam estas o alinhamento entre os dados da Kinect V2 e do exame TAC, da Kinect V2 e do exame PET, e por fim o alinhamento entre os dados do exame TAC e PET.

No que respeita ao capítulo 4, são expostos os **Resultados** obtidos na correção da posição do paciente e das etapas dos alinhamentos efetuados.

Relativamente ao capítulo 5, discussão, são analisados criticamente os resultados obtidos e é também efetuada uma breve comparação a projetos com abordagens diferentes à fusão PET/CT e à correção de posição do paciente.

No último capítulo são expostas de forma sucinta as principais conclusões retiradas e também propostas algumas direções possíveis ao seguimento do presente projeto.

2 Concetualização

2.1 PET/CT

Com o intuito de contextualizar o leitor com as modalidades integrantes do projeto, nomeadamente PET e TAC, irão ser abordadas de forma sucinta as características gerais dos mesmos, assim como os princípios do seu correigisto, explorando por fim a relevância da fusão PET/CT.

2.1.1 Tomografia de emissão de positrões

2.1.1.1 Caraterização geral

A Tomografia por Emissão de Positrões (PET) é uma técnica de imagem médica que, através da administração de moléculas ligadas a um componente radioativo, permite obter informação funcional e metabólica de um organismo em tempo real. Quando administradas no corpo humano, estas moléculas podem ser utilizadas para conhecer a distribuição do radiofármaco no organismo e quantificar a sua fixação em vários órgãos ou tecidos, permitindo o diagnóstico clínico em várias áreas da medicina, como a oncologia, cardiologia e a neurologia [1].

Embora grande parte das aplicações desta modalidade de imagem se centrem no diagnóstico e acompanhamento de tumores, esta possibilita também o mapeamento do cérebro, imagiologia funcional cardíaca e neurológica, entre outras funções [2]. Os resultados dos exames PET caracterizam-se por uma elevada sensibilidade e uma média resolução espacial (da ordem dos 5 milímetros, para exames PET de corpo inteiro [3]), que são vistos como a maior vantagem e desvantagem, respetivamente, desta modalidade [4]. Outra desvantagem que impede a proliferação do uso desta modalidade é o alto custo de produção de radionuclídeos (que apresentam um tempo médio de vida curto, tipicamente de alguns minutos a dezenas de minutos) e de radiofármacos. Em termos de duração, cada exame dura em média de 20 a 90 minutos, dependendo do protocolo de aquisição e de aplicação.

2.1.1.2 Radiofármaco

Radiofármacos são compostos sem ação farmacológica que contêm na sua estrutura um radionuclídeo [5], e são utilizados na medicina nuclear para diagnóstico e prevenção de várias doenças. Para o exame PET são utilizados radionuclídeos que emitem positrões no seu

decaimento, como ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O e ^{18}F . Neste decaimento o próton transforma-se num neutrão, libertando ainda um positrão e um neutrino

Equação 1



O positrão resultante é libertado com determinada energia inicial, que é perdida através de choques com partículas da sua vizinhança, acabando por se aniquilar ao encontrar um eletrão. Como resultado desta aniquilação, são criados dois raios gama de energias bem definidas (511 keV) que se afastam em sentidos opostos, na mesma direção, como representado de forma esquemática na Figura 2b.

Estes radiofármacos podem apenas seguir o fluxo sanguíneo depois de administrados (radiofármacos de perfusão) ou ligar-se a recetores biológicos específicos, fixando-se em tecidos ou órgãos [6]. A radiação produzida pela aniquilação de um par positrão-eletrão permite obter informação acerca da sua distribuição no organismo do paciente (Figura 2d).

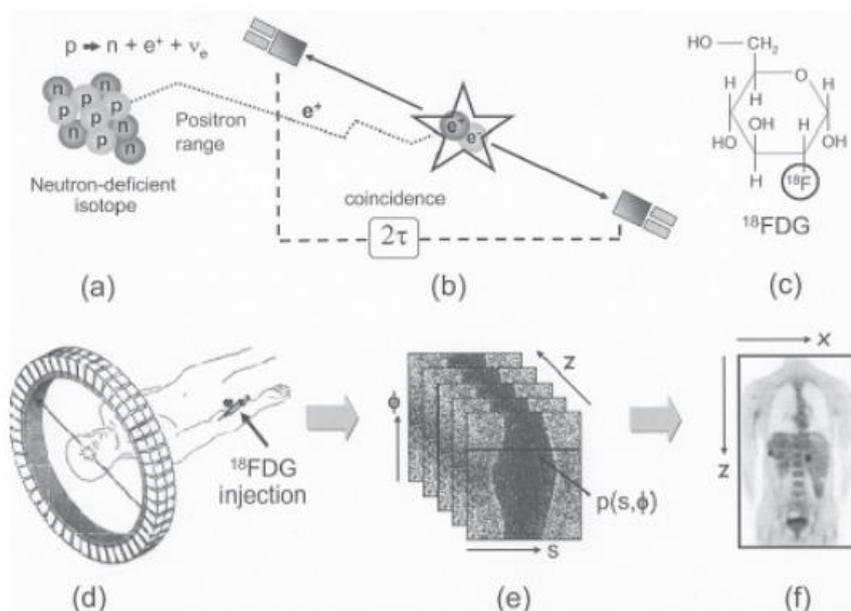


Figura 2 - Representação das etapas e componentes de um exame PET (adaptado de [1]).

O radiofármaco mais utilizado é a fluordesoxiglicose marcada com ^{18}F (Figura 2c), também denominado ^{18}F -FDG ou simplesmente FDG. O seu tempo de vida relativamente longo, de 110 minutos, permite que seja utilizado em centros PET mais distantes que não possuam meios para produzir estes radiofármacos. Depois de injetado no paciente, o radiofármaco é levado pela circulação sanguínea e, no caso do FDG, vai situar-se maioritariamente em zonas de alto consumo metabólico de glicose.

A seguir ao ^{18}F -FDG um dos radiotraçadores mais utilizados é o carbono-11-Methionine (^{11}C -MET). Para análise de neoplasmas no sistema nervoso, a delimitação de tumores do radiotraçador ^{11}C -MET é considerada mais específica do que a do ^{18}F -FDG, uma vez que com a utilização do ^{18}F -FDG se deteta uma atividade mais elevada nos tecidos do cérebro saudáveis do que com ^{11}C -MET, como demonstrado na Figura 3. Esta apresenta, contudo, um tempo de meia-vida reduzido (cerca de 20 min).

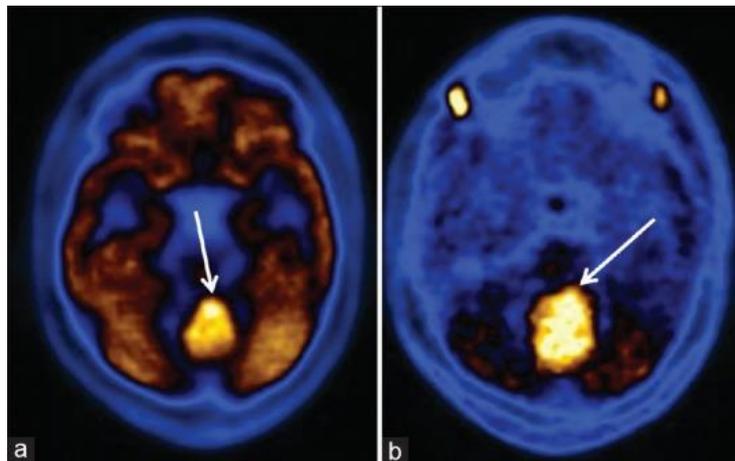


Figura 3 - Resultado de scan PET ao cérebro depois de uma cirurgia. O tumor residual pode ser identificado recorrendo tanto ao uso da fluorodexoglicose (a) como do ^{11}C -MET (b) (adaptado de [7]).

2.1.1.3 Sistema de deteção

Com detetores em torno do paciente, o par de fótons resultante da aniquilação do eletrão e do pósitron vai ser detetado em dois locais em simultâneo, formando uma linha que contém o ponto no qual a aniquilação ocorreu (Figura 2d) – este evento denomina-se coincidência verdadeira.

Para detetar coincidências num exame PET são usados cristais de cintilação acoplados a fotomultiplicadores. Embora existam outras alternativas aos cristais de cintilação, como detetores de cintilação gasosos e líquidos, os cristais são os que apresentam maior eficiência de deteção e são por isso uma opção recorrente. Após absorver radiação gama, estes cristais emitem cintilação, que consiste na emissão de fótons de baixa energia. Nos cintiladores de luz sólidos alguns fatores têm especial importância [1], entre os quais:

- Apresentar um elevado poder de paragem (do inglês *stopping power*) para fótons de 511 keV de energia, para que sejam detetados o maior número de eventos possíveis;
- Um reduzido tempo de decaimento de cintilação para que o tempo morto de deteção seja também reduzido e sejam ignoradas um menor número de contagens;

- Emissão de um número elevado de fótons secundários por unidade de energia recebida, permitindo uma boa resolução de energia.

Entre os cristais de deteção mais utilizados estão o BGO, NaI(Tl), GSO e LSO.

Nos detetores mais utilizados, um bloco de cristal é parcialmente cortado como demonstrado na Figura 4, formando por exemplo grupos de 8x8 detetores mais pequenos. A cada grupo de 4x4 detetores é acoplado um tubo fotomultiplicador. Através do sinal em cada um dos fotomultiplicadores é possível determinar em que bloco incidiu o fóton, utilizando a lógica de Anger [8].

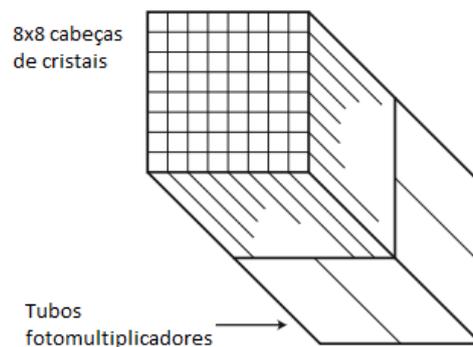


Figura 4 - Representação dos cristais cintiladores ligados aos tubos fotomultiplicadores (adaptado de [1]).

Os fótons secundários gerados pelos cristais de cintilação são depois convertidos em impulsos elétricos nos respetivos tubos fotomultiplicadores. Cada tubo fotomultiplicador é constituído por uma câmara de vácuo que contém um fotocátodo unido ao cristal de cintilação, seguido de um conjunto de dínodos, e de um ânodo na extremidade oposta ao fotocátodo (Figura 5). É depois aplicada uma diferença de potencial entre o fotocátodo e o ânodo, com incrementos de tensão de dínodo para dínodo. Deste modo os fótons emitidos pelos cristais de cintilação são detetados no fotocátodo e acelerados pela diferença de potencial presente até ao primeiro dínodo. Aqui geram-se eletrões secundários que são também acelerados até ao segundo dínodo. Este processo de multiplicação e aceleração dos eletrões repete-se até que estes atinjam o ânodo.

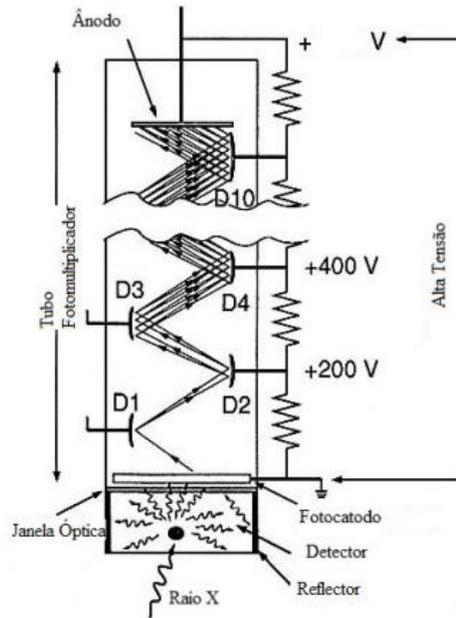


Figura 5 - Esquema representativo de um fotomultiplicador - adaptado de [9].

O pulso elétrico é então enviado para um pré-amplificador, amplificado por um amplificador linear, e discriminado por um analisador de altura de pulso (do inglês, *Pulse Height Analysis*, ou PHA), que aceita ou rejeita pulsos elétricos com base nos valores da sua energia. Em caso de aceitação é registrada uma contagem.

2.1.1.4 Profundidade de interação

Diferentes posições de interação afetam a resolução espacial quando a fonte de radiação está longe do centro do campo de visão (FOV, do inglês *field of view*) (Figura 6), já que cada fóton atinge mais do que um cristal. Este é um erro também conhecido como erro de paralaxe ou alongação radial, e pode ser corrigido medindo a profundidade de interação nos cristais. Na Figura 7 encontra-se exemplificadas diferentes formas de distribuição da radiação nos cristais para duas posições diferentes dentro do FOV.

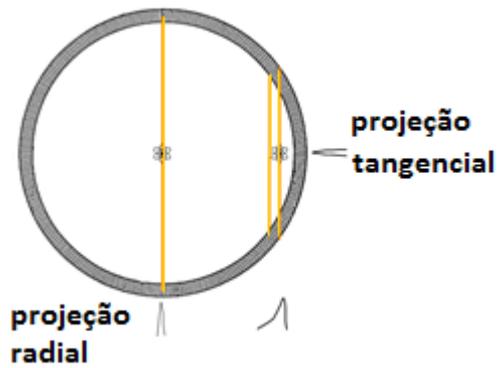


Figura 6 - Distribuição da radiação recebida no detector para duas posições da fonte diferentes.

Esta medição pode ser efetuada de diversas formas: contabilizando a assimetria do sinal detetado em ambas as extremidades dos cristais [10], colocando duas camadas de cristais com diferentes tempos de decaimento e retirando informação da diferença de pulso [11], entre outros métodos.

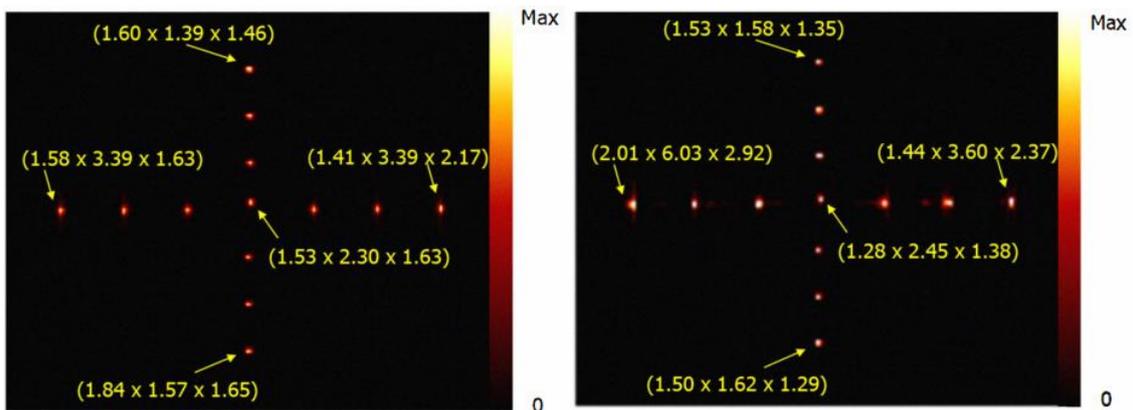


Figura 7 - Reconstrução de imagem com (esquerda) e sem (direita) informação de profundidade de interação. Os valores representam a resolução espacial em milímetros (adaptado de [10]).

2.1.1.5 Características intrínsecas

2.1.1.5.1 Resolução espacial

A resolução espacial define-se como a distância mínima entre dois pontos que um sistema consegue distinguir. O alcance do positrão e a não-colinearidade dos dois fótons representam um limite físico à resolução espacial.

O alcance do positrão depende do radiotraçador utilizado e está diretamente relacionado com a energia do positrão emitido. Este fator pode gerar erros na ordem dos 0.2mm para o ^{18}F [3]. Por sua vez, a não-colinearidade dos dois fótons de 511 keV tem um impacto de cerca de

1.8 a 2mm nos sistemas PET de corpo inteiro [3] e aumenta consoante a distância entre os dois cristais detetores que detetam um evento. Este efeito está representado na Figura 8.

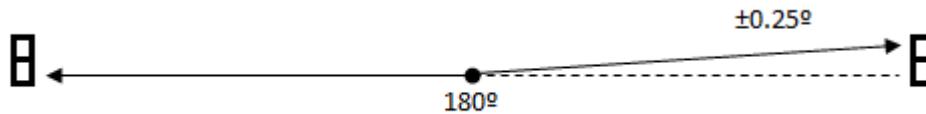


Figura 8 - Esquema demonstrativo de um exemplo de não-colinearidade.

A resolução espacial pode ainda ser limitada pelas características geométricas do detetor, tamanho e resolução intrínseca dos detetores, parâmetros de reconstrução de imagens, entre outros fatores. Nos sistemas atuais de corpo inteiro para humanos a resolução espacial situa-se na ordem dos milímetros, frequentemente próximo de 5 mm [3].

2.1.1.5.2 Resolução em energia

A resolução em energia é definida como capacidade de distinguir duas energias diferentes. Este tipo de resolução é dada pela largura a meia altura (FWHM, do inglês Full Width at Half Maximum) de um fotopico a uma determinada energia. Este é um parâmetro relevante dado que quanto maior for a resolução em energia de um sistema PET, maior a capacidade de rejeitar fótons que sofreram dispersão [12]. A resolução de energia em alguns dos sistemas atuais é de aproximadamente 10% para o NaI, 14% para o GSO e 20% para o BGO e o LSO.

2.1.1.5.3 Resolução temporal

A resolução temporal é o tempo mínimo entre a detecção de duas coincidências. Quanto maior for a resolução temporal menor é a taxa de eventos aleatórios (proporcional à largura da janela temporal de coincidências) e mais facilmente se conseguem diferenciar os eventos múltiplos.

2.1.1.5.4 Sensibilidade

A sensibilidade consiste na razão entre o número de contagens por segundo e a concentração de atividade. A sensibilidade está relacionada com a eficiência de detecção e a eficiência geométrica [13], sendo a primeira o produto da probabilidade de detecção de um fóton

emitido que atinge o detetor pela fração de fótons que chegam ao mesmo e a segunda está relacionada com o ângulo sólido do tomógrafo.

2.1.1.6 Correção e reconstrução dos dados

Depois da aquisição de dados por parte do tomógrafo pretende-se representar os dados de forma a obter-se a distribuição da atividade por unidade de volume (Bq/cm³), com valores tão próximos dos reais quanto possível. Procedem-se então a um conjunto de correções, nomeadamente a correção de atenuação, correção de normalização, correção das coincidências dispersas por efeito de Compton, correção das coincidências aleatórias, correção de decaimento, correção de movimento, correção do efeito de volume parcial, correção do erro de paralaxe, entre outras [14].

2.1.1.7 PET aplicado à neurologia

Através dos estudos sobre o metabolismo e o fluxo de sangue no cérebro, a tomografia de emissão de positrões tem providenciado informação sobre a natureza, diagnóstico e tratamento de problemas psiquiátricos e neurológicos. Este tipo de exames têm também sido utilizados em meio clínico, embora seja utilizada principalmente no auxílio ao diagnóstico e diferenciação de doenças específicas. Com a continuada inovação ao nível de radiofármacos que avaliam os componentes dos diferentes sistemas neurotransmissores (como a serotonina e a dopamina), a imagiologia PET vai continuar a ter um papel essencial na investigação e em aplicações clínicas para doenças psiquiátricas e neurológicas [15].

Um traçador muito usado em estudos neurológicos é a FDG, que mede o metabolismo cerebral da glicose. Os estudos costumam demorar cerca de 30 minutos, tendo os pacientes de esperar 30 minutos após receberem a injeção intravenosa [15]. Pode-se observar na Figura 9 dois exames PET realizados com o radiotraçador FDG a um paciente sem doenças neurológicas nem psiquiátricas (A), e a um paciente com doença de Alzheimer (B). A doença de Alzheimer é identificável pelo baixo metabolismo apresentado nas zonas assinaladas na Figura 9 (B), que correspondem à zona temporoparietal bilateral.

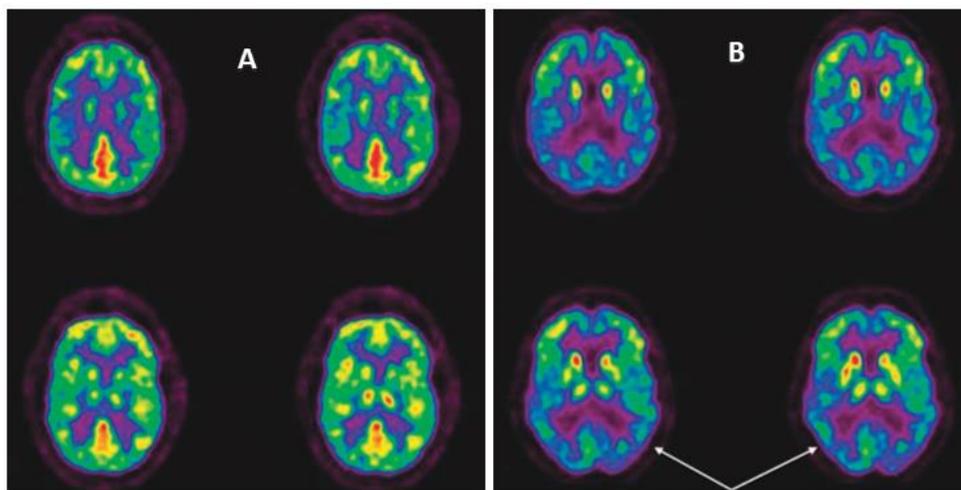


Figura 9 - Imagens obtidas através de um exame PET, utilizando o radiotraçador FDG, a um indivíduo sem doenças neurológicas ou psiquiátricas (A) e a um paciente com a doença de Alzheimer (B) (adaptado de [15]).

Outros traçadores envolvem a injeção de moléculas marcadas que se ligam a neurotransmissores como a serotonina e dopamina, que são especialmente úteis no estudo de doenças neuropsiquiátricas. Pode observar-se na Figura 10 um esquema que pretende ilustrar os diferentes tipos de acompanhamento que diferentes radiofármacos permitem.

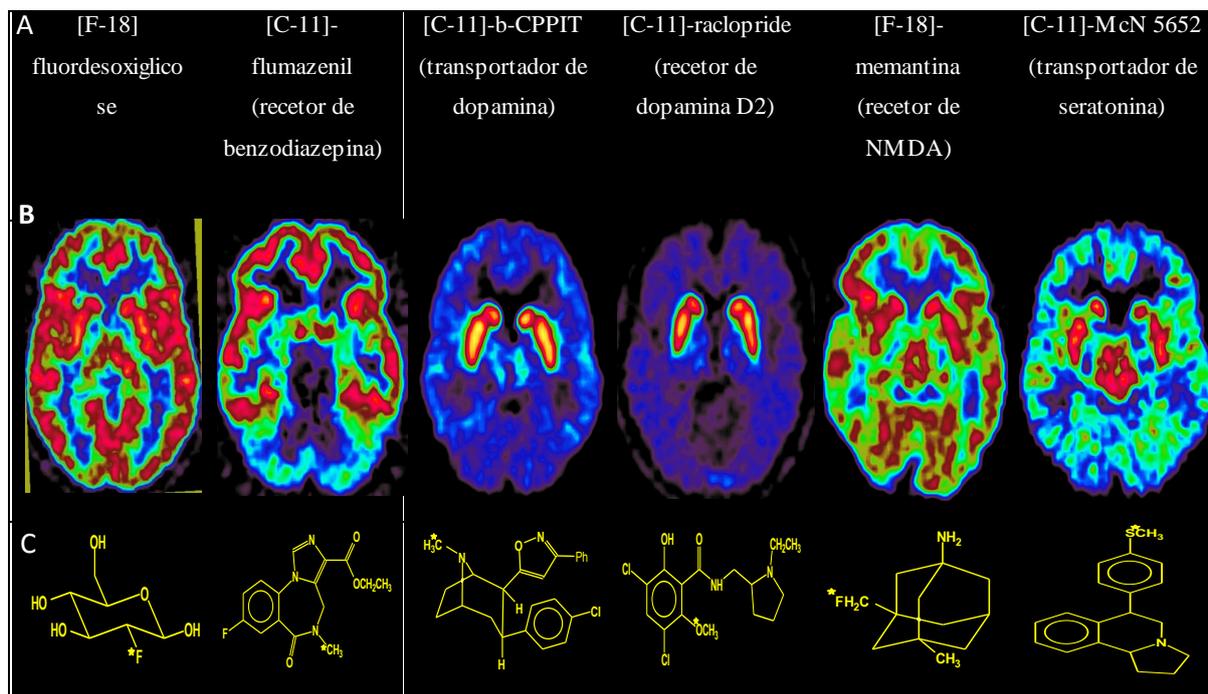


Figura 10 - Esquema com diferentes radiofármacos (linha A), diferentes tipos de acompanhamentos que estes permitem sobre o cérebro (linha B) e esquema da estrutura das moléculas (linha C). [16]

2.1.1.8 ClearPEM

O scanner ClearPEM foi desenvolvido pelo Consórcio ClearPEM, em colaboração com o grupo *Crystal Clear Collaboration*, pertencente ao CERN.

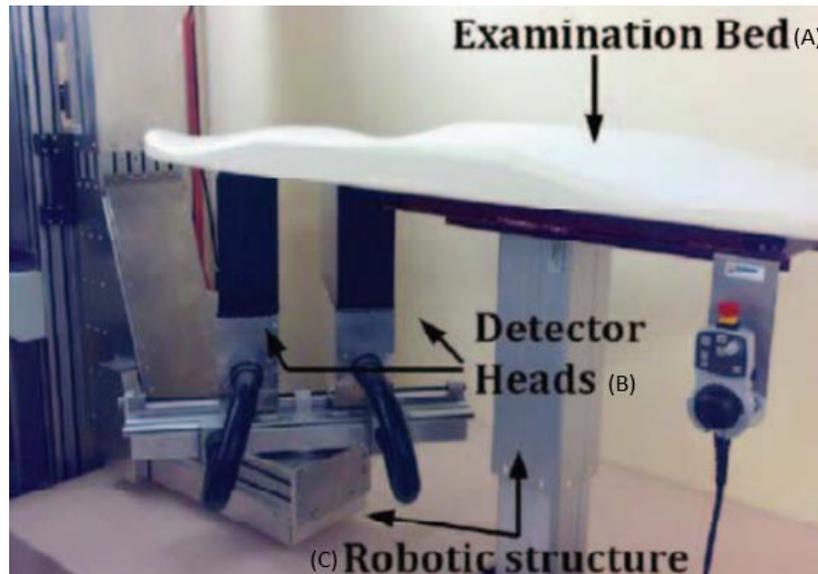


Figura 11 - Fotografia do scanner ClearPEM. Está assinalada na figura a cama de examinação (A), as cabeças detetoras (B) e a estrutura robótica (C) (adaptado de [17]).

As cabeças de deteção do *scanner* ClearPEM têm geometria planar e apresentam um FOV de dimensões $16.2 \times 14.1 \text{ cm}^2$. Cada cabeça contém 96 módulos detetores. Por sua vez, cada um destes módulos é formado por um conjunto de cristais $\text{LYSO:Ce } 2 \times 2 \times 20 \text{ mm}^3$ óticamente acoplados em ambas extremidades a um conjunto de fotodíodos de avalanche e canais de leitura com eletrônica rápida e de baixo ruído (Figura 12). Conjuntos de 24 módulos são agrupados em estruturas mecânicas, denominados super-módulos, com dimensões de $4 \times 14 \text{ cm}^2$. Cada cabeça detetora é por sua vez formada por 4 destes super-módulos. Um *dedicated digital trigger* (TGR) e um sistema de aquisição de dados (do inglês *data acquisition system - DAQ system*) é utilizado para seleção de eventos coincidentes com elevada eficiência, grande largura de banda e baixo tempo-morto [18].

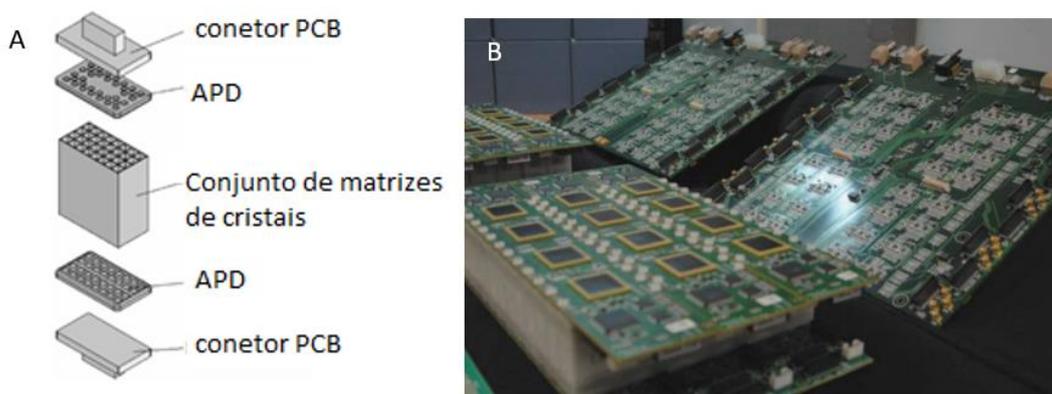


Figura 12 - (A) Representação de um módulo detetor do ClearPEM, com Avalanche Photodiodes (APDs) em ambos os extremos dos cristais, ligados aos printed circuit boards (PCB) (adaptado de [19]). (B) fotografia dos componentes da cabeça do ClearPEM, onde estão visíveis os super-módulos e parte dos circuitos eletrônicos (adaptado de [17]).

Este sistema tem a capacidade de calcular a profundidade de interação do fóton em cada cristal (do inglês *depth-of-interaction*, DoI). Este parâmetro é medido tendo em conta a assimetria na amplitude dos sinais produzidos nos dois fotodíodos de avalanche (do inglês *avalanche photodiode* - APD) colocados nos extremos de cada cristal [10]. A energia do fóton incidente é dada pela soma dos valores de energia lidos pelos fotodíodos nos extremos do cristal, e a diferença ou rácio entre estes dois valores permite a localização da interação ao longo do cristal (Figura 13).

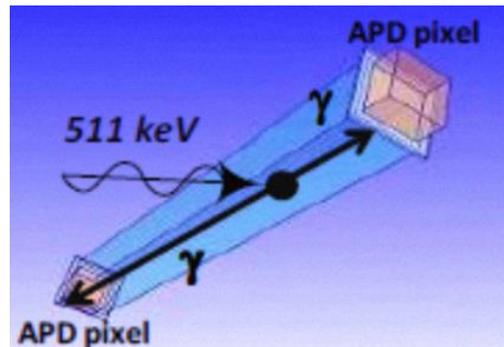


Figura 13 - Esquema de radiação de 511 keV a ser detetada num cristal com um fotodíodo em cada extremo, permitindo a estimativa da profundidade de interação. (adaptado de [10]).

O conjunto formado pelas duas cabeças detetoras do ClearPEM pode mover-se segundo três eixos e a distância entre elas é também controlável, o que permite o sistema de deteção tome várias posições e analise diferentes partes do corpo do paciente. Inicialmente projetado para exames ao peito e à axila, verificou-se ser possível ajustar os movimentos da máquina de forma a realizar exames cerebrais.

As três premissas essenciais que marcaram o desenvolvimento deste aparelho foram [18] [19]:

- Baixo ruído aleatório: este é um fator importante dado que o *scanner* deve lidar com uma elevada taxa de fótons únicos;
- Alta sensibilidade: para aumentar este parâmetro o sistema imagiológico ClearPEM permite explorar interações de *Compton* no detetor por forma a estimar a energia total depositada e a localização da primeira interação no sistema. Uma maior sensibilidade leva a que os exames possam ser mais rápidos e/ou injetadas menores doses de radiofármacos no paciente;
- Resolução espacial elevada: para ter alta resolução espacial em todo o FOV sem comprometer a sensibilidade limitando o ângulo de entrada aceite, o detetor é capaz de medir a profundidade de interação dos fótons incidentes.

2.1.1.8.1 Características de desempenho

Existem estudos que apresentam valores para as características de desempenho do sistema ClearPEM [17] – [19].

A profundidade de interação mostrou ser determinável ao longo de todo o cristal com uma precisão menor que 2 mm [19]. A utilização deste parâmetro permitiu uma melhoria da resolução espacial nas imagens reconstruídas, como se pode observar na Figura 14.

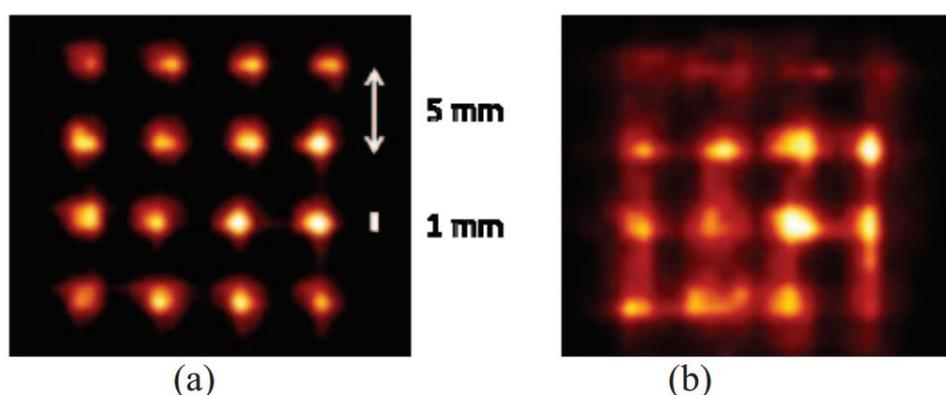


Figura 14 - Reconstrução de 16 (4 x 4) fontes de ^{22}Na de 1mm de diâmetro e espaçadas 5 mm. a) Reconstrução usando a informação de profundidade de interação. b) A mesma reconstrução sem a utilização da informação da profundidade de interação (adaptado de [17]).

Relativamente à sensibilidade de detecção, para uma fonte pontual de 511 keV no centro do FOV, este parâmetro apresentou um valor de cerca de 4.3%. A eficiência para eventos fotoelétricos coincidentes apresentou um valor de cerca de 92% [18].

Quanto à resolução espacial de fontes pontuais reconstruídas conseguiu-se atingir uma resolução de cerca de 1.3 mm [17]. Na Figura 15 apresenta-se um exemplo de reconstrução de imagem utilizando um objeto de teste (fantoma). Note-se que nesta fase ainda não estavam aplicadas certas correções.

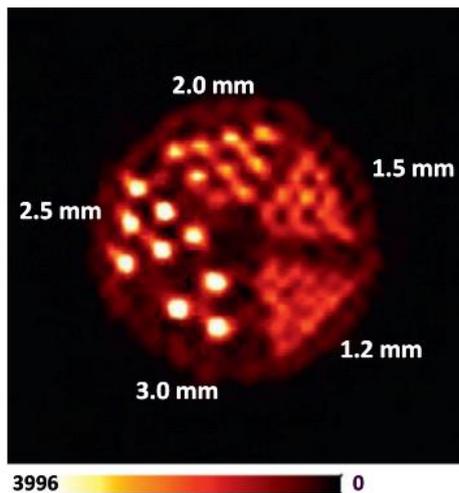


Figura 15 - Reconstrução de imagem do fantoma com amostras de vários diâmetros preenchidas com solução de atividade ^{20}uCi . Ainda sem correção de atenuação, de eventos aleatórios ou de Compton (adaptado de [20]).

A resolução de energia média medida a 511 keV foi cerca de 15.9% para todos os canais [17]. Por sua vez a resolução temporal de coincidências a 511 keV para intervalos de energia entre 400 keV e 600 keV demonstrou ser cerca de 5.2 ns [17].

2.1.2 Tomografia axial computadorizada

A tomografia axial computadorizada, ou TAC, utiliza feixes de raios-X para visualizar estruturas morfológicas e anatômicas com elevada resolução. Este método baseia-se no mapeamento do coeficiente de atenuação dos fótons ao atravessar cada porção de volume. Esta atenuação quantifica a percentagem de radiação absorvida pelo material, sendo posteriormente representada em escala de cinzentos. Como diferentes tecidos de um organismo apresentam coeficientes de atenuação diferentes, torna-se então possível a localização das diversas partes anatômicas [21].

As vantagens mais significativas desta modalidade consistem no tempo de duração do exame relativamente curto e a alta resolução espacial dos exames, que atualmente ronda os 0.3 mm [2]. Por sua vez, as desvantagens deste exame consistem na necessidade de utilização de radiação ionizante e no contraste limitado apresentado entre os diferentes tecidos corporais, que pode ser minimizado recorrendo a agentes de contraste [2] [4]. Pode observar-se na Figura 16 um exemplo de uma tomografia axial computadorizada ao cérebro.

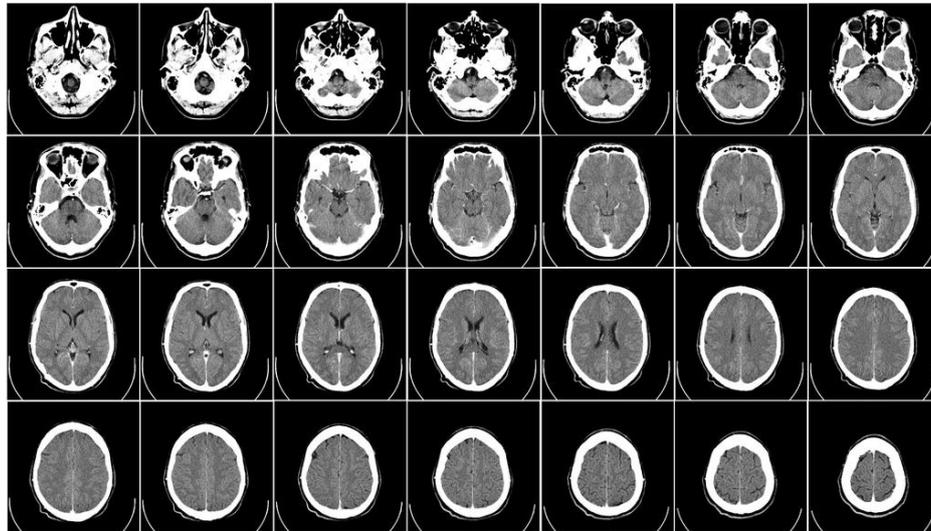


Figura 16 Tomografia computadorizada de um cérebro humano, desde a base até ao topo (Imagem disponibilizada por Mikael Häggström, do departamento de radiologia do Hospital da Universidade de Uppsala)

2.1.3 Corregisto médico

Com o crescente recurso a exames médicos, o correção preciso de informação torna-se possível e vantajoso para diagnóstico, tratamento e investigação na área médica. O termo ‘correção’ pode ser definido como o alinhamento espacial entre imagens do mesmo ou de diferentes sujeitos, adquiridos na mesma ou em diferentes modalidades [22].

Os primeiros algoritmos no âmbito de correção médico surgiram no início da década de 1980, tendo os algoritmos completamente automáticos surgido cerca de dez anos depois. Estes abordam o problema do correção de formas diferentes: podem alinhar imagens com base nas características geométricas extraídas das imagens (automática [23] [24] ou interativamente [25]) ou com base nas características de cada *voxel*, como a intensidade [26] [27]. Estas duas aproximações podem ser usadas para correção de imagens provenientes da mesma modalidade (Figura 17) ou de diferentes modalidades (Figura 18). Outra prática comum utilizada atualmente para fins de correção é o recurso a marcas externas colocadas no paciente [28].

Uma simplificação que pode ser tomada na abordagem deste problema é o tratamento dos corpos como sendo rígidos, levando a que seja apenas necessária uma transformação rígida (rotação e translação) para alinhar duas imagens. Esta é uma boa aproximação no caso dos exames cerebrais, pelo facto do cérebro se manter razoavelmente estático em relação ao crânio durante a realização dos exames. Contudo, alguns órgãos deformam-se substancialmente e esta deixa de ser uma boa aproximação, como acontece no estudo do ciclo respiratório e cardíaco, em que as dimensões dos órgãos são não-rígidas. Na Figura 17 encontra-se um exemplo de uma mamografia de ressonância magnética (MR) em que se pode observar um ligeiro aumento do

detalhe e valor de diagnóstico médico recorrendo a um tipo de correjisto rígido (Figura 17d) e não rígido (Figura 17e).

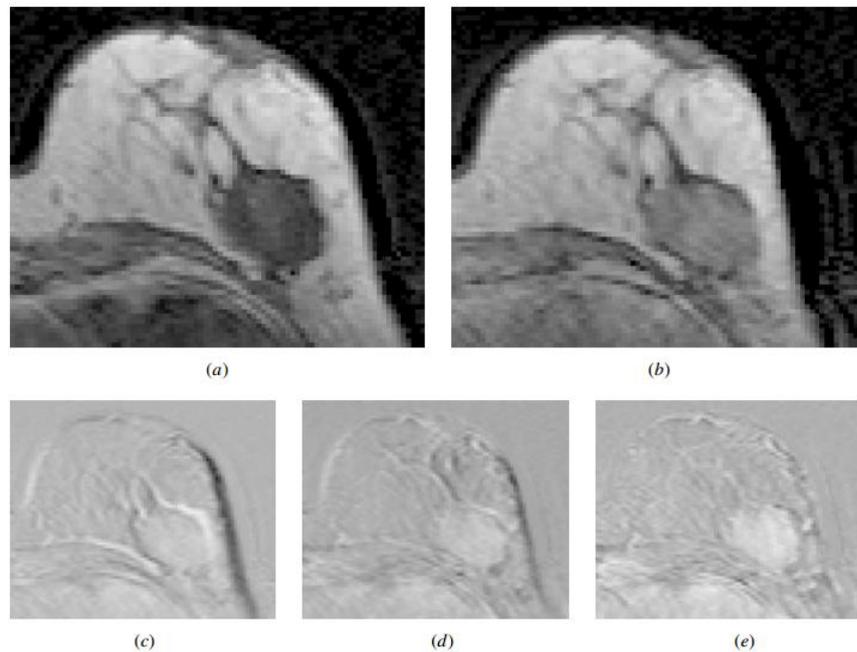


Figura 17 - Plano de mamografia MR pré-contraste (a) e pós- contraste (b). Na segunda linha de imagens, observa-se a subtração de imagens sem correjisto (c), com correjisto rígido (d) e com correjisto não-rígido utilizando pontos de referência no peito de 10 mm (e) (adaptado de [22]).

Dentro das várias aplicações do correjisto, podem distinguir-se as seguintes:

- Combinação de imagens de diferentes modalidades;
- Alinhamento temporal de imagens sequenciais na correção de movimentos do sujeito;
- Assistência de imagem durante intervenção;
- Alinhamento de imagens de múltiplos sujeitos em estudos de coorte.

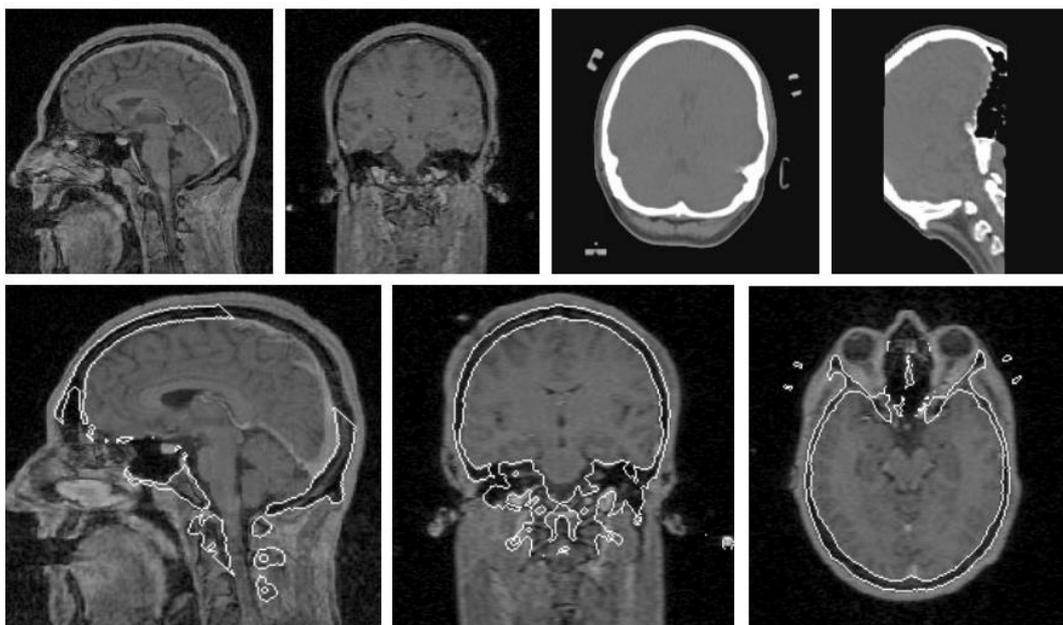


Figura 18 - Na primeira linha encontram-se as imagens de um exame MR (esquerda) e de um exame CT (direita). Na segunda linha estão representadas três perspectivas diferentes do exame MR, sobrepostos com os contornos do crânio retirados do exame CT (adaptado de [22]).

Existem ainda outros desafios presentes no correção de modalidades médicas, como as diferentes características do detetor (diferenças de tamanho do *voxel*, espessura dos planos e espaçamento e distorção nas imagens) e dificuldades no reposicionamento do paciente quando os exames são realizados em aparelhos diferentes [29].

2.1.4 Multimodalidade PET/CT

Exames imagiológicos PET combinados com imagens estruturais (como scans CT) providenciam atualmente a melhor fonte de informação acerca da extensão e distribuição para muitos dos cancros conhecidos, incluindo do fígado, esófago, cérvix, e cabeça e pescoço [30]. Segundo indicações clínicas a junção dos exames tem-se demonstrado mais útil do que os exames separados, baixando a incidência de falsos-positivos e falsos-negativos [31].

Em termos históricos a fusão PET/CT revolucionou o diagnóstico médico, permitindo melhorias não só no campo da oncologia, como noutros campos da medicina como o planeamento cirúrgico, terapia por radiação, mapeamento cerebral, entre outros [32]. No tratamento do cancro, e no que respeita a imagiologia oncológica, deu-se um grande salto na década de 1970 [33], com a introdução dos exames estruturais CT e MRI. Estes permitiram pela primeira vez uma análise viável da forma e estrutura de vários tecidos do interior do corpo. Tornaram também possível identificar tumores, embora que com pouca definição dos seus limites devido ao fraco contraste entre o tumor e o tecido normal. A chegada de

multimodalidades que aliam informação não só estrutural mas também funcional, como o exame PET/CT, permitiu que os volumes biológicos em que se situam células cancerígenas sejam definidos com maior precisão, possibilitando um melhor planeamento e execução do tratamento (Figura 19) [30].

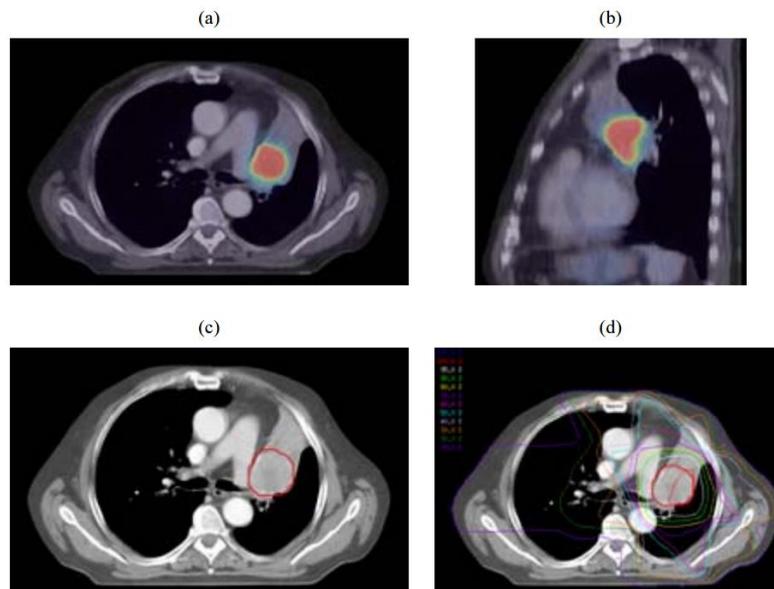


Figura 19 - Nas imagens superiores podemos observar, com vista axial (a) e sagital (b), o resultado da fusão PET/CT a um volume com tumor no fígado. Em (c) está delineada a área de tumor grosso, e em (d) informações acerca do planeamento da radiação necessária (adaptado de [30]).

Inicialmente, a fusão das modalidades PET e CT era efetuada recorrendo a aplicações de *software*. Enquanto o correção ocorria geralmente com sucesso ao nível do cérebro, o mesmo era mais difícil em outras regiões do corpo, devido ao crescente número de graus de liberdade [31]. O primeiro sistema com PET/CT combinados apareceu em 2001, tendo vindo a ser melhorado desde então, assegurando a sua presença em centros de imagiologia médica. Pode observar-se na Figura 20 um esquema típico do processo atual de fusão PET/CT.

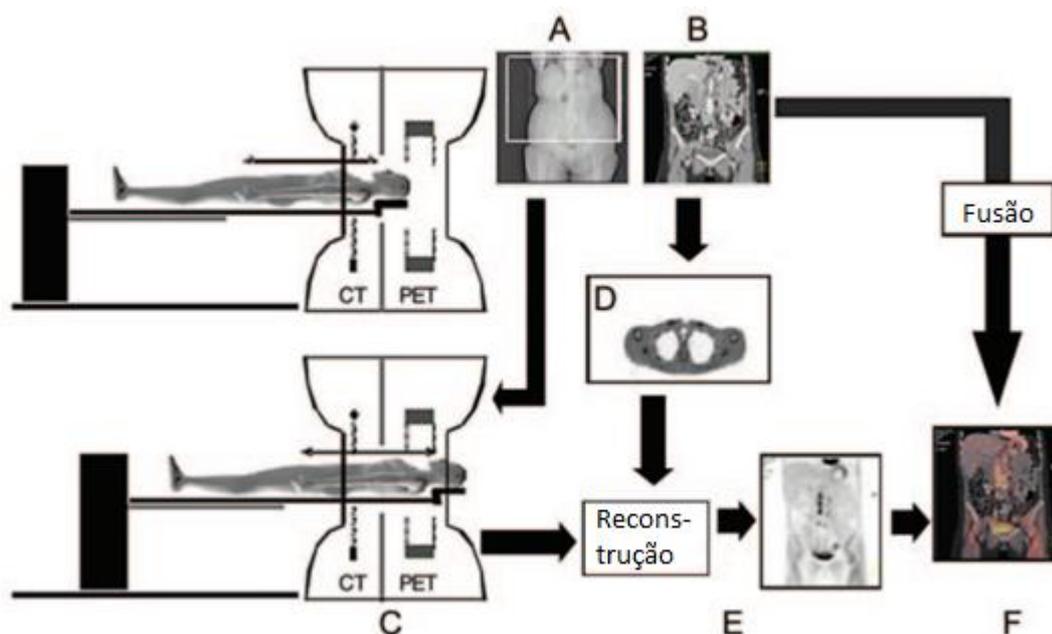


Figura 20 - Típico protocolo imagiológico para aquisição PET/CT. (A) Topograma para posicionamento; (B) scan CT; (C) scan PET; (D) são gerados fatores de atenuação baseados em CT; (E) Correção de atenuação em PET e reconstrução; (F) visualização da fusão dos exames PET/CT; (adaptado de [31]).

2.1.4.1 PET/CT na neurologia

As aplicações e vantagens do exame PET em estudos neurológicos foram já abordadas em 2.1.1.7.

O princípio do correjisto das duas modalidades aplicado ao cérebro baseia-se em localizar anatomicamente eventos ligados à atividade cerebral com precisão [25]. Embora a modalidade de ressonância magnética (MR) apresente maior detalhe e informação útil relativamente a exames ao cérebro do que os exames TAC [31], a tomografia computadorizada é uma solução prática que vem colmatar a falta de informação morfológica inerentes ao exame PET.

2.2 Microsoft Kinect V2

Neste subcapítulo apresentam-se alguns aspetos relativos à câmara Kinect V2 da Microsoft.

Nesta câmara estão integrados um sensor de profundidade, uma câmara RGB, um conjunto de quatro microfones e eletrónica de processamento. Este aparelho tem sido aplicado em várias áreas da medicina, como no reconhecimento de movimento [34], deteção de quedas de pacientes [35], correção de movimentos durante exames PET [36], quantificação da paralisia

facial [37], entre outras aplicações. Apresenta também dimensões reduzidas e um baixo custo [38].

A Kinect V2 tem como ficheiros de saída três possíveis formatos para descrever as superfícies que capta, nomeadamente "PLY", "STL" e "OBJ". Foi escolhido o formato "PLY", também chamado *Polygon File Format*, que será descrito posteriormente nesta dissertação.

2.2.1 Caracterização geral

A seguir são apresentadas as características do sensor Kinect V2 da Microsoft.

Tabela 1 Apresentação de algumas características da Kinect 2 (5) para Windows

Caraterística	Kinect V2
Câmara RGB	1920 x 1080 @30 fps
Câmara de profundidade	512 x 424
Distância máxima de captura	8 Metros
Distância mínima de captura	0.50 Metros
FOV horizontal	70 Graus
FOV vertical	60 Graus
Tecnologia	Tempo de voo de onda contínua (ToF CW)
USB utilizado	3.0
Sistemas operativos	<i>Windows 8</i>
Preço	Cerca de 159 Euros

A Kinect V2 saiu à venda ao público em julho de 2014 e representou uma melhoria significativa em relação à sua primeira versão. Para este projeto são características importantes o amplo FOV, o elevado número de pixéis em cada *frame*, a tecnologia em que assenta a medição de superfícies, o reduzido erro das reconstruções e a distância mínima de captura [39].

2.2.2 Tecnologia

Atualmente a maioria dos sensores de profundidade baseiam-se na tecnologia tempo de voo (ToF, do inglês *Time of Flight*), como é o caso da Kinect v2. Estes sistemas destacam-se pela sua rapidez e preço acessível. Por definição [40], sistemas ToF são aparelhos óticos que

reconstruem cenas 3D através do intervalo de tempo entre a emissão do feixe de luz e a sua recepção no sensor após ser refletido no cenário real. As câmaras ToF são um caso particular dos sistemas ToF, e são constituídas por um emissor de radiação infravermelha (IV), uma matriz de sensores IV e um circuito elétrico capaz de calcular a distância que cada feixe de radiação IV percorreu, aplicando um determinado modelo matemático. Os sensores ToF podem ser de pulso ou de onda contínua. A Kinect V2 inclui-se na segunda categoria, sendo um sistema ToF de onda contínua.

No método de onda contínua, a luz é recebida em quatro janelas ($C1$, $C2$, $C3$ e $C4$) para cada *pixel*, com diferença de fase de 90 graus entre si, como é ilustrado na Figura 21.

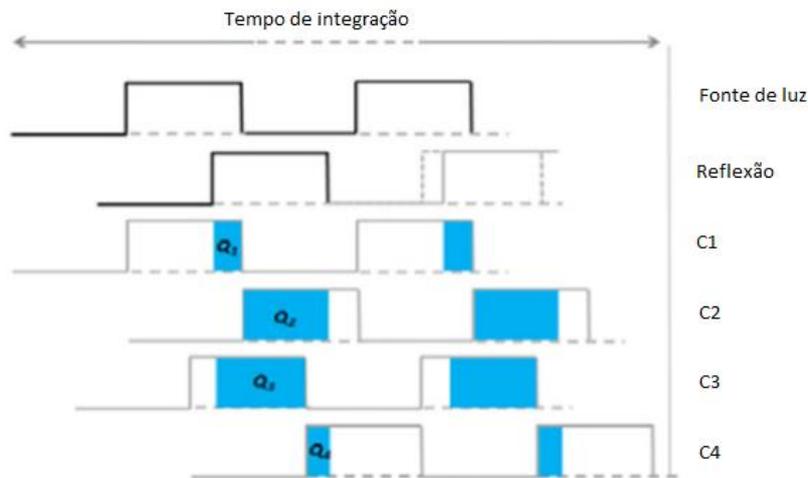


Figura 21 - Gráfico de fase: método onda contínua (adaptado de [41]).

Usando este método, a diferença entre o ângulo de saída do emissor e o ângulo de chegada ao recetor, ϕ , e a distância percorrida pelo feixe, d , são dadas pelas seguintes expressões:

$$\phi = \arctan\left(\frac{Q3 - Q4}{Q1 - Q2}\right)$$

$$d = \frac{c}{4\pi f} \phi$$

Podemos ainda definir a intensidade do *pixel* (A) e o *offset* (B) segundo as seguintes equações:

$$A = \frac{\sqrt{(Q1 - Q2)^2 + (Q3 - Q4)^2}}{2}$$

$$B = \frac{Q1 + Q2 + Q3 + Q4}{4}$$

Os termos $(Q1 - Q2)$ e $(Q3 - Q4)$ reduzem os efeitos dos ganhos constantes resultantes da medida das distâncias, como a amplificação e atenuação do sistema ou a intensidade dos feixes refletidos [41].

Ambos os parâmetros A e B têm impacto no erro de medição da profundidade, σ_p , dada por:

$$\sigma_p = \frac{c}{4\sqrt{2}\pi f} \cdot \frac{\sqrt{A+B}}{CdA}$$

Onde a constante Cd representa a modulação do contraste, indicativo do quão bem o sensor separa e recolhe os fótons. A amplitude refletida, A , é uma função do poder ótico. O *offset*, B , é uma função que descreve a luz ambiente e o *offset* de residual do sistema. Pode-se retirar desta equação que um aumento da frequência de modulação e da modulação de contraste leva a um aumento da precisão, enquanto um aumento do *offset* pode levar a saturação e reduzir a precisão.

Como o método de onda contínua é baseado em fase, os mesmos ângulos repetem-se de 2π em 2π , o que leva a que a distância que o sensor consegue captar apresente um limite máximo, dado por D_{lim} na seguinte equação:

$$D_{lim} = \frac{c}{2f}$$

Se o valor máximo D_{lim} não for imposto no sensor, este não será capaz de distinguir um feixe recebido com determinado desfasamento ϕ de outro com desfasamento $\phi + 2\pi$ (Figura 22).

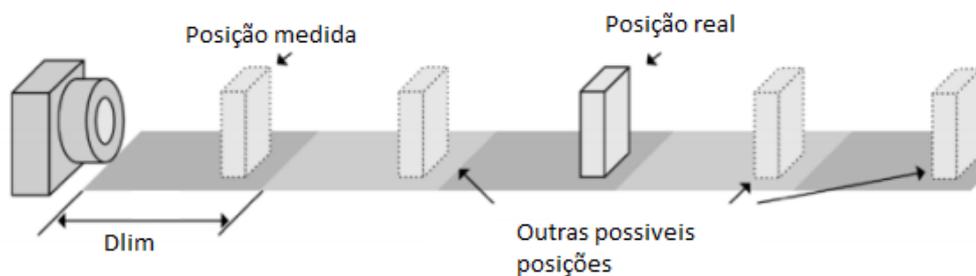


Figura 22 - Ambiguidade num sistema FoV de onda contínua (adaptado de [41]).

É possível aumentar esta distância, contudo a precisão é afetada (aumento de σ_p), tendo assim de ser estabelecido um equilíbrio entre a distância que pode ser medida e a precisão de medição.

2.2.3 Variação do erro

Num estudo metroológico sobre a Kinect V2 [40] foi descrita a variação do erro da profundidade capturada em função de vários parâmetros. Em seguida descreve-se o impacto dos mais relevantes para o presente projeto.

2.2.3.1 Temperatura

No estudo supracitado, a influência da temperatura no erro dos valores da profundidade foi analisada através do uso de uma ventoinha com o objetivo de arrefecer a Kinect V2. Mediram-se os valores de profundidade do *pixel* central, com aquisição de dados a uma frequência de 1Hz, utilizando como alvo uma parede plana a um metro de distância.

Através da observação dos resultados da experiência foi possível descrever o desvio provocado pela temperatura em função do tempo (Figura 23).

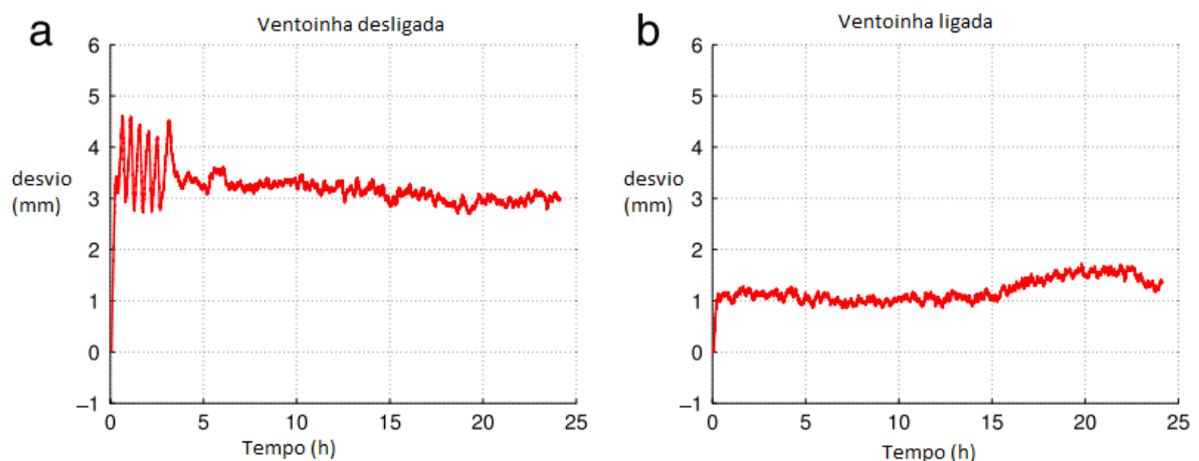


Figura 23 - Desvio de medições estáticas do pixel central durante 24 horas, sem ventoinha (a) e com (b) ventoinha (adaptado de [40]).

2.2.3.2 Distância

No estudo [40] foi também estudada a influência da distância a que o cenário se encontra da Kinect V2 no erro da medida da profundidade, mediram-se os valores de profundidade do *pixel* central, num intervalo de distâncias de 800 até 4200 mm, em intervalos de 20 mm, com 4000 aquisições por cada valor de distância. Os dados adquiridos estão representados na Figura 24.

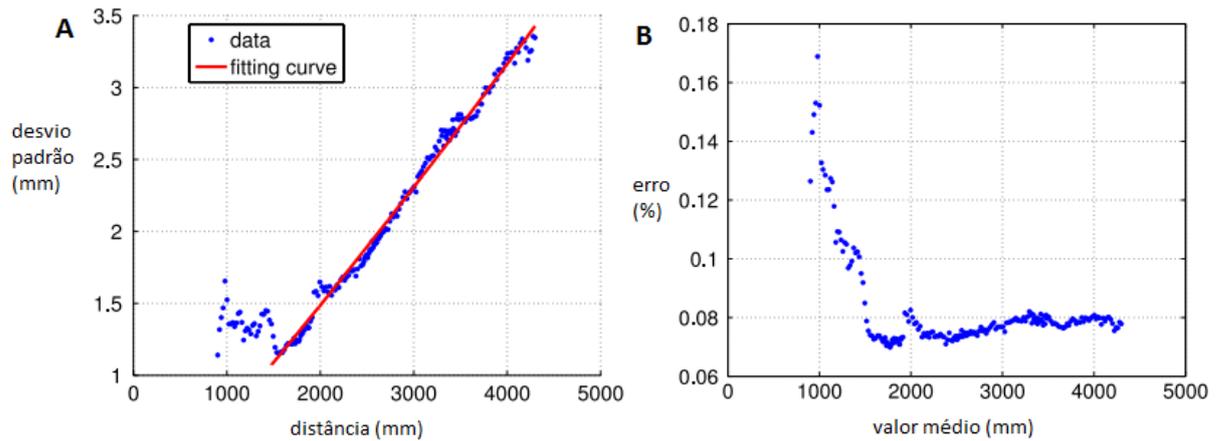


Figura 24 - Erro absoluto (A) e em percentagem (B) em função da distância medida, do pixel central (adaptado de [40]).

Inicialmente com ruído disperso, o ruído passa a aumentar linearmente com a distância, a partir de sensivelmente 1.5 mm de distância. Este comportamento pode ser explicado se tivermos em conta que quanto maior a distância, menor a radiação que chega a cada *pixel*, diminuindo assim o rácio sinal-ruído. Pode ainda observar-se que o intervalo ótimo de distâncias de captação de imagens situa-se aproximadamente entre os 1500 e os 1800 milímetros.

2.2.3.3 Ângulo de captação

Nos testes realizados em [40] sobre o ângulo de captação verificou-se que, como demonstrado na Figura 25A, existe um maior desvio nos cantos do cenário capturado, e um menor desvio no centro. Isto é explicado pelo facto do feixe de luz IV ser emitida pela Kinect V2 em forma de cone, degradando o sinal recebido nos cantos. Este efeito é mais visível se a distância entre o cenário e a Kinect V2 aumentar (Figura 25B).

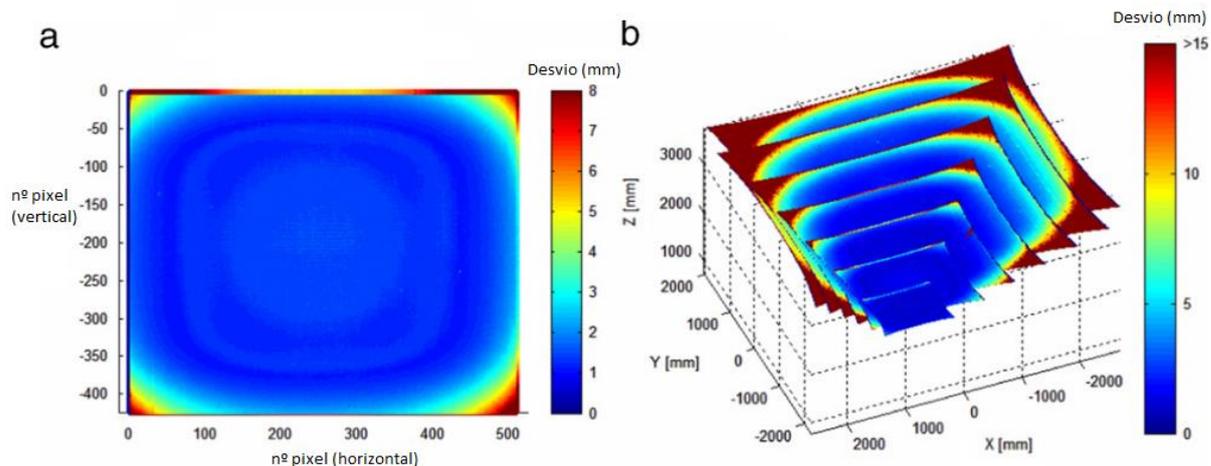


Figura 25 - Erro em função da posição de cada pixel para uma distância fixa (a) e para várias distâncias (b) (adaptado de [40]).

2.2.3.4 Ângulo de incidência na superfície

Para ângulos de incidência sobre uma superfície plana, verificou-se em [40] que o erro máximo ultrapassa os 1.5 mm apenas a partir de 50 graus de incidência.

2.2.3.5 Cor e tipo material

A cor e tipo de material da superfície demonstrou no estudo [40] não ter efeito no desvio das medições. Contudo, estas propriedades da superfície demonstraram ser responsáveis por um pequeno desvio inicial constante, que difere de cor para cor. A variação destes valores não superou 1 milímetro.

2.2.4 Kinect V2 SDK

A Microsoft disponibiliza de forma gratuita o *Software Development Kit* (SDK), que consiste num conjunto de programas pré-definidos que permitem tirar partido das várias capacidades do sensor Kinect V2. Alguns destes programas permitem que seja criado e visualizado, através do adaptador USB 3.0, um fluxo dos valores captados pelo sensor de profundidade, da câmara de IV, da câmara RGB e dos quatro microfones. A Microsoft permite e incentiva a utilização e modificação destes programas, que se encontram escritos em três linguagens distintas: C++, C# e HTML.

Nos diferentes programas está disponível a possibilidade de alterar parâmetros que afetam a captura e reconstrução da cena, tais como:

- Formato do volume de dados: estão disponíveis três formatos de ficheiros para descrever as superfícies que capta: "PLY", "STL" e "OBJ". STL é o predefinido.
- Intervalo de profundidades lido pelo sensor: este intervalo tem por definição o valor mínimo de 0.5 metros e o valor máximo de 8 metros, podendo ser alterado entre estes valores. O intervalo máximo, de 0.5 a 8 metros, é o predefinido.
- Captura de cor: esta opção permite obter uma fusão entre os dados captados pela câmara RGB e o mapa de profundidades captadas pelo sensor de profundidade. Os ficheiros de cada reconstrução guardados terão assim os valores RGB para cada ponto. Esta opção está desativada por predefinição.
- Quantidade máxima de *frames* integrados: número de *frames* que são utilizados para realizar uma reconstrução. Se este valor for baixo, a resposta a alterações no cenário é mais rápida, mas o nível de ruído é aumentado. Se este valor for elevado a reconstrução terá um erro menor, contudo demorará mais tempo a reconhecer uma alteração no cenário. O intervalo de valores situa-se entre 1 e 1000 frames, e é por predefinição de 200.

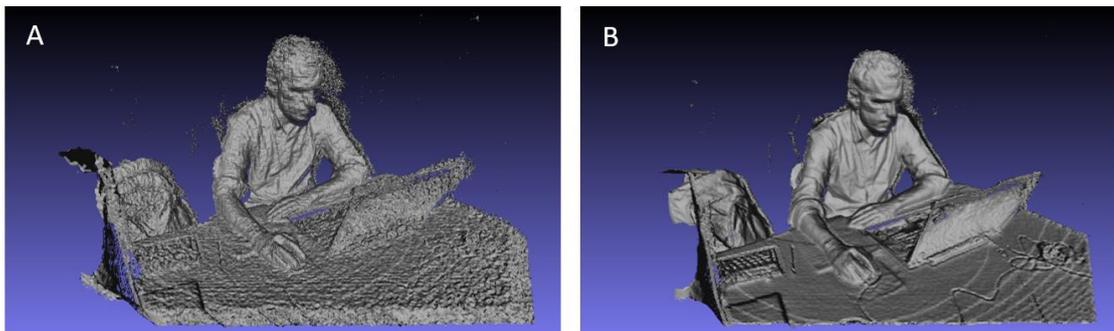


Figura 26 - Volume captado pela Kinect V2 com 1 (A) e 1000 (B) frames integrados.

- Número de *voxels* por metro: este parâmetro define o número de *voxels* presentes por metro quadrado, proporcionais à resolução da imagem. Pode ser 128, 256, 384, 512, 640 ou 768, e o seu valor predefinido é 384. Como o número de *voxels* é limitado, aumentar o número de *voxels* diminui o volume que a Kinect V2 é capaz de ler.

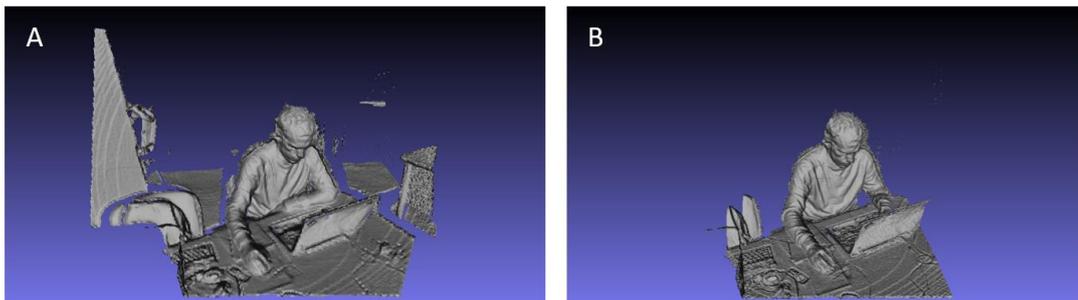


Figura 27 - Volume captado pela Kinect V2 com 128 (A) e 384 (B) vpm.

- Resolução axial dos *voxels*: permite alterar a largura dos *voxels* em cada uma das componentes x , y e z . Pode ser 128, 256, 384, 512 ou 640, e o seu valor predefinido é 384. Aumentar este valor para uma componente aumenta a sua resolução, mas diminui o respetivo alcance lido.

2.2.5 Formato 'PLY'

Existem atualmente muitos formatos disponíveis para descrever pontos ou superfícies a três dimensões. O formato 'PLY' foi o escolhido para uniformizar os ficheiros que descrevem as superfícies captadas pela Kinect V2 e a superfície exterior dos volumes de dados fornecidos pelo exame TAC e PET.

Este formato foi criado com o objetivo de ser um formato 3D simples e flexível [42], pelo que é largamente utilizada no mundo académico e de investigação. Tem a versão ASCII e a binária. Enquanto a primeira permite uma melhor compreensão e leitura de dados, a segunda permite maior eficiência no tratamento destes ficheiros.

O cabeçalho dos ficheiros 'PLY' tem a seguinte estrutura:

```
'PLY' format ascii 1.0
comment author: project
element vertex 3
property float x
property float y
property float z
element face 1
property list uchar int vertex_index
end_header
```

No início do documento é indicado o tipo de ficheiro, 'PLY', escrito em ASCII 1.0 neste caso. A seguir ao comentário, de carácter opcional, está presente o número de vértices presentes na superfície, e o tipo de variável em que cada coordenada consiste. Por fim descreve-se o número de faces presentes na superfície.

Depois do cabeçalho segue-se a descrição da superfície propriamente dita, como a seguir se exemplifica:

```
0.0 0.0 0.0
0.0 1.0 0.0
1.0 0.0 0.0
3 0 1 2
```

Neste exemplo as primeiras três linhas indicam as coordenadas (x, y, z) dos três vértices da superfície. Por sua vez a última linha descreve um elemento de superfície, formado por três vértices (triângulo), e os índices dos vértices que compõem este triângulo, neste caso 0, 1 e 2.

Enquanto a Kinect V2 devolve diretamente ficheiros "PLY", determinadas superfícies extraídas dos exames TAC e a PET poderão ter de ser convertidos para "PLY", dado que os volumes de dados originais de ambos se encontram em formato 'Interfile' [43].

2.2.6 Alinhamento de superfícies

O problema do alinhamento entre duas superfícies 3D, ou nuvens de pontos, é um problema bastante abordado, com contribuições de diversos autores [44] [45] [46]. Dadas duas superfícies, consideremos uma fixa e outra móvel. O objetivo passa por aplicar uma transformação à superfície móvel com o objetivo de a aproximar tanto quanto possível da fixa. No nosso caso esta transformação pode ser considerada rígida, baseando-se apenas em translações e rotações. Esta aproximação é feita com base na assunção de que as expressões faciais do paciente durante o exame não afetam significativamente o alinhamento das superfícies e de que o cérebro é estático em relação à cabeça do paciente. Estas aproximações foram tomadas em estudos anteriores [36] e foram consideradas razoáveis também neste projeto.

Podemos agora definir uma medida útil na sobreposição de duas superfícies, a soma do quadrado dos erros (RMSE, do inglês *root mean square error*), dada por E [46], e assume as unidades em que as superfícies estão descritas. Seja a nuvem de pontos fixa definida por $F = \{f_1, f_2, f_3, \dots, f_N\}$ e a nuvem de pontos móvel dada por $M = \{m_1, m_2, m_3, \dots, m_N\}$. A medida E passa então a ser definida da seguinte forma:

Equação 2

$$E = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\tau(m_i) - f_i)^2}$$

Sendo τ a transformada aplicada na nuvem de pontos móvel. Este erro representa a distância entre os pontos de uma nuvem e os pontos mais próximos da outra, depois da aplicação da transformada. Como a transformada consiste apenas em rotações e translações, podemos escrever:

Equação 3

$$E = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\mathbf{R}m_i + T - f_i)^2}$$

Sendo R a rotação e T a translação aplicadas aos pontos da nuvem M , torna-se necessário encontrar um algoritmo minimize este erro e devolva a respetiva matriz transformada.

2.2.6.1 Algoritmo ICP

O algoritmo ICP (do inglês *iterative closest point*) foi introduzido por Chen e Medioni [45] e Besl e MCKay [44], e tenta dar resposta ao seguinte problema: dadas duas superfícies representadas a três dimensões, podendo estas corresponder ou não geometricamente, calcular a rotação e translação que as alinhe de forma ótima.

Ao longo do tempo foram sendo publicadas muitas variações deste algoritmo, otimizando a sua resposta em diferentes ambientes e tipos de sensores de captura de volumes [47]. Na sua forma mais clássica, o algoritmo trabalha com seis graus de liberdade, três referentes ao movimento de translação e três referentes ao movimento de rotação.

As diferentes variações do algoritmo ICP podem ser divididas em seis etapas comuns [48]:

1. Seleção de um conjunto de pontos numa ou em ambas as superfícies. Consiste em etapas que filtram ruído e baixam a amostragem de pontos. A redução de amostragem

de pontos é tida como crítica, pois permite aumentar a precisão e eficiência do algoritmo.

2. Correspondência desses pontos na outra superfície. Este passo estabelece o critério com que são criados os pares de pontos entre as duas superfícies (Figura 28). O par de um determinado ponto pode corresponder ao ponto mais próximo deste na outra superfície (Figura 28a) [44], ao ponto mais perto da sua projeção na outra superfície (Figura 28b) [45], ao ponto mais perto da sua projeção na outra superfície segundo o ponto de vista da câmara que captou a superfície (Figura 28c) [49], entre outros critérios.

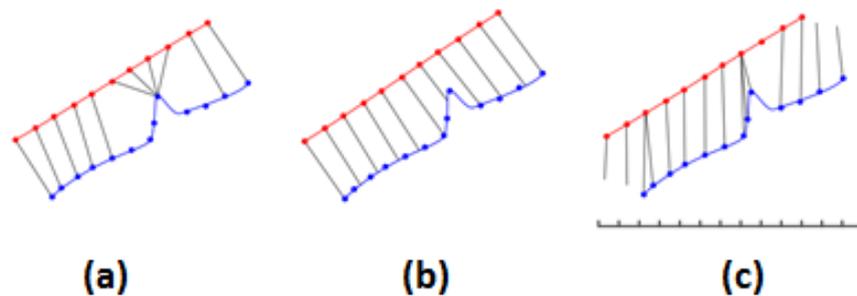


Figura 28 - Exemplos de diferentes opções de correspondência na presença de um pico de ruído: pontos mais próximos (a), ponto mais perto da sua projeção na outra superfície (b) e ponto mais perto da sua projeção na outra superfície segundo o ponto de vista da câmara que captou a superfície (c) (adaptado de [46]).

3. Avaliar a correspondência de pares de pontos, com base na distância entre os dois pontos, a coincidência de normais, entre outros critérios.
4. Rejeição de certos pares de pontos segundo determinados critérios. Estes podem ser baseados apenas nesse par de pontos (exemplo: distância entre pontos superior a um valor mínimo fixo) ou no conjunto total de pares (exemplo: exclusão dos pares de pontos que apresentem as maiores distâncias entre si). Por vezes pode optar-se por retirar pontos que sejam vértices ou que pertençam uma aresta de uma superfície (Figura 29).

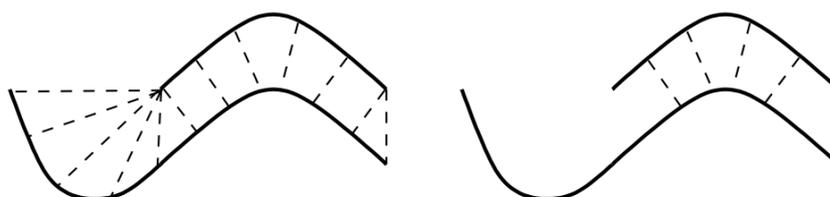


Figura 29 - Pontos nos limites das superfícies podem introduzir erros sistemáticos (a), enquanto a rejeição destes pontos elimina grande parte destas correspondências incorretas (b) (adaptado de [48]).

5. Atribuição de uma medida de erro baseada nos pares de pontos. Pode ser definida como a RMSE (consultar subcapítulo 2.2.6), denominada métrica ponto-a-ponto (do inglês *point-to-point*) ou pode ter em conta ainda as normais de cada ponto, passando a denominar-se métrica ponto-ao-plano (do inglês *point-to-plane*) [45]. Em ambas as métricas pode ainda ser avaliada a semelhança das cores de superfícies, quando disponíveis [50].

A formulação matemática da medida de erro na métrica ponto-a-ponto é dada pela Equação 3, enquanto que a métrica ponto-ao-plano baseia-se na soma das distâncias entre os pontos de uma superfície e os planos tangentes que contêm os pontos correspondentes. Esta métrica traduz-se matematicamente pela Equação 4, em que \vec{n}_i representa a normal ao plano tangente do ponto correspondente.

Equação 4

$$E = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [(\mathbf{R}m_i + T - p_i) \cdot \vec{n}_i]^2}$$

A métrica ponto-ao-plano permite o deslizamento entre superfícies durante o seu alinhamento [48], que pode ser um fator a ter em atenção.

6. Minimização da medida de erro. Este passo pode ser realizado calculando a medida de erro num conjunto de superfícies que diferem ligeiramente da inicial e, seleccionando a superfície que permite um resultado ótimo, repetir-se o processo [51]; gerando repetidamente um conjunto de pontos correspondentes usando a transformação atual, encontrando uma nova transformação que minimize a métrica de erro [45]; através de variações das opções anteriores recorrendo a extrapolação, que tem efeito positivo sobre a rapidez de convergência. Pode ainda fazer-se a minimização da medida de erro em partes da superfície seleccionadas aleatoriamente e ver qual apresenta melhor resultado [52].

O código encontra uma solução quando atinge um determinado número de iterações ou quando a medida do erro entre iterações estabiliza, devolvendo uma matriz que indica a rotação e translação que uma das superfícies terá de realizar para que se alinhe com a outra superfície.

3 Métodos

Neste capítulo será descrito todo o procedimento efetuado na realização do presente projeto, assim como os aspectos que se tiveram em conta na escolha das direções adotadas.

3.1 Kinect V2

Neste subcapítulo vão ser descritos os fatores que foram tidos em conta na escolha da posição onde a Kinect V2 seria fixada relativamente ao ClearPEM, na minimização do erro de captura dos volumes, na seleção dos parâmetros de reconstrução de volumes mais adequados, e por fim na aquisição dos volumes de forma periódica e automática.

3.1.1 Montagem da Kinect V2 no ClearPEM

Nesta etapa do projeto foi abordada a questão do posicionamento da câmara Kinect V2 durante o exame PET e o conseqüente impacto no volume captado pela mesma durante este exame. Foram tidas em conta várias opções, representadas na Figura 30.

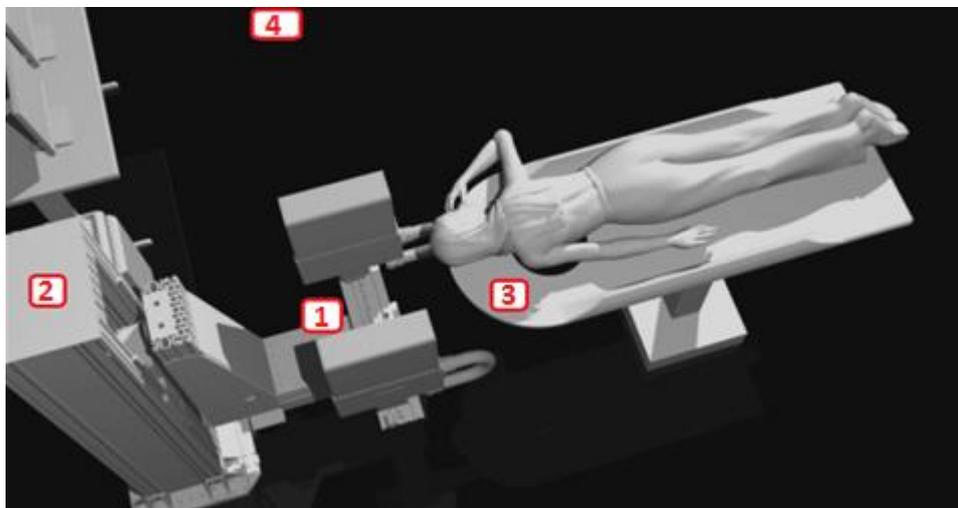


Figura 30 - Posições possíveis para colocar a Kinect V2.

A posição 1 corresponde à barra que conecta os dois sensores do ClearPEM; a posição 2 corresponde ao topo do suporte do ClearPEM; a posição 3 corresponde a uma possível montagem na cama do paciente, que suportaria a Kinect V2; e a posição 4 corresponde à fixação da Kinect V2 no teto, diretamente acima das placas do ClearPEM.

Os fatores considerados para cada posição foram os seguintes:

- Estabilidade: valor que indica o quanto imóvel a Kinect V2 se encontra em relação ao ClearPEM durante o exame. Um valor elevado é desejável, de forma a diminuir o erro nos dados captados e melhorar as hipóteses de um alinhamento correto entre os dados da Kinect V2 e os dados do ClearPEM.
- FOV: valor que indica a porção da cabeça do paciente que é captada pela Kinect V2 durante o exame. Um valor elevado é desejável, para que haja uma maior superfície de interesse registada e assim facilitar um correto alinhamento de superfícies.
- Permanência: valor que indica a possibilidade de manter a Kinect V2 fixa na respetiva posição, mesmo depois do exame. Um valor elevado é desejável para que não seja necessário calibrar o sistema sempre que este é montado.
- Distância mínima respeitada: valor que indica se a distância entre a Kinect V2 e o paciente é superior à distância mínima de captação da Kinect V2, que é de 0.5 metros. Um valor afirmativo é desejável para que não sejam necessárias modificações do *firmware*, *hardware* e *software* da Kinect V2 que permitam captar dados a uma profundidade menor que 0.5 metros. Este tipo de modificação já foi efetuado em [36], onde a inclusão da Kinect V2 dentro de um sistema tubular obrigava a Kinect V2 a operar a menos de 0.5m do paciente. Com a forma do *scanner* ClearPEM, este não é um requisito obrigatório. É de salientar que a atualização de *firmware* necessária para que a câmara consiga ler valores de profundidade inferiores a 0.5 metros já não se encontra disponível ao público, já que a *Microsoft* apenas a disponibilizou numa feira de tecnologia.
- Solidariedade com ClearPEM: valor que indica se a câmara Kinect V2 se movimenta ou não em relação aos detetores do sistema ClearPEM. Este valor pode ser positivo ou negativo, existindo vantagens e desvantagens em cada um dos casos. Concluiu-se contudo que um valor positivo seria mais vantajoso dado que permite ter visão sobre a cabeça do paciente durante todo o exame, mesmo que a região da cabeça observada varie consoante o ângulo das placas do ClearPEM. No caso de o valor ser negativo, o ângulo em relação ao paciente é sempre o mesmo, no entanto a imagem captada pela Kinect V2 pode ser parcial ou totalmente obstruída pelas cabeças detetoras em certos ângulos.

Estes parâmetros variam para cada posição, e foram cotados na Tabela 2.

Tabela 2 Cotação dos fatores considerados em função da posição.

	Estabilidade	FOV	Permanência	Distância mínima respeitada	Solidariedade com ClearPEM
1	Média	Elevado	Elevada	Sim	Sim
2	Elevada	Médio	Média	Não	Não
3	Baixa	Médio	Média	Sim	Não
4	Elevada	Médio	Elevada	Sim	Não

Como resultado da ponderação de todos os fatores para todas as posições, foi selecionada a posição 1. Esta apresentou todos os fatores desejáveis, com uma estabilidade que, embora não seja ótima devido a alguma instabilidade do suporte em que a Kinect V2 é colocada, é um problema que posteriormente poderá ser anulado com uma melhor fixação. Nesta posição a câmara captura a parte superior da cabeça do paciente (nuca, testa e nariz), que são indicadores fiéis da posição e orientação da cabeça, já que são pouco afetadas por expressões faciais [46]. Podemos observar em seguida uma imagem da Kinect V2 no que corresponde à posição 1 do esquema anterior, durante um teste com um fantoma.

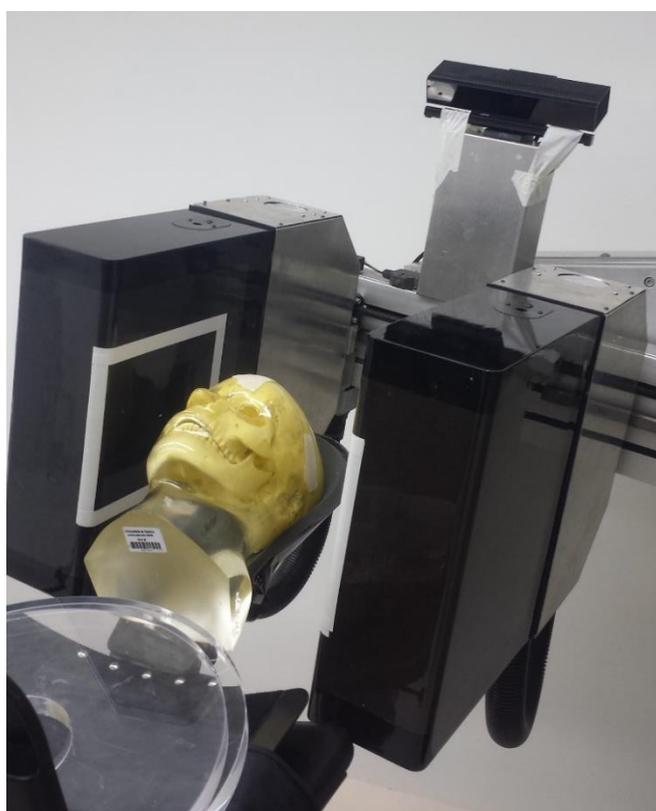


Figura 31 - ClearPEM a realizar um teste a um fantoma, observado pela Kinect V2.

É de notar que no decorrer deste projeto, na tentativa de diminuir o alcance mínimo de captação de dados da Kinect V2, foram utilizadas lentes infravermelhas posicionadas nos seus sensores IR que tinham como função diminuir a intensidade da radiação recebida pelos mesmos, de forma a não saturarem. O programa de *software* utilizado para adquirir dados foi também modificado. Apesar disto, a leitura de superfícies distanciadas menos de 0.5 metros do aparelho não foi possível devido a questões relacionadas com o *firmware*.

3.1.2 Aquisição automática

Na base do programa desenvolvido encontra-se o programa “KinectFusionExplorer-D2D” do SDK da Kinect V2. Construído em linguagem C++, permite visualizar a captura contínua em 3D, até 30 *frames* por segundo, tendo servido de alicerce à restante programação.

O desafio nesta fase passou por alterar o programa de modo a ser possível reconstruir e guardar as capturas 3D de forma periódica e automática durante o exame no detetor ClearPEM, sem necessidade de supervisão.

Com a reestruturação do programa o utilizador poderá definir o período de tempo durante o qual são efetuadas aquisições e o intervalo de tempo entre as mesmas. Enquanto o primeiro parâmetro pode assumir qualquer valor positivo, o segundo tem um limite mínimo que representa o tempo que o computador despende a processar a captura, a guardá-la e a estar novamente pronto a adquirir, uma vez que a aquisição de dados é suspensa enquanto se está a guardar. Num computador de desempenho médio este valor assumiu o valor de aproximadamente oito segundos. Com o intuito de auxiliar o tratamento de dados, os ficheiros guardados contêm no seu nome informação temporal, em segundos, sobre o momento em que foram adquiridos.

Os parâmetros de reconstrução de volumes podem ser alterados livremente antes ou durante o procedimento de aquisição dos volumes.

3.1.3 Minimização do erro de captura

Nesta fase procurou-se controlar os fatores que influenciam a variação do erro na captação de volumes pela Kinect V2, apresentados no subcapítulo 2.2.3.

Uma vez que o ruído dos volumes captados pela Kinect V2 apresenta maior estabilidade a partir das três horas de funcionamento [40], considerou-se vantajoso ligar a Kinect V2 antecipadamente.

Com a posição da Kinect V2 escolhida em 3.1.1, o paciente e as placas do ClearPEM encontrar-se-ão a uma distância de 0.6 a 1.2 metros, não podendo ser considerado um intervalo de distâncias de captura ótimo no que toca à minimização do ruído (consultar subcapítulo 2.2.3.2).

Os melhores resultados relativos à variação do erro entre pixéis são assegurados quando a região de interesse (cabeça do paciente e placas ClearPEM) se encontra no centro do FOV da Kinect V2, o que foi possível concretizar.

3.1.4 Parâmetros de reconstrução

Relativamente aos parâmetros abordados no subcapítulo 2.2.4, os dados foram guardados no tipo de ficheiros 'PLY'. A captura de cor concluiu-se ser dispensável, já que aumenta o tamanho do ficheiro sem nenhuma vantagem clara no tratamento de dados. Como os movimentos efetuados pelas placas do ClearPEM são contínuos e relativamente lentos, e uma vez que o paciente está em posição de relaxamento (não efetuando movimentos bruscos com a cabeça) a quantidade máxima de *frames* integrados foi aumentada para 300 com o objetivo de diminuir o ruído. Quanto ao número máximo de *voxels*, foram estudadas duas possibilidades durante todo o processamento dos volumes: 384 e 640.

3.2 Conversão de ficheiros

3.2.1 PLY

A Kinect v2 guarda os volumes de dados diretamente em formato 'PLY', enquanto os ficheiros de saída do aparelho TAC e PET se encontram em formato 'Interfile' [43]. Isto leva a que por vezes as superfícies extraídas dos volumes de dados da TAC e da PET tenham de ser convertidas para 'PLY', de modo a ser possível o acesso a ferramentas de *software* MATLAB® dedicadas à manipulação deste tipo de ficheiros.

Para converter a superfície externa da cabeça do paciente proveniente do exame de TAC numa nuvem tridimensional de pontos, foi criado um programa em linguagem IDL (*Interactive Data Language*) capaz de transformar ficheiros gerados pelo aparelho TAC (volumes tomográficos da cabeça do paciente) em ficheiros de extensão 'PLY'. Para além de converter os ficheiros, o programa vai também redimensionar os volumes de TAC para a escala real tendo em conta os diferentes tamanhos dos *voxels* segundo as três direções *X*, *Y*, e *Z*. O programa consegue ainda receber superfícies descritas por polígonos de número de vértices variável. Esta

é uma característica necessária já que as superfícies da TAC contêm polígonos normalmente de três a seis vértices.

O código teve de ser modificado para que o MATLAB conseguisse ler os ficheiros ‘PLY’ criados (embora outros programas de visualização de volumes fossem capazes de os ler). Estas alterações consistiram na eliminação dos espaçamentos e parágrafos entre linhas nos ficheiros de saída.

3.2.2 PointCloud

Os ficheiros ‘PointCloud’ ou “Nuvem de Pontos” são utilizados para descrever e medir superfícies do mundo real [53]. Através da função ‘pcread’ [54] do MATLAB é possível extrair a respetiva nuvem de pontos de cada ficheiro ‘PLY’, sendo que este tipo de ficheiro pode ter origem diretamente da Kinect V2 ou da conversão das superfícies geradas a partir dos volumes de dados obtidos pelos exames PET e TAC. Depois da informação se encontrar no formato ‘PointCloud’, o MATLAB dispõe de várias ferramentas para processamento dos volumes, alinhamento das superfícies, entre outras opções, disponibilizadas numa *toolbox* do MATLAB [55].

3.2.3 Interfile

Os ficheiros ‘Interfile’ foram criados com o objetivo de armazenar informação imagiológica em medicina nuclear. Estes são constituídos por dois ficheiros, sendo um o cabeçalho que contém informações acerca da dimensão, características, identificação e histórico de processamento dos dados guardados. Por sua vez, o outro o ficheiro, denominado ficheiro de imagem, armazena os dados propriamente ditos, que estão guardados segundo as indicações do ficheiro cabeçalho [43].

3.3 Pré-processamento

Para que a implementação dos algoritmos de convergência de superfícies seja mais rápida e o seu erro final seja minimizado, é aconselhado um pré-processamento dos volumes de dados [44].

3.3.1 Diminuição do número de pontos

Esta etapa do pré-processamento tem como primeiro passo uma diminuição da porcentagem do número de pontos em cada superfície. Este passo leva a que todo o processamento posterior seja acelerado, sem perda de convergência entre amostras. É possível ver-se na Figura 32 um exemplo da sua aplicação, reduzindo o número total de pontos da superfície em 97.7%, mantendo ainda assim a sua forma original.

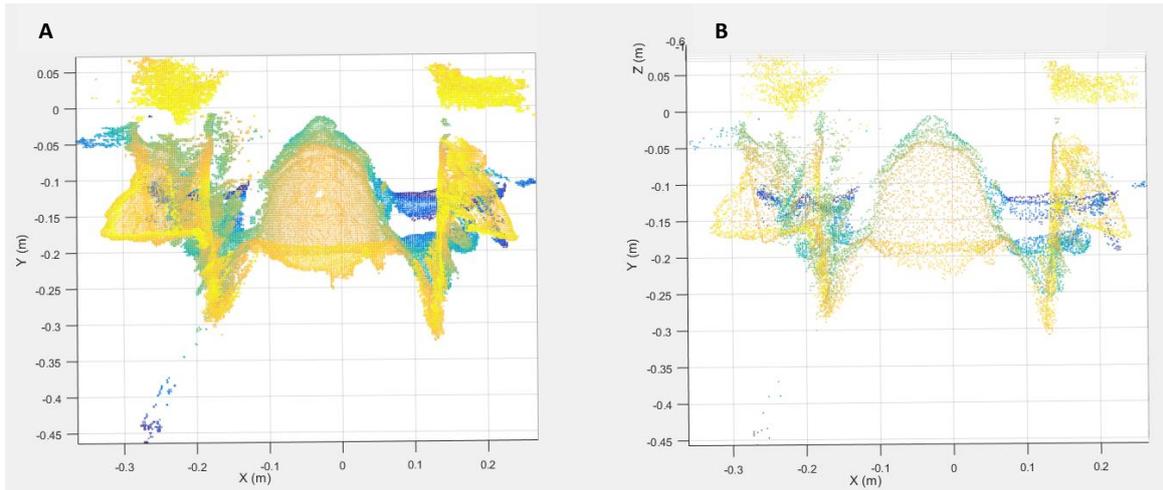


Figura 32 - Exemplo do efeito da redução do número de pontos. Em (A) está a nuvem de pontos inicial, com 740 853 pontos, e em (B) está a nuvem de pontos inicial depois de sofrer uma redução de pontos, ficando com 16 384 pontos.

Para este efeito foi utilizada uma função pré-definida do MATLAB. Com os parâmetros escolhidos para esta função é criada uma grelha não-uniforme com pontos da superfície no seu interior, e escolhido apenas um desses pontos, de forma aleatória, eliminando os outros. O número de pontos é 6 por predefinição.

Durante o processo de redução do número de pontos foi também definido que fossem gerados os vetores normais de cada ponto da superfície. A existência destes valores permite mais opções no alinhamento de superfícies, que serão explicadas em maior detalhe no subcapítulo da implementação do algoritmo ICP.

3.3.2 Remoção de ruído

O procedimento utilizado para remoção de pontos considera como ruído um ou mais pontos que apresentem uma distância média, relativamente a um número de vizinhos, superior a um valor definível. Ao testar variações destes dois parâmetros, o número de vizinhos considerados e a distância média permitida, verificou-se possível não só a remoção individual de pontos

afastados da superfície, como também de agrupamentos de pontos, tendo para isso de ser aumentado o número de vizinhos considerados e diminuir a distância média permitida. Dada a continuidade das superfícies adquiridas considerou-se seguro remover grupos de pontos isolados da restante superfície.

A remoção de pontos individuais demonstrou-se apropriada para a diminuição de ruído junto às placas da cabeça detetora do ClearPEM, sendo que a remoção de grupos de pontos ruidosos nesta zona leva a que se percam pontos que definem a superfície das placas. Para a remoção de ruído na zona próxima à cabeça do paciente e do suporte também recorreu-se a ambos os tipos de remoção de ruído.

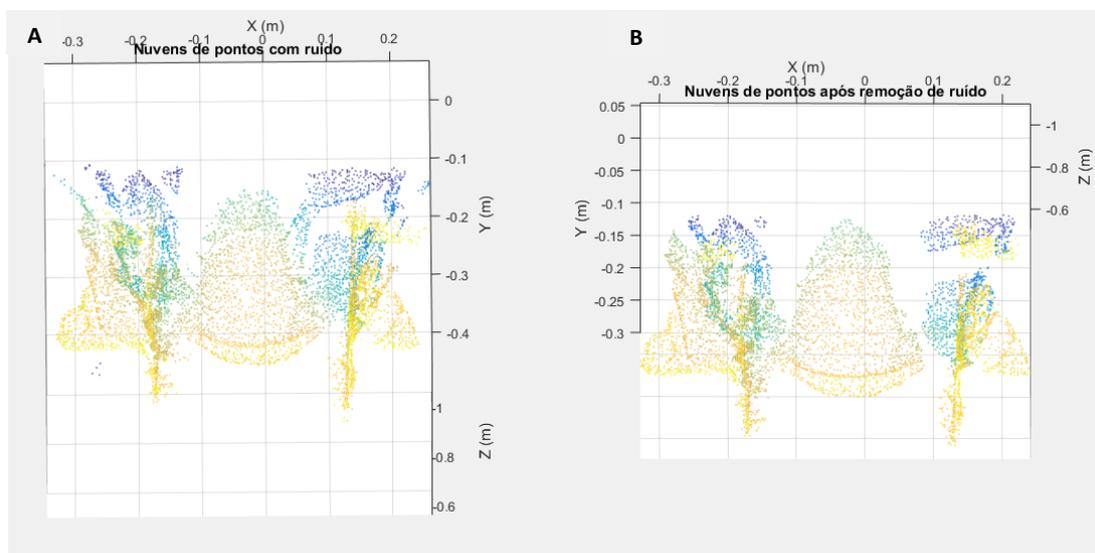


Figura 33 - Exemplo do efeito da redução de ruído. Em (A) está a imagem da superfície antes da remoção de ruído, e em (B) após a remoção de ruído.

Na Figura 33 é possível observar que a informação que descreve a cabeça do paciente é preservada, assim como a forma planar das placas. Pode-se também observar que vários pontos e grupos de pontos ruidosos são eliminados.

De notar que se tentou eliminar pontos ruidosos recorrendo a outros métodos, como a divisão de todo o volume em blocos iguais, eliminando os blocos com menor número de pontos. Estas alternativas não superaram, contudo, o desempenho do método supracitado.

3.3.3 Alinhamento inicial

Verificou-se que, de acordo com a literatura, um bom alinhamento inicial é importante para o resultado final do alinhamento [48]. Existem variados métodos para gerar um alinhamento

inicial, seja por indexação de características da superfície [56], cálculo dos eixos principais de *scan* [57], procura exaustiva de pontos correspondentes [58], entre outros. Contudo, como o sistema Kinect V2 – ClearPEM é fixo e as condições em que são captadas as superfícies são bem conhecidas, optou-se por criar um método que estimasse o alinhamento inicial.

Para estimar a posição inicial do conjunto cabeça – suporte, começou-se pelo pré-processamento usual, no qual foi dada especial atenção à remoção de ruído. As placas do ClearPEM foram depois removidas da superfície e o conjunto cabeça – suporte foi centrado na origem do referencial. Com este procedimento torna-se possível estimar, de grosso modo, a posição da cabeça – suporte de forma automática, verificando-se um melhor alinhamento inicial entre as duas superfícies. Verificou-se que o ruído existente entre a cabeça do paciente e as placas influencia negativamente a estimativa da posição inicial.

Se para fazer convergir as duas superfícies for necessário efetuar uma translação e/ou uma rotação demasiado elevada, o alinhamento final pode coincidir com um mínimo local e não com um mínimo global [44]. Foram tidos como referência os valores máximos de translação de 10 cm e de rotação de 10° [47]. Se as duas superfícies se encontrarem dentro deste intervalo de desfasamento, o algoritmo implementado apresenta resultados mais consistentes e uma taxa de sucesso mais elevada.

Na Figura 34 pode-se ver um exemplo da aplicação do algoritmo de alinhamento de superfícies, com um alinhamento inicial que exigiu uma translação e rotação menor que 10 cm e 10 graus, respetivamente. Concretamente neste exemplo registou-se uma translação total de 3.95 cm e uma rotação total de 4.35 graus.

3.4 Aplicação do algoritmo ICP

Para aplicar o algoritmo ICP foram testados dois algoritmos ICP, ambos derivados da aplicação clássica do algoritmo ICP original [44] [45]. Foram testadas a função pré-definida do MATLAB e uma outra variante do algoritmo ICP desenvolvida por Kroon em [59]. Ambas as funções aplicam apenas transformações rígidas, que são o pretendido para o nosso estudo.

Para além das duas superfícies a alinhar, a função pré-definida do MATLAB pode ainda receber opções adicionais. Estas opções foram estudadas e testadas e observou-se o seu efeito no alinhamento, inclusivamente no parâmetro RMSE utilizado na métrica ponto-a-ponto (abordada em 2.2.6 e 2.2.6.1, respetivamente). Esta variável corresponde ao erro entre as duas nuvens de pontos, definido como a distância euclidiana entre as duas nuvens alinhadas. Na minimização do erro de alinhamento entre duas superfícies existem duas opções disponíveis

nesta função: ponto-a-ponto e ponto-ao-plano. Na implementação da função que alinha as superfícies foi escolhida a abordagem ponto-ao-plano (onde são utilizadas as normais dos pontos e por isso foram calculadas na fase de pré-processamento) para comparar as distâncias entre superfícies. Este tipo de aproximação leva, em média, a uma diminuição do erro em 20% no alinhamento final [47].

Quanto à variante do algoritmo ICP introduzida por Koon [59], demonstrou ser mais eficaz quando para alinhar as duas superfícies não era necessária uma rotação considerável, baseando-se a transformação maioritariamente numa translação. Para cada caso em que existiu a necessidade de alinhar superfícies, as duas aproximações foram testadas, optando-se pela que apresentava resultados mais consistentes e corretos.

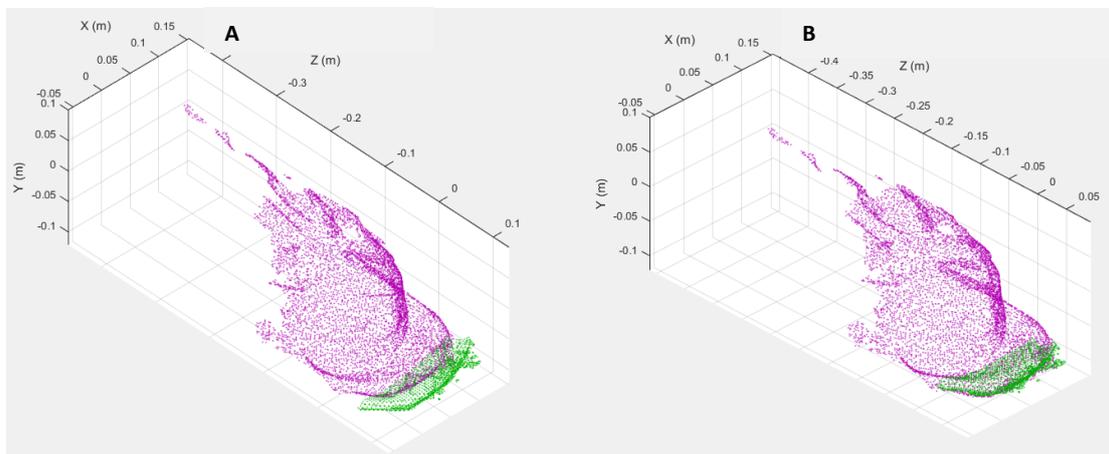


Figura 34 - Exemplo de aplicação do algoritmo de alinhamento de superfícies. Pode ver-se a cabeça e o suporte (a roxo) e apenas o suporte (a verde). Desalinhadas à esquerda, as duas superfícies encontram-se alinhadas à direita.

Podemos ver na Figura 34 o alinhamento entre a superfície que descreve a parte superior do suporte, a verde, e outra superfície composta pelo topo da cabeça do fantoma e suporte, a roxo. Neste alinhamento a medida de erro RMSE entre as superfícies, explicada em 2.2.6, passou de 0.01781m a 0.0037 m.

3.5 Alinhamento TAC - Kinect V2

Está presente na Figura 35 o resultado do exame TAC realizado no ICNAS a um fantoma, em várias perspetivas.

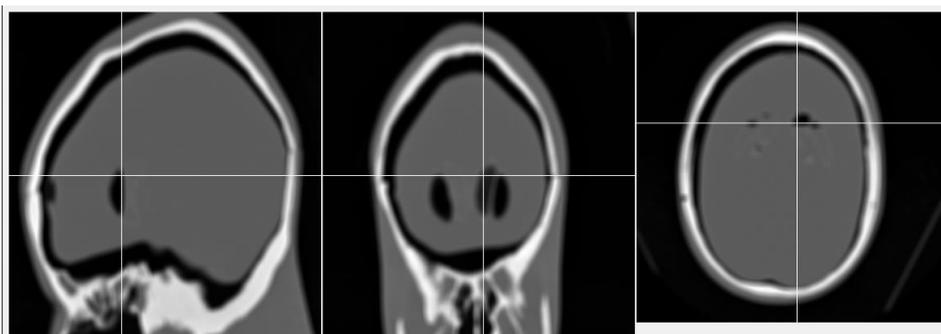


Figura 35 - Perspetiva sagital, coronal e transaxial (da esquerda para a direita) de um exame TAC a um fantoma realizado no ICNAS, Coimbra.

Inicialmente pretendia-se colocar um sensor Kinect V2 a adquirir dados sobre o paciente durante o exame PET e outro a adquirir durante o exame TAC. Contudo, verificou-se que colocar apenas uma Kinect V2 no ClearPEM, e alinhar os respetivos exames PET e TAC com a superfície gerada pela Kinect V2 produzia resultados muito semelhantes. Assim, o trabalho abordado neste subcapítulo refere-se ao alinhamento das superfícies captadas pela Kinect V2 durante o exame no ClearPEM e os resultados do exame TAC.

Através da utilização de uma rotina em *software* IDL criada por Nuno Ferreira [60] com o objetivo de extrair a superfície exterior de um volume de dados, foi possível obter a superfície exterior da cabeça do paciente a partir dos dados do exame TAC. Desta forma obteve-se uma superfície descrita a partir dos ficheiros da TAC que corresponde aproximadamente à superfície descrita na Kinect V2, captada durante o exame no ClearPEM.

Depois das superfícies descritas no parágrafo anterior serem colocadas à escala real e pré-processadas pelos métodos descritos em 3.3, a superfície do exame TAC tem ainda de ser selecionada. Pretende-se aqui que fique apenas a superfície coincidente com a superfície captada pela Kinect V2. Desta forma pontos não descritos na superfície gerada pela Kinect V2, como os de trás da cabeça e da base, serão removidos. Esta zona comum está representada na Figura 36.

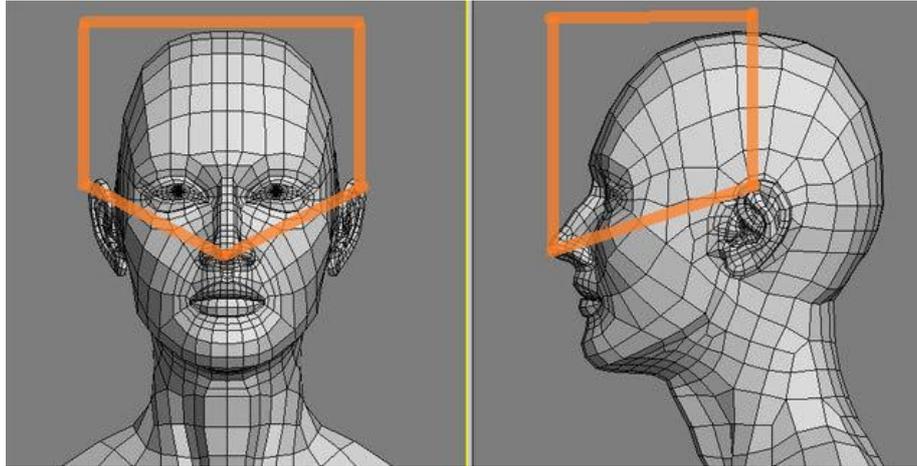


Figura 36 - Esquema da cabeça com as zonas captadas com clareza pela kinect V2 marcadas a laranja (adaptado de [61]).

Nesta fase as superfícies estão prontas para serem alinhadas, utilizando-se para isso uma variante do algoritmo ICP [59]. Embora mais exigente computacionalmente, esta implementação permitiu obter melhores resultados que a função pré-definida do MATLAB, apresentando um menor erro nos alinhamentos entre as superfícies da Kinect V2 e dos exames TAC.

3.6 Correção da posição do paciente

Este objetivo surgiu durante o decurso do projeto e foi visto como uma mais-valia para o exame ClearPEM que não exigiria mais recursos, apenas tratamento de dados. A ideia baseou-se no desenvolvimento de *software* que, com acesso a uma superfície 3D captada pela Kinect V2, seja capaz de confirmar se o paciente está ou não posicionado corretamente para a realização do exame PET. Esta ferramenta torna-se especialmente importante já que o exame neurológico não pode ser realizado na mesa onde se realiza a mamografia PET, tendo de se recorrer a uma mesa móvel perpendicular a esta, sendo difícil garantir se a posição da cabeça está totalmente no FOV da câmara ClearPEM. De notar também que o movimento das partes robóticas que suportam as cabeças de deteção do aparelho ClearPEM não está automatizado para um exame ao cérebro, pelo que inicialmente a máquina terá de ser operada em modo manual durante o exame.

Surge então a necessidade de perceber, antes de se iniciar o exame, se a cabeça do paciente se encontra no FOV, definido pela região do espaço que o ClearPEM consegue analisar e, adicionalmente, perceber se as placas do ClearPEM ao rodarem em torno da cabeça do paciente não vão tocar nem no paciente nem no respetivo suporte.

Este programa tem como elementos de entrada um ficheiro de volume de extensão “PLY”, captado pela Kinect V2 sobre o paciente/fantoma no início de um exame no ClearPEM. É um requisito que as placas estejam na vertical no momento em que é captada a imagem 3D. Um exemplo de um ficheiro de entrada pode ser visualizado na Figura 37.

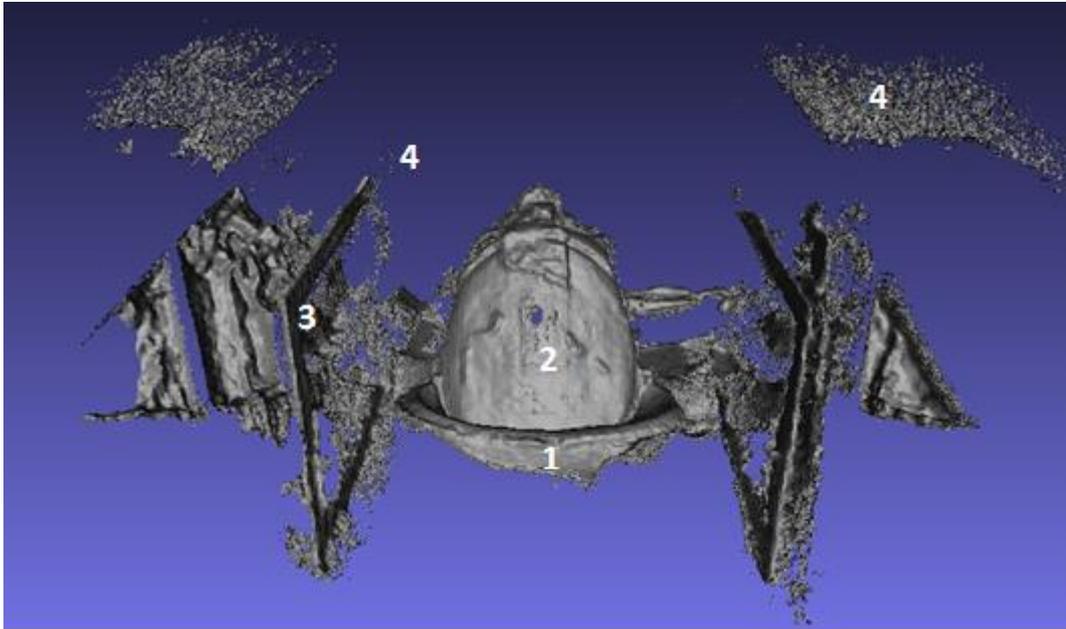


Figura 37 - Volume captado pela Kinect V2 com as placas a 0 graus de inclinação. Os elementos apresentados na figura são: 1) suporte 2) fantoma 3) placas ClearPEM 4) zonas ruidosas.

O volume total é importado para o MATLAB e convertido para um ficheiro do tipo ‘PointCloud’.

3.6.1 Alinhamento com suporte

Para se criar uma zona de referência no volume da Figura 37, é importado um ficheiro padrão que descreve a parte de trás do suporte (elemento 1 na Figura 37). Ambas as superfícies, após sofrerem o pré-processamento descrito em 3.3, são alinhadas implementando a variação do algoritmo ICP [59]. Com a realização deste alinhamento, é possível conhecer as coordenadas desta porção do suporte no volume total da Figura 38. Isto permite delimitar, previamente e de grosso modo, a região do espaço em que se encontra a cabeça do paciente, evitando zonas que ainda possam apresentar ruído.

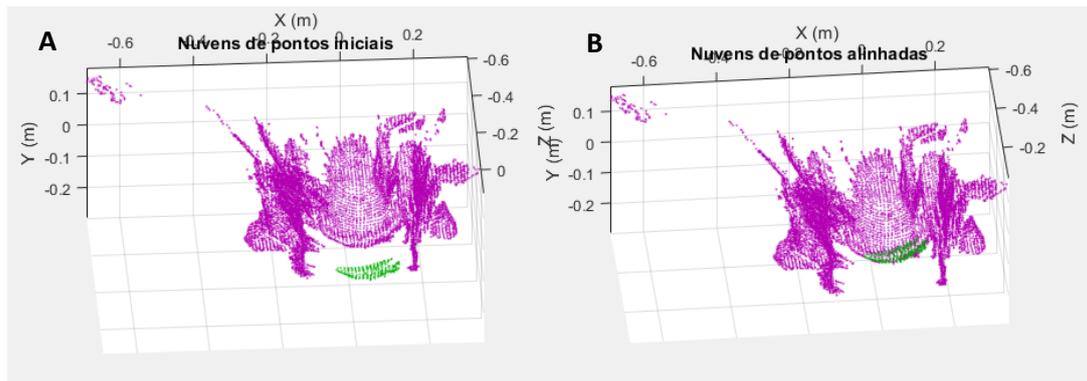


Figura 38 - Superfície total (a roxo) e superfície do suporte (a verde). Encontram-se desalinhadas em (A) e alinhadas em (B), depois de aplicada um algoritmo variante do ICP.

3.6.2 Detecção e localização das placas do ClearPEM

Para identificar as placas do ClearPEM no volume total aproveitou-se o facto de estas apresentarem elevada densidade nos planos perpendiculares ao eixo das abcissas. Explorou-se ainda outros critérios, como os ângulos retos formados pela interseção do plano superior e lateral das placas. Optou-se contudo pela escolha do critério da elevada densidade planar por ser mais facilmente identificável, mais consistente de volume para volume e por sofrer um menor impacto na presença de ruído.

Com o objetivo de implementar a solução escolhida utilizou-se uma função do MATLAB para encontrar um plano de determinada espessura (por exemplo, dois centímetros) perpendicular ao eixo das abcissas, com a maior densidade planar presente num determinado volume. Dividindo o volume em dois, faz-se o ajuste a cada uma das placas. Esta função usa o algoritmo *M-estimator Sample Consensus* (MSAC) para identificar o plano [62]. Pode observar-se na Figura 39 as porções da superfície da Figura 38 que definem as placas do aparelho ClearPEM.

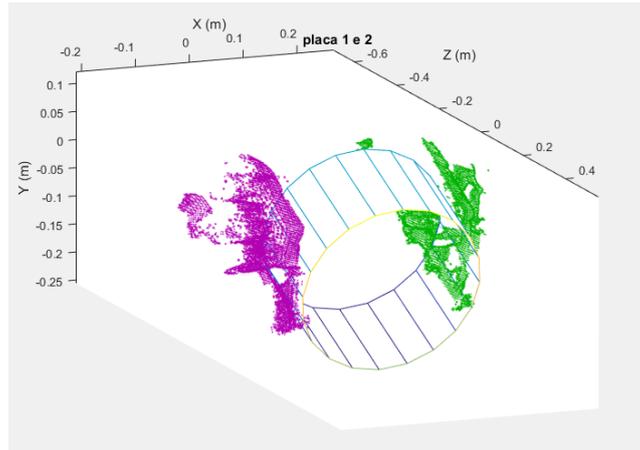


Figura 39 - Representação da superfície das cabeças de detecção do ClearPEM e do respectivo cilindro formado pela rotação das placas

Para chegar à distância entre as duas placas foi calculada a média da componente x de todos os pontos, em cada placa. Como as placas se encontram perpendiculares ao eixo dos x , foi apenas necessário subtrair os valores das componentes x para obter a distância entre placas.

Foi também definido um volume cilíndrico que representa o volume deixado livre pela rotação das cabeças de detecção do ClearPEM Figura 39.

3.6.3 Delimitação do suporte e cabeça

Com os dados das posições das placas encontrados anteriormente é possível definir o volume que descreve o que se encontra dentro das placas, exemplificado na Figura 40. Foi também eliminado neste novo volume uma margem junto às placas, em que é usual a existência de ruído. Esta margem foi definida com o valor de 2 centímetros.

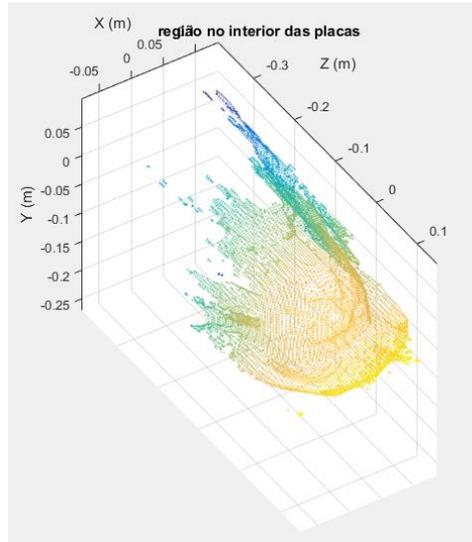


Figura 40 - Representação da superfície no interior do cilindro definido pelas placas, relativamente à superfície captada pela Kinect V2 durante um exame realizado no ClearPEM a um fantoma.

O desafio nesta fase consistiu em construir o menor volume cilíndrico possível que delimitasse a cabeça do paciente e outro que delimitasse o conjunto suporte - cabeça do paciente. O primeiro permitirá confirmar se a cabeça se encontra no FOV do ClearPEM, e o segundo se as cabeças detetoras do ClearPEM entrarão em contacto com o conjunto suporte - cabeça do paciente ao rodarem. Para construir estes volumes foram determinados os valores extremos de cada componente para a cabeça e para o suporte (Figura 41).

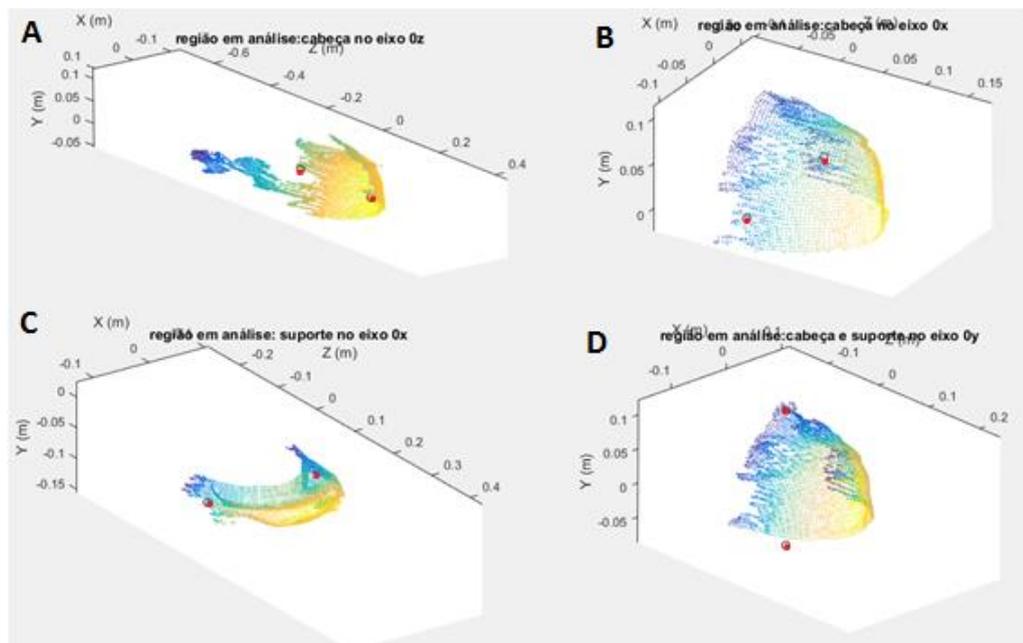


Figura 41 - Diferentes porções de volume analisados segundo diferentes eixos, com os respetivos extremos assinalados com círculos vermelhos. Em (A) determinaram-se os limites da cabeça segundo o eixo Oz, em (B) os limites da cabeça no eixo Ox, em (C) os limites do suporte no eixo Ox e em (D) o limite máximo da cabeça e o limite mínimo do suporte.

Por algumas partes da cabeça e do suporte se encontrarem ocultadas do FOV da Kinect V2 nesta posição de captação, alguns extremos tiveram de ser calculados indiretamente, como é o caso do mínimo da cabeça no eixo 0x, representado na Figura 41A, e do mínimo do suporte no eixo 0y, representado na Figura 41D.

Com todos os pontos extremos determinados segundo cada eixo para a cabeça e para o suporte, é possível definir o volume ocupado pela cabeça (Figura 42A) e pelo conjunto formado pelo conjunto cabeça - suporte (Figura 42B).

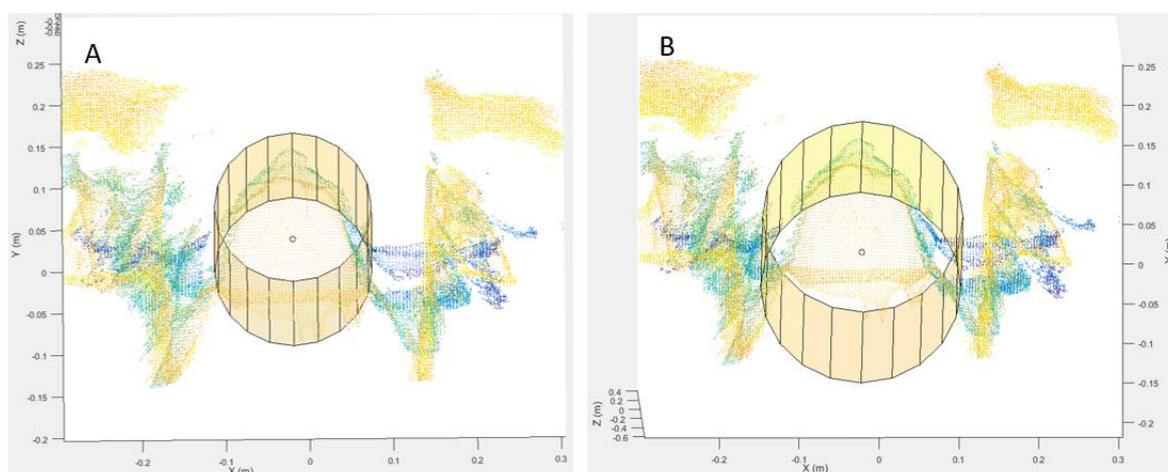


Figura 42 - Cilindro representante do volume ocupado pela cabeça (A) e do volume ocupado pelo conjunto cabeça - suporte (B).

3.6.4 Comparação de volumes cilíndricos

Para comparar o volume ocupado pelo conjunto cabeça - suporte (Figura 42B) com o volume definido pela rotação das placas do ClearPEM (Figura 39), procedeu-se à análise dos dois volumes.

No que respeita à distância entre os dois volumes, estas foram analisadas nos eixos x e y , uma vez que no eixo z nunca se verifica conflito entre o conjunto paciente – suporte e as placas detetoras. Através destes dados o utilizador poderá conhecer as distâncias entre os dois volumes para cada eixo, e o valor da correção necessária a aplicar na posição do conjunto suporte – paciente se estes se interceptarem em algum eixo.

Embora os extremos da superfície da cabeça sejam conhecidos, não foi possível comparar com o volume do FOV do ClearPEM por falta de dados relativos ao exame realizado no ClearPEM.

3.7 Alinhamento PET – Kinect V2

Está presente na Figura 43 o resultado do exame PET realizado no ClearPEM a um fantoma, em várias perspectivas.

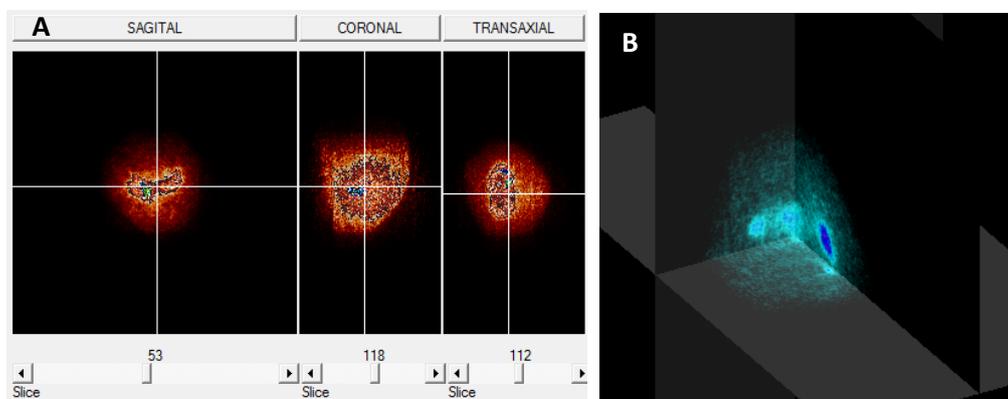


Figura 43 – Resultado de um exame realizado no scanner ClearPEM a um fantoma, no ICNAS. Em (A) pode ter-se uma perspectiva sagital, coronal e transaxial, e em (B) uma outra perspectiva com a representação de três fatias do volume de dados representadas em simultâneo. Ambas as visualizações foram realizadas em software IDL.

Para efetuar o alinhamento entre as superfícies captadas pela Kinect V2 e os volumes tomográficos PET considerou-se que o procedimento mais viável baseava-se na utilização de um conjunto de fontes pontuais, observadas quer em PET quer com a Kinect V2. Deste modo, é possível uma calibração espacial do sistema. Como a Kinect V2 se encontra fixa relativamente as cabeças de deteção do ClearPEM (consultar subcapítulo 3.1.1), apenas seria necessária uma calibração inicial para colocar os dados dos dois instrumentos no mesmo referencial espacial. Esta calibração consistiria assim na deteção de pelo menos três fontes pontuais em diferentes posições segundo os eixos x , y e z , dadas pelos dois aparelhos, garantindo assim que a posição e a escala do FOV do ClearPEM fica determinada.

Esta foi a opção de alinhamento encontrada que melhor se adaptou às condições do sistema, já que os dados fornecidos pelo exame do ClearPEM, ao contrário do exame TAC, não fornecem informações de forma consistente sobre a estrutura da cabeça do paciente que permitam o alinhamento entre superfícies exteriores.

Através dos dados resultantes do exame no ClearPEM a um fantoma (sem observação da Kinect V2) foi possível retirar a superfície exterior do FOV do ClearPEM para uma dada distância entre as cabeças detetoras. Para extrair esta superfície utilizou-se a mesma rotina em IDL que fora utilizada anteriormente na extração da superfície exterior da cabeça do paciente no exame TAC (consultar subcapítulo 3.5). Com as placas a uma distância fixa uma da outra,

o FOV apresentou uma forma cilíndrica com um diâmetro de aproximadamente 20 cm e um comprimento de 10 cm (Figura 44).

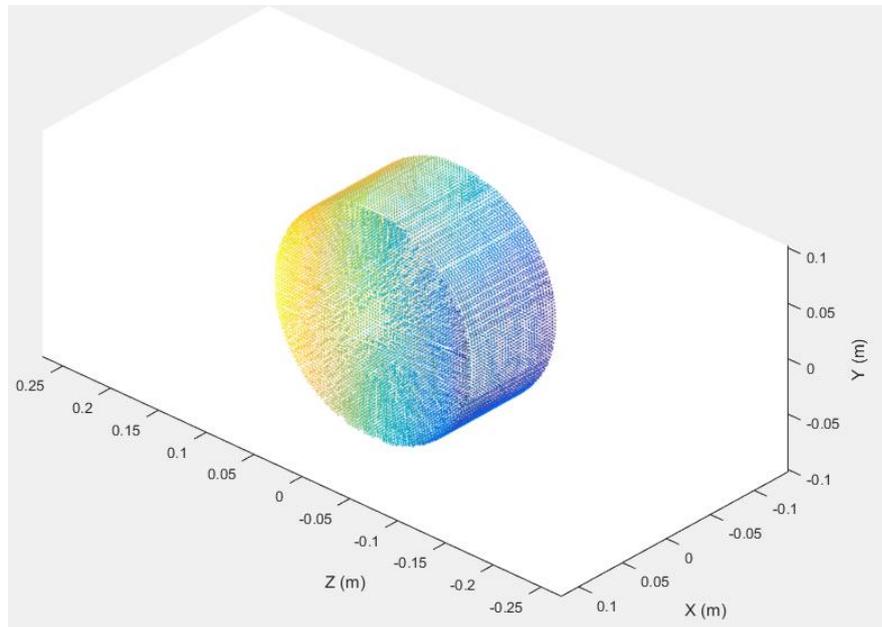


Figura 44 - FOV de um exame PET realizado no Clear PEM a um fantoma, para uma distância fixa entre placas

Do processo de calibração espacial entre os dados da Kinect V2 e os do ClearPEM resulta uma sobreposição dos dois volumes de dados. Exemplifica-se na Figura 45 um possível alinhamento, efetuado sem calibração, entre o cilindro que define o FOV do ClearPEM e a superfície captada pela Kinect V2.

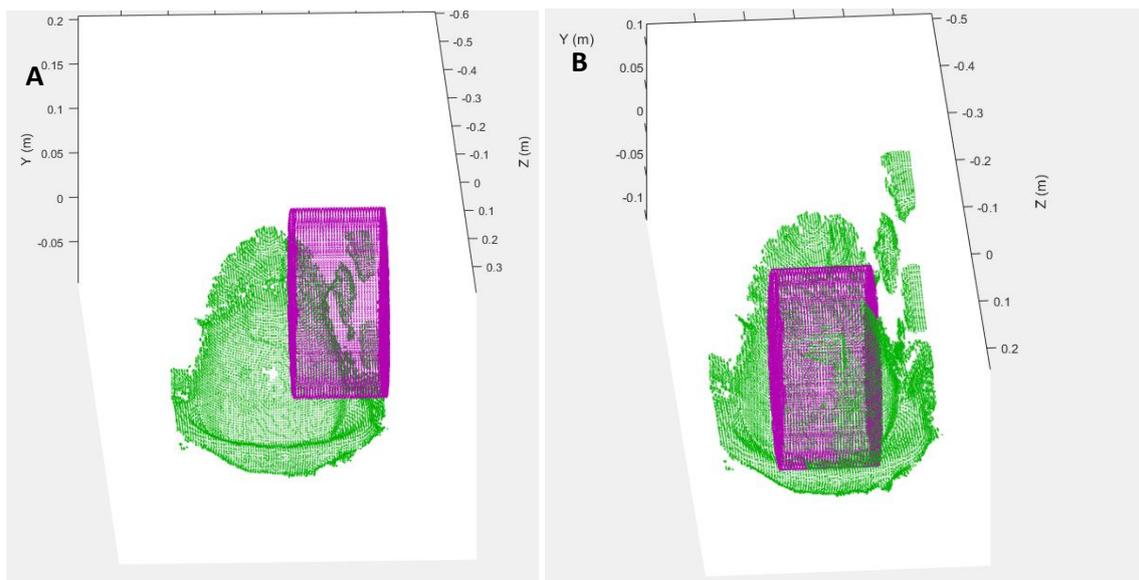


Figura 45 - Exemplo de um possível alinhamento entre o cilindro que define o FOV do exame realizado a um fantoma no ClearPEM (a roxo) e a superfície da cabeça do paciente, captada pela Kinect V2 (a verde). Encontram-se na posição inicial em (A) e alinhados manualmente e sem calibração em (B).

Depois de efetuada a calibração, seria conhecida a transformação necessária para colocar o cilindro que define o FOV do exame PET no referencial da Kinect V2, assim como todos os cortes do volume da PET, que seriam automaticamente registados aplicando a mesma transformação.

3.8 Alinhamento PET/CT

Depois dos exames PET e TAC estarem alinhados com a superfície gerada pela Kinect V2, o alinhamento entre os dois exames estará automaticamente concluído, sendo apenas necessário representar ambos volumes de dados no mesmo referencial espacial. De notar que as transformações rígidas efetuadas nos dados da Kinect V2, do exame PET e do exame TAC são conhecidas, sendo por isso possível colocar todos no mesmo referencial sem que haja necessidade de cálculos adicionais.

Para a representação dos volumes de dados das modalidades PET e CT, foi encontrada uma ferramenta disponível no MATLAB dedicada ao correção de modalidades médicas [63] que utiliza funções dedicadas à visualização de imagens tridimensionais, em várias perspetivas. A partir desta ferramenta foi então criada e proposta uma função simples que permite a visualização de planos das duas modalidades a alinhar em simultâneo (Figura 46), permitindo comparar visualmente os alinhamentos (Figura 47).

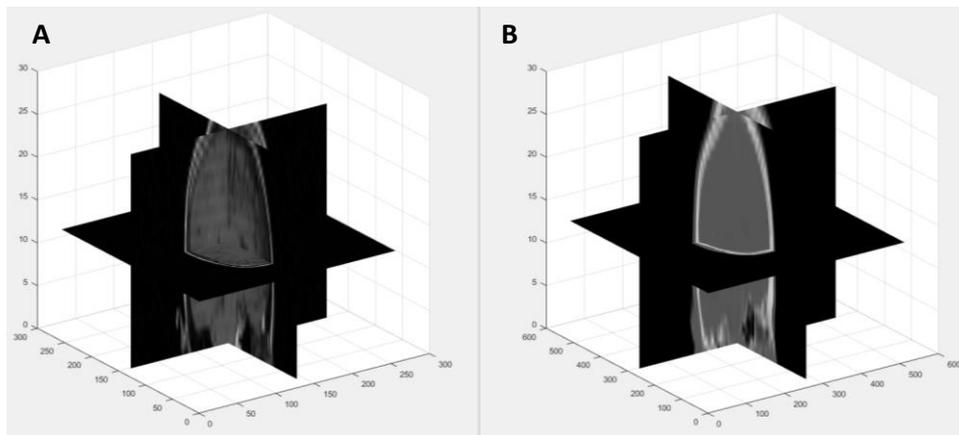


Figura 46 - Exemplo de representação de três planos perpendiculares num exame MRI (A) e num exame TAC (B). Pretende-se neste exemplo ilustrar uma das ferramentas de visualização disponíveis para efeito de correção.

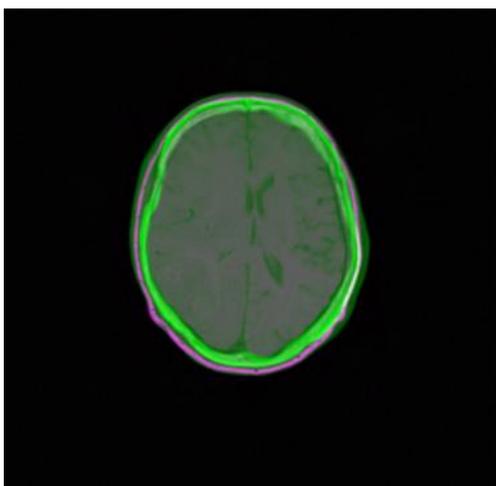


Figura 47 - Visualização do efeito do alinhamento entre as modalidades CT e MRI, quando aplicado a dois planos correspondentes. Este é outro exemplo das ferramentas de visualização disponíveis para efeito de correção.

4 Resultados

Serão descritos neste capítulo os resultados finais mais relevantes das várias etapas em que foi possível levar a cabo os procedimentos práticos, nomeadamente os resultados obtidos na correção da posição do paciente e das etapas do alinhamento entre a superfície captada pela Kinect V2 e os dados da TAC. No alinhamento entre os volumes de dados da PET e a superfície dada pela Kinect V2, assim como no posterior alinhamento entre a PET e a TAC, não foi possível alcançar resultados práticos dado que os dados do exame realizado no ClearPEM, no ICNAS, não foram possíveis de reconstruir em tempo útil.

4.1 Correção da posição do paciente

Os algoritmos de correção da posição do paciente foram testados em dez volumes no total: cinco volumes recolhidos com uma resolução de 384 *voxels* por metro quadrado (vpm) e cinco com 640 vpm. Nestes dez volumes a posição da Kinect V2, do ClearPEM e do conjunto fantoma - suporte foi sempre mantida fixa, e não foi efetuada qualquer rotação entre captações com a Kinect V2. Com este estudo de reprodutibilidade das medidas foi possível estudar a variância dos resultados obtidos com a aplicação do algoritmo nas diversas amostras, de forma intra e inter amostral.

4.1.1 Alinhamento com o suporte

Na análise do alinhamento entre a superfície que define o suporte e a superfície do fantoma captada pela Kinect V2 no ClearPEM (Figura 38), utilizou-se a medida RMSE (consultar subcapítulo 2.2.6) como métrica indicativa do erro entre os dois volumes a alinhar. Fizeram-se cinco testes de alinhamento para cada um dos dez volumes (cinquenta testes no total), sendo que os resultados se encontram na Tabela 3, em função da resolução dos volumes.

Tabela 3 RMSE inicial e final para diferentes resoluções.

Resolução (vpm)	RMSE inicial (m)	RMSE final (m)
384	0.08150 ± 0.00487	0.00807 ± 0.00001
640	0.08127 ± 0,00635	0.01107 ± 0,00008

Observando a posição inicial dos dois volumes a alinhar antes e depois da aplicação do algoritmo e comparando-os com os valores de erro RMSE, os resultados apontaram para que esta métrica de erro seja um bom indicador do sucesso ou insucesso do alinhamento entre volumes. Note-se que se aferiu apenas visualmente a qualidade do alinhamento, diferenciando

assim se este convergia para um mínimo global ou local. Os valores da RMSE de cada alinhamento foram assim comparados com o resultado gráfico do alinhamento, verificando-se que para valores superiores a uma RMSE de aproximadamente 0.020 m, o alinhamento aparentava ser incorreto, isto é, convergia para um mínimo local e não global. Por sua vez, para valores da RMSE inferiores a aproximadamente 0.015 m o resultado do alinhamento aparentava convergir para o mínimo global. Nos 50 testes intra-amostrais realizados, e após modificações no algoritmo com o objetivo de diminuir a probabilidade de convergência local, o alinhamento mostrou melhorias significativas. De notar que não se verificou diferença significativa no resultado do alinhamento para as diferentes resoluções.

Na realização do estudo intra-amostal foi selecionado um volume aleatório de 384 vpm, e a sua posição sofreu uma translação aleatória de ± 0.05 m em cada eixo antes do alinhamento. Pretendeu-se nesta etapa estudar o efeito que as diferentes posições iniciais do paciente-suporte têm no alinhamento.

Está representada no Gráfico 1 a relação entre a medida de erro RMSE final e a translação total (raiz da soma dos quadrados das translações em cada eixo) inicial aleatória efetuada em 50 casos estudados. As diferentes posições iniciais do conjunto paciente-suporte, no intervalo de desfasamentos estudados, não aparentou ter efeito sobre o alinhamento. Os alinhamentos sugeriram tanto a nível visual como através dos valores da RMSE, que a convergência obtida nos diferentes casos era um mínimo global (RMSE final manteve-se entre níveis aceitáveis, inferiores a 0.015 m).

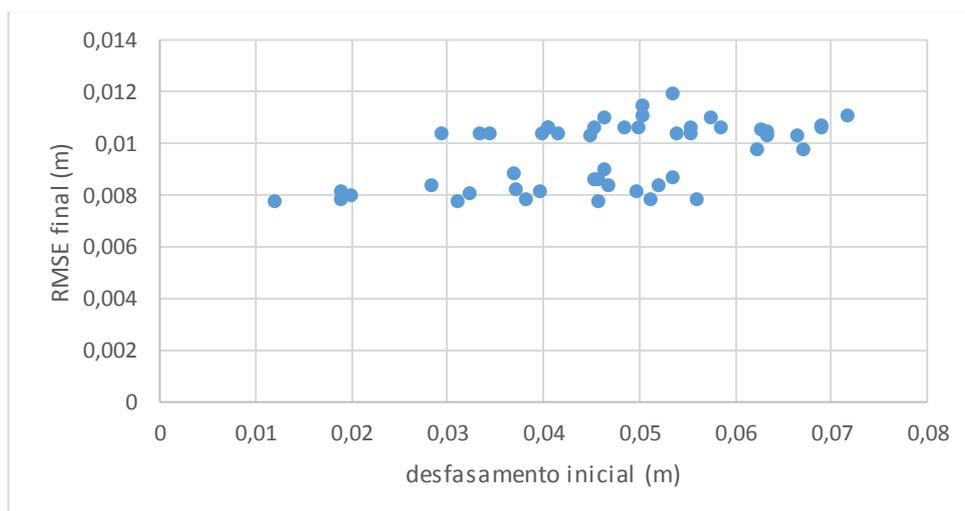


Gráfico 1 - RMSE final em função das translações efetuadas aleatoriamente antes do alinhamento.

De notar que as variações da posição inicial do conjunto paciente-suporte estudadas não aparentaram ter impacto negativo evidente nos valores da distância de seguida calculados.

4.1.2 Detecção e localização das placas do ClearPEM

Foram calculadas as distâncias entre as duas placas do ClearPEM, cinco vezes para cada um dos dez volumes. Representou-se nos seguintes gráficos os valores médios encontrados para os volumes de 384 vpm (Gráfico 2A) e 640 vpm (Gráfico 2B) em função de cada volume, com os respetivos erros associados.

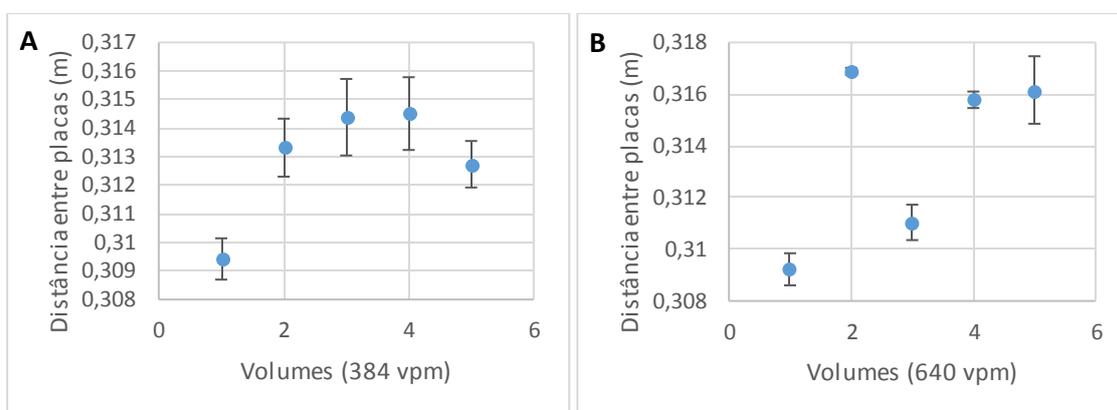


Gráfico 2 - Valores médios da distância entre placas determinada a partir dos dados para cada volume de 384 vpm (A) e 640 vpm (B).

A distância entre placas determinada foi de $(0,03133 \pm 0,00209)$ m e $(0,03157 \pm 0,00325)$ m, para os volumes de 384 e 640 *voxels* por metro quadrado, respetivamente. A posição inicial do conjunto paciente - suporte não apresentou qualquer relação evidente com os valores da distância entre placas calculado. Segundo o *software* do sistema ClearPEM, a distância entre placas indicada era de 300 mm. Este valor foi tido como referência, sendo assim possível determinar o erro absoluto das medidas: 4.44% e 5.26% para os volumes de 384 e 640 *voxels* por metro quadrado, respetivamente.

4.1.3 Delimitação do suporte e da cabeça

Nesta fase calculou-se a largura máxima da cabeça detetada, no eixo x, cinco vezes para um dos dez volumes. Representou-se nos seguintes gráficos os valores médios encontrados para os volumes de 384 vpm (Gráfico 3A) e 640 vpm (Gráfico 3B) em função de cada volume, com os respetivos erros associados.

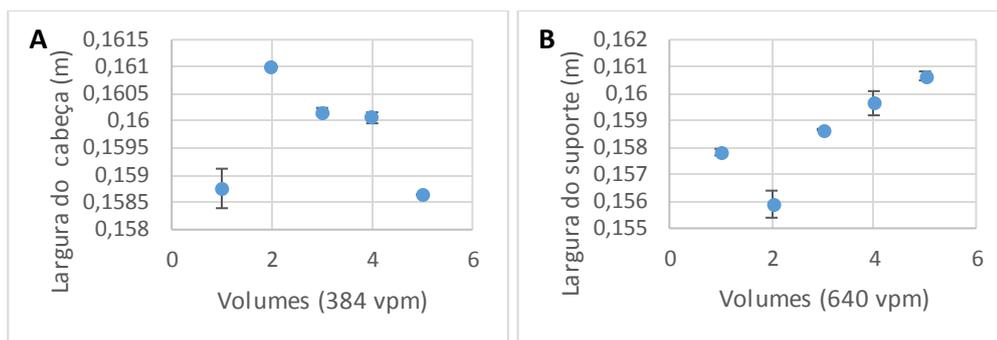


Gráfico 3 - Valores médios da largura da cabeça calculada segundo o eixo x para cada volume de 384 vpm (A) e de 640 vpm (B)

A largura máxima da cabeça determinada foi de $(0,01600 \pm 0,00095)$ m e $(0,01586 \pm 0,00167)$ m, para os volumes de 384 e 640 *voxels* por metro quadrado, respectivamente. Em média, os valores calculados para cada volume apresentaram um desvio padrão de $\pm 0,00007$ m. No caso dos volumes de 384 vpm e de $\pm 0,00017$ m para os volumes de 640 vpm.

No estudo da largura máxima do suporte foram encontrados os valores médios, representados no Gráfico 4, em função de cada volume, com os respectivos erros associados.

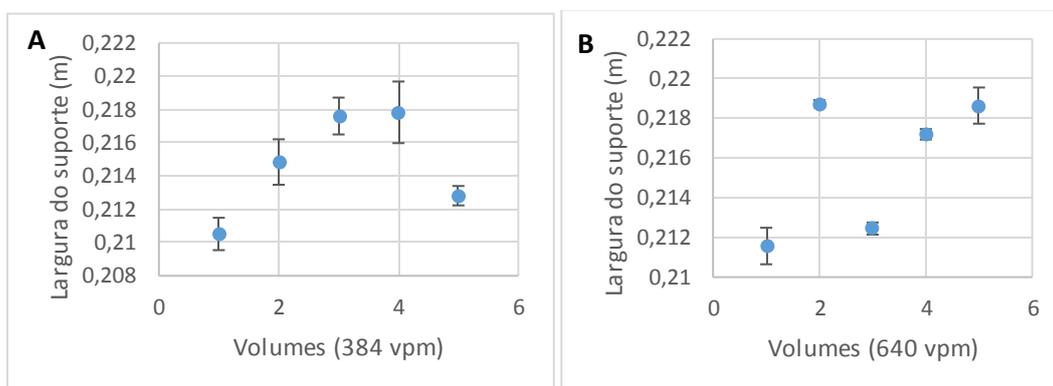


Gráfico 4 - Valores médios da largura do suporte calculada no eixo x para cada volume de 384 vpm (A) e de 640 vpm (B),

A largura máxima do suporte determinada foi de $(0,2148 \pm 0,0032)$ m e $(0,2171 \pm 0,0029)$ m, para os volumes de 384 e 640 *voxels* por metro quadrado, respectivamente. Em média, os valores calculados para cada volume apresentaram um desvio padrão de $\pm 0,00110$ m no caso dos volumes de 384 vpm e de $\pm 0,00031$ m para os volumes de 640 vpm.

4.1.4 Comparação dos volumes cilíndricos

Pretende-se nesta última fase verificar se o cilindro mínimo que contém o conjunto paciente - suporte entra ou não em conflito com o volume definido pela rotação das placas do ClearPEM e, se entrar em conflito, a correção necessária à posição inicial do paciente.

Pode-se ver na Figura 48 os dois volumes representados no volume original captado pela Kinect V2 durante o exame realizado no ClearPEM ao fantoma.

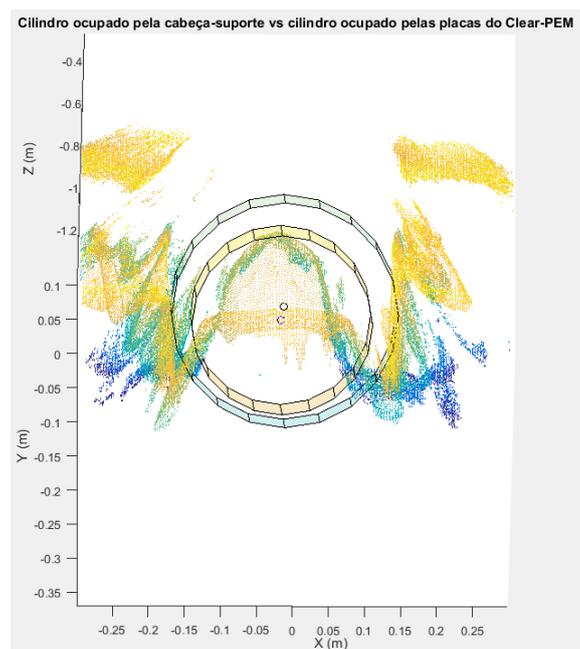


Figura 48 - Cruzamento do volume ocupado pelo conjunto cabeça-suporte e do volume ocupado pela rotação das placas do ClearPEM

Uma vez que as coordenadas dos extremos da cabeça do paciente em cada eixo são conhecidas, seria apenas necessário conhecer as dimensões e posição do FOV do scanner ClearPEM para se verificar se a cabeça do paciente se encontra no FOV do ClearPEM. Desta forma o técnico de saúde terá a indicação se o paciente está colocado de forma correta para a realização do exame. Caso não estivesse, o programa indicaria as correções necessárias em cada componente (x e y e/ou z) para que a cabeça fique centrada.

4.2 Alinhamento

4.2.1 Alinhamento TAC – Kinect V2

Encontra-se na Figura 49A a superfície total de um exame a um fantoma. Encontra-se por sua vez na Figura 49B o resultado do processo automático que seleciona a porção da superfície TAC correspondente à definida no subcapítulo 3.5. A esta porção da cabeça é chamada

superfície parcial, e é utilizada para que apenas a superfície comum ao exame TAC e à superfície captada pela Kinect V2 seja alinhada.

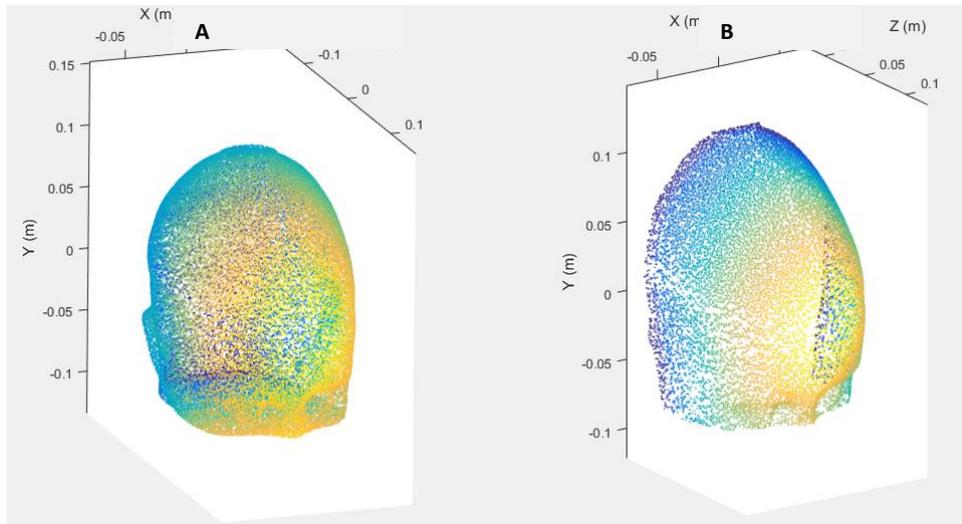


Figura 49 - Superfície de um fantoma reconstruída a partir dos dados da TAC. Em (A) está representada a superfície total e em (B) a superfície parcial, depois de selecionada pelo algoritmo automático.

Desta forma a superfície parcial permite um melhor alinhamento, enquanto a superfície total é utilizada para a visualização posterior do alinhamento.

Exemplifica-se na Figura 50 o resultado do alinhamento final automático entre o volume gerado no exame TAC, e uma imagem 3D captada pela Kinect V2 durante um teste no ClearPEM a um fantoma.

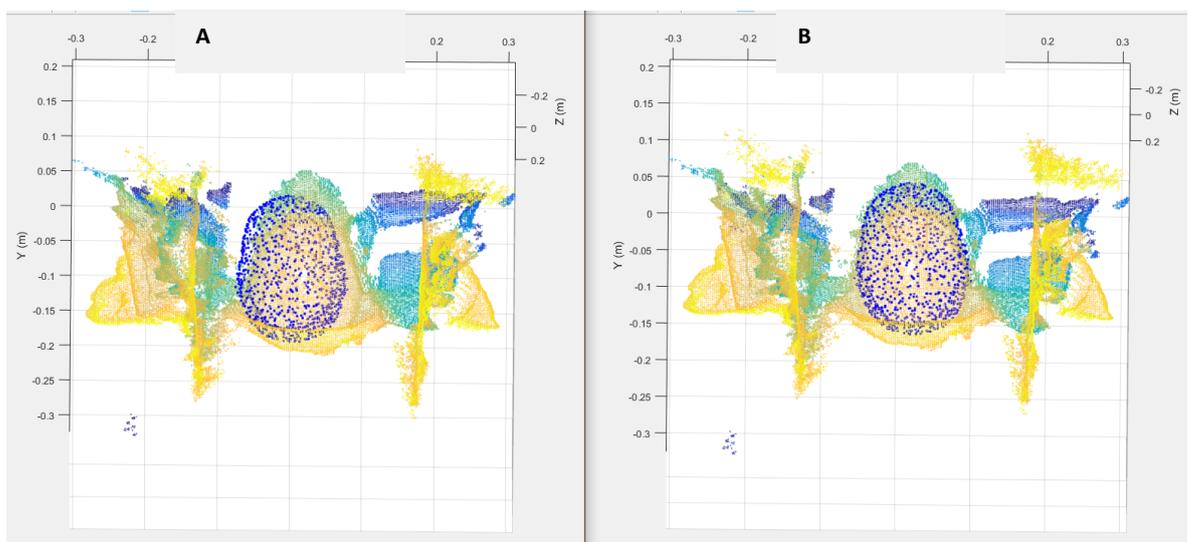


Figura 50 - Superfícies da Kinect V2 e do exame TAC. As superfícies encontram-se representadas com o posicionamento inicial (A) e alinhadas (B).

De seguida é analisado o valor da medida de erro entre superfícies utilizada, RMSE (consultar subcapítulo 2.2.6). Neste estudo foram encontrados os valores médios representados no Gráfico 5, em função de cada volume, com os respetivos erros padrão.

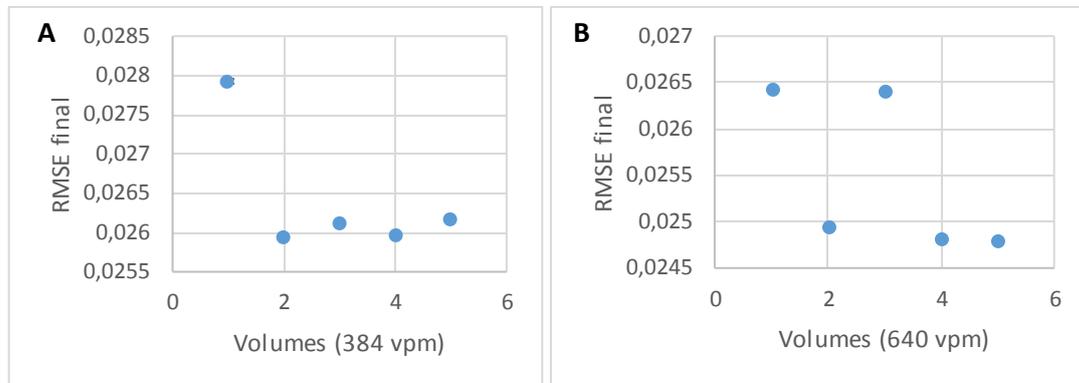


Gráfico 5 - Valores médios da RMSE final para cada volume de 384 (A) e 640 vpm (B)

O valor médio da RMSE final foi de $(0.02612 \pm 0,00075)$ m e $(0.02495 \pm 0,00077)$ m, para os volumes de 384 e 640 voxels por metro quadrado, respetivamente. A variância intra-amostral da RMSE mostrou ser muito próxima do zero ou mesmo nula, não sendo visível no Gráfico 5.

4.2.2 Alinhamento PET – Kinect V2 e PET/CT

Apesar de ser necessária a realização de um exame no *scanner* ClearPEM (em simultâneo com a captação da superfície da cabeça do paciente efetuada pela Kinect V2) para aferir o procedimento teórico relativo ao alinhamento PET – Kinect V2 e posterior alinhamento PET/CT, encontra-se estabelecida uma hipótese de abordagem ao problema de fusão entre estes instrumentos.

Sem o acesso a este conjunto de dados na presente dissertação, ressalva-se que será ainda necessária uma validação empírica que suporte a aplicação da solução proposta.

5 Discussão

Explorou-se nesta dissertação a hipótese de corrigir as modalidades PET e CT utilizando uma câmara Kinect V2.

Relativamente ao posicionamento da Kinect V2, a posição selecionada permite capturar a parte superior da cabeça do paciente (nuca, testa e nariz), que são indicadores fiéis da posição e orientação da cabeça do paciente. Para além disso, nesta posição o aparelho apresentou um movimento solidário relativamente às cabeças detetoras do ClearPEM, o que foi considerado um ponto positivo. Embora a Kinect V2 apresente nesta posição alguma instabilidade, este é um problema que posteriormente poderá ser anulado com uma melhor fixação.

Foram abordadas e testadas questões relacionadas com superfícies, nomeadamente o pré-processamento a aplicar nas superfícies obtidas e diversas aproximações ao problema de alinhamento de superfícies. Neste último ponto optou-se pela implementação de uma variante do algoritmo ICP, introduzida por Kroon [59], que permitiu obter alinhamentos com um valor de RMSE relativamente reduzido. Quanto ao processo de otimização da utilização da Kinect V2 concluiu-se, quanto aos parâmetros de reconstrução, que a captura de superfícies com 384 vóxeis por metro quadrado reduziu o erro absoluto e relativo quando comparado com a captura de superfícies com 640 vpm, na maioria dos casos estudados.

Foi possível reconhecer na superfície captada pela Kinect V2 a porção que descreve o fantoma utilizado nos testes. Construiu-se ainda o cilindro de volume mínimo que incluiu o conjunto cabeça – suporte, e comparou-se com o cilindro definido pela rotação das cabeças detetoras do ClearPEM, de modo a obter as distâncias entre elas nos diferentes eixos e perceber consequentemente se estes entram em conflito. Desta forma, o profissional de saúde pode perceber se o paciente está corretamente posicionado para a realização do exame no ClearPEM.

Foram ainda abordadas as etapas do alinhamento entre os dados da Kinect V2 e do exame TAC. Procedeu-se primeiramente à extração da superfície exterior do volume de dados provenientes da TAC, e a partir desta selecionada a superfície coincidente com a superfície captada pela Kinect V2. Desta forma serão apenas alinhadas superfícies que definem a mesma porção da cabeça do paciente. Por fim, recorrendo ao algoritmo de alinhamento supracitado, foi encontrada a transformação que coloca os dois volumes de dados no mesmo referencial espacial.

O princípio de registo estudado nesta dissertação evita a colocação de marcas localizadoras no paciente [28], evitando-se assim erros induzidos por deslizamento das marcas, incapacidade de reconhecimento destas por partes dos diferentes aparelhos e algum desconforto

sentido pelos pacientes em exames mais demorados. É eliminada também a necessidade de intervenção de um profissional de saúde para efetuar etapas intermédias do correção como identificação de partes anatómicas equivalentes nos dois exames [25], pretendendo-se assim automatizar o processo.

Finalmente, e relativamente ao alinhamento entre a Kinect V2 e a PET e ao alinhamento final entre a TAC e a PET, ambos foram estudados e delineadas as diferentes etapas necessárias para a sua realização. No entanto, apesar de ter sido conjecturada uma hipótese de abordagem ao problema de fusão entre estes instrumentos, esta carece de validação experimental.

6 Conclusões

A criação e a utilização de rotinas capazes de converter determinados formatos de ficheiros ('PLY', 'Interfile' e 'PointCloud'), mostrou ser uma forma prática de ter acesso a ferramentas de manipulação que por vezes não se encontram disponíveis para os tipos de ficheiros originais.

Verificou-se que o pré-processamento desempenhou um papel fundamental na agilização dos processos de tratamento de superfícies, levando a melhorias na convergência dos alinhamentos das mesmas, como entre a superfície captada pela Kinect V2 e a superfície exterior do volume de dados da TAC e entre uma superfície captada pela Kinect V2, que contém o suporte do paciente, e uma porção de superfície que define o suporte do paciente.

A correção da posição inicial do paciente auxiliada por uma câmara Kinect V2 mostrou resultados consistentes, com erros intra e inter-amostral relativamente reduzidos, apontando para que este seja um instrumento com características interessantes para a resolução de problemas semelhantes, sendo também uma solução de baixo custo. Fica ainda em aberto a possibilidade de no futuro se proceder à adaptação da interface de utilizador da ferramenta de colocação da cabeça do paciente no FOV do ClearPEM desenvolvida neste projeto, permitindo que esta ferramenta possa ser utilizada intuitivamente pelos técnicos, antes da realização do exame.

Nesta dissertação elaborou-se um método capaz de achar a transformada que alinha o conjunto os volumes de dados do exame TAC à superfície captada pela Kinect V2. Relativamente ao alinhamento entre a Kinect V2 e a PET e ao alinhamento final entre a TAC e a PET, ambos foram estudados e delineadas os diferentes passos necessários para a sua realização. No entanto, apesar de ter sido conjecturada uma hipótese de abordagem ao problema de fusão entre estes instrumentos, esta carece de validação experimental, que fica em aberto como um possível projeto futuro.

Relativamente a oportunidades de projetos futuros, é ainda de notar o trabalho desenvolvido em [36], em que a Kinect V2 foi utilizada para correção de movimentos durante o exame PET. Esta seria uma hipótese a considerar dadas as condições que foram criadas neste projeto, como a captação de imagens 3D de forma periódica e automática e ainda a posição em que a Kinect V2 foi fixada, que permite visão parcial sobre a cabeça durante todo o exame no ClearPEM.

Referências bibliográficas

- [1] G. B. Saha, *Basics of PET Imaging: Physics, Chemistry, and Regulations*. Springer, 2015.
- [2] G. Wang, J. Zhang, H. Gao, V. Weir, e H. Yu, «Omni-tomography / Multi-tomography – Integrating Multiple Modalities for Simultaneous Imaging», Jun. 2011.
- [3] G. B. Saha, «Performance Characteristics of PET Scanners», em *Basics of PET Imaging*, New York, NY: Springer New York, 2010, pp. 97–116.
- [4] A. P. James e B. V. Dasarathy, «Medical Image Fusion: A survey of the state of the art». *Information Fusion*, 2014.
- [5] Council of Europe, *European Pharmacopeia*, 5.^a ed. Strasbourg: EDQM, 2005.
- [6] G. B. Saha, *Fundamentals of Nuclear Pharmacy*. Springer, 2010.
- [7] Rajnish Sharma *et al.*, «A comparison study of ¹¹C-methionine and ¹⁸F-fluorodeoxyglucose positron emission tomography-computed tomography scans in evaluation of patients with recurrent brain tumors», *Indian J. Nucl. Med.*, pp. 93–102, 2016.
- [8] C. Hazel, *Encyclopedia of Artificial Intelligence*. Library Journals, LLC, 2008.
- [9] M. Silva, «Caracterização Física de um sistema de imagem por PET/CT», Instituto Superior Técnico, 2008.
- [10] N. Matela, C. S. Ferreira, M. V. Martins, R. Bugalho, J. A. Neves, e C. Ortigao, N. Oliveira, J. Varela, P. Almeida, «Assessment of DOI Resolution in a Fully Mounted PEM Scanner», apresentado na IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, 2011.
- [11] M. Schmand, L. Eriksson, M. E. Casey, e M. S. Andreaco, «Performance results of a new DOI detector block for a high resolution PET-LSO research tomograph HRRT», *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 45, Ago. 2002.
- [12] M. Khalil, *Basic Sciences of Nuclear Medicine*. Springer, 2011.
- [13] R. Reis, «Simulação da biodistribuição, aniquilação e escape de fótons PET no corpo humano», Tese de mestrado, Universidade de Coimbra, 2008.
- [14] N. C. Ferreira, «Contribuição para a quantificação em tomografia por emissão de positrões no modo 3D», Tese de doutoramento, Universidade de Coimbra, 2001.
- [15] A. Newberg, D. Monti, A. Moss, e A. Alavi, «Positron Emission Tomography in Neurological and Psychiatric Disorders», *Wiley Period.*, 2012.
- [16] G. K. von Schulthess, S. Leyvraz, F. Luthi, B. Pestalozzi, e G. G. W., *The value of PET, CT and in-line PET/CT in patients with gastrointestinal stromal tumours: long-term outcome of treatment with imatinib mesylate*. Zurich Univ. Hospital.
- [17] M.C. Abreu, D. Aguiar, F.G. Almeida, E. Albuquerque, F. G. Almeida, e P. Almeida, «Characterization of the Clear-PEM Breast Imaging Scanner Performance», apresentado na 2009 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record.
- [18] M. C. Abreu *et al.*, «Clear-PEM: A PET imaging system dedicated to breast cancer diagnostics», *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. Sect. Accel. Spectrometers Detect. Assoc. Equip.*, vol. 571, n. 1–2, pp. 81–84, Fev. 2007.
- [19] M. C. Abreu, J. D. Aguiar, F. G. Almeida, e et al, «Design and Evaluation of the Clear-PEM Scanner for Positron Emission Mammography», *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 53, n. 1, Fev. 2006.
- [20] J. A. Neves, «The ClearPEM breast imaging scanner», 06-Jul-2010.
- [21] V. Bettinardi *et al.*, «Performance evaluation of the new whole-body PET/CT scanner: Discovery ST», *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, vol. 31, n. 6, pp. 867–881, Jun. 2004.

- [22] D. L. G. Hill, P. G. Batchelor, M. Holden, e D. J. Hawkes, «Medical Image Registration», *Inst. Phys. Publ.*, 2001.
- [23] D. Mattes, D. R. Haynor, H. Vesselle, T. K. Lewellen, e W. Eubank, «PET-CT Image Registration in the Chest Using Free-form Deformations», *IEEE Trans. Med. IMAGING*, vol. 22, n. 1, Jan. 2003.
- [24] P. A. Viola, «Alignment by maximization of mutual information», PhD Thesis, Massachusetts Institute of Technology, 1995.
- [25] U. Pietrzy, K. Herhol, G. Fink, A. Jacobs, R. Mielke, e I. Slansky, «An Interactive Technique for Three-Dimensional Image Registration: Validation for PET, SPECT, MRI and CT Brain Studies», *J. Nucl. Med.*, vol. 35, n. 12, p. 35: 2011-2018, Dez. 1994.
- [26] P. Mei-sen, J. Jian-jun, R. Qiu-sheng, e Z. Fen, «Medical Image Registration Based on Inertia Matrix and Iterative Closest Point», *Int. J. Signal Process. Image Process. Pattern Recognit.*, vol. 8, n. 8, pp. 21–32, 2015.
- [27] P. A. van den Elsen, E.-J. D. Pol, T. S. Sumanaweera, P. Hemler, e S. Napel, «Grey value correlation techniques used for automatic matching of CT and MR brain and spine images», *Proc SPIE 2359* 227–37, 1994.
- [28] F. L. Bookstein, «Principal warps: thin-plate splines and the decomposition of deformations», *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* 11 567–85, 1989.
- [29] C. A. Pelizzari, G. T. Y. Chen, D. R. Spelbring, R. R. Weichselbaum, e C.-T. Chen, «Accurate Three-Dimensional Registration of CT, PET, and/or MR Images of the Brain.», *J. Comput. Assist. Tomogr.*, vol. 13, n. 1, 1989.
- [30] I. A. E. A. Nuclear Medicine Section, «The Role of PET/CT in Radiation Treatment Planning for Cancer Patient Treatment», *IAEA VIENNA*, Outubro 2008.
- [31] T. M. Blodgett, C. C. Meltzer, e D. W. Townsend, «PET/CT: Form and Function 1», *Radiology*, vol. 242, n. 2, pp. 360–385, 2007.
- [32] G. Wang, Z. Zhang, H. Gao, V. Weir, H. Yu, e W. Cong, «Towards Omni-Tomography—Grand Fusion of Multiple Modalities for Simultaneous Interior Tomography», *PLoS ONE* 76 E39700, vol. 7, Jun. 2012.
- [33] M. A. Morgan e A. Shetty, «CT scanner (evolution)». [Em linha]. Disponível em: <http://radiopaedia.org/articles/ct-scanner-evolution>.
- [34] E. E. Stone e M. Skubic, «Unobtrusive, Continuous, In-Home Gait Measurement Using the Microsoft Kinect», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 60, n. 10, pp. 2925–2932, Out. 2013.
- [35] G. Mastorakis e D. Makris, «Fall detection system using Kinect’s infrared sensor», *J. Real-Time Image Process.*, vol. 9, n. 4, pp. 635–646, Mar. 2012.
- [36] P. J. Noonan, J. Howard, W. A. Hallett, e R. N. Gunn, «Repurposing the Microsoft Kinect for Windows v2 for external head motion tracking for brain PET», *Phys. Med. Biol.*, vol. 60, n. 22, p. 8753, 2015.
- [37] A. Gaber, M. F. Taher, e M. A. Wahed, «Quantifying facial paralysis using the kinect v2», em *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2015, pp. 2497–2501.
- [38] Microsoft, «Kinect hardware». [Em linha]. Disponível em: <https://developer.microsoft.com/en-us/windows/kinect/hardware>. [Acedido: 17-Abr-2016].
- [39] H. Gonzalez-Jorge *et al.*, «Metrological comparison between Kinect I and Kinect II sensors», *Measurement*, vol. 70, pp. 21–26, Jun. 2015.
- [40] A. Corti, S. Giancola, G. Mainetti, e R. Sala, «A metrological characterization of the Kinect V2 time-of-flight camera», *Robot. Auton. Syst.*, vol. 75, Part B, pp. 584–594, Jan. 2016.
- [41] L. Li, «Time-of-Flight Camera – An Introduction», Jan. 2014.

- [42] K. McHenry e P. Bajcsy, «An overview of 3d data content, file formats and viewers», *Natl. Cent. Supercomput. Appl.*, vol. 1205, 2008.
- [43] R. MATLAB, «Interfile Files». [Em linha]. Disponível em: <http://www.mathworks.com/help/images/working-with-interfile-files.html>.
- [44] P. J. Besl e N. D. McKay, «Method for registration of 3-D shapes», 1992, vol. 1611, pp. 586–606.
- [45] J. Aggarwal, B. Vemuri, Y. Chen, e G. Medioni, «Range Image Understanding: Object modelling by registration of multiple range images», *Image Vis. Comput.*, vol. 10, n. 3, pp. 145–155, Abr. 1992.
- [46] H. M. Kjer e J. Wilm, «Evaluation of surface registration algorithms for PET motion correction», bachelorThesis, Technical University of Denmark, DTU, DK-2800 Kgs. Lyngby, Denmark, 2010.
- [47] F. Pomerleau, F. Colas, R. Siegwart, e S. Magnenat, «Comparing ICP variants on real-world data sets», *Springer Sci. Media N. Y.* 2013, Fev. 2013.
- [48] S. Rusinkiewicz e M. Levoy, «Efficient variants of the ICP algorithm», *Stanf. Univ.*
- [49] G. Blais e M. Levine, «Registering Multiview Range Data to Create 3D Computer Objects», *Trans PAMI*, vol. 17, n. 8, 1995.
- [50] A. Johnson e S. Kang, «Registration and Integration of Textured 3-D Data», *Proc 3DIM*, 1997.
- [51] Simon, «Fast and Accurate Shape-Based Registration», Carnegie Mellon University, 1996.
- [52] T. Masuda, K. Sakaue, e N. Yokoya, «Registration and Integration of Multiple Range Images for 3-D Model Construction», *Proc CVPR*, 1996.
- [53] «3-D Point Cloud Processing - MATLAB & Simulink». [Em linha]. Disponível em: <http://www.mathworks.com/help/vision/3-d-point-cloud-processing.html>. [Acedido: 17-Abr-2016].
- [54] «Read 3-D point cloud from PLY file - MATLAB pcread». [Em linha]. Disponível em: <http://www.mathworks.com/help/vision/ref/pcread.html>. [Acedido: 17-Abr-2016].
- [55] «Computer Vision System Toolbox - Design and simulate computer vision and video processing systems», 2016. [Em linha]. Disponível em: http://www.mathworks.com/help/vision/index.html?s_cid=doc_ftr.
- [56] M. Hebert e O. Faugeras, «The Representation, Recognition, and Locating of 3-D Objects», *Int J Robot. Res*, vol. 5, n. 3, 1986.
- [57] C. Dorai, J. Weng, e A. Jain, «Optimal Registration of Object Views Using Range Data», *Trans PAMI*, vol. 19, n. 10, 1997.
- [58] C. Chen, Y. Hung, e J. Cheng, «A Fast Automatic Method for Registration of Partially-Overlapping Range Images», *Proc ICCV*, 1998.
- [59] D. Kroon, «ICP_FINITE». Maio-2009.
- [60] N. Ferreira, *XSLICE_VIEWER*. 1997.
- [61] jessope Ernest X, «jessope's Bucket/3D Modeling - Stylized». [Em linha]. Disponível em: <http://s224.photobucket.com/user/jessope/profile/>.
- [62] P. H. S. Torr e A. Zisserman, «MLE-SAC: A new robust estimator with application to estimating image geometry», *Comput. Vis. Image Underst.*, vol. 78, n. 1, pp. 138–156, 2000.
- [63] M. R2016, *Registering Multimodal 3-D Medical Images*. .

Anexos

Anexo 1 – Função em MATLAB que permite a correção da posição inicial do paciente

```
function [] = corr_posic_inicial(CFixed);
%INPUTS
%   CFixed: string com o nome do ficheiro (.PLY) que descreve a superfície da
%   cabeça do paciente captada pela Kinect V2 durante o exame no ClearPEM
%
%OUTPUT
%
%RESUMO: analisa a superfície segundo vários eixos, e apresenta os volumes
%   ocupado spela cabeça + suporte e pelas placas
%
%
%
CFixed = pcread(CF); %lei ficheiro .ply e retorna um objeto pointCloud
CMoved0 = pcread('sup4.ply'); %upload da superfície que descreve o suporte
CFF=CFixed;

%%centra as superfícies relativamente aos centros

CFmean = mean(CFixed.Location);

%T(translação) traz para a base xyz=(0,0,0), Rx (rotação no eixo x)
Tfixed = [1 0 0 0;
          0 1 0 0;
          0 0 1 0;
          -CFmean(1) -CFmean(2) -CFmean(3) 1];

tformm = affine3d(Tfixed);
CFixed = pctransform(CFixed, tformm);

gridStep = 0.01; %tamanho da caixa 3D que vai ser encolhida a um ponto
CFixedd1 = pcdownsampling(CFixed, 'gridAverage', gridStep);
CMoved0 = pcdownsampling(CMoved0, 'gridAverage', gridStep);
```

1) deteção das placas, e distância entre estas

deteção da componente x da placa 1, no referencial da kinect V2 convergir um plano à placa 1

```
maxDistance = 0.010;

referenceVector = [1, 0, 0];

maxAngularDistance = 5;

roi1 = [-inf,0;-inf,0.1;-inf,inf]; %região de interesse
sampleIndices1 = findPointsInROI(CFixed,roi1);
```

```

CFixed1P = select (CFixed,sampleIndices1);

[modell1, inlierIndices1] = pcfitsplane(CFixed1P, maxDistance, referenceVector,
maxAngularDistance);
plane1 = select(CFixed1P, inlierIndices1);

% ponto médio em x, do plane1
M = mean(plane1.Location,1);
medial = M(1);

% detecção da componente x da placa 2, no referencial da kinect V2
% convergir um plano à placa 2
roi2 = [0,inf;-inf,0.1;-inf,inf]; %região de interesse
sampleIndices2 = findPointsInROI(CFixed,roi2);
CFixed2P = select (CFixed,sampleIndices2);

[modell2, inlierIndices2] = pcfitsplane(CFixed2P, maxDistance, referenceVector,
maxAngularDistance);
plane2 = select(CFixed2P, inlierIndices2);

%ponto médio em x, do plane2
M2 = mean(plane2.Location,1);
media2 = M2(1);

%calcula a distancia entre placas
distancia_interplacas = media2-medial;

```

2) uma primeira delimitação da cabeça e suporte geral

```

fimplaca1 = medial + 0.04;

inicioplaca2 = media2 - 0.04;

roiInicial = [fimplaca1,inicioplaca2;-inf,0.15;-0.9,inf]; %uso da posição que
encontramos das placas para excluir uma região
sampleIndices3 = findPointsInROI(CFixed,roiInicial);
CFixed01 = select (CFixed,sampleIndices3);

%Denoise pequenos grupos de pontos ruidosos
[CFixed1] = pcdenoise (CFixed01, 'NumNeighbors', 25 +
round(CFixed01.Count/100), 'Threshold', 0.3);

% desloca as mesh sem Placas para o centro da cena
% acha os centros das pointClouds
CMmean1 = mean(CFixed1.Location);

%T(translação) traz para a base xyz=(0,0,0), Rx (rotação no eixo x)
Tfixed = [1 0 0 0;
0 1 0 0;
0 0 1 0;
-CMmean1(1) -CMmean1(2) -CMmean1(3) 1];

```

```

tformm1 = affine3d(Tfixed);
CFixedFOV = pctransform(CFixed1, tformm1);
CFixed = pctransform(CFixed, tformm1);

%CFixedFOV é a CFixed já pré-processada, com as placas retiradas, e alinhada ao
%centro.
%alinhamento do suporte com o suporte da mesh
[CMoved] = alinhamento(CFixedFOV, CMoved0);

```

3) construção do volume cilíndrico que o ClearPEM deixa livre

```

figure, hold on; %plot das placas
pcshowpair(plane1, plane2, 'VerticalAxis','Y', 'VerticalAxisDir', 'UP');
title('placa 1 e 2'), xlabel('X (m)'), ylabel('Y (m)'), zlabel('Z (m)');

xf = distancia_interplacas/2; %raio ocupado em cada componente
yf=xf;
zf=0.2;
z0 = 0; y0 = 0; x0 = (media2+media1)/2; %centro
ang = 20; %angulo entre linha de visão da kinect, e linha horizontal do topo das
placas PET

[x, y, z] = cylinder(xf); %faz cilindro genérico
x = x+x0;
y = y+y0;
z = 0.25*z+z0;

a = surf(x, y, z, 'FaceAlpha', 0.2);
rotate(a, [1 0 0], 20, [x0, y0, z0]);

```

4) análise dos limites do conjunto cabeça - suporte para cada eixo

```

%Cabeça: limite interessante para analisar ao londo dos z's
%definição da região de interesse
yMaxSup = (CMoved.YLimits(1) + CMoved.YLimits(2))/2 + 0.035;
yMinSup = (CMoved.YLimits(1) + CMoved.YLimits(2))/2 - 0.035;

yMaxCab = yMaxSup + 0.13;
xMinSup = CMoved.XLimits(1)-0.05;
xMaxSup = CMoved.XLimits(2)+0.05;

roiCabZ = [xMinSup,xMaxSup;yMaxSup,yMaxCab;-inf,0.15]; %uso da posição que
encontramos das placas para excluir uma região
intervalo=[96,99];
dim = 3;

%é chamada a função criada que faz alinhamento entre suporte e superfície da Kinect
V2
[PTlimCabZ, ptoMedioMinCabZ, ptoMedioMaxCabZ] = extremos(CFixedFOV, roiCabZ,
intervalo, dim);

ptoMedioMinCabZ=ptoMedioMaxCabZ;

```

```

ptoMedioMinCabZ(3)= ptoMedioMinCabZ(3) - 0.25;

figure;
subplot(2,2,1), hold on;
pcshow(PTlimCabZ, 'VerticalAxis','Y', 'VerticalAxisDir', 'UP');
plot3(ptoMedioMinCabZ(1),ptoMedioMinCabZ(2),ptoMedioMinCabZ(3), 'ok') % plot ponto
encontrado
plot3(ptoMedioMaxCabZ(1),ptoMedioMaxCabZ(2),ptoMedioMaxCabZ(3), 'ok') % plot ponto
encontrado
title('região em análise:cabeça no eixo 0z'), xlabel('X (m)'), ylabel('Y (m)'),
zlabel('Z (m)');

%Suporte: limite interessante para analisar ao londo dos z's
[~, ind] = max(CMoved.Location);
ptoMedioMinSupZ = CMoved.Location(ind(3),:);

%cabeça: limites interessante para analisar ao londo dos x's
%definição da região de interesse
zMinSup=CMoved.ZLimits(1);
roiCabX = [-inf,inf;yMaxSup+0.01,inf;zMinSup-0.14,inf]; %uso da posição que
encontramos das placas para excluir uma região
intervalo=[96,99];
dim = 1;

[PTlimCabX, ptoMedioMinCabX, ptoMedioMaxCabX] = extremos(CFixedFOV, roiCabX,
intervalo, dim);

larguraCabeça = ptoMedioMaxCabX(1)-ptoMedioMinCabX(1)

subplot(2,2,2), hold on;
pcshow(PTlimCabX, 'VerticalAxis','Y', 'VerticalAxisDir', 'UP');
plot3(ptoMedioMinCabX(1),ptoMedioMinCabX(2),ptoMedioMinCabX(3), 'ok') % plot ponto
encontrado
plot3(ptoMedioMaxCabX(1),ptoMedioMaxCabX(2),ptoMedioMaxCabX(3), 'ok') % plot ponto
encontrado
title('região em análise:cabeça no eixo 0x'), xlabel('X (m)'), ylabel('Y (m)'),
zlabel('Z (m)');

%suporte: os dois limites interessante para analisar ao londo dos x's
%definição da região de interesse
zMinSup=CMoved.ZLimits(1)-0.12;

roiSupX = [-inf,inf;yMinSup,yMaxSup;zMinSup,inf]; %uso da posição que encontramos
das placas para excluir uma região
intervalo=[96,99];
dim = 1;

[PTlimSupX, ptoMedioMinSupX, ptoMedioMaxSupX] = extremos(CFixedFOV, roiSupX,
intervalo, dim);

subplot(2,2,3), hold on;

```

```

pcshow(PTlimSupX, 'VerticalAxis','Y', 'VerticalAxisDir', 'UP');
plot3(ptoMedioMinSupX(1),ptoMedioMinSupX(2),ptoMedioMinSupX(3), 'ok') % plot pontos encontrados
plot3(ptoMedioMaxSupX(1),ptoMedioMaxSupX(2),ptoMedioMaxSupX(3), 'ok')
title('região em análise: suporte no eixo 0x'), xlabel('X (m)'), ylabel('Y (m)'),
zlabel('Z (m)');

%cabeça: limites interessante para analisar ao londo dos y's
%definição da região de interesse
xMinSup = CMoved.XLimits(1) - 0.05;
xMaxSup = CMoved.XLimits(2) + 0.05;
zMinSup=CMoved.ZLimits(1)-0.15;

roiCabY = [xMinSup,xMaxSup;yMaxSup,inf;zMinSup,inf]; %uso da posição que encontramos das placas para excluir uma região
intervalo=[99,99.5];
dim = 2;

[PTlimCabY, ptoMedioMinSupY, ptoMedioMaxCabY] = extremos(CFixedFOV, roiCabY, intervalo, dim);

[~, ind] = min(CMoved.Location);
ptoMedioMinSup = CMoved.Location(ind(2),:);
ptoMedioMinSupY=ptoMedioMaxCabY;
ptoMedioMinSupY(2)= CMoved.YLimits(1); %espessura da cabeça em y's: topo cabeça - fundo do suporte

subplot(2,2,4), hold on;
pcshow(PTlimCabY, 'VerticalAxis','Y', 'VerticalAxisDir', 'UP');
plot3(ptoMedioMinSupY(1),ptoMedioMinSupY(2),ptoMedioMinSupY(3), 'ok') % plot ponto encontrado
plot3(ptoMedioMaxCabY(1),ptoMedioMaxCabY(2),ptoMedioMaxCabY(3), 'ok') % plot ponto encontrado
title('região em análise:cabeça e suporte no eixo 0y'), xlabel('X (m)'), ylabel('Y (m)'), zlabel('Z (m)');

ptoMedioMinCabY=ptoMedioMaxCabY;
ptoMedioMinCabY(2)=ptoMedioMinSupY(2) + 0.01; %mais um cm pa espessura do suporte

```

5) Representação dos respetivos cilindros

```

%CILINDRO DA CABECA

%calculo das distancias:
%eixo x
distCabX = ptoMedioMaxCabX(1) - ptoMedioMinCabX(1);
%eixo y
distCabY = ptoMedioMaxCabY(2) - ptoMedioMinCabY(2);
%eixo z
distCabZ = ptoMedioMaxCabZ(3) - ptoMedioMinCabZ(3);

%construir volume apenas da cabeça da pessoa

```

```

xf1 = (max([distCabX, distCabY]))/2;
yf1=xf1;
zf1=(distCabZ)/2;
% z01 = (ptoMedioMinCabZ(3) + ptoMedioMaxCabZ(3))/2;
z01=(ptoMedioMaxCabY(3) + ptoMedioMinCabY(3) + ptoMedioMaxCabX(3) +
ptoMedioMinCabX(3))/4;
y01 = (ptoMedioMaxCabY(2) + ptoMedioMinCabY(2))/2;
x01 = (ptoMedioMaxCabX(1) + ptoMedioMinCabX(1))/2; %centro
ang1 = 20; %angulo entre linha de visao da kinect, e linha horizontal da pessoa

[x1, y1, z1] = cylinder(xf1); %faz cilindro genérico
x1 = x1+x01;
y1 = y1+y01;
z1 = -distCabZ*z1+(z01+zf1);

figure, hold on;
pcshow(CFixed);
a1 = surf(x1, y1, z1, 'FaceAlpha', 0.3);
rotate(a1, [1 0 0], ang1, [x01, y01, z01]);
title('Cilindro representante do volume ocupado pela cabeça'), xlabel('X (m)'),
ylabel('Y (m)'), zlabel('Z (m)');

%CILINDRO DA CABEÇA E SUPORTE
%calculo das distancias:
%eixo x
xxx=1;
distCabX = ptoMedioMaxCabX(1) - ptoMedioMinCabX(1);
distSupX = ptoMedioMaxSupX(1) - ptoMedioMinSupX(1);
distTotalX = max([distCabX, distSupX]);
x02 = (ptoMedioMaxCabX(1) + ptoMedioMinCabX(1))/2;
if (distTotalX == distSupX)
    x02 = (ptoMedioMaxSupX(1) + ptoMedioMinSupX(1))/2;
end

%eixo y
distTotalY = ptoMedioMaxCabY(2) - yMinSup + 0.04; %5 cm para baixo que nao se vem
%eixo z
distTotalZ = ptoMedioMinCabZ(3) - ptoMedioMinSupZ(3);

xf2 = (max([distTotalX, distTotalY]))/2;
yf2=xf2;
zf2=(distTotalZ)/2;
% z02 = (ptoMedioMinSupZ(3) + ptoMedioMinCabZ(3))/2;
y02 = (ptoMedioMaxCabY(2) + yMinSup - 0.05)/2; %5 cm que tem para baixo, o suporte
z02=(ptoMedioMaxCabY(3) + ptoMedioMinSupY(3) + ptoMedioMaxCabX(3) +
ptoMedioMinCabX(3) + ptoMedioMaxSupX(3) + ptoMedioMinSupX(3))/6;

[x2, y2, z2] = cylinder(xf2); %faz cilindro genérico
x2 = x2+x02;
y2 = y2+y02;

```

```

z2 = distTotalZ*z2+(z02-zf2); %coordenada Z onde começa a fazer cilindro, nao o
meio:tira-se metade do comprimento z's para começar no sitio certo
ang2 = 20; %angulo entre linha de visão da kinect, e linha horizontal da pessoa

figure, hold on;
pcshow(CFixed, 'VerticalAxis','Y', 'VerticalAxisDir', 'UP');
a2 = surf(x2, y2, z2, 'FaceAlpha', 0.3);
rotate(a2, [1 0 0], ang2, [x02, y02, z02]);
title('Cilindro representante do volume ocupado pela cabeça e suporte'), xlabel('X
(m)'), ylabel('Y (m)'), zlabel('Z (m)');

```

6) Distância das placas vs cabeça+cilindro

```

mediaE = media1 + CFmean(1);

mediaD = media2 + CFmean(1);

%distancia placa esquerda - cilindro cabeça+suporte
distPeCS = sqrt((mediaE - (x02-xf2))^2);
distPdCS = sqrt((mediaD - (x02+xf2))^2);
%esta secção necessita correções, tendo atenção aos angulos.

```

7) Representação dos volumes finais cabeça + suporte vs placas

```

%vai-se fazer na original, sem translações (CFF)
CFFF = pcdsample(CFF, 'gridAverage', gridStep);
figure, hold on;
pcshow(CFFF, 'VerticalAxis','Y', 'VerticalAxisDir', 'UP');
title('Confronto de volumes na superfície original'), xlabel('X (m)'), ylabel('Y
(m)'), zlabel('Z (m)');

zz0 = CFmean(3) - 0.08; yy0 = CFmean(2); xx0 = CFmean(1)+(media2+media1)/2; %centro
ang = 20; %angulo entre linha de visão da kinect, e linha horizontal do topo das
placas PET

[x, y, z] = cylinder(xf); %faz cilindro genérico (cilindro maior)
x = x+xx0;
y = y+yy0;
z = 0.25*z+zz0;

a = surf(x, y, z, 'FaceAlpha', 0.2);
rotate(a, [1 0 0], 20, [xx0, yy0, zz0]);
plot3(xx0, yy0, zz0, 'ok');

xx02 = x02 + CFmean(1) + CMmean1(1);
yy02 = y02 + CFmean(2) + CMmean1(2);
zz02 = z02 + CFmean(3) + CMmean1(3);

[x2, y2, z2] = cylinder(xf2); %faz cilindro genérico (cilindro menor)
xx2 = x2+xx02;
yy2 = y2+yy02;

```

```

zz2 = distTotalZ*z2+(zz02); %coordenada Z onde começa a fazer cilindro, nao o
meio:tira-se metade do comprimento z's para começar no sitio certo
ang2 = 20; %angulo entre linha de visão da kinect, e linha horizontal da pessoa

a2 = surf(xx2, yy2, zz2 - zf2, 'FaceAlpha', 0.3);
rotate(a2, [1 0 0], ang2, [xx02, yy02, zz02]);
plot3(xx02, yy02, zz02, 'ok', 'color', 'b');
title('Cilindro ocupado pela cabeça-suporte vs cilindro ocupado pelas placas do
Clear-PEM'), xlabel('X (m)'), ylabel('Y (m)'), zlabel('Z (m)');

% comp=[(xx02-xf2)-(xx0-xf), (xx0+xf)-(xx02+xf2), (yy02-xf2)-(yy0-xf), (yy0+xf)-
(yy02+xf2)];
comp=[(min(min(a2.XData.')))-(min(min(a.XData.'))), ((max(max(a.XData.')))-
(max(max(a2.XData.'))))], (yy02-xf2)-(yy0-xf), (yy0+xf)-(yy02+xf2)];

```

Anexo 2 – Função em MATLAB que permite alinhamento entre suporte e superfície captada pela Kinect V2 (que inclui a porção que define o mesmo suporte)

```
function [CM1] = alinhamento(CF, CM)

%INPUTS
%   CF: superfície mantida fixa durante alinhamento
%   CM: superfície móvel durante alinhamento
%
%OUTPUT
%   CM1: superfície móvel após sofrer uma transformação rígida
%

CM0 = CM;
CF0 = CF;

%reduz o numero de pontos, para maior rapidez e para maior precisão, e cria
%normais aos pontos

[CF] = pcdenoise(CF, 'NumNeighbors', 25+round(CF.Count/1000), 'Threshold', 0.6);
[CM] = pcdenoise(CM, 'NumNeighbors', 25+round(CM.Count/1000), 'Threshold', 0.6);

% desloca as mesh para o centro da cena
% acha os centros das pointClouds
CMmean = mean(CF.Location);

figure, hold on;
subplot(1,2,1)
pcshowpair(CF, CM0, 'VerticalAxis','Y', 'VerticalAxisDir', 'UP');
title('Nuvens de pontos iniciais'), xlabel('X (m)'), ylabel('Y (m)'), zlabel('Z (m)');

% aplicação do algoritmo variante do ICP (introduzida por Kroon)
[Points_Moved,MTransf] = ICP_finite(CF.Location, CM.Location, struct('TolP',0.01));

MTransf = affine3d(MTransf.);

% aplica a transformada
CM1 = pctransform(CM0, MTransf);
CF1 = CF;

% Visualização das superfícies alinhadas
subplot(1,2,2)
pcshowpair(CF, CM1, 'VerticalAxis','Y', 'VerticalAxisDir', 'UP');
title('Nuvens de pontos alinhadas'), xlabel('X (m)'), ylabel('Y (m)'), zlabel('Z (m)');
```

Anexo 3 – Função em MATLAB que calcula o máximo e mínimo de uma superfície, segundo um determinado eixo

```
function [PTlim, ptoMedioMin, ptoMedioMax] = extremos(PTentrada, limites,
intervalo, dim)

%INPUTS
%   PTentrada: objeto PointCloud na qualqueremos aplicar os limites e extrair
informação
%   limites: matriz que limita PTentrada, [xmin, xmax, ymin, ymax, zmin, zmax]
%   intervalo: matriz que contem o intervalo, em percentagem, que queremos
contabilizar para a média, [percentagemMin, percentagemMax]
%   dim: 1, 2 ou 3, que indica para que dimensão se pretende achar os mínimos
%
%OUTPUT
%   PTlim: objeto PointCloud delimitada por 'limites'
%   ptoMedioMin: o ponto mínimo calculado na PointCloud para a dimensão indicada
%   ptoMedioMax: o ponto máximo calculado na PointCloud para a dimensão indicada
%
%

%uso da posição que encontramos das placas para excluir uma região
sampleIndices = findPointsInROI(PTentrada,limites);
PTlim = select(PTentrada,sampleIndices);

%ordenar a matriz consoante os valores do z, para que depois se retirem o
%intervalo de valores desejado
matriz = PTlim.Location;
nPontos=PTlim.Count;

%ordenar a matriz consoante os valores do x, para que depois se retirem os
%intervalos de valores desejado (eliminando uma percentagem de erro)
matrizAscend = sortrows(matriz,dim);

%percentagem a que queremos fazer média
percInicial=intervalo(1);
percFinal=intervalo(2);

%arredondamento
Nip=round(percInicial*(nPontos/100));
Nfp=round(percFinal*(nPontos/100));

MinValues = matrizAscend(nPontos-Nfp:nPontos-Nip, 1:3);
MaxValues = matrizAscend(Nip:Nfp, 1:3);

%estes são os pontos médios: onde se verifica menor e maior x, respetivamente
ptoMedioMin=mean(MinValues);
ptoMedioMax=mean(MaxValues);

end
```

Anexo 4 – Função em MATLAB que alinha a superfície exterior extraída dos dados do exame TAC com a superfície captada pela Kinect V2

```
function [CMovedTrans] = tac_kin_icp(kin, tac)
%INPUTS
%   kin: string com o nome do ficheiro (.PLY) que descreve a superfície da
%   cabeça do paciente captada pela Kinect V2 durante o exame no ClearPEM
%   tac: string com o nome do ficheiro (.PLY) que descreve a superfície da
%   cabeça do paciente, extraída do volume de dados da TAC
%
%OUTPUT
%   CMovedTrans: matriz com a transformação rígida aplicada à superfície
%   %   tac
%
%RESUMO: devolve a transformação aplicada ao volume tac para alinhar superfícies
%
%
%exemplo:
% CMoved = pcread('headhd.ply');
% CFixed = pcread('eixo5_90graus_300dist+_proximo_640_5.ply'); %lei ficheiro .ply e
retorna um objeto pointCloud
```

1) matriz de rotação em torno de y e z, e correção da posição inicial da

```
%superfície TAC, para uma estimativa inicial melhorada.
CMoved = pcread(tac);
CFixed = pcread(kin);

%ângulo de rotação alterado
ag = (20*pi)/180;

A = [1 0 0 0;
     0 cos(ag) -sin(ag) 0;
     0 sin(ag) cos(ag) 0;
     0 0 0 1];

tform = affine3d(A);
CMoved = pctransform(CMoved,tform);

gridStep = 0.002;
CMoved = pcdsample(CMoved, 'gridAverage', gridStep);
CFixed = pcdsample(CFixed, 'gridAverage', gridStep);

[CFixed] = pcdnoise(CFixed);
[CMoved] = pcdnoise(CMoved);
```

2) desloca as mesh para o centro dos eixos

acha os centros das pointClouds

```

CFmean = mean(CMoved.Location);

CMmean = mean(CFixed.Location);

%T(translação) traz para a base xyz=(0,0,0), Rx (rotação no eixo x)
Tmoved = [1 0 0 0;
          0 1 0 0;
          0 0 1 0;
          -CFmean(1) -CFmean(2) -CFmean(3) 1];

Tfixed = [1 0 0 0;
          0 1 0 0;
          0 0 1 0;
          -CMmean(1) -CMmean(2) -CMmean(3) 1];

tformxT = affine3d(Tmoved);
CMoved = pctransform(CMoved, tformxT);

CFixed1=CFixed;
CMoved1=CMoved;

```

3) seleção da superfície tac comum à Kinect V2

```

roi = [-inf,inf;-inf,0;(min(CMoved.ZLimits)+0.01),inf]; %região de interesse
sampleIndices = findPointsInROI (CMoved,roi);
CMoved = select(CMoved,sampleIndices);

% aplica rotação para que a superfície do exame TAC fique com a mesma
% orientação da CFixed
angx = 180*(pi/180);
Rx = [1 0 0 0;
      0 cos(angx) -sin(angx) 0;
      0 sin(angx) cos(angx) 0;
      0 0 0 1];

angy = 180*(pi/180);
Ry = [cos(angy) 0 sin(angy) 0;
      0 1 0 0;
      -sin(angy) 0 cos(angy) 0;
      0 0 0 1];

Rt=Rx*Ry;

tformm = affine3d(Tfixed);
tformx = affine3d(Rt);

% aplicação das transformadas
CFixed = pctransform(CFixed, tformm);
CMoved = pctransform(CMoved, tformx);
CFixed1 = pctransform(CFixed1, tformm);
CMoved1 = pctransform(CMoved1, tformx);

```

```

mm = CMoved.Location;

figure, hold on;
pcshow(CFixed.Location);
pcshow(mm);
title('Inicial surfaces: Partial TAC and Kinect'), xlabel('X (m)'), ylabel('Y (m)'), zlabel('Z (m)');

```

4) aplicação da matriz descoberta na função ICP_finite, introduzida por Kroon

```

[Points_Moved,M]=ICP_finite(CFixed.Location, mm, struct('TolP',0.01));

figure, hold on;
pcshow(CFixed.Location);
pcshow(Points_Moved);
title('Aligned Surfaces: Partial TAC and Kinect'), xlabel('X (m)'), ylabel('Y (m)'), zlabel('Z (m)');

CMoved1 = pcdownsampling(CMoved1, 'nonuniformGridSample', 60);

%visualização das superfícies desalinhadas Kinect V2 e TAC
figure, hold on;
pcshow(CFixed);
pcshow(CMoved1.Location, 'blue');
title('Superfícies iniciais: TAC e Kinect'), xlabel('X (m)'), ylabel('Y (m)'), zlabel('Z (m)');

%aplica matriz descoberta na função ICP_finite
CMovedTrans = affine3d(M. ');
CMoved1 = pctransform(CMoved1, CMovedTrans);

```

5) visualização das superfícies alinhadas Kinect V2 e TAC

```

figure, hold on;
pcshow(CFixed.Location);
pcshow(CMoved1.Location, 'blue');
title('Superfícies alinhadas: TAC e Kinect'), xlabel('X (m)'), ylabel('Y (m)'), zlabel('Z (m)');

```

Anexo 5 – Função em MATLAB que permite visualizar volumes de dados provenientes de duas modalidades médicas diferentes, guardadas em matrizes $m \times n \times p$

```
function [] = visualiza3d(vol_f, vol_m)

%INPUTS
%   vol_f: matriz representante do volume de dados da modalidade média A
%   vol_m: matriz representante do volume de dados da modalidade média B
%
%OUTPUT
%   visualização apenas.

%representar as duas modalidades com perspectiva tridimensional
helperVolumeRegistration(vol_f, vol_m);
title('Vista sobre uma fatia em cada eixo, para cada modalidade');

%representar um plano de cada volumes alinhados, um de cada modalidade
centerFixed = size(vol_f)/2;
centerMoving = size(vol_m)/2;
figure
imshowpair(vol_m(:,:,centerMoving(3)), vol_f(:,:,centerFixed(3)));
title('Sobreposição de uma fatia de cada modalidade')
```