

UNIVERSIDADE DE LISBOA

Faculdade de Ciências

Departamento de Física



Aquisição, Processamento e Análise de Imagens de Medicina Nuclear

Ana Raquel Rocha Reis

Relatório de Estágio Profissional

Mestrado em Engenharia Biomédica e Biofísica

Engenharia Clínica e Instrumentação Médica

2012

UNIVERSIDADE DE LISBOA

Faculdade de Ciências

Departamento de Física



Aquisição, Processamento e Análise de Imagens de Medicina Nuclear

Ana Raquel Rocha Reis

Relatório de estágio orientado pelo Prof. Doutor Pedro Almeida

Mestrado em Engenharia Biomédica e Biofísica

2012

Agradecimentos

Ao Professor Doutor Pedro Almeida, da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa, pela orientação deste relatório de estágio, nomeadamente, pelos conhecimentos transmitidos, pelas sugestões importantes e pela disponibilidade demonstrada ao longo do desenvolvimento deste trabalho.

Ao Professor Doutor Eduardo Ducla-Soares, da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa, pela criação da oportunidade de estágio na Philips S.A. e, principalmente, pelo entusiasmo, apoio e disponibilidade demonstrada durante os 5 anos do curso de Engenharia Biomédica e Biofísica, pela confiança depositada enquanto aluna e profissional de Engenharia Biomédica e Biofísica e pelos saberes transmitidos.

Aos Professores Doutores, Alexandre Andrade, Pedro Cavaleiro Miranda, Hugo Ferreira e Ricardo Salvador, do Instituto de Biofísica e Engenharia Biomédica, pela disponibilidade e sobretudo, pelos valiosos conhecimentos transmitidos durante a minha formação como Engenheira Biomédica e Biofísica.

À Philips *Healthcare* nos nomes do Engenheiro Manuel Eugénio, *Country Manager Portugal*, e do Engenheiro Carlos Oliveira, *Customer Support Manager*, pela oportunidade de realização de um estágio profissional na área de Aplicações Clínicas e pela confiança nos meus conhecimentos intelectuais e competências profissionais.

Aos meus colegas Especialistas de Aplicações da Philips na área de Medicina Nuclear, Krzysztof Ciborowski, da Philips Polónia, e Pilar Cuenca Rodriguez, da Philips Espanha, pela transferência de conhecimentos sobre aplicações de medicina nuclear, pelo esclarecimento de dúvidas e pela disponibilidade demonstrada.

Aos meus colegas da Philips de outras áreas de Aplicações Clínicas, nomeadamente, à Anabela Mendes (Tomografia Computorizada e Ressonância Magnética), Monika Elenkova (Ecografia), Nuno Loução (Ressonância Magnética), Marlene Brandão (Raio-X e Mamografia) e Runya Mukanganwa (Mamografia e Esterotaxia) da Philips UK pela oportunidade de participar nas suas formações nos clientes, pelos conhecimentos

transmitidos, pelos esclarecimentos de dúvidas e pela amizade demonstrada ao longo destes meses.

Em geral, aos profissionais da Philips com quem tive oportunidade de trabalhar, embora os nomes não se encontrem citados por serem muitos, pela disponibilidade, companheirismo, amizade e bons momentos passados que fizeram deste estágio profissionalmente enriquecedor e prazeroso.

Ao Hospital de Santa Maria, em Lisboa, nomeadamente ao serviço de imagiologia, pela disponibilização dos seus recursos e pelo fornecimento de conhecimentos sobre técnicas de radiologia, softwares de aquisição e processamento Philips nas áreas de Raio-X e Tomografia Computorizada.

À Fundação Champalimaud, em Lisboa, nomeadamente ao serviço de Medicina Nuclear, no nome do Professor Doutor Durval Costa, Director Clínico da Medicina Nuclear, pela disponibilização de recursos para o desenvolvimento do meu trabalho de mestrado e pela oportunidade de colaborar com o serviço na exploração das aplicações da estação de trabalho de Medicina Nuclear da Philips e no desenvolvimento de estudos científicos. Agradeço ainda a toda a equipa, à Doutora Carla Oliveira, Radiofísico Rui Perafita e Técnicos Bruno Martins, Diana Dantas, Vanessa Duarte, Ana Canudo e Sandra Chaves pela transmissão de conhecimentos, disponibilidade e amizade ao longo dos últimos meses.

Aos demais clientes da Philips onde tive oportunidade de trabalhar nestes 12 meses de estágio, de norte a sul de Portugal, pela disponibilidade e saberes transmitidos.

À minha família, mãe, pai e irmã, pelos conselhos, pela compreensão e pelo apoio demonstrados antes e, principalmente, durante a realização deste trabalho de estágio.

Aos meus familiares, pela preocupação, incentivo e apoio demonstrados. Á minha madrinha, Lurdes, pela preocupação constante e pelos conselhos sábios antes e durante a realização do estágio.

Aos meus amigos, pela amizade e preocupação ao longo do meu percurso académico e profissional e pelo apoio nos bons e maus momentos.

Aos meus colegas e amigos Rui Azinheiro, Joana Manso, António Correia e, em particular, à Cátia Alves, pela troca de experiências ao longo da minha formação académica e profissional, pela amizade, pelo apoio e encorajamento em alturas de excesso de trabalho e por me proporcionarem momentos de diversão e descontração durante períodos intensos de trabalho. Também à colega e amiga, Sara Ferreira, pela admiração transmitida que serviu em muitas ocasiões, como estímulo para o meu empenho e dedicação neste estágio.

A todos aqueles que directa ou indirectamente contribuíram para a realização e sucesso deste trabalho.

A todos o meu sincero OBRIGADA.

Resumo

Este relatório pretende ser um documento reflexivo e representativo dos conhecimentos adquiridos e das actividades desenvolvidas ao longo do Estágio Profissional em Aplicações Clínicas de Medicina Nuclear na Philips S.A. Deste modo, após uma contextualização teórica sobre a Medicina Nuclear que serviu de ponto de partida para o meu percurso nesta área, serão apresentadas as ferramentas de trabalho, ou seja, os equipamentos de Medicina Nuclear da Philips, a Câmara Gama e o sistema PET-CT, bem como os softwares de aquisição e processamento de imagem destes dois sistemas.

A utilidade da imagem de medicina nuclear para diagnóstico clínico depende da forma como esta é adquirida e do processamento que sofre após a sua reconstrução. Como tal, o especialista de aplicações tem um papel determinante na optimização e personalização dos protocolos de aquisição de imagem dos clientes e na exploração dos métodos de processamento e quantificação de estudos de medicina nuclear junto dos prestadores de cuidados de saúde. Neste sentido, este trabalho apresentará alguns dos protocolos de aquisição e processamento de imagem que foram desenvolvidos com a minha colaboração, no serviço de Medicina Nuclear da Fundação Champalimaud. Os estudos apresentados têm como objectivo ser um exemplo ilustrativo do meu trabalho como Especialista de Aplicações de Medicina Nuclear e podem ser utilizados como referência para os utilizadores da Câmara Gama e da unidade PET-CT da Philips.

Assim, estes doze meses de estágio representaram uma das maiores experiências da minha formação, pois nela foram desenvolvidas competências profissionais, pessoais e sociais que serão um trunfo no percurso como Engenheira Biomédica e Biofísica e que se encontram aqui afiguradas através dos conhecimentos teóricos e casos práticos relatados e pelo entusiasmo como são descritos.

Palavras-chave: Câmara Gama, Unidade PET-CT, SPECT, PET, Dinâmico, Estáticas, Cintigrafia.

Abstract

This document is a reflection and an illustration of the knowledge and the activities developed during my clinical applications trainee in Nuclear Medicine at Philips S.A. Initially, I did an overview about Nuclear Medicine and after that I described my working tools, in other words, the Nuclear Medicine Devices of Philips: Gama Camera and PET-CT System, as well as the acquisition and processing software of both systems.

The utility of Nuclear Medicine image in medical diagnostic depends on how the image is acquired and processed after its reconstruction. Thus, the Application Specialist plays a crucial role in the optimization and customization of image acquisition protocols of the customer. In addition, the Application Specialist should help the customer to acquire new studies that will allow the development of image processing and quantification strategies. Therefore, this document will present some of the acquisition and processing protocols developed with my collaboration in Nuclear Medicine Department of Champalimaud Foundation, in Lisbon. The purpose of the described studies is to be an illustrative example of my work as an Application Specialist of Nuclear Medicine and also be used as a reference to the Philips Gamma Camera and PET-CT users.

In conclusion, I think that these twelve months of trainee have been one of the greatest experiences of my training, because they allowed me to develop my professional, personal and social skills which will help me grow as Biophysics and Biomedical Engineer. The acquired skills are presented throughout on this document with the knowledge and the study cases as well as the enthusiasm of how they are described.

Key-Words: Gamma Camera, PET-CT system, SPECT, PET, Dynamic, Static, Scintigraphy.

Índice de Figuras

<i>Figura 1 – Representação esquemática da câmara gama.(5)</i>	6
<i>Figura 2 – Tubo fotomultiplicador. À esquerda: esquema electrónico e à direita: sinal amplificado ao longo dos dínodos.(5)</i>	7
<i>Figura 3 – Curva actividade-tempo. (4)</i>	8
<i>Figura 4 – Representação da sincronização da aquisição de dados com o sinal de electrocardiograma numa imagem gated (2)</i>	9
<i>Figura 5 – (A) Ilustração da construção de um sinograma representando um corte fino do coração obtido a partir das vistas (projecções) de uma amostra resultante de um arco de 180° em torno do paciente. (B) Sinograma completo contendo todas as projecções. (9)</i>	10
<i>Figura 6 – Representação da aquisição de 3 projecções.(10)</i>	11
<i>Figura 7 – Representação da FBP. (10)</i>	11
<i>Figura 8 – Funções filtro Shepp-Logan, Butterworth, Hann, Parzen (10)</i>	12
<i>Figura 9 - Representação esquemática da correcção da atenuação (9)</i>	14
<i>Figura 10 – Representação da reacção de aniquilação (9)</i>	15
<i>Figura 11 – Detecção de coincidências na câmara PET. (43)</i>	17
<i>Figura 12 – Eventos de coincidência (3)</i>	17
<i>Figura 13 – (A) Efeito de profundidade de iteração. (B) Um anel mais largo da gantry reduzirá esse efeito. (9)</i>	19
<i>Figura 14 – Configuração do scanner CT com os detectores a rodarem sincronamente com a fonte de raio-X. (9)</i>	21
<i>Figura 15 – (A) Aquisição axial; (B) Aquisição helicoidal. (9)</i>	21
<i>Figura 16 – CT Units: Hounsfield Scale (41)</i>	22
<i>Figura 17 – Sistema de imagem BrightView XCT da Philips.(44)</i>	23
<i>Figura 18 – Programação do estudo do paciente na estação de aquisição JETStream da Philips.(45)</i>	24
<i>Figura 19 – Pagina inicial da estação de trabalho EBW NM da Philips.(20)</i>	25
<i>Figura 20 –Sistema Gemini PET-CT da Philips (16)</i>	26
<i>Figura 21 – Linfocintigrafia da mama para detecção de nódulo sentinela realizada na BrightView. À esquerda, imagem estática anterior realizada 60 minutos após a injeção do radiofármaco e à direita, imagem estática lateral esquerda realizada 60 minutos após a injeção do radiofármaco....</i>	30
<i>Figura 22- Cintigrafia Ossea realizada na BrightView para estadiamento de adenocarcinoma da prostata. Imagem estática anterior à esquerda e imagem estática posterior à direita com indicação de</i>	

<i>hiperfixação óssea do radiofármaco na bacia. Utilização da aplicação “NM Whole Body” da Philips para processamento das imagens.....</i>	<i>32</i>
<i>Figura 23 – Aquisição CT adquirida no equipamento PET-CT Gemini (à esquerda) e aquisição SPECT adquirida na Câmara Gama Brightview (ao centro). Registo automático de ambas as tomografias a partir da aplicação “Automatic Registration” da Philips (à direita).....</i>	<i>33</i>
<i>Figura 24 – Imagens resultantes do estudo dinâmico de duas fases do Renograma. Os primeiros frames apresentam a chegada do radiofármaco aos rins e os seguintes mostram a excreção para a bexiga.</i>	<i>36</i>
<i>Figura 25 – Processamento do dinâmico renal na aplicação “NM Renal” da Philips.</i>	<i>37</i>
<i>Figura 26 – Processamento da ARN planar utilizando a aplicação “NM Cardiac” da Philips.</i>	<i>40</i>
<i>Figura 27 – Processamento de uma SPECT de perfusão de miocárdio na aplicação “QBS - Quantitative Blood Pool SPECT”. A informação a vermelho é respectiva ao ventrículo esquerdo e a azul ao ventrículo direito.....</i>	<i>41</i>
<i>Figura 28 – Orientação dos cortes para a visualização dos dados da tomografia de perfusão do miocárdio.(22).....</i>	<i>43</i>
<i>Figura 29 – Processamento de uma SPECT de Perfusão do Miocárdio na aplicação “AutoSPECT Pro” da Philips. Cada coluna de imagens representa um intervalo do ciclo cardíaco e as linhas ímpares representam a aquisição em stress cardiovascular (STR) e a as linhas pares em repouso (RST). A duas primeiras linhas de imagens correspondem ao plano eixo curto (SAX), as duas linhas do meio correspondem ao eixo longo vertical (VLA) e as duas últimas linhas correspondem ao eixo longo horizontal (HLA).....</i>	<i>44</i>
<i>Figura 30 – Alteração do esquema de visualização das imagens para permitir observar a escala de cor utilizada na Figura 29 para o estudo em stress (em cima) e em repouso (em baixo). Mapa de cor utilizado – “Cardiac”.....</i>	<i>45</i>
<i>Figura 31 – Colimador Pinhole. Possui um único buraco com poucos milímetros de diâmetro e permite magnificar imagens de órgãos pequenos como a tiróide.(9)</i>	<i>46</i>
<i>Figura 32 – Processamento da imagem estática anterior da tiróide na aplicação “NM Endocrine” da Philips.....</i>	<i>47</i>
<i>Figura 33 – Imagens Estáticas com vista anterior, RAO e LAO utilizando o colimador pinhole processadas na “Application Suite” da Philips.....</i>	<i>48</i>
<i>Figura 34 – Sinapse da dopamina.....</i>	<i>49</i>
<i>Figura 35 – Resultado do processamento do DatScan na aplicação Auto SPECT Pro da Philips.</i>	<i>51</i>
<i>Figura 36 – Quantificação do DatScan na aplicação JETPack da Philips utilizando o método Durval-Costa.....</i>	<i>52</i>
<i>Figura 37 – Imagens resultantes da soma de imagens estáticas adquiridas em simultâneo com janelas de energia distintas, utilizando a aplicação “Application Suite” da Philips.</i>	<i>53</i>
<i>Figura 38 – Desenho de ROIs na imagem composta dos frames da Dacriocintigrafia a partir da aplicação “General Review” da Philips.</i>	<i>54</i>

<i>Figura 39 – Curvas tempo-actividade das glândulas lacrimais obtidas a partir da aplicação “General Review” da Philips.</i>	55
<i>Figura 40 - Processamento do dinâmico das glândulas salivares na aplicação “Application Suite” da Philips.</i>	57
<i>Figura 41 – Imagem 3D Inteiro resultante da fusão PET e CT na aplicação Fusion Viewer. Paciente com metástases hepáticas originárias de uma neoplasia primária do colón.</i>	60
<i>Figura 42 – Imagens PET-CT tardias do abdómen resultantes de dois estudos realizados no mesmo paciente em datas diferentes. À direita imagens PET-CT do estudo antes da quimioterapia e à esquerda reestadiamento após quimioterapia.</i>	61
<i>Figura 44 – Imagem 3D da fusão PET-CT cerebral processada na aplicação “Fusion Viewer” da Philips. Visualização da hipercaptação de FDG próximo da cúpula do crânio.</i>	63
<i>Figura 43 – Visualização do mesmo corte axial CT, PET e fusão PET-CT na aplicação “Fusion Viewer” da Philips, onde foi medido um SUVmax=16,9.</i>	63
<i>Figura 45 – Comparação de cortes axial e coronal para a mesma aquisição, mas reconstruída com um filtro padrão (imagens da direita) e com um filtro de suavização (imagens da esquerda).</i>	64
<i>Figura 46 - Aquisição respiratória gated retrospectivo. As imagens adquiridas representam a 0%, 25%, 50% e 75% da fase de um ciclo respiratório na curva. (28).</i>	65
<i>Figura 47 – Aquisição respiratória gated prospectivo. A imagem é apenas adquirida no patamar do ciclo respiratório correspondente ao fim da expiração ou máximo de inspiração. (28)</i>	66
<i>Figura 48 – Imagens PET, CT e fusão PET-CT do Tórax adquirido em 4D Gated Prospectivo.</i>	67
<i>Figura 49 – Imagens PET, CT e fusão PET-CT do Tórax adquirido com CT lenta.</i>	68
<i>Figura 50 – Paciente com nódulos pulmonares solitários com SUVmax=3,6 medido a partir da aplicação Fusion Viewer da Philips.</i>	69
<i>Figura 51 – Cortes axiais da pélvis resultante de um estudo PET-CT corpo inteiro com imagem CT (ao centro) afectada pelo artefacto metálico da prótese de anca.</i>	71
<i>Figura 52 – Imagens CT resultantes da variação de correntes e tensões aplicadas em fantoma com objecto metálico no interior.</i>	72
<i>Figura 53 – Resultado do processamento de dois estudos do mesmo paciente na aplicação Tumor Tracking para avaliação da resposta à radioterapia para tratamento de metástases.</i>	74
<i>Figura 54 -MammoDiagnost DR (40).</i>	77
<i>Figura 55 – Unidade de stereo.(39).</i>	77
<i>Figura 56 - Posições do interruptor de segurança da agulha(39).</i>	78
<i>Figura 57 – Configuração de agulhas de biopsia. (39)</i>	79
<i>Figura 58 – Coordenadas da unidade Stereo. (39).</i>	80
<i>Figura 59 – Colocação de prótese de anca. Monitorização do procedimento cirúrgico através de imagens de Fluoroscopia. (47).</i>	83
<i>Figura 60 – Cirurgia ortopédica ao osso calcâneo com recurso ao intensificador de imagem da Philips. (47).</i>	83

<i>Figura 61 – Apresentação geral do sistema. (34).....</i>	<i>84</i>
<i>Figura 62 – Movimentos possíveis do BV endura.....</i>	<i>84</i>
<i>Figura 63 – Painel de controlo do suporte de braço em C.(34).....</i>	<i>85</i>
<i>Figura 64 – Estação de trabalho do intensificador de imagem BV. (48).....</i>	<i>86</i>

Índice de Tabelas

<i>Tabela 1 – Propriedades desejáveis num cristal cintilador.(4)</i>	6
<i>Tabela 2 - Factores que afectam a performance do colimador paralelo. (38)</i>	7
<i>Tabela 3 – Sugestão de protocolo de aquisição para a detecção de nódulo</i>	30
<i>Tabela 4 - Sugestão de protocolo de aquisição para a Cintigrafia Óssea de Corpo Inteiro na BrightView da Philips</i>	33
<i>Tabela 5 - Sugestão de Protocolo de aquisição para a SPECT Óssea de uma região de interesse na BrightView da Philips</i>	34
<i>Tabela 6 - Sugestão de protocolo de aquisição para a renografia com cálculo da GFR na BrightView da Philips</i>	38
<i>Tabela 7 - Sugestão de Protocolo de Aquisição de uma ARN Planar para uma vista LAO adquirida na BrightView da Philips</i>	42
<i>Tabela 8 – Sugestão de Protocolo de Aquisição de uma ARN SPECT adquirida na BrightView da Philips</i>	42
<i>Tabela 9 – Sugestão de protocolo de pós-processamento para SPECT cardíaca de perfusão do miocárdio adquirida na BrightView da Philips</i>	44
<i>Tabela 10 – Sugestão de protocolo de aquisição para SPECT cardíaca de perfusão do miocárdio</i> ...	45
<i>Tabela 11 - Sugestão de protocolo de aquisição para a cintigrafia à tiróide na BrightView da Philips</i>	47
<i>Tabela 12 - Sugestão de protocolo de aquisição para a SPECT do Transporte de dopamina</i>	50
<i>Tabela 13 - Sugestão de protocolo de processamento para SPECT cerebral de perfusão do miocárdio adquirida na BrightView da Philips</i>	51
<i>Tabela 14 – Sugestão de protocolo de aquisição de imagens estáticas para tratamento com ¹³¹I</i>	53
<i>Tabela 15 – Sugestão de Protocolo de Aquisição da Dacriocintigrafia a partir da Brightview da Philips</i>	55
<i>Tabela 16 – Sugestão de Protocolo de Aquisição de um estudo dinâmico das glândulas salivares adquirido na BrightView da Philips</i>	56
<i>Tabela 17 - Sugestão de protocolo de aquisição PET-CT para a Gemini TF num estudo corpo inteiro para pacientes com peso < 90 Kg</i>	59
<i>Tabela 18 - Sugestão de protocolo de aquisição PET-CT para a Gemini TF num estudo cerebral para pacientes</i>	62
<i>Tabela 19 - Sugestão de protocolo de aquisição PET-CT para a Gemini TF num estudo pulmonar 4D</i>	67
<i>Tabela 20 - Sugestão de protocolo de aquisição PET-CT para a Gemini TF num estudo toraxcom CT lenta</i>	68

ABC – Auto Body Contour

AFOV – Axial Field-of-View

AP- Antero Posterior

AEC - Automatic Exposure Control

AV – Average

ARN – Angiografía por radionuclídeo

BGO - Bismuth Germinate Oxide

CFOV - Central Field of View

CT – Computed Tomography

CTAC – Computed Tomography Atenuation Correction

DICOM - Digital Imaging and Communications in Medicine

EBW - Extended Brilliance Workspace

ERPF - Effective renal plasma flow

ED – End Diastole

ES - End Systole

ET – Emission Tomography

FBP – Filtered back projection

FDG – Fluorodeoxyglucose (18F)

FOV – Field of View

GRF – Glomerular Rate Filtration

GSO - Gadolinium Orthosilicate

HDF – High Dose Fluoroscopy

HU – Hounsfield Unit

LAO – Left Anterior Oblique

LDF – Low Dose Fluoroscopy

LEHR – Low Energy High Resolution

LED – Light emitting diode

LL – Left Lateral

LOR – Line of response

LPO – Left Posterior Oblique

LSF - Line Spread Function

LSO - Leutetium Orthosilicate
LVEF – Left Ventricular Ejection Fraction
MLEM - Maximum Likelihood Expectation Maximization
MPI – Myocardial Perfusion Imaging
MUGA - Multi Gated Acquisition Scan
NM - Nuclear Medicine
OSEM - Ordered Subsets Expectation Maximization
SPECT – Single Photon Emission Computed Tomography
SD – Standard Desviation
SW - Slice Width
PET – Positron Emission Tomography
PMT – Photomultiplier tubes
PO - Purchase Order
QA – Quality Assurance
QC – Quality Control
RAO – Right Anterior Oblique
RIS – Radiology Information System
ROI - Region of Interest
RVEF – Right Ventricular Ejection Fraction
SU – Stereo Unit
TAC – Time Activity Curve
UFOV - Useful Field of View

AGRADECIMENTOS	I
RESUMO	IV
ABSTRACT	V
ÍNDICE DE FIGURAS	VI
ÍNDICE DE TABELAS	X
ACRÓNIMOS	XI
ÍNDICE	XIII
INTRODUÇÃO	1
1.1 APRESENTAÇÃO DA EMPRESA	1
1.2 ENQUADRAMENTO.....	1
1.3 APRESENTAÇÃO DO ESTÁGIO.....	2
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	5
2.1 TOMOGRAFIA DE EMISSÃO	5
2.1.1 SPECT	5
2.1.1.1 DETECÇÃO DOS RAIOS GAMA.....	6
2.1.1.2. COLIMAÇÃO.....	7
2.1.1.3. AQUISIÇÃO.....	8
2.1.1.4. RECONSTRUÇÃO E PROCESSAMENTO.....	11
2.1.2 PET	15
2.1.2.1. DETECÇÃO DOS RAIOS GAMA.....	16
2.1.2.2. SENSIBILIDADE E RESOLUÇÃO	18
2.1.2.3. RECONSTRUÇÃO E PROCESSAMENTO.....	19
2.1.3. COMBINAÇÃO PET-CT.....	20
2.1.3.1. PRINCÍPIOS BÁSICOS DE CT	21
3. EQUIPAMENTOS DE MEDICINA NUCLEAR DA PHILIPS	23
3.1. CÂMARA GAMA	23
3.2. SISTEMAS PET-CT	26
4. CASOS PRÁTICOS DE APLICAÇÕES CLÍNICAS	28
4.1. CÂMARA GAMA: BRIGHTVIEW	28
4.1.1. DETECÇÃO DE NÓDULO SENTINELA	28
4.1.2. CINTIGRAFIA ÓSSEA	30
4.1.3. RENOGRAFIA	34

4.1.4. ANGIOGRAFIA POR RADIONUCLIDEO (ARN).....	38
4.1.6. PERFUSÃO DO MIOCÁRDIO	42
4.1.7. CINTIGRAFIA À TIRÓIDE	46
4.1.9. TERAPÊUTICA COM ¹³¹ I.....	52
4.1.10. DACRIOCINTIGRAFIA.....	54
4.1.11. CINTIGRAFIA DAS GLÂNDULAS SALIVARES	56
4.2.1. PET-CT CORPO INTEIRO.....	59
4.2.2. PET-CT CEREBRAL	62
4.2.3. PET-CT PULMONAR.....	64
4.2.4. PROTOCOLO PET-CT PARA PACIENTES COM IMPLANTES METÁLICOS.....	70
4.2.5. AVALIAÇÃO DA PROGRESSÃO TUMORAL.....	73
5. OUTROS TRABALHOS REALIZADOS	75
5.1. APLICAÇÕES DE ESTEREOTAXIA (GUIADA POR MAMOGRAFIA)	75
5.1.1. REVISÃO DA LITERATURA.....	75
5.2. APLICAÇÕES DE RAIO-X: INTENSIFICADOR DE IMAGEM.....	82
5.2.1. REVISÃO DA LITERATURA.....	82
5.2.2. BV ENDURA.....	82
6. CONCLUSÃO	87
6.1. APRECIÇÃO DO ESTÁGIO	87
6.2. PERSPECTIVAS FUTURAS.....	88
REFERÊNCIAS.....	89
ANEXOS	XV

1.1 Apresentação da empresa

A Royal Philips Electronics é uma empresa Holandesa dedicada à Saúde e Bem-estar que tem como objectivo melhorar a qualidade de vida das pessoas com a introdução atempada de importantes inovações. Como líder mundial em produtos relacionados com a saúde (Healthcare), o estilo de vida (Consumer Lifestyle) e a iluminação (Lighting), a Philips integra tecnologias e design em soluções centradas nas pessoas e baseadas nas necessidades dos clientes e na promessa de marca da empresa "*sense and simplicity*" (1).

A Philips está presente em Portugal desde 9 de Novembro de 1927, através da Philips Portuguesa, S.A. Em 2011, a Philips transferiu a sua sede do Arquiparque, Miraflares em Lisboa, para as instalações no Lagoas Park, Porto Salvo, em Lisboa.

Do catálogo da Philips Healthcare fazem parte áreas como a Monitorização (electrocárdiografos, desfibrilhadores, telemetrias cardíacas, etc), Ecografia, Raio-x (convencional, digital directo, mamografia, angiografia, intensificador de imagem, etc), Tomografia Computorizada (CT), Ressonância Magnética e Medicina Nuclear (câmara gama e PET-CT).

1.2 Enquadramento

A área de *Healthcare* de uma empresa tem caracteristicamente uma estrutura organizacional e uma metodologia de trabalho muito particulares comparativamente às restantes. Neste sentido, o organograma de uma empresa de *Healthcare* pode ser, resumidamente, descrito da seguinte forma: as oportunidades de negócio estão a cargo do departamento comercial que, com a informação financeira e técnica de outros departamentos, desenvolvem a proposta comercial para o cliente.

Após a aprovação da proposta pelo cliente, é emitida a PO (*purchase order*) ao fornecedor de forma a fazer a encomenda à fábrica e é a partir deste momento que se dá o início do projecto de implementação do(s) equipamento(s). Nesta fase, intervêm, principalmente, as áreas de projectos, *service* e aplicações, por esta ordem respectivamente. O departamento de projectos

desenha a disposição dos equipamentos na sala de exames, verifica a necessidade de obras de adaptação, entre outras coisas. O *service* intervém na instalação e manutenção dos equipamentos e, por último, as aplicações formam os prestadores de cuidados de saúde relativamente ao funcionamento do equipamento instalado (hardware e software).

Adicionalmente, também poderá haver um departamento de consultoria ou de investigação. É principalmente nas últimas áreas referidas (*service*, aplicações, consultoria e investigação) que o Engenheiro Biomédico tem um papel relevante numa empresa de *Healthcare*.

1.3 Apresentação do estágio

O meu estágio foi realizado na Philips Portuguesa, S.A., no sector de *Healthcare*, na área de Aplicações Clínicas e consistiu num estágio profissional com duração de 12 meses, com início a 12 de Setembro de 2011. A oportunidade de estágio profissional surgiu a partir de um estágio curricular realizado há 2 anos na mesma empresa com duração de 6 meses.

Como a maioria das funções desempenhadas no estágio actual possuíam conhecimentos coincidentes com a Engenharia Biomédica, este constituiu uma mais-valia por permitir uma aprendizagem técnica sobre o curso de Engenharia Biomédica e Biofísica ao mesmo tempo que permitiu uma inserção antecipada no mercado de trabalho.

O Especialista de Aplicações numa empresa de *Healthcare*, para além dos conhecimentos sobre o funcionamento do hardware e dos softwares de aquisição e processamento de imagem, deve também conhecer os estudos médicos realizados pelo equipamento de forma a escolher os melhores parâmetros de aquisição para obtenção de uma boa qualidade de imagem, bem como, dominar os métodos de processamento de imagem para obtenção de imagens médicas com informação útil para diagnóstico clínico. Adicionalmente, o Especialista de Aplicações deverá conhecer os procedimentos de emergência, controlo de qualidade, calibração do sistema, entre outros. Além disso, faz parte das suas funções apoiar o cliente durante o período de vida útil do equipamento na aplicação de novos estudos.

Esta descrição do papel do Especialista de Aplicações Clínicas está de acordo com a maioria dos equipamentos médicos que tive oportunidade de trabalhar durante o estágio (câmara gama, unidade PET-CT, CT, intensificador de imagem, raio-X digital e mamografia com

unidade de estereotaxia) embora se adeque mais rigorosamente aos sistemas de medicina nuclear e à CT.

Deste modo, como uma grande parte do estágio incidiu na área de medicina nuclear e por ser uma área bastante desafiante do ponto de vista de um Engenheiro Biomédico, este trabalho irá dar maior ênfase a esta área de diagnóstico. No entanto, as restantes áreas referidas também serão abordadas neste trabalho quer por terem sido áreas igualmente desafiantes na minha formação enquanto Especialista de Aplicações, quer por possuírem conhecimentos coincidentes com Engenharia Biomédica.

Como é tradição nos estágios profissionais da Philips *Healthcare*, este estágio envolveu uma forte componente de aprendizagem que englobou várias áreas de diagnóstico médico comercializadas na Philips. Esta componente transversal do estágio tem como objectivo ganhar conhecimentos gerais sobre o funcionamento dos equipamentos Philips e sobre o fluxo de trabalho dos profissionais de Aplicações, bem como satisfazer as necessidades da empresa nas áreas de diagnóstico onde não existem Especialistas de Aplicações em Portugal.

Particularizando para a medicina nuclear, este estágio pressupõe um conhecimento base sobre os princípios físicos da câmara gama e da unidade PET-CT, bem como da imagem de medicina nuclear. Neste sentido, o estágio teve como objectivos a aquisição de conhecimentos e competências sobre o funcionamento do software de aquisição (programação de estudos, criação de protocolos de aquisição, entre outros) e funcionamento do software de processamento de imagens. Adicionalmente, visou também a aquisição de conhecimentos sobre as normas de segurança, procedimentos para controlo de qualidade, funcionamento dos movimentos da *gantry* e dos detectores da câmara gama, movimentos da mesa e da *pallet*, procedimento de troca de colimadores da câmara gama, entre outros.

As aplicações de medicina nuclear envolvem estudos planares (estáticos e dinâmicos) e estudos tomográficos (SPECT, SPECT-CT e PET-CT). Neste trabalho serão descritos alguns dos protocolos de aquisição e métodos de processamento de imagens aplicados em prática clínica tendo por base os softwares de aquisição e processamento de imagens da Philips. Alguns dos estudos planares mais comuns são: corpo inteiro (cintigrafia óssea), cardíaco (ventriculografia por radionúclideo), renal (renograma), glândulas salivares (cintigrafia das glândulas salivares), glândulas lacrimais (dacriocintigrafia), detecção de nódulo sentinela (linfocintigrafia) e endócrino (cintigrafia à tiróide). Por sua vez, os estudos SPECT e SPECT-

CT mais comuns são os cardíacos (perfusão do miocárdio) e cerebrais (DaTScan). Em relação ao PET-CT, tipicamente são realizadas aquisições corpo inteiro, cardíacas, cerebrais, pulmonares e abdominais.

2. Revisão de literatura

A medicina nuclear envolve o uso de pequenas quantidades de materiais radioactivos (traçadores moleculares) administradas ao paciente para ajudar a diagnosticar e a tratar uma variedade de doenças através da detecção da radiação gama emitida por esses radioisótopos.

2.1 Tomografia de emissão

A tomografia de emissão é um ramo da imagem médica que engloba duas técnicas principais: a tomografia computadorizada por emissão de fóton único (SPECT) e a tomografia de emissão de positrão (PET) que utilizam ambos os materiais radioactivos (traçadores moleculares) administrados ao paciente para obter imagens com informação sobre as propriedades fisiológicas do corpo (2).

A PET e a SPECT distinguem-se maioritariamente pelo tipo de radioisótopo incorporado no traçador que resultará num modo de detecção do decaimento radioactivo do radioisótopo diferente para cada técnica. Os estudos SPECT usam radiofármacos marcados com um emissor de fóton único que é um radioisótopo que emite um fóton gama por cada decaimento radioactivo (2). Por sua vez, a PET requer a marcação com um isótopo que seja emissor de positrão. Neste caso, ocorre emissão de um positrão que percorre uma distância curta (aproximadamente 1-2mm) até se aniquilar com um electrão. Da aniquilação resultam dois fótons de 511 KeV em sentidos opostos (3). Esta diferença entre o número de fótons emitidos por ambas as técnicas determina o tipo de hardware necessário para detectar e localizar cada evento (2).

2.1.1 SPECT

A SPECT implica a aquisição de vistas planares do paciente a partir de diferentes direcções, utilizando um número elevado de projecções, embora cada projecção tenha normalmente menos contagens que o que seria aceitável para uma imagem estática convencional (4). A partir das imagens adquiridas podem ser reconstruídos matematicamente um conjunto de cortes do paciente (4). Convencionalmente as imagens SPECT são vistas em três planos ortogonais: axial, sagital e coronal (4). Normalmente, as imagens axiais são directamente obtidas a partir dos dados SPECT. Os restantes planos são obtidos a partir de um conjunto de cortes axiais (4).

2.1.1.1 Detecção dos raios gama

A câmara gama é o principal instrumento para aquisição de imagens de medicina nuclear e está associada a computadores e software que processam e exibem as imagens adquiridas. Na Figura 1 está uma representação esquemática de uma câmara gama.

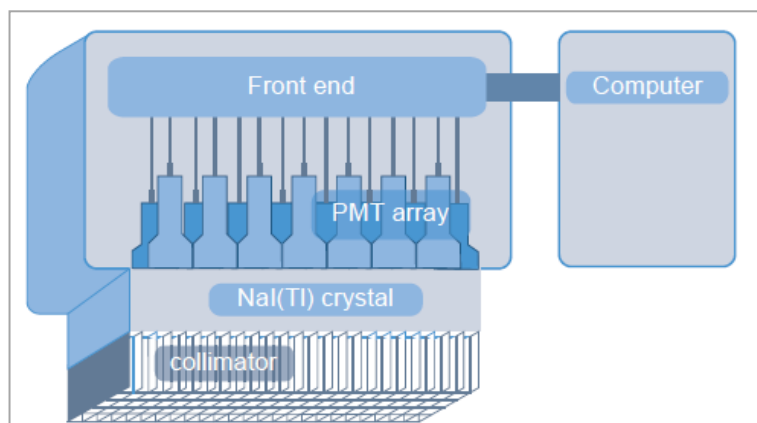


Figura 1 – Representação esquemática da câmara gama.(5)

A detecção da radiação gama é feita através de detectores constituídos por um cristal cintilador acoplado a tubos fotomultiplicadores (PMT). O cristal cintilador absorve o fóton através de absorção fotoelétrica, resultando na libertação de um electrão que atravessa

High efficiency for stopping gamma rays Stopping should be without scatter High conversion of gamma ray energy into light Wavelength of light should match response of the PMTs Crystal should be transparent to emitted light Crystal should be mechanically robust Length of scintillation should be short
--

Tabela 1 – Propriedades desejáveis num cristal cintilador.(4)

o cristal enquanto distribui a sua energia cinética sobre algumas centenas de electrões através de múltiplas colisões (5). Estes electrões vão libertar a sua energia sob a forma de um fóton visível ao olho humano, fenómeno designado por cintilação. O cristal mais usado actualmente para fótons únicos (140 keV) na câmara gama é o NaI (TI) (iodeto de sódio activado com tálio), enquanto em PET os mais comuns são o BGO (germanato de bismuto), o GSO (Silicato de Gadolinio) e o LSO (Oxiortossilicato de lutécio) (5). Na Tabela 1 estão resumidas as propriedades desejáveis para um cristal cintilador.

Por sua vez, o PMT consiste num fotocátodo seguido de uma cascata de dínodos, Figura 2. Os fótons cintiladores que saem do cristal e atingem o fotocátodo vão libertar alguns electrões do cátodo que são acelerados em direcção à carga positiva do dínodo mais próximo (5). Como os electrões chegam com elevada energia ao dínodo vão activar electrões adicionais (5). Como a voltagem se torna sistematicamente maior nos dínodos subsequentes, no final do tubo será produzido um sinal mensurável (5). Como a multiplicação da energia do electrão

em cada estado é constante, o sinal final é proporcional ao número de fótons cintiladores, que por sua vez é proporcional à energia do fóton original (5).

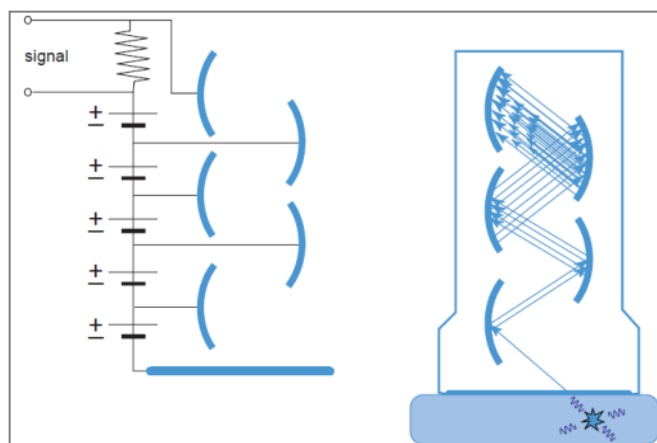


Figura 2 – Tubo fotomultiplicador. À esquerda: esquema electrónico e à direita: sinal amplificado ao longo dos dinodos. (5)

2.1.1.2. Colimação

A colimação é um componente essencial para localizar as fontes na câmara gama, uma vez que a fonte tem uma distribuição espacial desconhecida (2). Na detecção de fóton único (SPECT) e medicina nuclear convencional a colimação é feita com colimadores mecânicos que são essencialmente uma chapa espessa de chumbo com pequenos buracos (5).

No detector paralelo (colimador mais comum) a chapa de metal absorve todos os fótons que não se propagam paralelamente aos eixos dos buracos (5). Nesta abordagem muitos fótons são absorvidos, condicionando, consequentemente, a sensibilidade do detector (medida da proporção de raios gama incidentes no colimador que passam para o detector (4)). Além disso, a colimação afectará também a resolução espacial (medida da nitidez da imagem que se caracteriza pela capacidade em separar duas estruturas adjacentes (4)). Como é possível observar na Tabela 2 o design do colimador envolve um compromisso entre a resolução espacial e a sensibilidade.

Parâmetro que aumenta	Resolução	Sensibilidade
Tamanho do orifício	Piora	Melhora
Número de orifícios	Sem alteração	Melhora
Comprimento do orifício	Melhora	Piora
Espessura septal	Sem alteração	Piora
Distância do objecto ao colimador	Piora	Sem alteração

Sharp, Gemma, Smith

Tabela 2 - Factores que afectam a performance do colimador paralelo. (38)

A decisão de aumentar a resolução espacial em detrimento da sensibilidade, ou vice-versa, está relacionada com o tipo de estudo que se pretende realizar. Por exemplo, se o exame requer imagens de elevada resolução e a quantidade de radioactividade no paciente é suficientemente elevada para que o tempo de aquisição não seja indevidamente longo, então deve-se utilizar um colimador de elevada resolução (4). Pelo contrário, se forem necessárias séries de imagens de curta exposição, como num estudo dinâmico, a resolução deverá ser sacrificada para aumento da sensibilidade (4).

Outro factor importante a ter em conta na escolha de um colimador é a diferença de energia dos radionuclídeos usados: *Low energy* (<140 keV), *medium-energy* (<260 keV) e *high-energy* (<400 keV) (4). Estes colimadores diferem na espessura dos septos de chumbo entre os buracos. Na prática existe uma variedade de colimadores disponíveis para diferentes circunstâncias (anexo I).

2.1.1.3. Aquisição

Existem duas formas de aquisição de imagem na câmara SPECT: a planar e a tomográfica. Uma imagem planar apresenta uma única vista (projecção) da distribuição do radiotraçador no paciente, enquanto a imagem tomográfica é um volume de imagens da distribuição do radiotraçador computadas a partir de vários planos adquiridos com os detectores em diferentes posições (6).

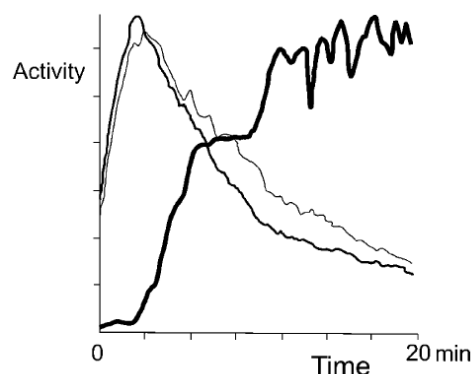


Figura 3 – Curva actividade-tempo. (4)

Na imagem planar estática o detector permanece estacionário sobre o paciente, adquirindo dados de apenas um ângulo durante um período inteiro de aquisição. Um estudo estático é preferível quando o tempo das variações fisiológicas induzidas na distribuição do radiofármaco são muito lentas e a observação destas variações não é o objectivo de estudo; ou quando a taxa de contagem dos raios gama é tão lenta que é necessário um longo tempo de aquisição de forma a alcançar uma qualidade de imagem satisfatória (2). Esta técnica é usada na maioria dos tipos de indicações de medicina nuclear, com excepção do coração e do cérebro (7).

Na aquisição planar dinâmica o detector permanecer fixo na mesma posição, sendo possível observar o movimento do radiofármaco através do corpo, adquirindo uma série de imagens planares do paciente ao longo do tempo. Cada imagem será o resultado da soma de dados durante um intervalo de tempo, tipicamente 1-10 segundos. Neste caso pode-se adquirir várias projecções ao longo do tempo criando uma visualização do movimento do radiofármaco e possibilitando uma análise de dados após a aquisição. As variações na distribuição do radiofármaco podem ser medidas desenhando ROIs em torno das estruturas de interesse (4). O sistema de aquisição de dados fará então o gráfico da actividade em função do tempo, *Figura 3*, mostrando como o número de contagens nas ROIs variam entre as frames da imagem, ou seja, com o tempo (4). Neste tipo de técnica pode ser monitorizado o processo de irrigação do sangue dos tecidos e órgãos (7).

Por sua vez, a sincronização da aquisição de dados com um sinal de electrocardiograma dá origem a uma imagem gated que representa um ciclo cardíaco, mas que é na verdade uma representação composta de centenas de ciclos cardíacos (2). O ciclo cardíaco é dividido em N intervalos de tempo (frames) de forma a obter uma sequência de N imagens (tipicamente 8 ou 16) representativas de um estado do ciclo cardíaco. Por exemplo, os dados correspondentes ao frame 1 consistem em todos os raios gama recolhidos durante um intervalo de tempo marcado como 1 no ECG da *Figura 4*, somados aos restantes dados adquiridos no mesmo intervalo de tempo nos próximos ciclos cardíacos (2).

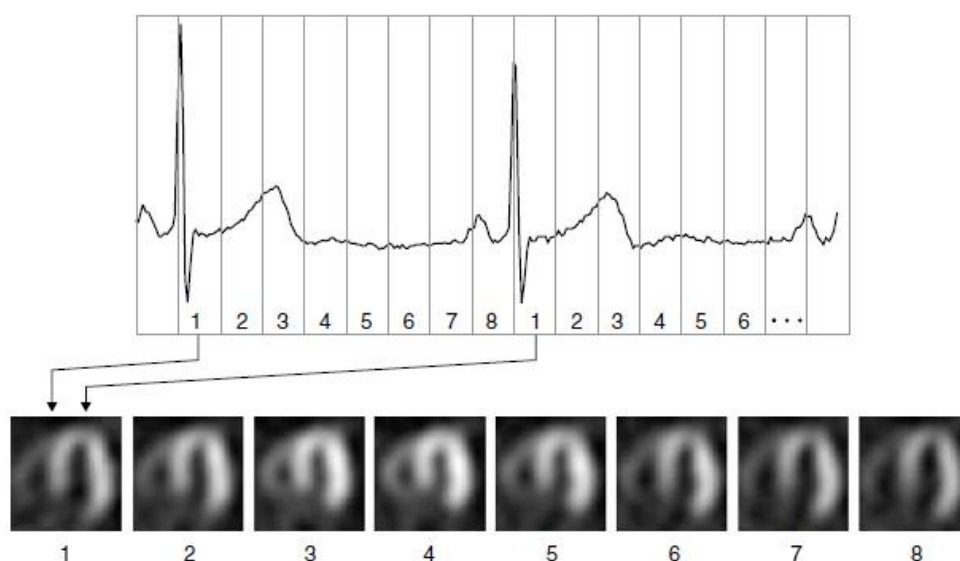


Figura 4 – Representação da sincronização da aquisição de dados com o sinal de electrocardiograma numa imagem gated (2)

Por último, numa aquisição SPECT (tomográfica) a câmara roda em torno do paciente, adquirindo imagens da distribuição do radiofármaco em diferentes ângulos. Depois de todos os ângulos terem sido observados é possível reconstruir uma visão tridimensional da distribuição do radiofármaco no corpo (8). A SPECT é ideal para analisar áreas que estão bem definidas e limitadas em tamanho, tais como o coração e o cérebro (7).

As projecções tomográficas são normalmente adquiridas num arco de rotação de 360° ou 180° dos detectores. O arco de rotação de 360° é utilizado regularmente para a maioria dos órgãos, enquanto o arco de 180° é usado para os órgãos posicionados num dos lados do corpo, como o coração. Sobre um arco completo de 360° são adquiridas normalmente 64 ou 128 projecções tomográficas, enquanto sobre um arco de 180° são obtidas 32 ou 64 projecções (9).

Um sinograma é um conjunto de projecções adquiridas de 0° até ao ângulo de rotação máximo (180° ou 360°). Cada linha do sinograma consiste nos dados adquiridos em diferentes ângulos de rotação, mas todas as linhas do sinograma vêm do mesmo corte axial, *Figura 5*. Ou seja, existe um sinograma diferente para cada corte localizado ao longo eixo longo do paciente.

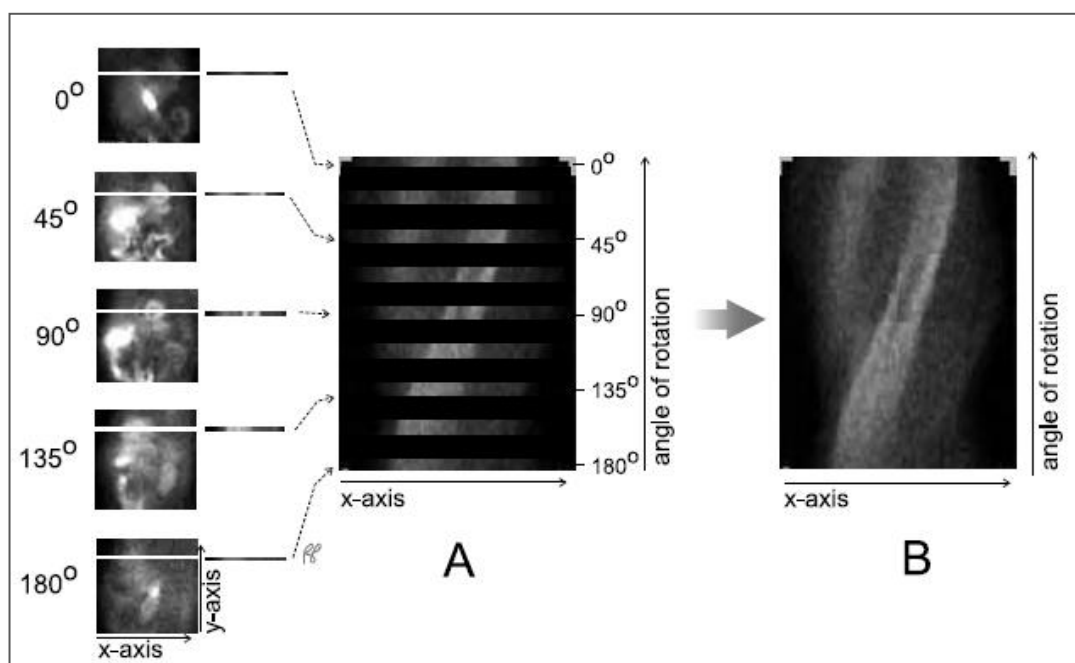


Figura 5 – (A) Ilustração da construção de um sinograma representando um corte fino do coração obtido a partir das vistas (projecções) de uma amostra resultante de um arco de 180° em torno do paciente. (B) Sinograma completo contendo todas as projecções. (9)

O movimento do paciente pode causar artefactos ou indefinição (blurring) na imagem. Para corrigir o movimento do paciente pode-se rever o sinograma de forma a detectar descontinuidades no eixo dos xx ou dos yy. As pequenas quantidades de movimento do paciente podem ser corrigidas a partir de algoritmos de correcção automática que desviam as projecções para alinhar o órgão de interesse (9).

2.1.1.4. Reconstrução e Processamento

O objectivo dos algoritmos de reconstrução é calcular de forma precisa uma distribuição 3D da radioactividade das projecções adquiridas (10). Existem duas formas de reconstruir imagens SPECT: a técnica de retro projecção filtrada (FBP) e os métodos iterativos.

A FBP (*Filtred Back Projection*) é um método analítico muito utilizado em SPECT devido à sua simplicidade, rapidez e eficiência computacional (10). Este algoritmo assume que o número de fótons registado numa projecção representa a soma da actividade localizada ao longo de uma linha perpendicular à superfície do detector (11). O procedimento de retro projecção redistribui todas estas contagens (fótons) de volta ao longo de uma linha desenhada através do espaço da imagem Figura 6 e Figura 7 (11). Os pontos de intersecção das linhas de retro projecção são assumidas como correspondendo a potenciais localizações da fonte (11).

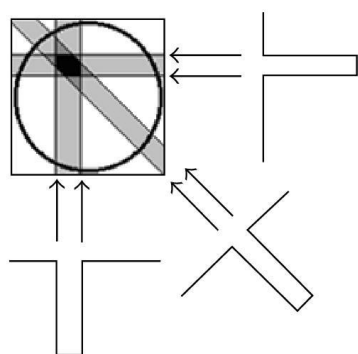


Figura 7 – Representação da FBP. (10)

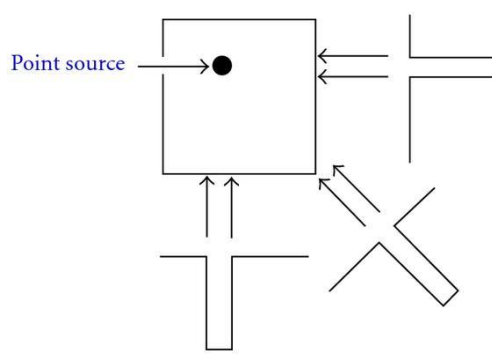


Figura 6 – Representação da aquisição de 3 projecções. (10)

O número limitado de projecções resulta num artefacto bem conhecido, denominado artefacto em estrela e numa indefinição da imagem (blurring) (10). De forma a eliminar este problema as projecções são filtradas antes de serem retroprojectadas para a matriz da imagem (10). Deste modo, é aplicado um filtro de rampa (*ramp filter*) que corresponde a um filtro passa alto que não permite que as baixas frequências que causam indefinições (blurring) apareçam na imagem (10). O filtro de rampa eliminará o artefacto em estrela causado pela retro projecção.

Apesar das vantagens já mencionadas do FBP, este algoritmo não tem em conta o ruído estatístico dos dados nem o ruído de alta frequência amplificado pelo filtro de rampa, sendo necessário incluir um filtro passa-baixo (smoothing) na reconstrução que por sua vez degradará a resolução espacial (11).

Os filtros passa-baixo são caracterizados maioritariamente por dois parâmetros: a frequência de corte (cut-off) e a ordem. A frequência de corte define a frequência acima da qual o ruído é eliminado (10). O valor da frequência de corte determina como o filtro afectará o ruído e a resolução da imagem (10). Uma elevada frequência de corte melhorará a resolução espacial, mas, no entanto, a imagem permanecerá com ruído (10). Por sua vez, uma frequência de corte baixa suavizará a imagem, mas degradará o contraste na reconstrução final (10).

A ordem controla o declive do filtro onde uma ordem maior do filtro resultará numa queda mais acentuada do declive (10). Existem vários filtros passa-baixo disponíveis na reconstrução SPECT com o objectivo de reduzir o ruído, tais como, o *Butterworth*, o *Hanning*, o *Hamming*, o *Shepp-Logan* e o *Parzen* (10). A Figura 8 representa as funções de alguns dos filtros passa-baixo referidos. A escolha do filtro deve garantir o melhor compromisso entre a redução do ruído e a resolução na imagem.

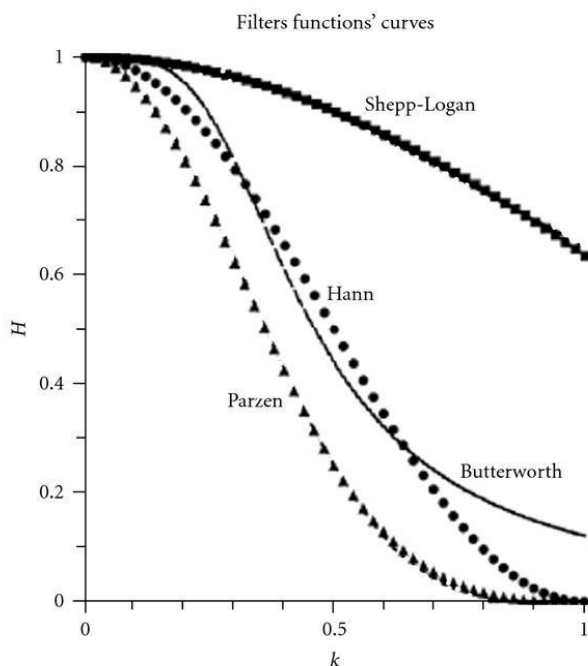


Figura 8 – Funções filtro Shepp-Logan, Butterworth, Hann, Parzen (10)

Na reconstrução iterativa o computador começa por fazer uma estimacão inicial (*guess*) dos dados para produzir um conjunto de cortes axiais. Estes cortes são usados para criar um segundo conjunto de projecções que são comparadas com as projecções originais adquiridas do paciente. Os cortes axiais da estimacão do computador são então modificados usando a razão dos dois conjuntos de projecções, ou seja, a diferença entre as projecções estimadas e as projecções adquiridas. Deste modo, é reconstruído um novo conjunto de cortes axiais que são usados para criar um novo conjunto de projecções que são comparadas com as projecções originais. Se o processo correr eficientemente, cada iteração gera um novo conjunto de projecções que se aproxima cada vez mais das projecções originais. O processo fica completo quando a diferença entre as projecções estimadas dos dados e os dados originais está abaixo do limite (*threshold*) pré-determinado (9).

Na prática, as reconstruções iterativas terminam segundo um número pré-determinado de iterações escolhido pelo radiologista, tendo em conta a qualidade global da imagem, em vez de considerar o progresso do processo até que a diferença entre as projecções estimadas e as adquiridas alcance um determinado valor. Em geral, a resolução da imagem melhora com o aumento do número de iterações. Contudo, a partir de um certo número de iterações as melhorias na resolução podem ser acompanhadas por um aumento do ruído na imagem (9).

A técnica de reconstrução iterativa mais utilizada é a *maximum likelihood expectation maximization* (MLEM). Neste algoritmo o tempo de computação é demasiado longo quando se utilizam todas as projecções em cada iteração para actualizar os cortes axiais. De forma a encurtar o tempo de processamento é usado um grupo pequeno de projecções (*subset*) dos dados estimados e originais por cada iteração para criar a correcção dos cortes. Este processo que utiliza subconjuntos em vez de todas as projecções em cada iteração é denominado de *ordered subsets expectation maximization* (OSEM) (9).

Adicionalmente, os raios gama podem ser absorvidos dentro do objecto (atenuados) e, como tal, perder o processo de imagem. Os raios gama emitidos mais profundamente do objecto têm uma maior possibilidade de serem absorvidos, de tal forma que o efeito de atenuação é fortemente dependente da profundidade (2). Se não for feita correcção da atenuação, as estruturas superficiais serão enfatizadas em detrimento das estruturas mais profundas, uma vez que os raios gama no interior do objecto não serão contabilizados (4) (2).

O coeficiente de atenuação para o Tc-99m em tecido é de 0,15/cm, o que significa que em cada centímetro de tecido entre a fonte e a camera serão absorvidos ou dispersos 15% dos fotões totais (9).

A correcção da atenuação pode ser realizada aplicando um factor de correcção que tenha em conta a profundidade da fonte e o coeficiente de atenuação do tecido. O factor de atenuação é assumido como sendo constante em toda a parte da secção do corpo. Este pressuposto é mais preciso para a cabeça e abdomen onde o tecido é uniforme e menos preciso no peito devido ao ar presente nos pulmões (9).

Existem vários algoritmos disponíveis para calcular a correcção da atenuação. Uma aplicação simplificada de uma dessas técnicas e correntemente utilizada é o algoritmo de Chang (9). A Figura 9 corresponde a uma representação esquemática desse algoritmo onde é desenhada por aproximação uma linha exterior do torax pelo computador ou manualmente, Figura 9-A, e construída uma matriz de correcção, simbolicamente representada a sombreado, onde a região mais escura indica uma maior correcção, Figura 9-B. Uma boa correcção aumenta o número de contagens na porção mais profunda do torax, Figura 9-C (9).

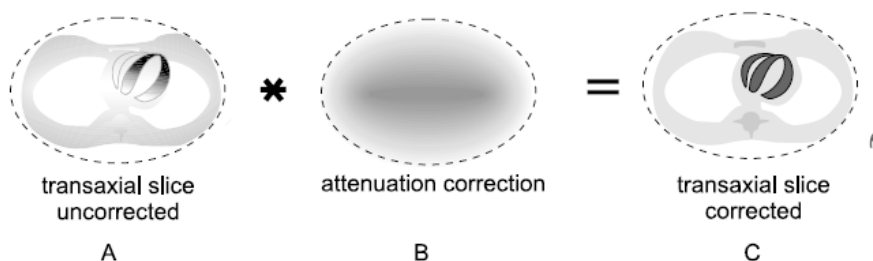


Figura 9 - Representação esquemática da correcção da atenuação (9)

Na correcção da atenuação de transmissão as matrizes de correcção são reconstruídas a partir de imagens de transmissão tomográficas, como os dados CT. A partir deste conjunto de imagens é possível estimar a quantidade de atenuação nos tecidos que, por sua vez, é usada para corrigir as imagens de emissão (SPECT e PET) (9).

2.1.2 PET

A PET utiliza as propriedades particulares dos emissores de positrões (partículas β^+) que são injectadas ao paciente na forma de fármacos radiomarcados, ligando-se especificamente a determinadas células das quais se pretende obter uma imagem (7). Os emissores de positrões têm a característica particular de produzir dois fótons gama por aniquilação, emitidos em direcções opostas um ao outro e com a mesma energia de 511 keV, Figura 10, (7).

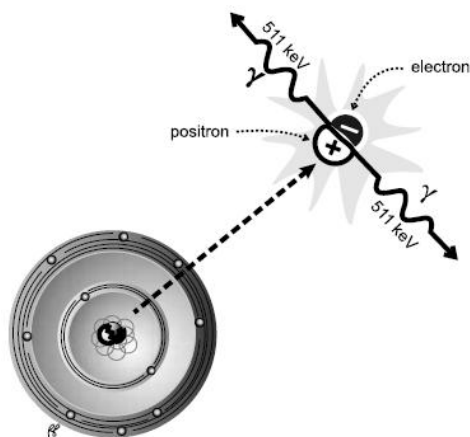


Figura 10 – Representação da reacção de aniquilação (9)

Um exemplo de um emissor de positrões muito usado em imagem PET é o ^{18}F que possui um tempo de semi-vida de 109 minutos (5). As propriedades físicas e químicas do ^{18}F tornam este radioisotopo ideal para PET, tipicamente administrado ao paciente através do açúcar FDG (fluorodeoxiglucose) (7).

Após a aquisição das imagens da emissão de positrões os dados são reconstruídos de uma forma idêntica à usada em SPECT, com a excepção de que é sempre aplicada correcção da atenuação usando, habitualmente, dados CT (9). A imagem com correcção de atenuação permite o uso do parâmetro semi-quantitativo *standardized uptake value* (SUV) para calcular a captação de ^{18}F -FDG em regiões suspeitas (12) (4).

A medição da SUV é directamente proporcional à actividade metabólica (13). Este parâmetro corresponde a uma medida da concentração de traçador num volume de interesse em relação à concentração no resto do corpo, sendo definida como (4):

$$SUV = \frac{\text{actividade de traçador numa lesão por unidade de massa}}{\text{quantidade de radioactividade injectada por unidade de massa do corpo}}$$

A SUV pode ser apresentada como o valor máximo numa lesão (SUV_{Max}) ou o valor médio numa ROI desenhada em torno de uma lesão (SUV_{Avg}) (13). No entanto, a SUV_{Max} é mais precisa, pois é menos afectada pelo tamanho e localização da ROI (13).

Contudo, deve haver algum cuidado na utilização da SUV, pois é afectada por vários factores: distribuição incorrecta do radiotraçador, obesidade do paciente, intervalo de tempo entre a administração do FDG e a aquisição, tamanho da ROI usada para medição da SUV e a concentração de glucose no sangue (13) (12).

Outro conceito inerente à aquisição PET é o de tempo por bed (apelidado min/bed). Uma bed corresponde ao AFOV (Axial Field of View) que, por sua vez, corresponde a cerca de 18 cm, dependendo das características do scanner utilizado. Deste modo, como é necessário um determinado número de eventos detectados para se obter uma imagem PET com qualidade, em cada posição da cama do paciente é adquirida uma fatia do corpo do paciente (bed), durante um intervalo de tempo determinado pelo utilizador, resultando no termo tempo por bed.

Assim, para uma imagem de corpo inteiro são necessárias habitualmente cerca de 9 beds para se ter uma FOV que cubra o corpo do paciente e são utilizados cerca de 2 minutos por bed, ou seja, a aquisição PET terá um tempo total de 18 minutos.

Contudo, o tempo por bed é afectado pelo decaimento radioactivo do radiofármaco utilizado, ou seja, quanto maior o intervalo entre o tempo de administração do radiofármaco e a aquisição, maior será o tempo necessário por bed para se obter uma boa estatística.

A PET possui várias vantagens quando comparada com a SPECT, nomeadamente, a sensibilidade e a resolução elevadas (9). A principal desvantagem da PET é o custo elevado do equipamento e o baixo tempo de meia vida de alguns dos emissores de positrões mais comuns (9).

2.1.2.1. Detecção dos raios gama

Os sistemas PET possuem centenas de blocos de detectores dispostos em forma de anel em torno do paciente que são constituídos por cristais cintiladores, permitindo a detecção dos raios gama resultantes da aniquilação do positrão. Um bloco de detector consiste numa pequena porção de um cristal ligada a quatro tubos fotomultiplicadores (9).

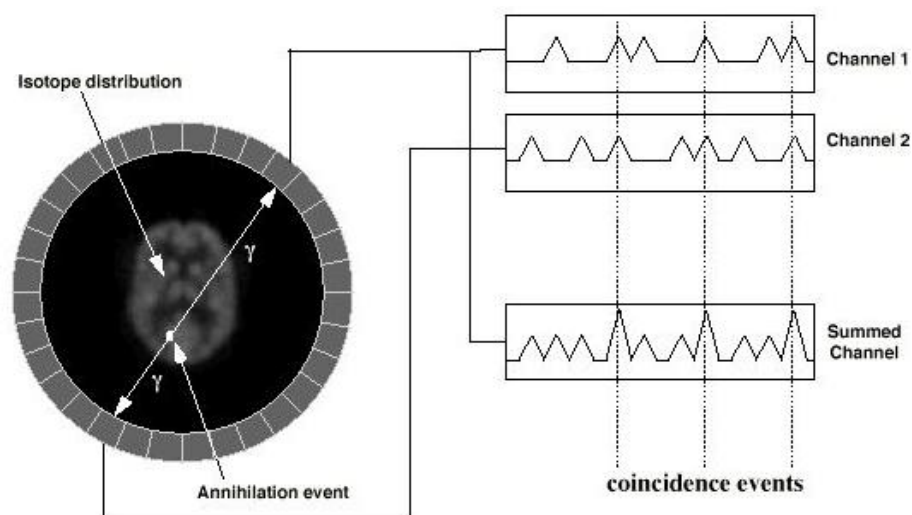


Figura 11 – Detecção de coincidências na câmara PET. (43)

A detecção dos raios gama é feita em simultâneo por dois detectores localizados em lados opostos do local da emissão, permitindo determinar uma linha de resposta (LOR) que contém o local do evento.

A Figura 11 ilustra um sistema de detectores em anel e um diagrama que ilustra a taxa de eventos registados em dois detectores (2). É de notar na Figura 11 que apenas um número pequeno de eventos processados em cada detector estão em coincidência.

Os eventos de coincidência podem ser verdadeiros, aleatórios, dispersos, atenuados, múltiplos ou únicos, Figura 12. Nos eventos verdadeiros nenhum dos dois fótons do mesmo evento sofre interações e nenhum outro evento é detectado. Nos eventos dispersos pelo menos um dos fótons do mesmo evento sofreu dispersão de Compton antes de alcançar o detector. Uma vez que um dos fótons é desviado é muito provável que o evento de coincidência seja detectada com uma LOR errado.

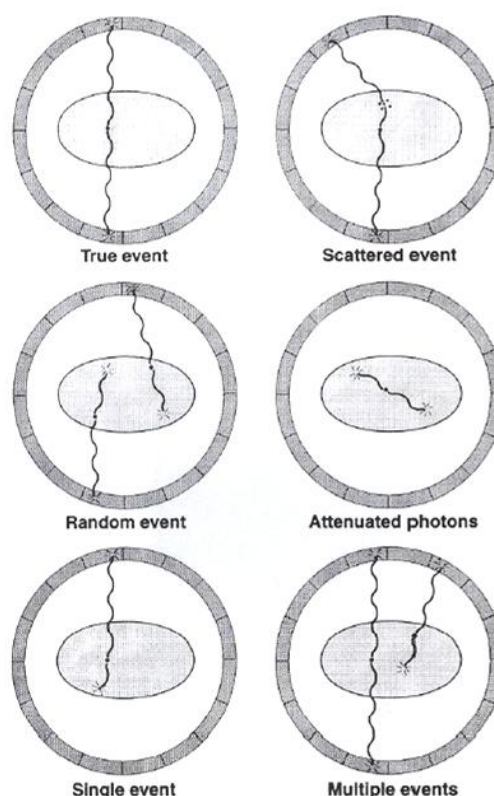


Figura 12 – Eventos de coincidência (3)

Nos eventos aleatórios dois fótons provenientes de eventos diferentes vão incidir nos detectores dentro da mesma janela de tempo (2-10ns) sendo criada uma LOR errada. Nos eventos múltiplos três ou mais fótons chegam aos detectores ao mesmo tempo (entre 5-15ns) sendo impossível saber qual o par que provem da mesma aniquilação, não sendo nenhum destes fótons utilizados para as contagens (não é criada nenhuma LOR).

A probabilidade dos eventos aleatórios aumenta significativamente com o aumento da radioactividade no FOV. Tanto os eventos dispersos como os aleatórios são indesejáveis, pois contribuem para um aumento das contagens de fundo na imagem e consequentemente causam uma redução no contraste da imagem (9).

2.1.2.2. Sensibilidade e Resolução

Como referido anteriormente, a colimação mecânica em SPECT reduz a sensibilidade da câmara devido à presença dos septos do colimador a cobrir parte da superfície do cristal, contudo, é imprescindível para se poder localizar a origem dos fótons únicos. Pelo contrário, como as câmaras PET utilizam a detecção simultânea de fótons de 511keV com direcções opostas para localizar a direcção de origem dos fótons a colimação não é necessária. Assim, a câmara PET tem uma sensibilidade superior à câmara SPECT (factor de cerca de 100) e tem uma maior taxa de contagens para quantidades idênticas de radioactividade (9).

Como referido anteriormente, os positrões viajam poucos milímetros antes de se aniquilarem com o electrão o que significa que a LOR definida está relacionada com o local onde o positrão e o electrão se aniquilam e não com o local onde ocorre emissão do positrão. Este facto limita a resolução que é possível obter em PET (14). Deste modo, a imagem final, correspondente à soma dos pontos de impacto electrão-positrão, dará a distribuição estatística dos pontos de aniquilação e não a distribuição dos pontos de origem de emissão do positrão (7).

Outro factor que causa degradação na resolução é o facto dos fótons de 511keV não estarem exactamente separados por 180° devido à combinação electrão-positrão estar normalmente em movimento durante o processo de aniquilação, alterando o ângulo de ejeção dos fótons. No entanto, os detectores assumem um ângulo de 180° levando a uma localização errónea da emissão do positrão (9).

Adicionalmente, a resolução também decresce na periferia do anel dos detectores PET, denominado efeito paralaxe ou efeito de profundidade de interacção (9). Quando um fóton

interage com um detector o sistema assume que o evento de aniquilação ocorreu ao longo de uma linha de resposta originada na frente do detector, não sendo registada a profundidade da interacção no cristal. Este problema é evidente nos fótons resultantes de eventos de aniquilação periférica que cruzam o anel de detectores num ângulo obliquo, interagindo com vários detectores ao longo do trajecto, atingindo o cristal numa região mais profunda (9), Figura 13-A.

Se aumentarmos o tamanho do anel da gantry relativamente ao tamanho do corpo do paciente o efeito é diminuído, pois os eventos de aniquilação estarão localizados mais centralmente e os fótons cruzarão o detector num ângulo menos obliquo, Figura 13 (B).

2.1.2.3. Reconstrução e Processamento

Em PET, os cortes axiais são reconstruídos utilizando reconstruções iterativas. Por sua vez, os cortes sagitais e coronais são construídos a partir dos cortes transversais (9).

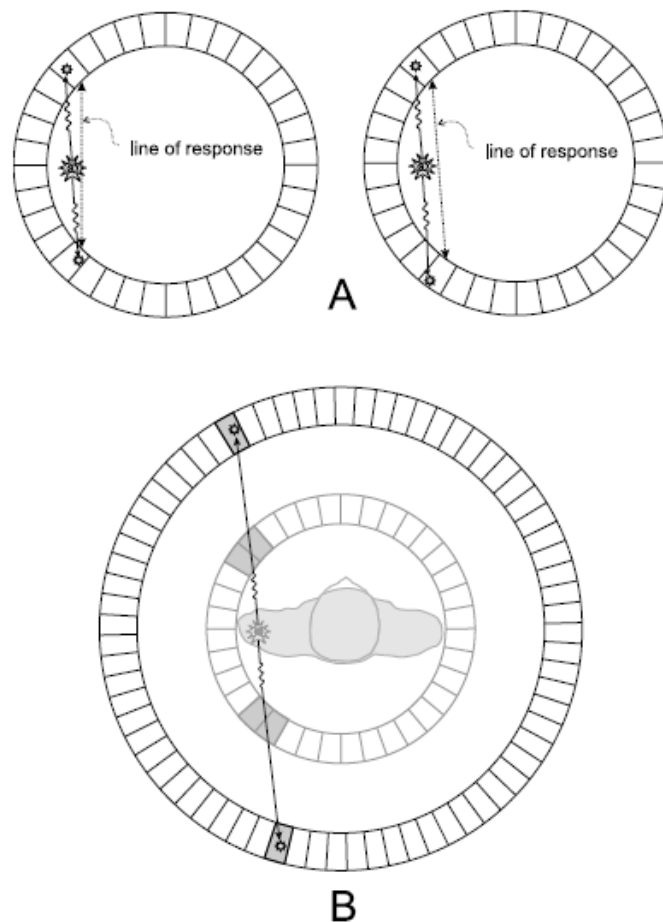


Figura 13 – (A) Efeito de profundidade de interação. (B) Um anel mais largo da gantry reduzirá esse efeito. (9)

A atenuação em PET, que corresponde à perda de contagens devido à absorção de fótons antes de chegarem ao detector e, conseqüentemente, perda de sinal, pode ser compensada aritmeticamente pelo uso de dados das aquisições de transmissão. A fonte de transmissão pode ser uma fonte de positrão, uma fonte de fóton único de energia elevada ou uma fonte CT (9).

Apesar de alguns fabricantes de câmaras PET oferecerem fontes de transmissão padrão como opção, a maioria das instituições prefere os dados CT para correcção da atenuação devido à vantagem do baixo ruído e curto tempo de aquisição (diminui no mínimo 40%) (12). Actualmente, os principais fabricantes de câmaras PET utilizam o acoplamento de uma gantry CT à gantry PET, permitindo a utilização de dados CT para correcção da atenuação.

2.1.3. Combinação PET-CT

Embora as imagens PET sejam mais específicas para diagnóstico clínico, por conseguirem identificar melhor as lesões, que as imagens convencionais anatómicas CT e MRI, a interpretação das imagens PET é dificultada pelos poucos contornos anatómicos que determinam a localização das anormalidades encontradas (9).

Deste modo, a combinação de imagens PET e CT adquiridas sequencialmente ou em equipamentos separados resulta numa solução para este problema. As imagens resultantes da câmara PET e do scanner CT podem ser fundidas manualmente ou através do software do computador, ou utilizando ambos os métodos (9). De forma a garantir um registo preciso dos dados PET e CT, as duas modalidades de imagem são fisicamente combinadas numa única unidade, a câmara PET-CT (9).

As câmaras PET-CT são constituídas por uma *gantry* CT e outra *gantry* PET sequenciais que partilham a mesa do paciente (*pallet*) (9). Esta configuração da câmara tem como principal vantagem o posicionamento invariável do paciente entre as aquisições PET e CT que reduz o risco de erros de registo das imagens (fusão) (9). Além disso, como referido anteriormente, os dados CT podem ainda ser usados para correcção da atenuação das imagens PET (9).

Contudo, devido à respiração do paciente existem erros de alinhamento, sobretudo na região do diafragma, que causam erros no registo das imagens PET e CT. Adicionalmente, se os dados CT foram usados para correcção da atenuação irão surgir artefactos nas imagens PET na mesma região (9).

2.1.3.1. Princípios básicos de CT

Analogamente à câmara SPECT, também as aquisições resultantes da projecção de raios-X no corpo do paciente podem originar imagens planares (raio-X convencional) ou tomográficas (CT). Em SPECT, os detectores quando estão estacionários adquirem imagens planares e quando rodam mecanicamente em torno do paciente em pequenos incrementos adquirem várias imagens (projecções) que são posteriormente processadas para criar cortes axiais (9). De igual modo, num raio-X de um paciente é utilizada uma fonte e um detector estacionários originando uma imagem planar, enquanto em CT os dados de raio-X são adquiridos sobre um arco de 360° em torno do paciente, sendo posteriormente processados para originar cortes axiais (9).

Actualmente, os scanners CT são desenhados de forma a que a fonte de raio-X e um arco de detectores localizado no lado oposto à fonte rodem sincronizadamente em torno do paciente, Figura 14, ao contrário dos scanners anteriores onde a fonte de raio-X rodava em torno de um arco completo de detectores estacionários (9).

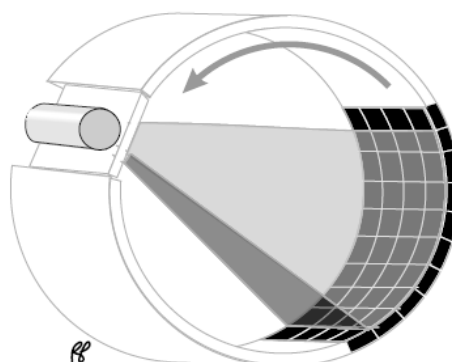


Figura 14 – Configuração do scanner CT com os detectores a rodarem sincronamente com a fonte de raio-X. (9)

Por sua vez, nos scanners CT antigos eram adquiridos cortes axiais individuais, onde a cama do paciente avançava incrementos pequenos, adquirindo um corte axial por cada paragem da cama. (9). Actualmente, os scanners adquirem continuamente e a cama avança sem interrupções, de tal forma que o caminho percorrido pela fonte de raio-X assemelha-se a uma hélice, originando o nome de aquisição helicoidal (9), Figura 15.

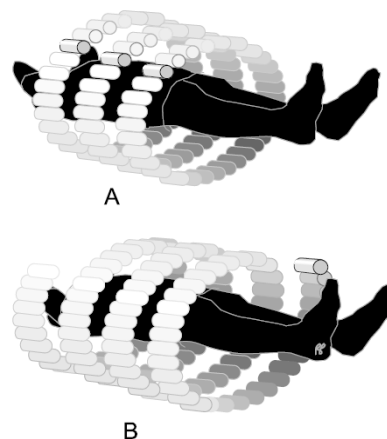


Figura 15 – (A) Aquisição axial; (B) Aquisição helicoidal. (9)

O movimento helicoidal da gantry pode ser descrito especificando tanto a velocidade da gantry em rotações por segundo (rotações/seg) como pela distância que a cama do paciente avança ao longo do eixo do paciente em milímetros por rotação da gantry, originando o termo *pitch* (9). Existem várias definições técnicas para o termo *pitch*, embora a mais comumente usada seja a distância que a mesa avança numa

rotação completa dividido pela largura de corte ou largura do feixe de raio-X colimado (9).

Por outro lado, as intensidades dos pixels na imagem CT são dadas em unidades de Hounsfield (HU), que são calculadas tendo em conta o coeficiente de atenuação linear dos tecidos. Os valores CT (unidades Hounsfield) para alguns dos tecidos do corpo humano estão representados na Figura 16

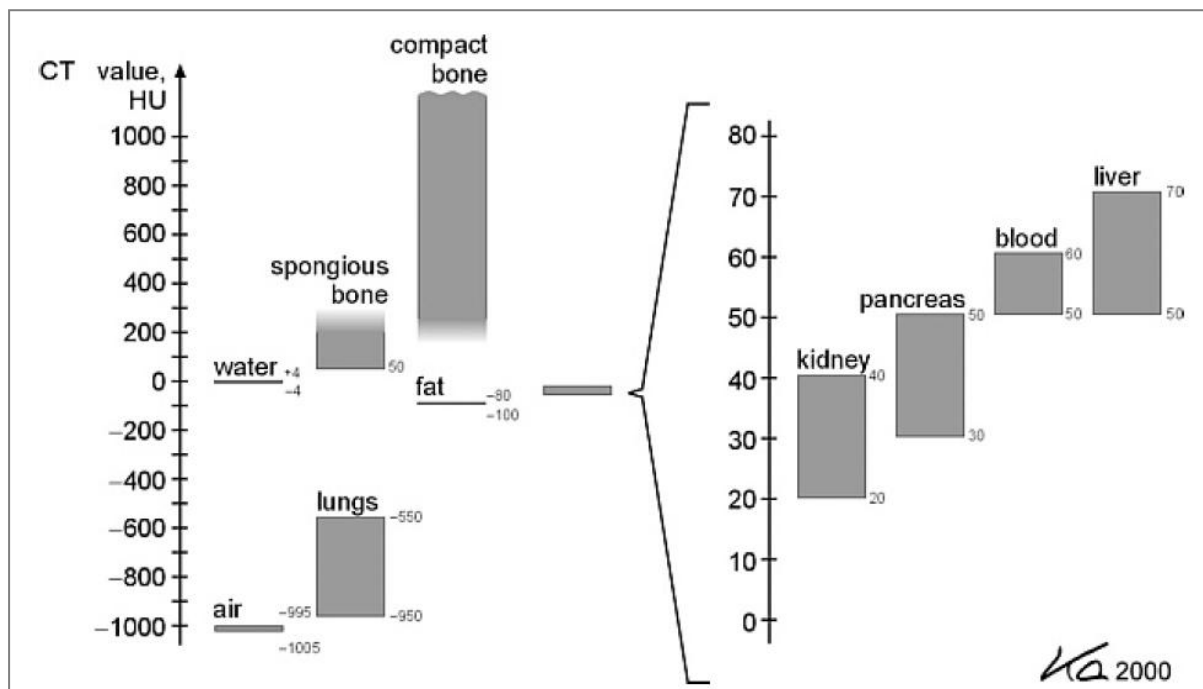


Figura 16 – CT Units: Hounsfield Scale (41)

3. Equipamentos de Medicina Nuclear da Philips

3.1. Câmara Gama

A BrightView é uma câmara gama de medicina nuclear da Philips que permite obter imagens planares de medicina nuclear e tomográficas SPECT, incluindo, aquisições estáticas, dinâmicas, gated e de corpo inteiro (15). A câmara pode ser configurada para utilizar dois detectores ou apenas um.

Adicionalmente, a Philips também possui a câmara gama Brightview XCT, que além das imagens referidas anteriormente, permite adquirir imagens tomográficas CT a partir de um painel de raio-X CT plano (*flat panel X-ray CT*) e de um detector acoplados à gantry, Figura 17. Algumas especificações técnicas da Brightview e da Brightview XCT estão representadas nas tabelas dos anexos II e III.



Figura 17 – Sistema de imagem BrightView XCT da Philips. (44)

O sistema de aquisição JETStream da Philips é um software que permite gerar imagens de medicina nuclear a partir dos estudos adquiridos na Brightview, Figura 18. Esta estação de

aquisição é usada para seleccionar, modificar e criar protocolos, bem como armazenar as imagens adquiridas numa estação de trabalho.

The screenshot displays the Philips JETStream software interface for patient study programming. The interface is divided into several sections:

- Top Bar:** Includes the Philips logo, 'Acquire' and 'Monitor' tabs, and a 'QA / Calibration' button.
- Patient Information:**
 - Protocol Name: Bone Sequence
 - Step: Total Body
 - Step Type: Total Body
- Detector / Imaging:**
 - Detector(s): 1 & 2
 - View ID: ANTERIOR (Detector 1), POSTERIOR (Detector 2)
 - Flood: Tc-99m_INTR (both detectors)
 - Collimator ID: INTR (both detectors)
 - Zoom: 1.00 x (Full Field) (both detectors)
 - Matrix Size: High-Res. (both detectors)
- Orientation / State:**
 - Position: Supine
 - Orientation: Feet First
 - State: None
 - Organ: Bone
- Save Location:** JSWSS2
- Protocol Steps:**
 - Bone Sequence (selected)
 - Total Body (Total)
- Dosage / Energy Window:**
 - Radiopharmaceutical: Tc-99m
 - Dosage: mCi
 - Date: 06 Nov 14, 2000
 - Time: 06:52:43 PM
 - Detector 1: Tc-99m
 - Detector 2: Tc-99m
- Stop Criteria:**
 - Start Scan(cm): 0
 - Stop Scan(cm): 205
 - Scan Speed (cm/min): 12
 - Saturation Level: 1,000
 - Saturation Behavior: Continue
- Total Body Settings:**
 - Display Mode: Fixed
 - Body Contour: Auto Contour
 - Views/Study: 1 View/Study
- Buttons:** Proceed, New Study, Update, Revert, Revise, MPPS Update, Dismiss Study
- Informational Status:**
 - 11:51:00, 0:00:22 PM
 - 0000000000
 - Acquire new fac. has added to the schedule
 - Start, Pause, Stop, Restart buttons
 - 0% Completed
 - 00:00:00

Figura 18 – Programação do estudo do paciente na estação de aquisição JETStream da Philips.(45)

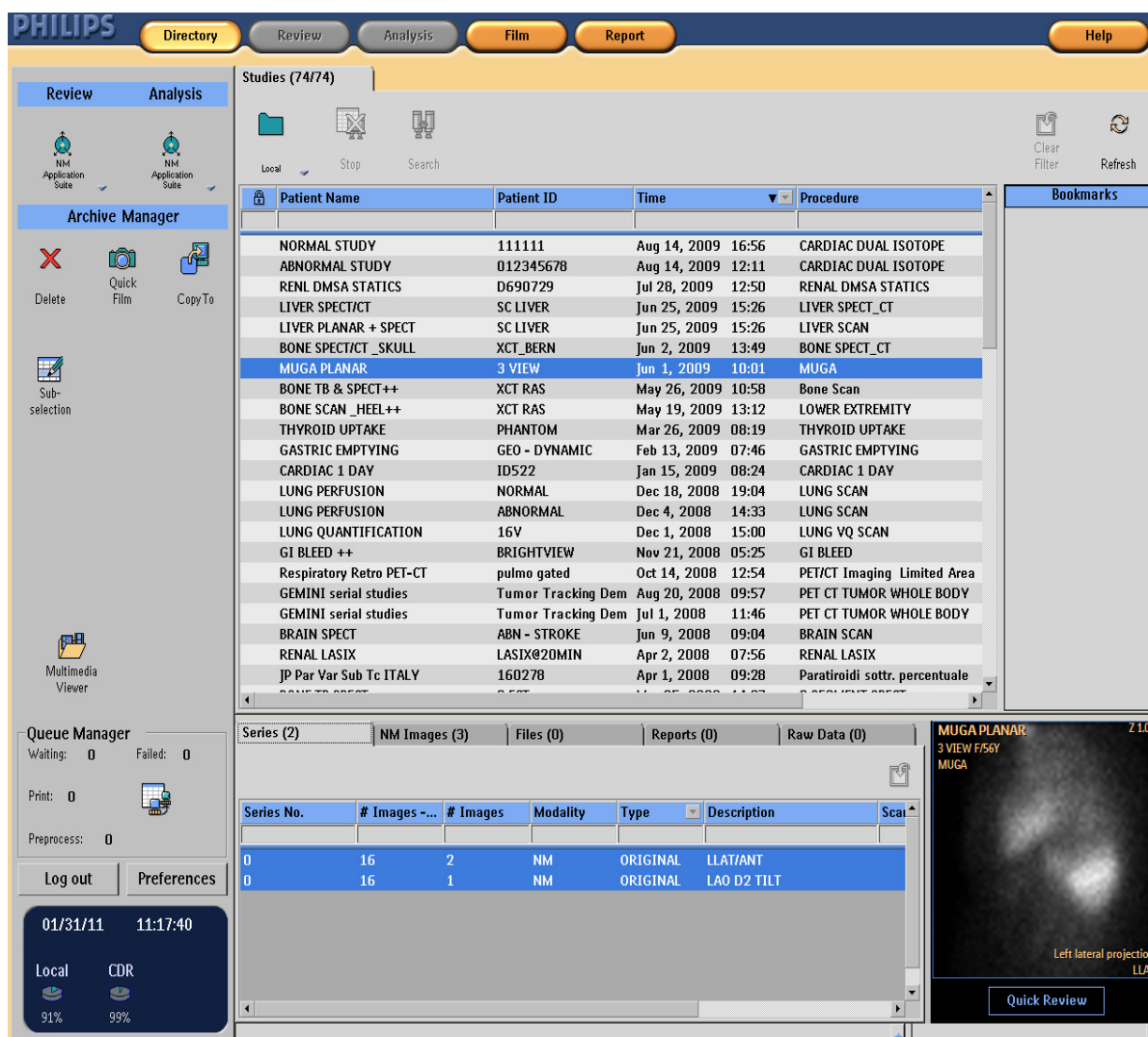


Figura 19 – Página inicial da estação de trabalho EBW NM da Philips.(20)

A EBW (*Extended Brilliance Workspace*) NM (*Nuclear Medicine*) da Philips é uma estação de trabalho que permite visualizar e processar imagens de medicina nuclear da Philips, Figura 19.

A EBW NM possui a ferramenta “*Application Suite*” constituída por uma série de aplicações de análise e visualização de imagens adquiridas na BrightView. As aplicações de análise da “*Application Suite*” englobam o “*Auto SPECT Pro*” que permite reconstruir e rever dados SPECT (3D); o “*NM QC Tools*” para controlo de qualidade do sistema de medicina nuclear; o “*Hybrid Calibration*” para controlo de qualidade da CT; e aplicações para processamento de imagens planares (2D), tais como, “*NM Cardiac*”, “*NM Endocrine*”, “*NM Esophagus*”, “*NM Gastro-intestinal*”, “*NM Hepatobiliary*”, “*NM Lung*”, “*NM Renal*”, “*NM Whole Body*” e “*General Review*” para todo o tipo de estudos 2D.

Além disso, existe uma aplicação adicional para quantificação de imagens de medicina nuclear, o “JETPack”, que possui opções não existentes nas aplicações anteriormente referidas.

Adicionalmente, existe ainda a aplicação “*Fusion Viewer*” que permite fundir e processar imagens volumétricas SPECT, PET, CT e MRI. Por fim, existem ainda ferramentas de processamento avançadas, tais como, o “*AutoQuant*” e “*QBS*” para quantificação de imagens SPECT e PET cardíaca; o “*Tumor Tracking*” para diagnóstico, monitorização da progressão do tumor e resposta à terapia utilizando aquisições sequenciais PET-CT; o “*Automatic Registration Tool*” para registo de imagens tomográficas adquiridas em equipamentos diferentes, entre outras.

3.2. Sistemas PET-CT

Os sistemas de imagens Gemini PET/CT da Philips são uma família de sistemas integrados de diagnóstico através de tomografia computadorizada (CT) por raios X e tomografia por emissão de positrões (PET), adequados a uma variedade de aplicações de diagnóstico (16).



Figura 20 –Sistema Gemini PET-CT da Philips (16)

Os sistemas Gemini PET/CT utilizam a tecnologia CT para obter imagens anatómicas do corpo humano e a tecnologia de PET para obter imagens funcionais. O valor clínico das duas tecnologias aumenta com a capacidade de fusão de imagens CT e PET por meio do software de fusão de imagens (16).

Os sistemas GEMINI TF e GEMINI LXL consistem em duas gantries que integram o scanner de CT e de PET, uma mesa do paciente e as estações de aquisição e processamento de

imagens, respectivamente, Host CT e Host PET/CT (16). Algumas especificações técnicas do sistema Gemini TF encontram-se representadas na tabela do anexo VI.

A área de trabalho Host CT funciona numa plataforma *Windows®* e abrange dois monitores (esquerdo e direito), onde o monitor esquerdo é usado para programar e monitorar as aquisições CT e PET e o monitor direito é usado para processar imagens CT (16).

Por sua vez, a estação de trabalho host PET/CT permite visualizar e analisar estudos de PET e CT, a partir da EBW NM, tal como na Câmara Gama. O host PET/CT permite analisar imagens de PET e utilizar um conjunto de aplicações de PET, tais como, o “*CT Viewer*” para visualização de imagens CT, o “*Automatic Registration Tool*” para registo automático de imagens, o “*PET Recon*” para reconstrução de dados PET, o “*Fusion Viewer*” para fusão de imagens, entre outros com aplicação em PET-CT (16).

4. Casos Práticos de Aplicações

Clínicas

Os casos práticos que serão apresentados a seguir correspondem a exames realizados na Medicina Nuclear (MN) da Fundação Champalimaud (FC), em Lisboa, os quais tive oportunidade de colaborar na criação dos protocolos de aquisição e cujo os métodos de processamento e quantificação utilizados foram também explorados por mim juntamente com os utilizadores do serviço (médicos, técnicos e físicos) durante o meu estágio na Philips.

4.1. Câmara Gama: BrightView

4.1.1. Detecção de nódulo sentinela

O mecanismo de dissiminação das metastases é beneficiado pela presença do sistema linfático (rede de pequenos canais onde circula um fluído, denominado linfa, e as células do sistema imunitário, denominadas linfócitos). As primeiras células tumorais libertadas por um tumor primário são inicialmente destruídas nos nódulos linfáticos, que actuam como filtros de corpos estranhos (7).

Deste modo, a primeira metastase irá instalar-se no primeiro nódulo linfático que encontrar, assim que estes não forem mais capazes de destruir a colónia de células tumorais. Neste sentido, o nódulo sentinela será o primeiro nódulo linfático a receber drenagem linfática de um tumor e a sua identificação e localização são de grande importância, uma vez que a ausência de células cancerisnas neste tecido permitirá confirmar que o tumor não se espalhou para além do tumor primário (7).

No caso do cancro da mama, será afectado o sistema linfático que irriga o braço do mesmo lado da mama lesada (7). Neste caso, era prática recorrente a remoção cirurgica da mama que, efectivamente, prevenia a recorrência do tumor na maioria dos casos, mas possuía uma grande morbidez (7). Neste sentido, os cirurgiões têm vindo a limitar a remoção da lesão ao tumor primário e ao nódulo sentinela, utilizando, entre outras técnicas, a detecção do nódulo sentinela através da linfocintigrafia.

A linfocintigrafia é um exame de medicina nuclear que utiliza uma injeção de partículas milimétricas marcadas com tecnécio-99m (tempo de semi-vida de 6 horas) (7). Posteriormente, utilizando uma sonda (dispositivo pequeno especialmente adaptado a esta técnica que permite medir a radioactividade) é possível detectar a zona onde a radioactividade está acumulada. Deste modo, no dia seguinte à linfocintigrafia é feita a remoção do tumor e do nódulo sentinela (7).

Adicionalmente, a detecção de nódulo sentinela tem sido igualmente aplicada com sucesso no tratamento de melanomas (tumor da pele), que têm a característica particular de formar metastases em locais situados a algumas dezenas de centímetros do tumor inicial (7).

O protocolo de aquisição adoptado para uma linfocintigrafia da mama depende do médico responsável, embora não seja muito distinto de local para local. Utilizando como modelo o exame exemplificado na Figura 21, utilizou-se uma fonte pontual de Tc-99m colocada perto da paciente para definir os contornos do corpo (imagem de transmissão). O Tc-99m foi também o radionúclideo utilizado para injectar à paciente, perto do local do tumor.

O estudo foi feito utilizando duas aquisições planares estáticas com incidência anterior e lateral esquerda em simultâneo (com os dois detectores a fazer um ângulo de 90°). A aquisição de imagens é feita em intervalos de tempo definidos, por exemplo, 5 minutos pós-injeção (p.i.), 30 minutos p.i., 60 minutos p.i., 90 minutos p.i. e assim por diante, até ser possível identificar os gânglios sentinela. Neste caso, 60 minutos após a injeção, foi possível identificar os gânglios sentinela. As imagens adquiridas foram posteriormente processadas a partir da aplicação “*General Review*” da Philips.

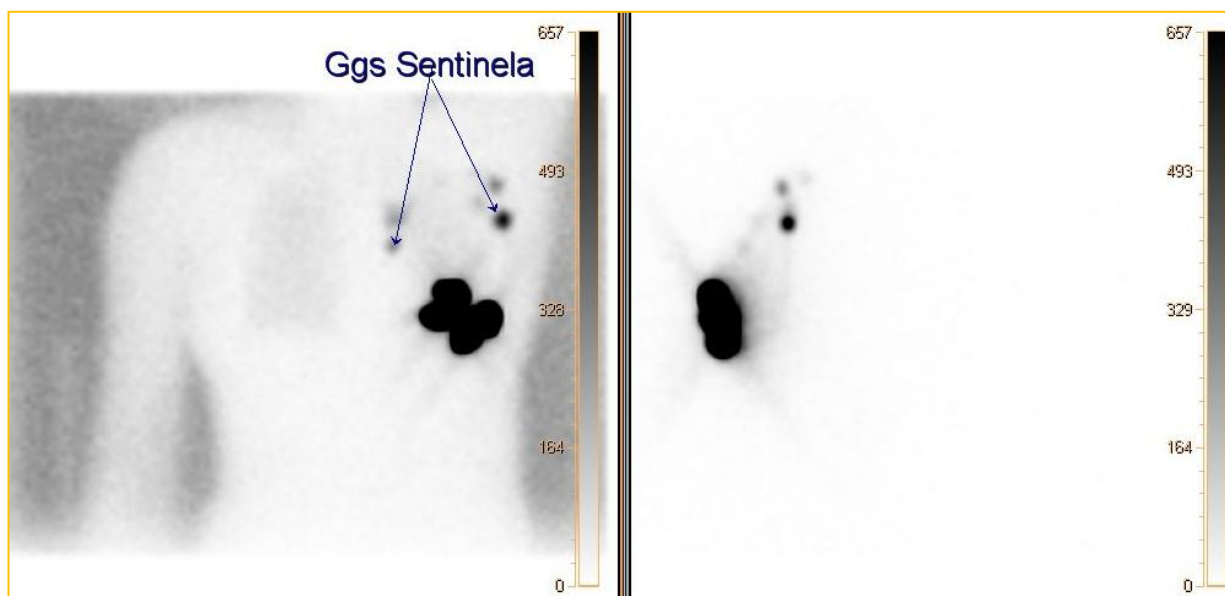


Figura 21 – Linfocintigrafia da mama para detecção de nódulo sentinela realizada na BrightView. À esquerda, imagem estática anterior realizada 60 minutos após a injeção do radiofármaco e à direita, imagem estática lateral esquerda realizada 60 minutos após a injeção do radiofármaco.

Informação do Protocolo		
Nome do protocolo	Linfocintigrafia	
Detector/Imagem		
	Detector 1	Detector 2
Detector (s)	Sim	Sim
Vista	Lateral	Anterior
Colimador	LEHR	LEHR
Zoom	1x	1x
Matriz	128x128	128x128
Dose/ Janela de Energia		
Radiofármaco	99mTc-nanocolóides de Albumina	
Dose	10-15MBq x 4 injeccões percutâneas	
Critérios de paragem		
	Detector 1	Detector 2
Tempo total	300 seg	300 seg

Tabela 3 – Sugestão de protocolo de aquisição para a detecção de nódulo sentinela para a câmara gama BrightView da Philips.

4.1.2. Cintigrafia Óssea

A cintigrafia óssea é um exame que permite detectar áreas de elevada ou baixa actividade, indicadoras de lesões (por exemplo, metástases ósseas) ou doenças não neoplásicas (por exemplo, artereopatias), através da utilização de radiofármacos, como os difosfatos, marcados com tecnécio-99m. Existem vários protocolos disponíveis e a imagem pode ser realizada em diversos modos: estático, dinâmico ou corpo inteiro.

Tipicamente o estudo tem início com um varrimento de corpo inteiro, *Figura 22*, seguido de imagens estáticas da região de interesse, que permitem avaliar a distribuição do radiofármaco no corpo “num estado estacionário”. O varrimento corpo inteiro da *Figura 22* foi adquirido utilizando o protocolo da *Tabela 4*.

Adicionalmente, também pode ser adquirida uma tomografia (SPECT) da região de interesse, *Figura 23*, de forma a visualizar melhor a presença, localização e extensão de lesões. A SPECT apresentada na *Figura 23* foi adquirida utilizando o protocolo da *Tabela 5*. Este estudo foi adquirido na BrightView e a CT utilizada para a fusão SPECT-CT foi adquirida no equipamento híbrido PET-CT Gemini da Philips. Posteriormente, o co-registo das duas tomografias (SPECT e CT) foi feito na estação EBW, utilizando a aplicação “*Automatic Registration*”. Esta aplicação permite registar imagens tomográficas provenientes de diferentes equipamentos de forma automática, manual ou através de pontos de coincidência anatómicos.

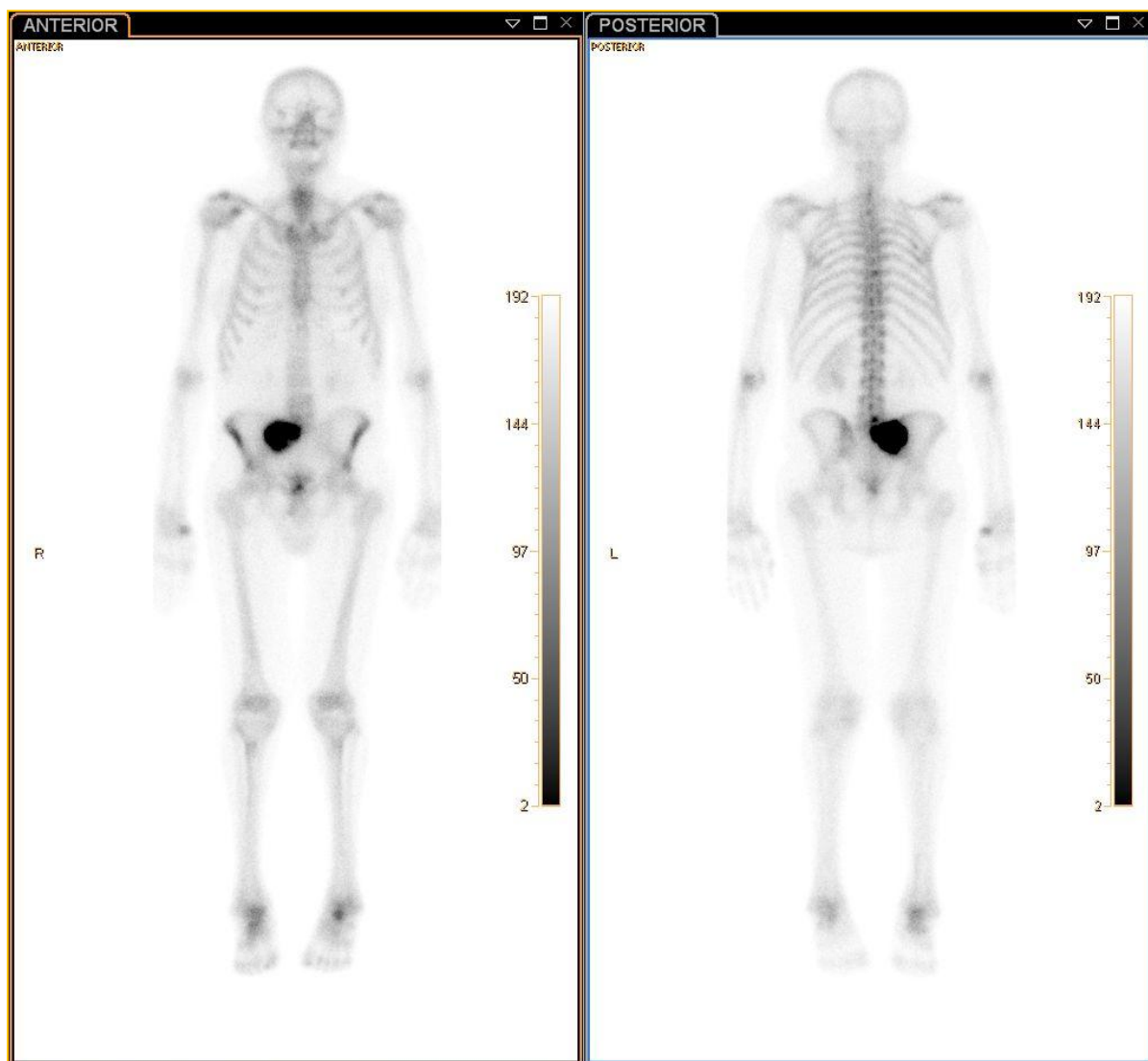


Figura 22- Cintigrafia Ossea realizada na BrightView para estadiamento de adenocarcinoma da próstata. Imagem estática anterior à esquerda e imagem estática posterior à direita com indicação de hiperfixação óssea do radiofármaco na bacia. Utilização da aplicação “NM Whole Body” da Philips para processamento das imagens.

Informação do Protocolo		
Nome do protocolo	Cintigrafia Óssea –Corpo Inteiro	
Detector/Imagem		
	Detector 1	Detector 2
Detector (s)	Sim	Sim
Vista	Anterior	Posterior
Colimador	LEHR	LEHR
Zoom	1,11x	1,11x
Matriz	512x1024	512x1024
Dose/ Janela de Energia		
Radiofármaco	Tc-99m difosfatos	
Dose	700MBq	
Critérios de paragem		
Início (cm)	0	
Fim (cm)	200 <i>(depende do tamanho do paciente)</i>	
Velocidade (cm/min)	10	
Informação Corpo inteiro		
Contorno do corpo	Auto Body Contour ¹ ou Learn Mode <i>(opcional)</i>	
Detector no topo	Detector 1	

Tabela 4 - Sugestão de protocolo de aquisição para a Cintigrafia Óssea de Corpo Inteiro na BrightView da Philips.

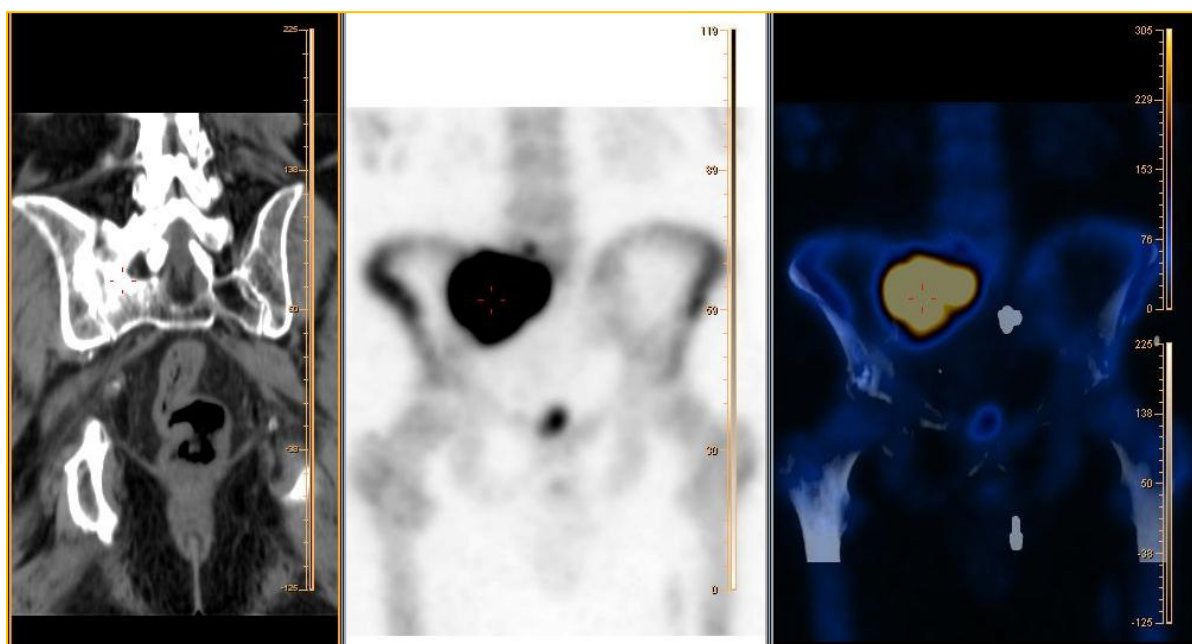


Figura 23 – Aquisição CT adquirida no equipamento PET-CT Gemini (à esquerda) e aquisição SPECT adquirida na Câmara Gama Brightview (ao centro). Registo automático de ambas as tomografias a partir da aplicação “Automatic Registration” da Philips (à direita).

¹ ABC (Auto Body Contour) é um sistema de proximidade baseado em campos eléctricos que guia os detectores para que fiquem numa determinada distância em relação ao paciente durante a geração da imagem. Os sensores do ABC estão contidos na tampa de cada colimador.(46)

Informação do Protocolo		
Nome do protocolo	SPECT Óssea	
Detector/Imagem		
	Detector 1	Detector 2
Detector (s)	Sim	Sim
Vista	Projecção	Projecção
Colimador	LEHR	LEHR
Zoom	1x	1x
Matriz	128x128	128x128
Dose/ Janela de Energia		
Radiofármaco	Tc-99m difosfatos	
Dose	700MBq	
Critérios de Paragem		
Tempo/ângulo	15seg	
K contagens/ângulo	--	
Número de ângulos	128	
SPECT		
Ângulo relativo do detector	180°	
Ângulo inicial	0°	
Sentido	Sentido contrário dos ponteiros do relógio	

Tabela 5 - Sugestão de Protocolo de aquisição para a SPECT Óssea de uma região de interesse na BrightView da Philips.

4.1.3. Renografia

Numa renografia simples são adquiridas imagens do tracto urinário a partir de uma aquisição planar dinâmica durante um período de cerca de 30 minutos para estudo da função renal (4). O *field-of-view* deve incluir o coração, os rins e a bexiga. A renografia é realizada a partir de traçadores glomerulares, como o 99mTc-DTPA, que actuam nos glomérulos renais (local onde ocorre a filtração do sangue) ou traçadores tubulares, como o 99mTc-MAG3, que actuam nos túbulos proximais (local de secreção dos rins) (17).

O processamento de imagem é feito a partir de ROIs desenhadas em torno dos órgãos e tecidos de interesse sobre o estudo dinâmico de forma a obter os gráficos da variação das taxas de contagens radioactivas em função do tempo (4). Os gráficos da curva de actividade-tempo (TAC) para cada rim são denominados de renograma. No renograma podem ser identificadas duas fases: a primeira representa a chegada do radiofármaco à vasculatura do rim (perfusão) e a segunda reflecte a perda do radiofármaco através da excreção dos rins para a bexiga.

Além do dinâmico renal podem ser adquiridas imagens planares estáticas Pré e Pós seringa obtidas antes e depois da injeção de radiofármaco, respectivamente, de forma a calcular a dose injectada que, por sua vez, influenciará alguns dos cálculos obtidos no processamento destas imagens, como por exemplo o valor da GFR (Taxa de filtração Glomerular). As imagens são adquiridas durante 1 minuto, com a seringa colocada sobre a mesa a 30cm da superfície do colimador.

Adicionalmente, é possível realizar um renograma diurético que consiste num estudo renal com administração intravenosa de diurético Lasix, normalmente aos 15 minutos de uma renografia de 30 minutos (18). O Lasix é um diurético que faz com que os rins trabalhem mais a partir da dilatação dos tubulos renais, aumentando o fluxo de urina e, consequentemente, a quantidade de urina que entra na bexiga, permitindo avaliar a existência de obstruções.

O dinâmico renal de duas fases da Figura 24 foi obtido utilizando o protocolo descrito na *Tabela 6*. Os 100 frames de 1 segundo resultantes da primeira fase da aquisição foram comprimidos em imagens de 20 segundos constituídas por 20 frames cada. Como resultado, vamos ter 5 imagens correspondentes à primeira fase do dinâmico que, juntamente com as 90 imagens da segunda fase, obtemos um total de 95 frames (imagens) com 20 segundos cada. A partir do desenho de ROIs na imagem composta (constituída por todos os 95 frames) obtém-se o renograma, Figura 25, constituída pelas curvas dos rins direito e esquerdo e da bexiga.

Para além das curvas tempo-actividade, também foi possível obter o valor da GFR, ao carregarmos as imagens estáticas pré e pós seringa para a aplicação, Figura 25 . O processamento anteriormente descrito foi realizado a partir da aplicação “NM Renal” da Philips.

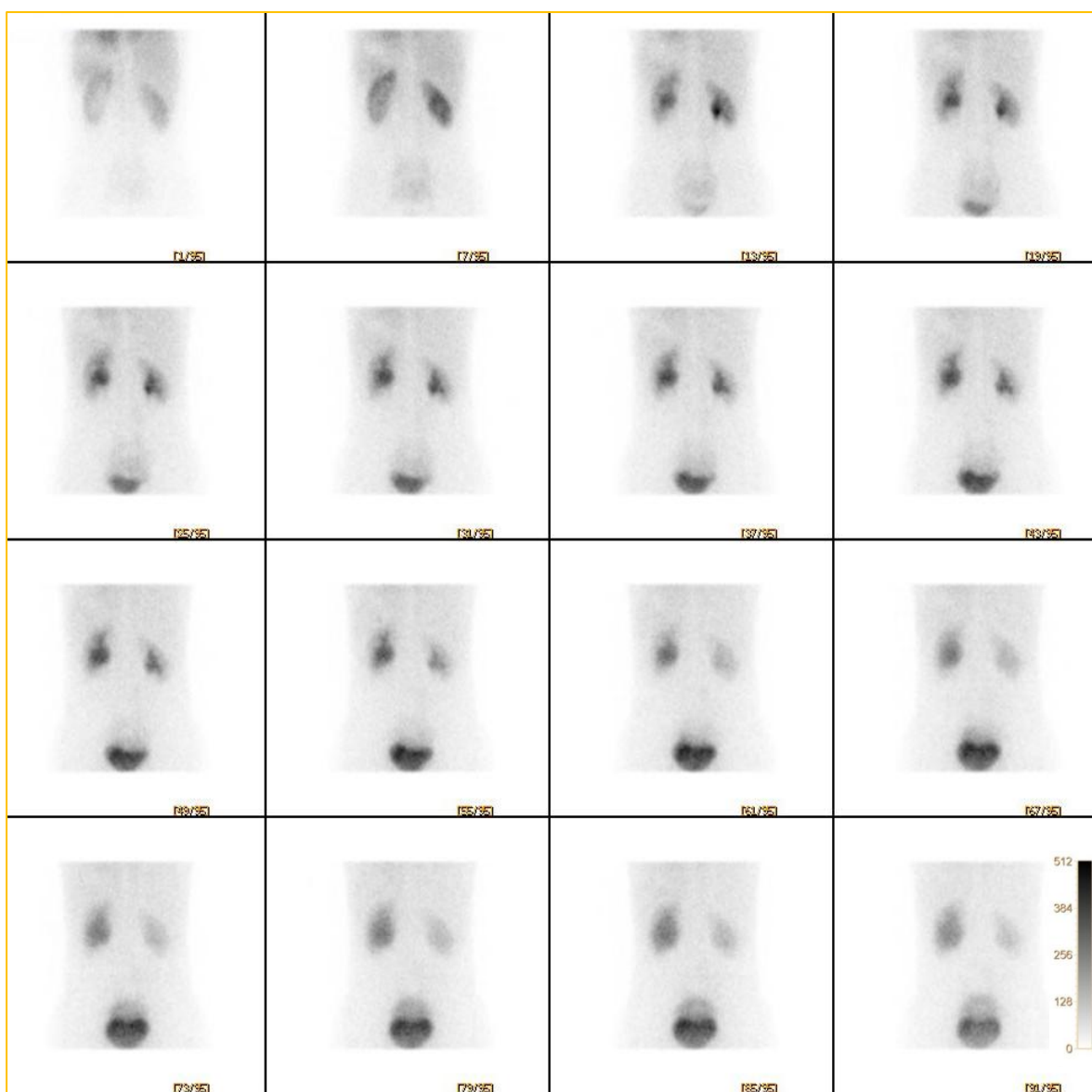


Figura 24 – Imagens resultantes do estudo dinâmico de duas fases do Renograma. Os primeiros frames apresentam a chegada do radiofármaco aos rins e os seguintes mostram a excreção para a bexiga.

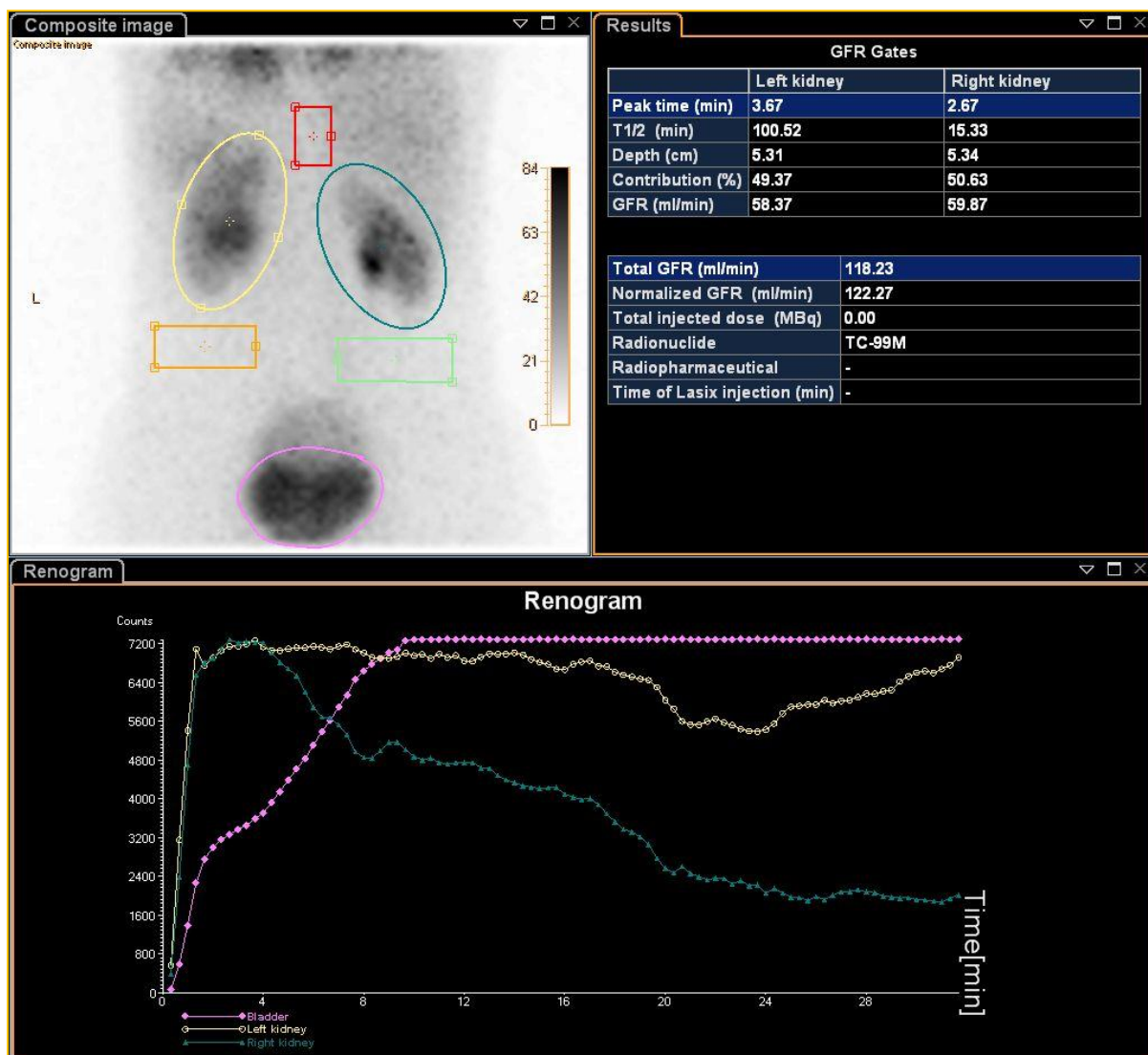


Figura 25 – Processamento do dinâmico renal na aplicação “NM Renal” da Philips.

Informação do Protocolo				
Nome do protocolo	Dinâmico Renal - GFR			
Detector/Imagem				
	Detector 1		Detector 2	
Detector (s)	Sim		Sim	
Vista	Anterior		Posterior	
Colimador	LEHR		LEHR	
Zoom	1		1	
Matriz	128x128		128x128	
Dose / Janela de Energia				
Radiofármaco	Tc-99m - DTPA			
Dose	350 MBq			
Critérios de paragem				
# Fases	2			
	Fase ID	Frames	Time/frame (seg)	Target time (seg)
	1. Vascular	100	1	100
	2. Funcional	90	20	1800

Tabela 6 - Sugestão de protocolo de aquisição para a renografia com cálculo da GFR na BrightView da Philips.

4.1.4. Angiografia por radionuclídeo (ARN)

A ARN ou MUGA (*Multigated Acquisition Scan*) é um exame de medicina nuclear onde as células vermelhas do sangue do paciente são radiomarcadas e é feita uma aquisição de uma cintigrafia cardíaca sincronizada com um electrocardiograma (19). Este método permite avaliar o movimento geral e regional da parede cardíaca; o tamanho da cavidade cardíaca e a morfologia; a função da sístole e diástole ventricular, incluindo as fracções de ejeção ventricular esquerda e direita (LVEF e RVEF, respectivamente). A ARN pode ser adquirida em repouso (Rest) e durante o exercício (Stress) (19).

A aquisição é habitualmente feita com 16-24 frames por ciclo cardíaco de modo a que a quantidade de frames não aumente demasiado o tempo de aquisição, mas também não comprometa a precisão (4). As imagens planares estáticas da região de interesse (*blood pool*) são adquiridas com uma vista oblíqua-anterior esquerda (LAO), normalmente a 45° para melhor visualização do septo (4) e a ajuste da inclinação (tilt) cerca de 14° para otimizar a separação entre o ventrículo esquerdo e a aurícula esquerda. Adicionalmente, podem também ser adquiridas outras projecções como: anteroposterior (AP), oblíqua posterior direita (RAO) ou lateral esquerda (LL) (4).

Uma das aplicações mais comuns da ventriculografia por radionuclídeo é a medição da fracção de ejeção do ventrículo esquerdo (LVEF), particularmente para pacientes oncológicos que recebem quimioterapia (4). Por convenção, para uma LVEF maior que 50% estamos perante uma situação normal de perfusão do miocárdio e, consequentemente, para valores inferiores existe uma insuficiente perfusão do miocárdio, característica de uma situação patológica.

O caso prático apresentado foi adquirido em modo SPECT e Planar para o mesmo paciente na Câmara BrightView. Os protocolos de aquisição utilizados para ambos os estudos estão representados na *Tabela 7* e *Tabela 8*. Os resultados da fracção de ejeção foram obtidos para ambos os estudos utilizando duas aplicações diferentes da Philips.

Na aplicação da Philips “*NM Cardiac*” os dados da ARN planar são processados de forma automática a partir da detecção do ventrículo esquerdo onde é desenhada uma ROI e, adicionalmente, uma ROI de fundo nas imagens LAO em fim de sístole (ES) e fim de diástole (ED), *Figura 26*. A partir destas ROIs é exibida a curva de volume para o ventrículo esquerdo e o valor da fracção de ejeção para esta cavidade a partir da equação:

$$LVEF = \frac{[ED-BKG] - [ES-BKG]}{[ED-BKG]} \times 100 \quad (20)$$

onde ED e ES é a média dos valores dos pixels dentro da ROI no ventrículo esquerdo na imagem LAO obtida em diástole e em sístole, respectivamente. BKG é a média dos valores dos pixels no ROI de fundo. A subtração de contagens de fundo aos valores dos pixels correspondentes ao ventrículo esquerdo é essencial na imagem planar, uma vez que só é adquirida uma projecção que apenas permite informação na direcção de aquisição e que contabiliza a captação de estruturas que estão antes e depois do coração na vista adquirida (e que não devem ser contabilizadas).

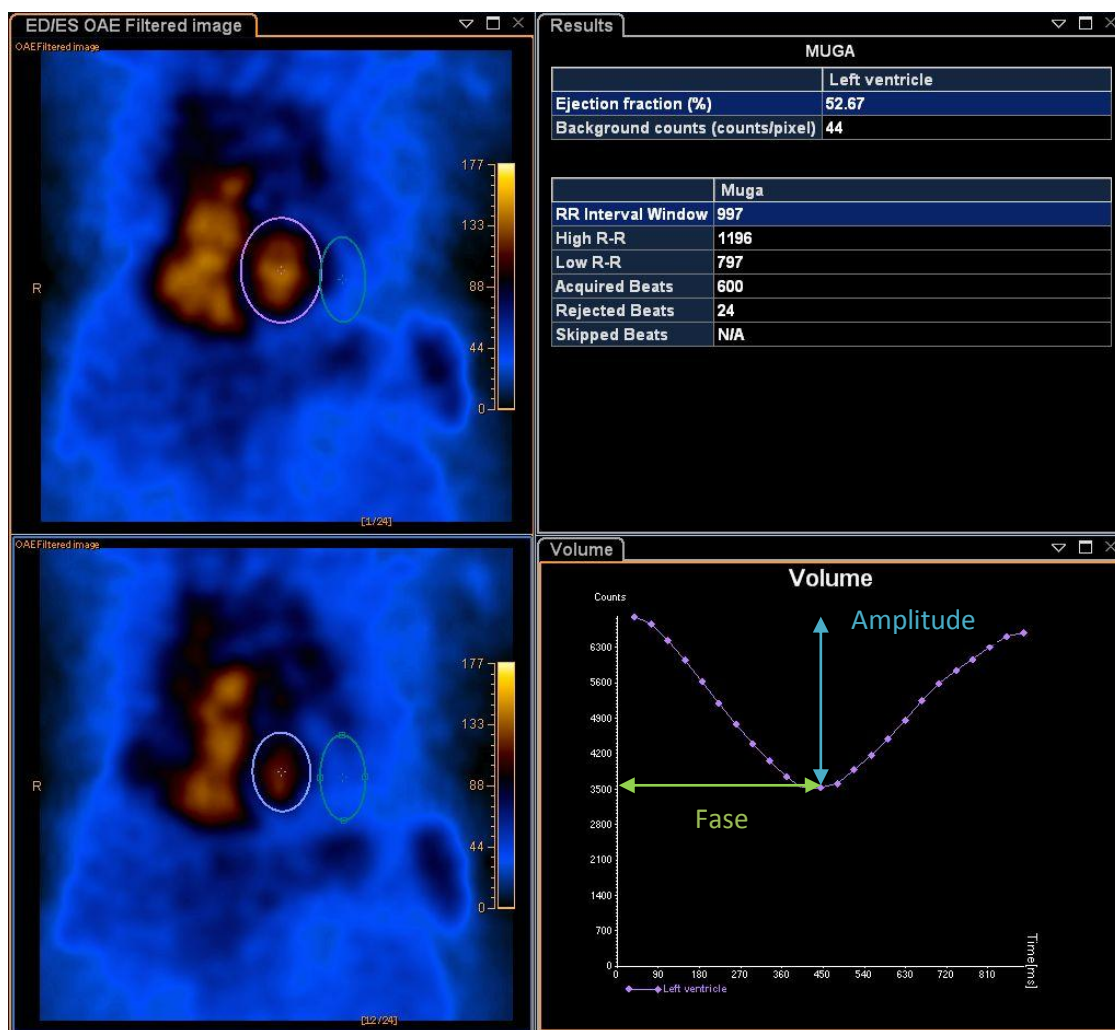


Figura 26 – Processamento da ARN planar utilizando a aplicação “NM Cardiac” da Philips.

Na aplicação da Philips “QBS - *Quantitative Blood Pool*” os dados da ARN SPECT podem ser processados de forma automática, onde as aurículas e os ventrículos são automaticamente detectados, Figura 27 e efectuados cálculos da fracção de ejeção do ventrículo esquerdo e direito, utilizando a fórmula:

$$FE = \frac{EDV - ESV}{EDV} \times 100 \quad (21)$$

onde ESV e EDV é o volume da câmara (ventrículo esquerdo ou direito) em fim de diástole e sístole, respectivamente. Ao contrário da aquisição planar, as projecções adquiridas na ARN SPECT permitem reconstruir uma imagem tridimensional dos ventrículos, permitindo medir o volume destas cavidades. Deste modo, o cálculo da fracção de ejeção é feito a partir do volume em sístole e em diástole do ventrículo, sem ser necessária a subtracção das contagens de fundo, uma vez que o cálculo não é baseado em valores de pixéis como nas imagens planares.

Pela explicação exposta anteriormente, percebe-se porque que a fracção de ejeção para o ventrículo esquerdo é ligeiramente diferente para o mesmo paciente apresentado quando se utilizam dados planares e SPECT da ARN (52% na ARN planar e 58% na ARN SPECT). Possivelmente, existem explicações adicionais para a disparidade.

Além da fracção de ejeção, a aplicação QBS permite obter as curvas de volume para ambos os ventrículos e, conseqüentemente informação sobre a fase e a amplitude das contracções ventriculares. Permite também obter imagens paramétricas de fase e amplitude para os ventrículos, curvas baseadas em contagens em vez do volume nas cavidades, histogramas de fase para os ventrículos esquerdo e direito e para diferentes regiões do ventrículo esquerdo, imagens polares, entre outras informações. Contudo, com excepção das curvas de volume e da fracção de ejeção, a restante informação não é utilizada para diagnóstico clínico, uma vez que a sua utilidade ainda não apresenta consenso e está a ser sujeita a investigação.

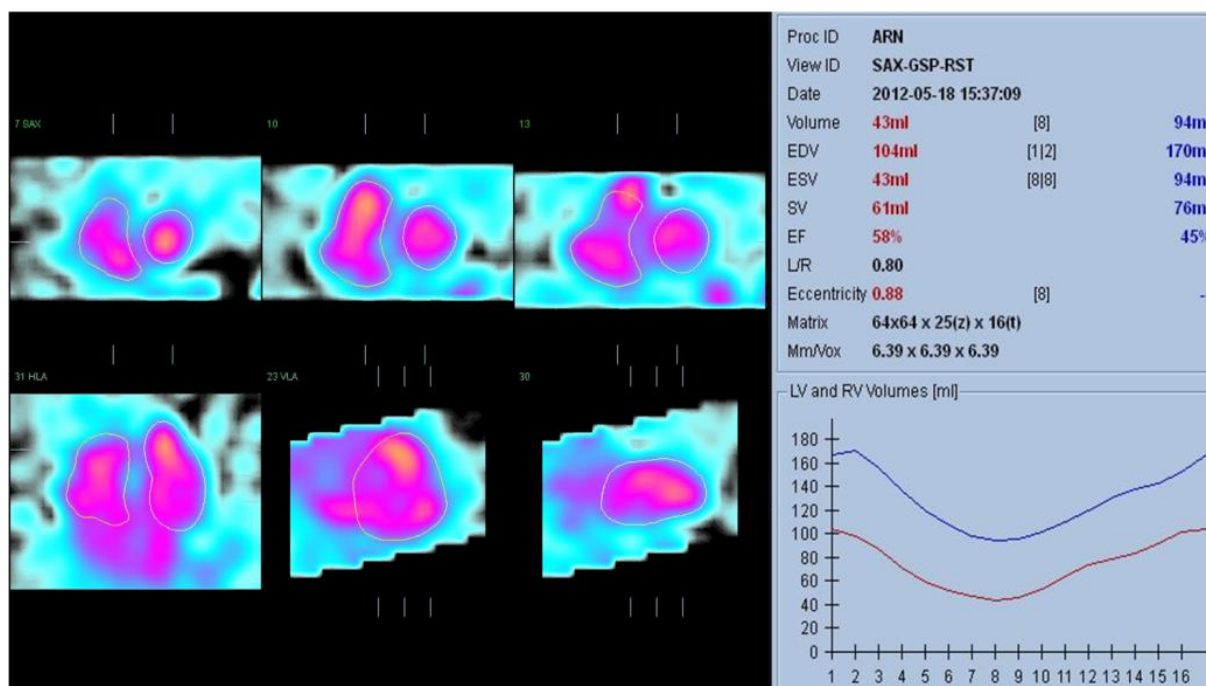


Figura 27 – Processamento de uma SPECT de perfusão de miocárdio na aplicação “QBS - Quantitative Blood Pool SPECT”. A informação a vermelho é respectiva ao ventrículo esquerdo e a azul ao ventrículo direito. Mapa de cor “colder” e escala de cor [0-100].

Informação do Protocolo		
Nome do protocolo	ARN - SPECT	
Detector/Imagem		
	Detector 1	Detector 2
Detector (s)	Sim	Sim
Vista	Projecção	Projecção
Colimador	LEHR	LEHR
Zoom	1,46 x	1,46 x
Matriz	64x64	64x64
Dose/ Janela de Energia		
Radiofármaco	99mTc- Pertechnetate	
Dose	740 MBq	
Critérios de Paragem		
Tempo/ângulo	20 seg	
K contagens/ângulo	--	
Número de ângulos	64	
Gated		
Imagem/ciclo	8	
SPECT		
Ângulo relativo do detector	90°	
Ângulo inicial	45°	
Sentido	Sentido contrário dos ponteiros do relógio	

Tabela 8 – Sugestão de Protocolo de Aquisição de uma ARN SPECT adquirida na BrightView da Philips.

Informação do Protocolo		
Nome do protocolo	ARN planar	
Detector/Imagem		
	Detector 1	Detector 2
Detector (s)	Não	Sim
Vista	--	LAO
Colimador	--	LEHR
Zoom	--	2,19 x
Matriz	--	64x64
Dose/ Janela de Energia		
Radiofármaco	99mTc - Per technetate	
Dose	740 MBq	
Critérios de paragem		
Tempo total	--	
Total de batimentos	600	
Gated Planar		
Imagem/ciclo	24	

Tabela 7 - Sugestão de Protocolo de Aquisição de uma ARN Planar para uma vista LAO adquirida na BrightView da Philips.

4.1.6. Perfusão do miocárdio

A *Myocardial perfusion imaging* (MPI) utiliza um radiofármaco administrado intravenosamente para descrever a distribuição do fluxo de sangue no miocárdio (22). O radiofármaco utilizado pode ser o 99mTc-tetrafosmina ou 99mTc-Sestamibi ou ainda o 201-TlCl (23). As imagens de perfusão identificam áreas de reduzido fluxo de sangue no miocárdio associadas a isquemias e cicatrizes (22). A distribuição regional da perfusão pode ser avaliada em repouso, em stress cardiovascular ou em ambos os modos.

As imagens de perfusão são adquiridas com técnicas planares ou SPECT, utilizando os radioisótopos Tc-99m ou o Tl-201 (22). Tipicamente são adquiridas imagens SPECT a 180°, em vez de 360°, por causa da melhor resolução e contraste e da menor atenuação da coluna. Com a câmara de detector duplo pode-se adquirir com os dois detectores a fazerem um ângulo de 90°, a iniciar com um detector na posição RAO e o outro LAO e rodando no sentido contrário ao ponteiro dos relógios num arco de 180°. As imagens tomográficas são

processadas e analisadas em três cortes: eixo curto, eixo longo vertical e horizontal, Figura 28.

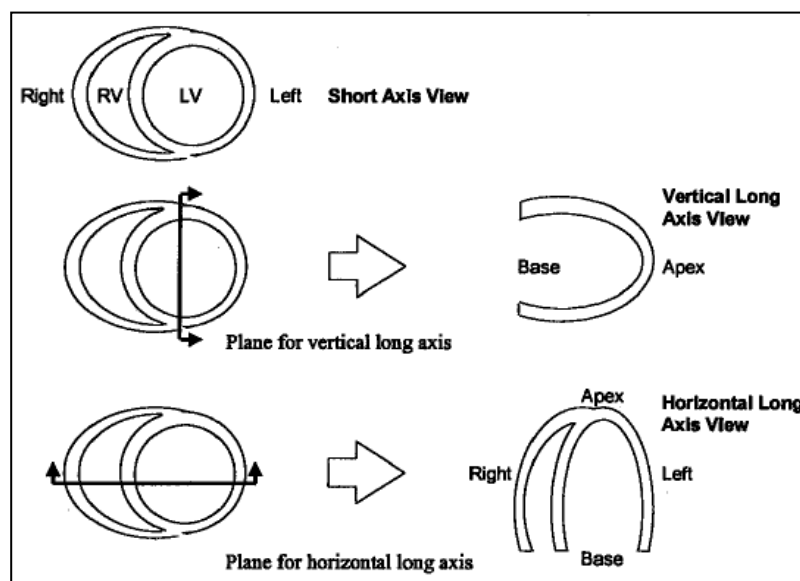


Figura 28 – Orientação dos cortes para a visualização dos dados da tomografia de perfusão do miocárdio.(22)

Neste caso prático será utilizado o protocolo de um dia, onde são administradas duas injeções de radiofármaco no próprio dia. A aquisição é feita em modo Gated SPECT, utilizando o radiofármaco ^{99m}Tc - tetrafosmina injectado intravenosamente com uma actividade de cerca de 350 MBq (1ª dose) e de cerca de 700 MBq (2ª dose), obedecendo à recomendação da FDA (Food and Drug Administration) que define que a dose total não deve exceder os 1500 MBq. O protocolo de aquisição utilizado para aquisição deste estudo na Brightview está representado na Tabela 10.

Após a aquisição as imagens SPECT foram processadas na aplicação “Auto SPECT Pro”, seguindo os parâmetros de processamento representados na Tabela 9. No final do processamento, as imagens são exibidas em 8 estados diferentes do ciclo cardíaco para as três vistas de visualização (eixo curto, longo vertical e horizontal) e em dois modos: stress e repouso como representado na Figura 29. As informações sobre escala de cor e mapa de cor utilizados no processamento deste estudo estão representadas na Figura 30.

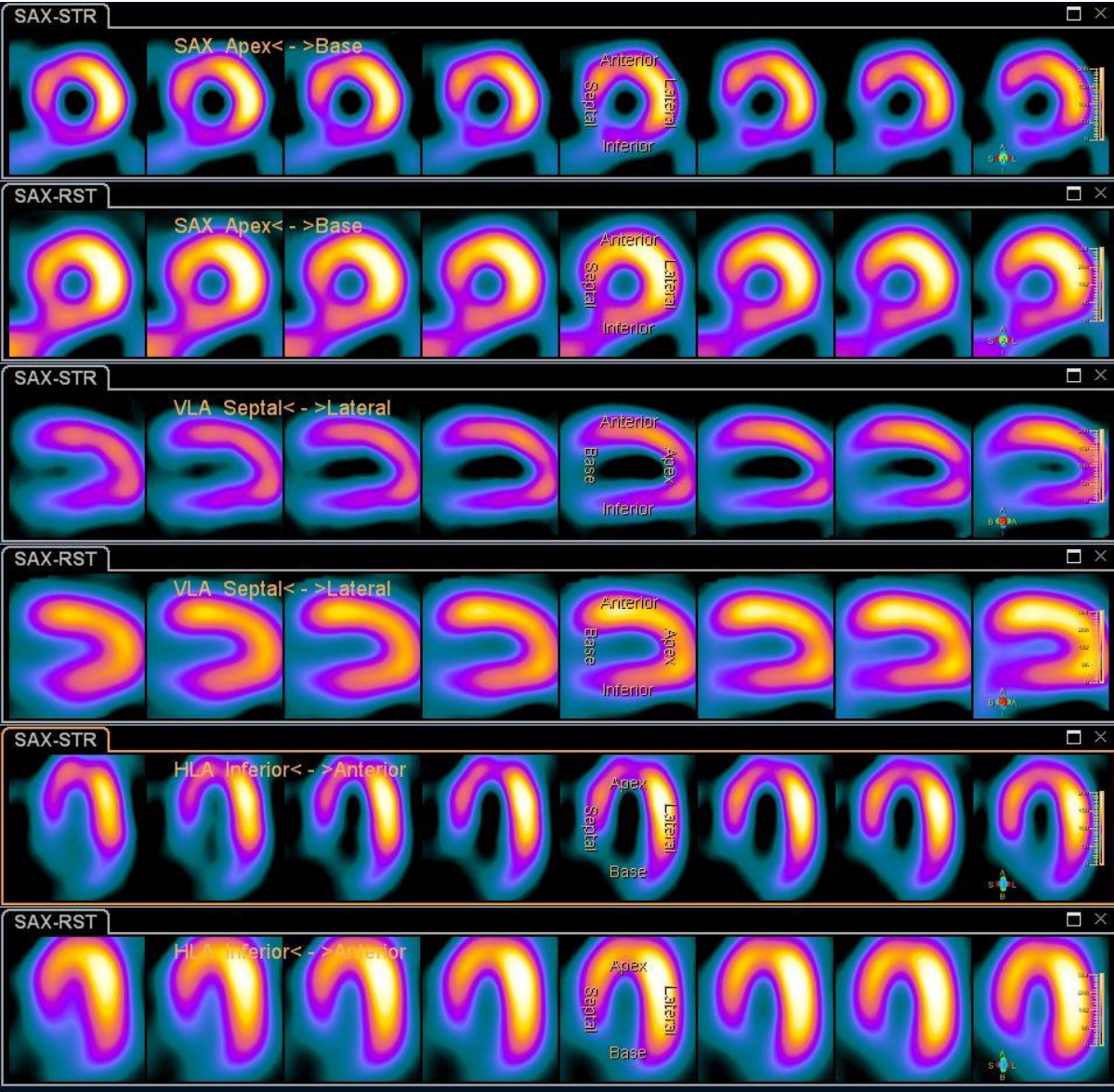


Figura 29 – Processamento de uma SPECT de Perfusão do Miocárdio na aplicação “AutoSPECT PRO” da Philips. Cada coluna de imagens representa um intervalo do ciclo cardíaco e as linhas ímpares representam a aquisição em stress cardiovascular (STR) e a as linhas pares em repouso (RST). A duas primeiras linhas de imagens correspondem ao plano eixo curto (SAX), as duas linhas do meio correspondem ao eixo longo vertical (VLA) e as duas últimas linhas correspondem ao eixo longo horizontal (HLA).

Aplicação da Philips	Parâmetro	Valor
Auto SPECT Pro	Algoritmo de Reconstrução	OSEM
	Iterações	2
	Subconjuntos	16
	Filtro passa baixo	Butterworth
	Frequência de corte [0-1]	0.3
	Ordem [0-10]	3

Tabela 9 – Sugestão de protocolo de pós-processamento para SPECT cardíaca de perfusão do miocárdio adquirida na BrightView da Philips.

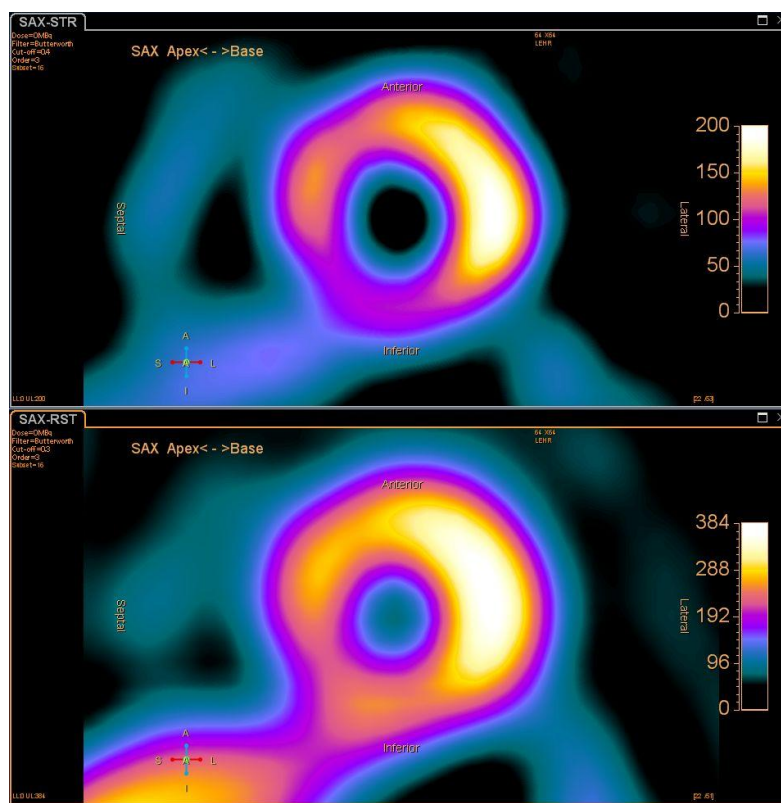


Figura 30 – Alteração do esquema de visualização das imagens para permitir observar a escala de cor utilizada na Figura 29 para o estudo em stress (em cima) e em repouso (em baixo). Mapa de cor utilizado – “Cardiac”.

Informação do Protocolo		
Nome do protocolo	SPECT Gated - One Day	
Detector/Imagem		
	Detector 1	Detector 2
Detector (s)	Sim	Sim
Vista	Projecção	Projecção
Colimador	LEHR	LEHR
Zoom	1,46x (40,9) cm	1,46x (40,9) cm
Matriz	64x64	64x64
Dose/ Janela de Energia		
Radiofármaco	99mTc- tetrafosmina	
Dose	350MBq (1ªdose) e 700MBq (2ªdose)	
Critérios de paragem		
Tempo/ângulo	25 seg (Stress) 20 seg (Repouso)	
K contagens/ângulo	--	
Número de ângulos	64	
Gated SPECT		
Imagem/ciclo	8 ou 16	

Tabela 10 – Sugestão de protocolo de aquisição para SPECT cardíaca de perfusão do miocárdio adquirida na BrightView da Philips.

4.1.7. Cintigrafia à tiróide

A Cintigrafia da tiróide é estudo de medicina nuclear que fornece informação sobre a estrutura e a função da tiróide através da obtenção resultados sobre o tamanho, forma, volume, captação, contagens e número de pixéis da glândula tiróide (24). Este procedimento produz imagens planares estáticas da tiróide obtidas durante 15-30 minutos, 15 minutos após a injeção intravenosa de Tc-99m *per technetate* e utilizando o colimador LEHR ou o colimador *pinhole*, Figura 31, a uma distância próxima do pescoço (25). As imagens são adquiridas com uma vista anterior e, opcionalmente, com vistas anterior oblíqua direita e esquerda (45°).

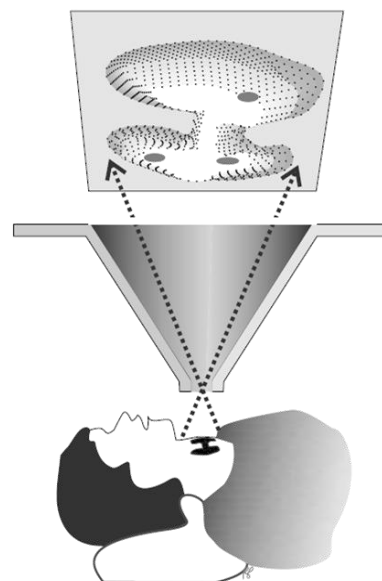


Figura 31 – Colimador Pinhole. Possui um único buraco com poucos milímetros de diâmetro e permite magnificar imagens de órgãos pequenos como a tiróide.(9)

No presente caso prático, foi adquirida uma imagem anterior utilizando o colimador LEHR, após a aquisição de 3 imagens estáticas em vistas anterior e LAO e RAO utilizando o colimador *pinhole*, utilizando o protocolo da Tabela 11.

A imagem anterior obtida a partir do colimador LEHR foi processada utilizando a aplicação “NM Endocrine”, onde desenhando ROIs sobre o lobo direito e lobo esquerdo da tiróide e um ROI de fundo para subtração de contagens, são calculados e exibidos os valores do número de pixéis, contagens, captação, área, peso e volume desta glândula, Figura 32. O desenho das ROIs foi feito utilizando geometrias retangulares e mantendo a mesma área entre si de forma a garantir a veracidade dos resultados. Contudo, a forma e a área das ROIs que devem ser desenhadas sobre órgãos pares para efeitos de cálculo não permanece consensual.

As imagens estáticas obtidas com o colimador *pinhole* foram processadas utilizando a aplicação da Philips “General Review”, Figura 33. Neste caso, não foi feita qualquer quantificação, apenas análise visual.

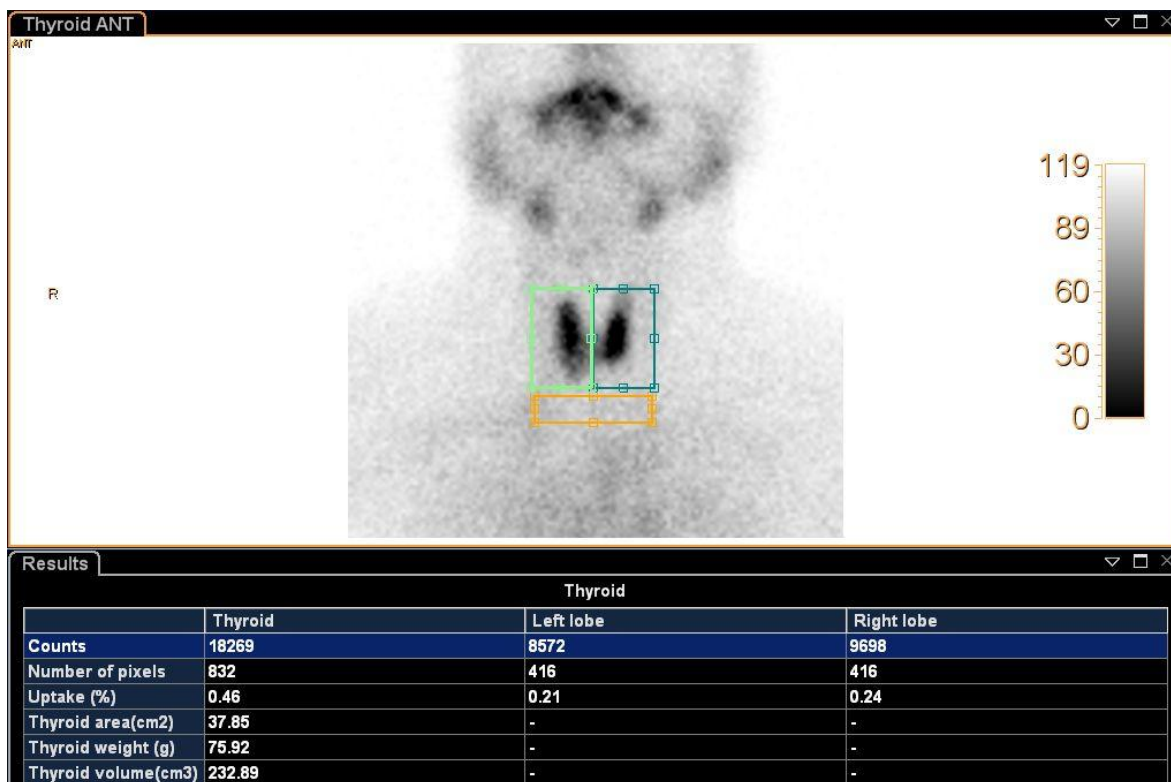


Figura 32 – Processamento da imagem estática anterior da tiróide na aplicação “NM Endocrine” da Philips.

Informação do Protocolo		
Nome do protocolo	Cintigrafia à Tiróide	
Detector/Imagem		
	Detector 1	Detector 2
Detector (s)	Sim	Sim
Vista	Posterior	Anterior
Colimador	LEHR	Pinhole
Zoom	2,19x	2,19x
Matriz	128x128	128x128
Dose/ Janela de Energia		
Radiofármaco	99mTc- pertechnetate	
Dose	185 MBq	
Critérios de paragem		
Tempo total	300 seg	
Total de Kcontagens	--	

Tabela 11 - Sugestão de protocolo de aquisição para a cintigrafia à tiróide na BrightView da Philips.

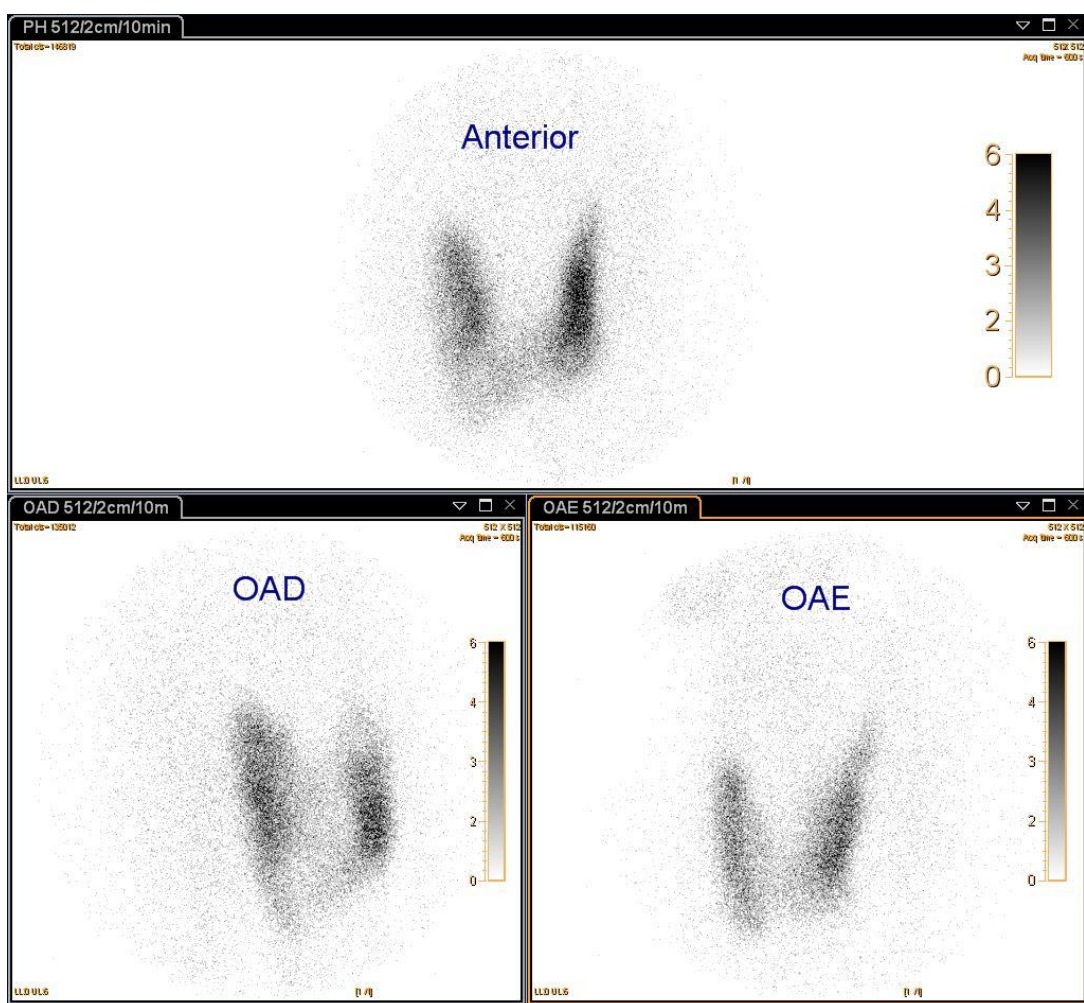


Figura 33 – Imagens Estáticas com vista anterior, RAO e LAO utilizando o colimador pinhole processadas na "Application Suite" da Philips.

4.1.8. SPECT Cerebral

Uma das aquisições cerebrais mais comuns em medicina nuclear é a SPECT para estudo dos transportadores de dopamina no cérebro (DaTScan) que tem como objectivo visualizar a distribuição dos transportadores de dopamina no corpo estriado em pacientes com suspeita de neuro-degeneração dopaminérgica.

DaTScan

O 123-I-ioflupano é um radiofármaco que se liga aos transportadores de dopamina e é um indicador da integridade dopaminérgica pré-sináptica (4). A dopamina é armazenada em vesículas e transportada para a fenda sináptica dos neurónios para poder se ligar aos receptores dos neurónios pós-sinápticos, como exemplificado na Figura 34. Por sua vez, os receptores de dopamina são proteínas transmembranares existentes na membrana do neurónio pré-sináptico que transportam a dopamina da fenda sináptica de volta para o neurónio pré-sináptico (26).

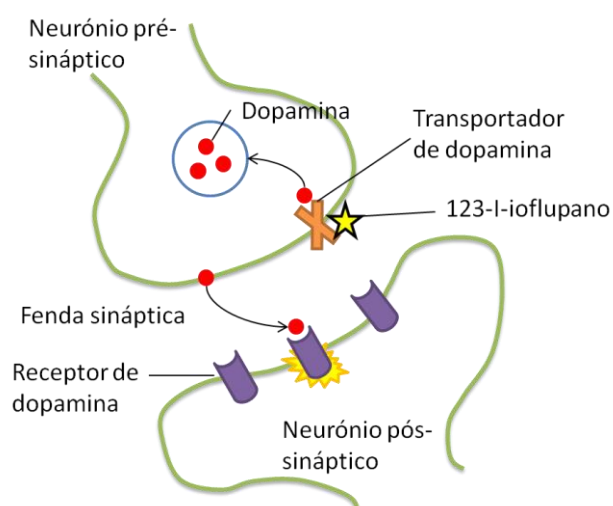


Figura 34 – Sinapse da dopamina.

O sistema de transmissão neural da dopamina tem um papel fundamental na doença de Parkinson. Deste modo, a partir da SPECT cerebral utilizando o 123-I-ioflupano é possível distinguir pacientes com tremor essencial dos que sofrem de síndrome de Parkinson pré-sináptico, bem como distinguir as diferentes causas de Parkinson (26).

A aquisição SPECT é feita 3-6 horas após a injeção do 123-I ioflupano. Um protocolo utilizado para este tipo de estudo engloba, em primeiro lugar, uma aquisição corpo inteiro estática, 3 horas após a injeção, de forma a avaliar a captação de radiofármaco, excreção e o bloqueio de tireóide. Em seguida, é realizada a SPECT cerebral com duração de cerca de 1 hora (128 projecções com 30-25 segundos/projecção), cujo protocolo se encontra descrito na Tabela 12.

O caso prático apresentado diz respeito a um indivíduo de cerca de 30 anos de idade que apresentava tremores involuntários na mão esquerda, cuja causa era desconhecida. As imagens SPECT do DaTScan foram processadas na aplicação “Auto SPECT Pro” utilizando os parâmetros da Tabela 13.

As imagens obtidas do processamento revelaram um aspecto anormal dos corpos estriados, Figura 35, que para um indivíduo saudável deveriam apresentar um aspecto em forma de vírgula no plano axial.

Adicionalmente, as imagens processadas foram quantificadas na aplicação JETpack da Philips utilizando o método Durval-Costa, Figura 36. Deste modo, são seleccionadas as imagens axiais onde se vêem os corpos estriados direito e esquerdo e sobre a imagem composta são desenhadas três ROIs: nos corpos estriado direito e esquerdo e no fundo. Como resultado, são apresentados os valores das contagens médias para ambos os corpos estriados e para o fundo e os valores das contagens resultantes para os corpos estriados, ou seja, com a subtracção do fundo. No entanto ainda foram calculados os valores dos índices de captação do corpo estriado direito e esquerdo, a partir da fórmula (utilizada pelo Prof. Dr. Durval C. Costa):

$$\text{Índice de Captação no Corpo Estriado} = \left(\frac{\text{Contagens Resultantes}}{\text{Fundo}} \right) \times 100$$

A partir do valor do índice de captação para cada corpo estriado sabemos que um indivíduo normal deverá ter valores acima dos 50%. Para o paciente em questão obteve-se 35% de índice de captação para o corpo estriado esquerdo e 31% para o direito. Pela análise visual e quantitativa concluiu-se que o paciente sofria de síndrome de Parkinson juvenil.

Informação do Protocolo		
Nome do protocolo	Brain SPECT (DaTScan)	
Detector/Imagem		
	Detector 1	Detector 2
Detector (s)	Sim	Sim
Vista	Projecção	Projecção
Colimador	LEHR	LEHR
Zoom	1x	1x
Matriz	128 X 128	128 X 128
Dose/ Janela de Energia		
Radiofármaco	123-I ioflupano	
Dose	185 MBq	
Critérios de paragem		
Rotações	1	
Número de ângulos	128	
Tempo/ângulo	25-30 seg	
Kcontagens/ângulo	--	
SPECT		
Ângulo relativo dos detectores	180	
Ângulo inicial	0	
Sentido	Sentido dos ponteiros do relógio	
Tipo de órbita	Circular	

Tabela 12 - Sugestão de protocolo de aquisição para a SPECT do Transporte de dopamina no cérebro na BrightView da Philips.

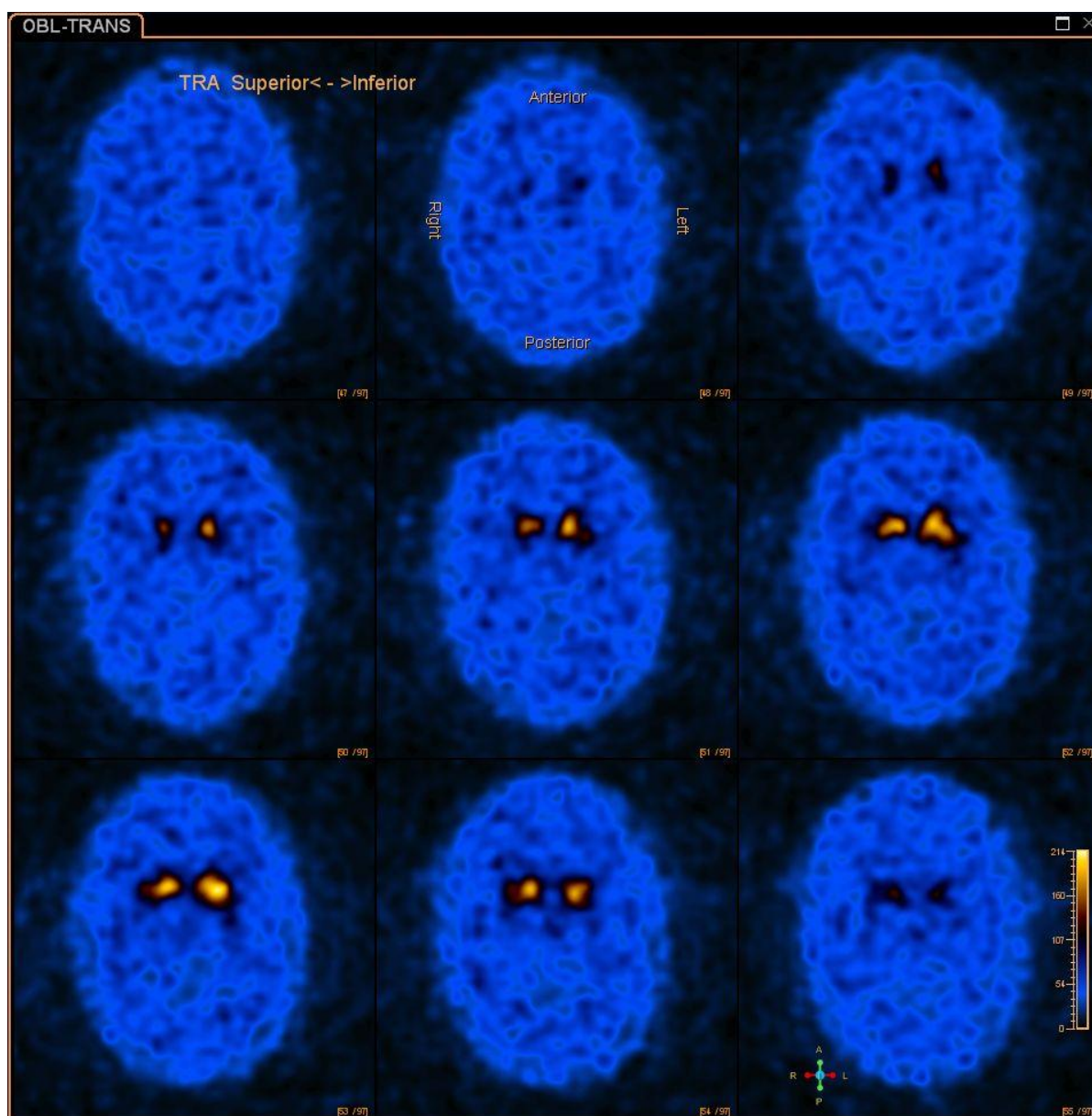


Figura 35 – Resultado do processamento do DatScan na aplicação Auto SPECT Pro da Philips.

Aplicação da EBW Philips	Parâmetro	Valor
Auto SPECT Pro	Algoritmo de Reconstrução	OSEM
	Iterações	4
	Subconjuntos	8
	Filtro passa baixo	Butterworth
	Frequência de corte [0-1]	1,0
	Ordem [0-10]	10

Tabela 13 - Sugestão de protocolo de processamento para SPECT cerebral de perfusão do miocárdio adquirida na BrightView da Philips.

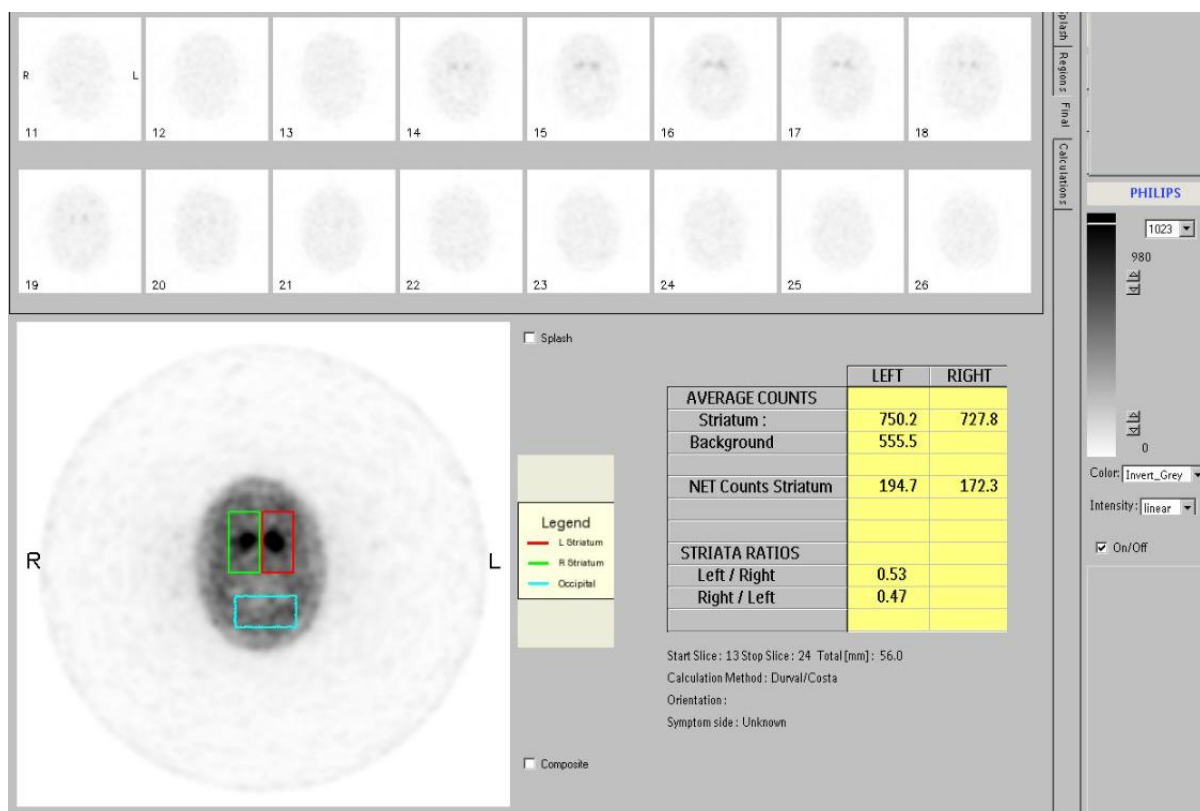


Figura 36 – Quantificação do DatScan na aplicação JETPack da Philips utilizando o método Durval-Costa.

4.1.9. Terapêutica com ^{131}I

A administração oral de iodo radioactivo (I-131) é utilizada para o tratamento de doenças benignas da tiróide como o hipertiroidismo (produção excessiva da hormona da tiróide) (27). De acordo com a guideline da EANM (*European Association of Nuclear Medicine*), as actividades habitualmente prescritas para este tipo de tratamento variam entre 200-800MBq, sendo que a maioria dos pacientes recebe entre 400-600MBq (27).

O caso prático apresentado corresponde a um paciente com hipertiroidismo e onde se decidiu adquirir imagens estáticas anteriores do sistema digestivo do paciente, incluindo esófago, estômago, intestino delgado e cólon, de forma a verificar o trajecto da cápsula de iodo radioactivo, Figura 37. Para a aquisição das imagens utilizaram-se colimadores de média energia utilizando o protocolo da Tabela 14.

Uma vez que as imagens adquiridas não nos dão informação anatómica, utilizaram-se referências anatómicas (Xifoide e Rebordo Costal) marcadas com algodão embebido em $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Deste modo, foram adquiridas duas janelas de energia, uma para o ^{131}I e outra para o

^{99m}Tc na mesma aquisição. Como resultado obtivemos duas imagens, uma com as referências anatômicas do tecnécio e outra com o trajecto da cápsula de iodo. Assim, utilizando a aplicação “*General Review*” as duas imagens adquiridas foram somadas, Figura 37.

Informação do Protocolo		
Nome do protocolo	Terapêutica com ¹³¹ I	
Detector/Imagem		
	Detector 1	Detector 2
Detector (s)	Sim	Sim
Vista	Lateral	Anterior
Colimador	HEGP	HEGP
Zoom	1x	1x
Matriz	256x256	256x256
Dose/ Janela de Energia		
Radiofármaco	I-131	
Actividade	185-370 MBq	
Critérios de paragem		
Tempo total	120 seg	

Tabela 14 – Sugestão de protocolo de aquisição de imagens estáticas para tratamento com ^{131}I para a Brightview da Philips.

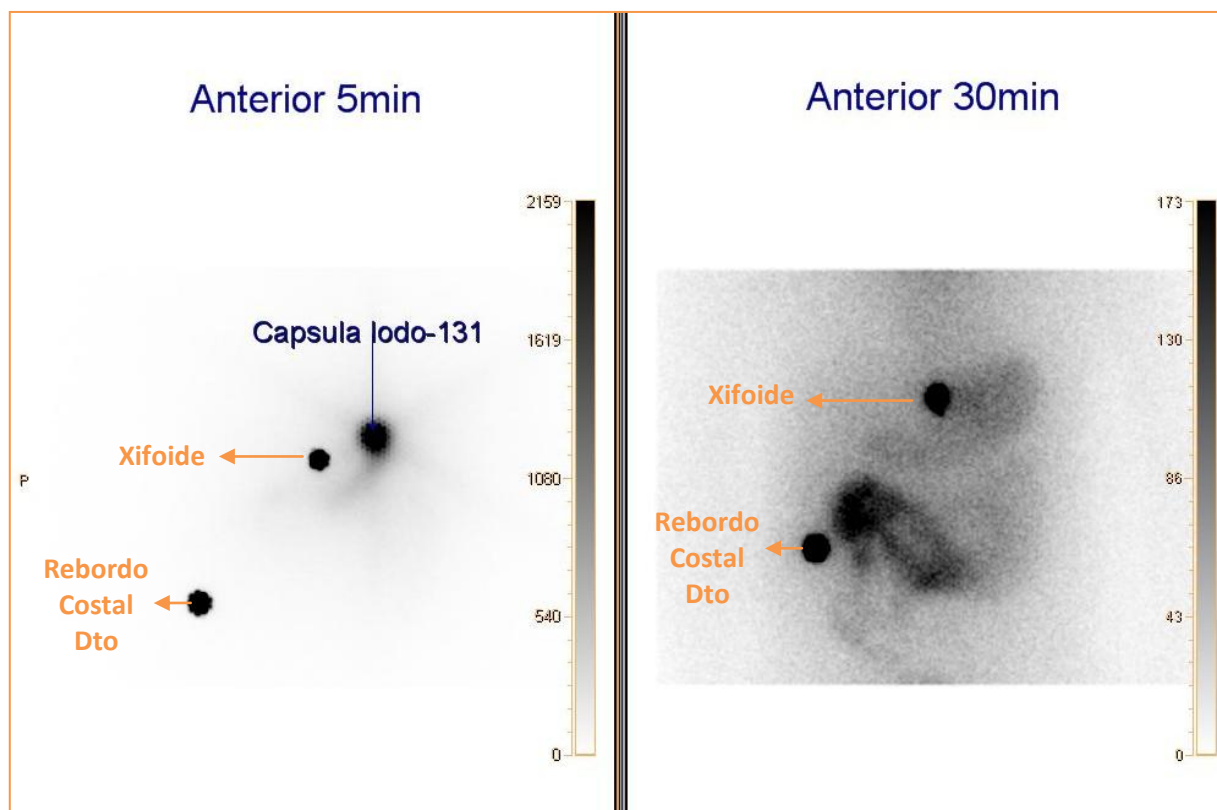


Figura 37 – Imagens resultantes da soma de imagens estáticas adquiridas em simultâneo com janelas de energia distintas, utilizando a aplicação “*Application Suite*” da Philips.

4.1.10. Dacriocintigrafia

A Dacriocintigrafia ou Cintigrafia das Glândulas Lacrimais é um exame aplicado no diagnóstico de anormalidades do sistema lacrimal responsáveis pela produção excessiva de lágrimas. Este estudo permite demonstrar a integridade do sistema nasolacrimal, localizar áreas de obstrução que podem ser importantes para planeamento cirúrgico, avaliação pós operatória da eficácia da cirurgia, entre outros casos.

O procedimento consiste na aplicação de gotas de $^{99m}\text{TcO}_4^-$ no canto externo de cada olho de forma a estudar se a actividade instalada drena do olho para a nasofaringe aos 20 minutos, como está previsto acontecer para pacientes normais. É também suposto o sistema de ductos em pacientes normais ser visível aos 5 minutos.

O estudo tem início com uma aquisição dinâmica com cerca de 15-20 minutos, imediatamente após a administração do radiofármaco, onde se adquire uma vista anterior que engloba a cabeça e o pescoço, protocolo descrito na Tabela 15. Sobre os frames adquiridos no estudo dinâmico são desenhadas ROIs sobre as diferentes estruturas do sistema nasolacrimal, Figura 38, e desenhadas curvas tempo-actividade que traduzem a drenagem do radiofármaco nessas estruturas. Como se observa na Figura 39 o radiofármaco não chegou aos canais nasolacrimais direito e esquerdo, o que sugere a existência de uma obstrução nestes locais.

Posteriormente, pode ser feita um estudo estático 10 minutos após a aquisição do dinâmico, caso não se observe drenagem até aos 30 minutos após a administração do radiofármaco. Neste caso são adquiridas imagens de 1 minuto com vistas anterior e lateral, antes e depois do paciente se assoar.



Figura 38 – Desenho de ROIs na imagem composta dos frames da Dacriocintigrafia a partir da aplicação “General Review” da Philips.

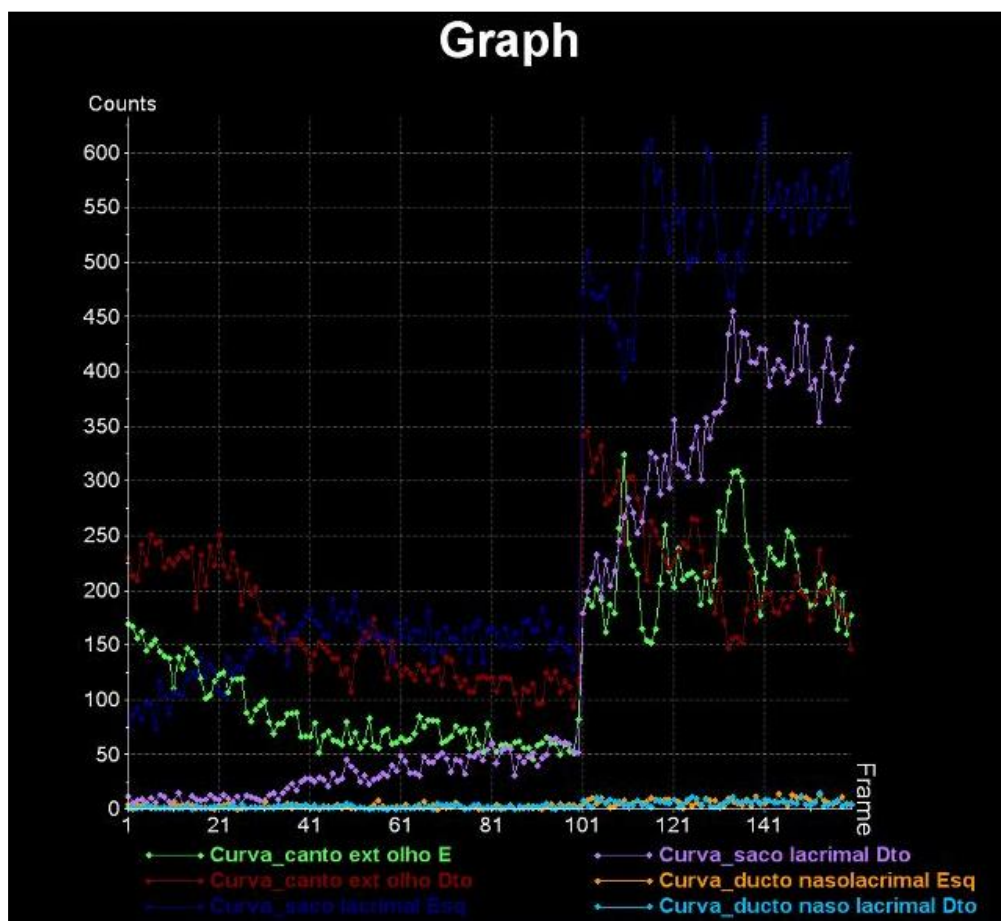


Figura 39 – Curvas tempo-atividade das glândulas lacrimais obtidas a partir da aplicação “General Review” da Philips.

Informação do Protocolo				
Nome do protocolo	Dacriocintigrafia - Dinâmico			
Detector/Imagem				
	Detector 1		Detector 2	
Detector (s)	Sim		Não	
Vista	Anterior		--	
Colimador	LEHR		--	
Zoom	2,19x		--	
Matriz	128x128		--	
Dose / Janela de Energia				
Radiofármaco	99mTc pertechnetate			
Dose	2 a 4 MBq por gota			
Critérios de paragem				
# Fases	2			
	Fase ID	Frames	Time/frame (seg)	Target time (seg)
	Fase 1	100	3	300
	Fase 2	60	10	600

Tabela 15 – Sugestão de Protocolo de Aquisição da Dacriocintigrafia a partir da Brightview da Philips.

4.1.11. Cintigrafia das Glândulas Salivares

A função e a drenagem das glândulas salivares parótida e submandibular podem ser avaliadas simultaneamente usando ^{99m}Tc (4). O exame é tipicamente dividido em dois estudos: inicialmente é adquirido um dinâmico para avaliar a função e a drenagem, *Figura 40*, e depois adquire-se um estudo planar estático para avaliar o tamanho, a forma e a presença de anormalidades nas glândulas (4). O protocolo de aquisição do estudo às glândulas salivares para o caso prático aqui apresentado está representado na Tabela 16.

Após ser adquirido, o dinâmico das glândulas salivares foi processado na aplicação “*General Review*”, onde foram desenhadas ROIs nas quatro glândulas salivares (parótidas e submandibulares) e na cavidade bucal sobre a imagem composta dos frames do dinâmico e traçadas as curvas tempo-atividade para essas ROIs, *Figura 40*. Foi também referenciado o momento da estimulação com gotas de limão que corresponde ao instante a partir do qual houve uma maior produção de saliva pelas glândulas.

Informação do Protocolo				
Nome do protocolo	Glândulas Salivares - Dinâmico			
Detector/Imagem				
	Detector 1		Detector 2	
Detector (s)	Sim		Não	
Vista	Anterior		--	
Colimador	LEHR		--	
Zoom	2,19x		--	
Matriz	128x128		--	
Dose / Janela de Energia				
Radiofármaco	99mTc pertechnetate			
Dose	185 MBq			
Critérios de paragem				
# Fases	1			
	Fase ID	Frames	Time/frame (seg)	Target time (seg)
	Fase 1	30	60	1800

Tabela 16 – Sugestão de Protocolo de Aquisição de um estudo dinâmico das glândulas salivares adquirido na BrightView da Philips.

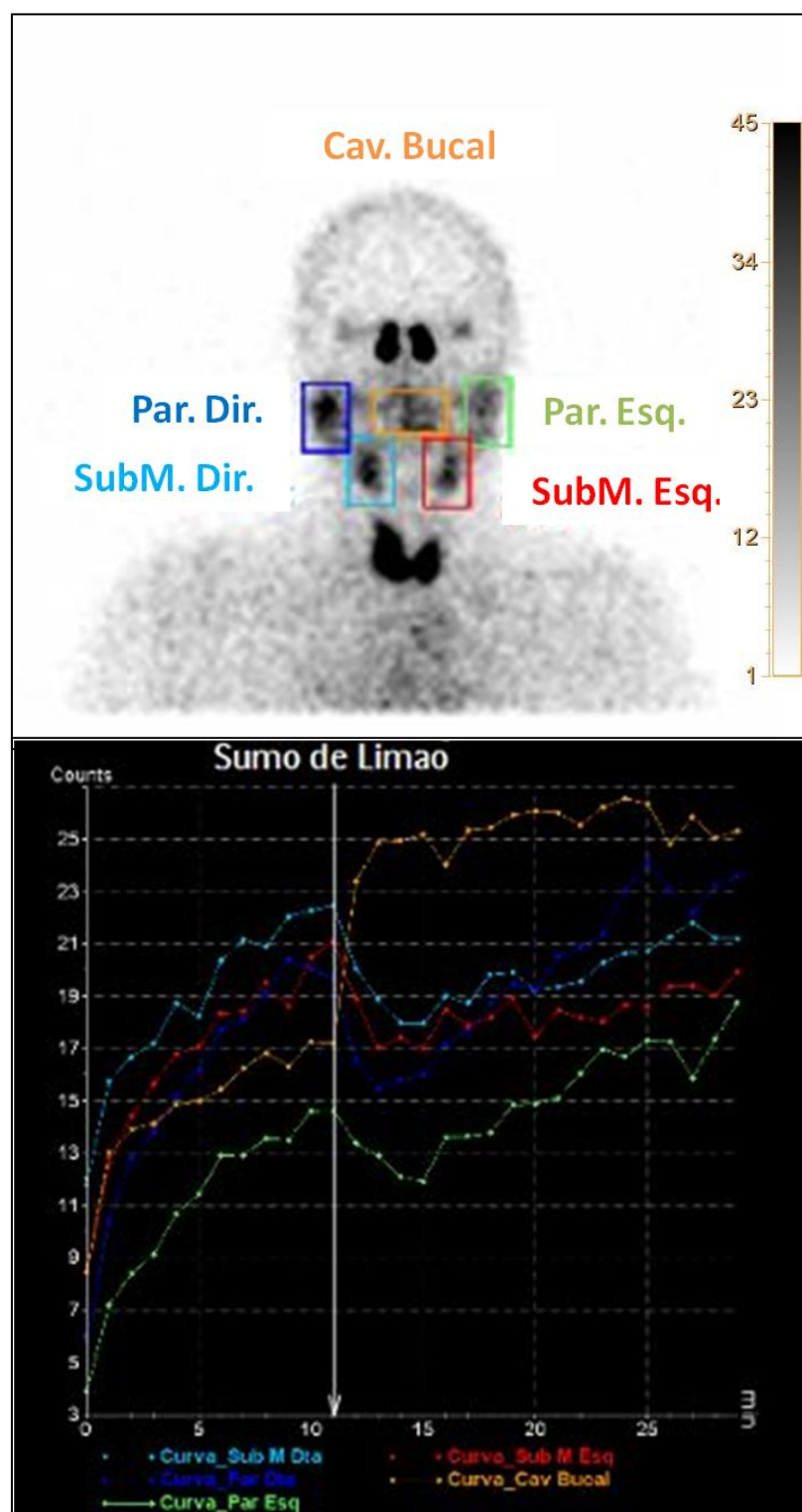


Figura 40 - Processamento do dinâmico das glândulas salivares na aplicação "Application Suite" da Philips.

4.2. Gemini

A PET-CT tem especial utilidade em doentes oncológicos para estadiamento, reestadiamento e monitorização da resposta à terapia. A principal aplicação da imagem PET em oncologia é a detecção de tumores primários e de metástases através de uma aquisição de corpo inteiro, com a injeção prévia de um radiofármaco, maioritariamente o ^{18}F -FDG. Deste modo, um exame PET-CT tem geralmente início com uma aquisição corpo inteiro, seguida de imagens tardias (3-6 horas após a injeção) da região anatómica que se pretende realizar um diagnóstico mais detalhado.

Nos protocolos de aquisição CT além da corrente (*mA*), tensão (*kV*) e tempo de exposição da corrente (*mA*s) aplicados à ampola de raio-X, é possível seleccionar outros parâmetros de imagem. Os menos intuitivos são a colimação, que corresponde ao número de detectores de raio-X utilizados e a sua espessura, ou seja, se utilizarmos uma colimação de 16x1.5 estamos a utilizar 16 colimadores de espessura 1.5 (para uma dada espessura de colimação seleccionada podemos sempre reconstruir posteriormente os cortes com uma espessura igual ou superior).

Adicionalmente, os cortes em CT são definidos pelo parâmetro espessura (mm) ao qual está sempre associado um valor de incremento (mm) que determina quantos milímetros são acrescentados a um dado corte para adquirir o próximo, ou seja, se seleccionarmos uma espessura e incremento de 5mm/5mm isto significa que os cortes têm 5mm de espessura e são adquiridos continuamente. Pelo contrário, se escolhermos uma espessura e incremento, respectivamente, de 2mm e 1mm, obteremos cortes de 1mm.

Os exames apresentados a seguir foram adquiridos a partir do Sistema PET-CT Gemini TF 16, da Fundação Champalimaud, e processados na estação de trabalho EBW NM da Philips.

4.2.1. PET-CT Corpo inteiro

O processamento dos estudos adquiridos no Gemini TF é feito maioritariamente utilizando a aplicação “*FusionViewer*” da EBW. Esta aplicação faz o co-registo automático das imagens PET e CT adquiridas, resultando numa imagem PET-CT fundida. Para tal, devem ser carregadas as duas séries de dados relativas à CT e à PET com correcção da atenuação baseada em dados CT, denominada CTAC (*CT-based attenuation correction*). Os dados PET sem correcção da atenuação também estão disponíveis (denominados NAC), mas habitualmente não são utilizados para diagnóstico clínico.

Para obter uma reconstrução automática das imagens PET com correcção de atenuação baseada em dados CT logo após a aquisição, utiliza-se o protocolo de reconstrução “*Body-ctac-nac*” no protocolo de aquisição.

Após a reconstrução dos dados PET com e sem correcção de atenuação é sempre possível voltar a reconstruir os dados, desde que os dados nativos (*raw data*) estejam armazenados no PET-CT Host, utilizando a aplicação da EBW “*PET Recon*”. A reconstrução posterior das imagens PET pode ser utilizada para alterar o filtro aplicado, escolher outros dados CT para realizar a correcção da atenuação, entre outras opções.

Na aplicação “*Fusion Viewer*” as imagens PET, CT e fusão PET-CT podem ser vistas em 3 planos diferentes: axial, coronal e sagital, bem como em modo vídeo ou imagem tridimensional (3D). Esta aplicação permite, entre muitas outras opções de análise, realizar a medição de SUV, exibindo os valores de SUVmax, SUVmean e SUVsd (valor máximo, valor médio e desvio padrão, respectivamente) para um ponto ou um volume de interesse.

Protocolo CT 16 cortes Corpo inteiro		Protocolo PET Corpo inteiro	
mAs/corte:	60	Tempo de aquisição:	~2 min/bed
kV:	140	Nº de Beds (Emission frames):	~9
Colimação	16 x 1.5 mm	FOV (mm):	576
Pitch:	0.813	Direcção:	Out
FOV (mm):	600	Protocolo de reconstrução:	Body-ctac-nac
Direcção:	In	Actividade administrada:	37 MBq / 10 Kg
Tempo de rotação:	0,5 seg/rotação	Tempo de administração:	~45min p.i.
Espessura (mm):	5	Matriz:	144x144
Incremento (mm):	-5		
Matriz:	512		

Tabela 17 - Sugestão de protocolo de aquisição PET-CT para a Gemini TF num estudo corpo inteiro para pacientes com peso < 90 Kg.

Para exemplificar um processamento de imagens PET-CT corpo inteiro realizado a partir da aplicação “*Fusion Viewer*” escolheu-se um paciente com história clínica de adenocarcinoma do cólon já removido cirurgicamente, mas com existência de metástases hepáticas, sujeito a QT, Figura 41. A PET-CT com 18F-FDG foi prescrita para reestadiamento após QT. Foi feito um estudo comparativo das metástases hepáticas, Figura 42, onde se observou a presença de uma nova lesão no hilo hepático nas imagens tardias de 16/05/2012. As imagens apresentadas foram adquiridas segundo o protocolo da Tabela 17, que corresponde também ao protocolo definido para estudos PET-CT Corpo Inteiro na Medicina Nuclear da Fundação Champalimaud.



Figura 41 – Imagem 3D Inteiro resultante da fusão PET e CT na aplicação *Fusion Viewer*. Paciente com metástases hepáticas originárias de uma neoplasia primária do cólon.

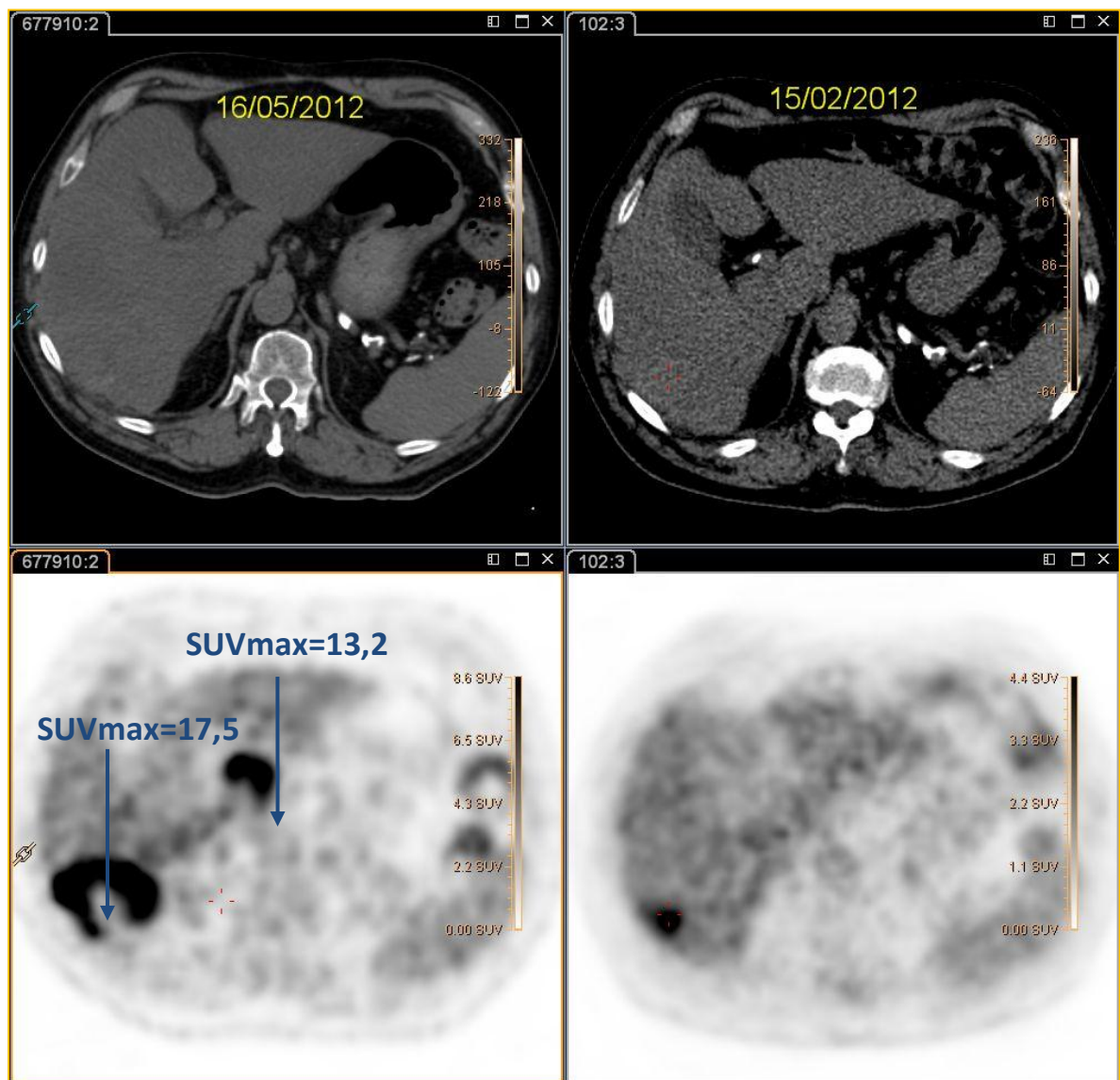


Figura 42 – Imagens PET-CT tardias do abdômen resultantes de dois estudos realizados no mesmo paciente em datas diferentes. À direita imagens PET-CT do estudo antes da quimioterapia e à esquerda reestadiamento após quimioterapia.

4.2.2. PET-CT Cerebral

A PET-FDG tem principal importância na avaliação de tumores cerebrais primários devido à correlação existente entre a captação de FDG e o grau do tumor (13). Caracteristicamente, a captação de fundo fisiológica do FDG na substância branca do cérebro é baixa e na substância cinzenta é elevada. Deste modo, é possível estabelecer uma avaliação qualitativa do grau do tumor: os tumores de baixo grau têm uma captação de FDG idêntica ou menor que a substância branca normal do cérebro e os tumores de elevado grau têm uma actividade similar ou superior à substância cinzenta normal do cérebro (13).

Adicionalmente, para além da identificação do grau dos tumores cerebrais primários e do seu prognóstico, a PET-CT tem outras utilidades em neurologia: a avaliação de demências, epilepsia, Alzheimer e doença de Parkinson.

Contudo, no caso das metastases cerebrais a realização de uma CT ou MRI cerebral tem um diagnóstico mais efectivo que a PET (12). Não obstante, o caso prático aqui apresentado corresponde à detecção de metastases cerebrais, Figura 43, Figura 44 e Figura 45, num paciente com adenocarcinoma do pulmão, já sujeito a tratamentos de QT e RT. O protocolo de aquisição utilizado para este estudo está representado na Tabela 18.

Adicionalmente, os dados PET foram reconstruídos à posteriori com um filtro smooth, Figura 45. Observa-se um esbatimento das estruturas cerebrais na reconstrução com filtro de suavização (*smooth*), o que facilita o diagnóstico visual da PET cerebral.

Protocolo CT 16 cortes cerebral		Protocolo PET Cerebral	
mAs/corte:	350	Tempo de aquisição:	~10 min/bed
kV:	120	Nº de Beds (Emission frames):	~1
Colimação	16x1.5	FOV (mm):	256
Pitch:	0,688	Direcção:	In
FOV (mm):	600	Protocolo de reconstrução:	Brain-ctac-suv
Direcção:	Out	Actividade administrada:	37 MBq / 10 Kg
Tempo de rotação:	1 seg/rotação	Tempo de administração:	~45 min p.i.
Espessura (mm):	5	Matriz:	128x128
Incremento (mm):	-5		
Matriz:	512x512		

Tabela 18 - Sugestão de protocolo de aquisição PET-CT para a Gemini TF num estudo cerebral para pacientes.

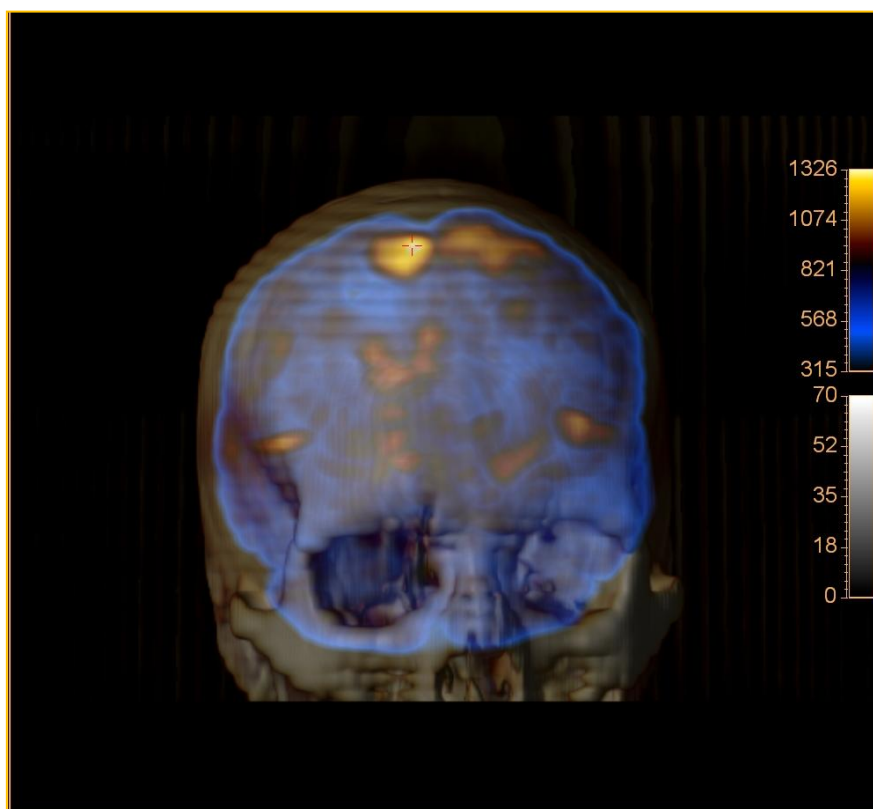


Figura 43 – Imagem 3D da fusão PET-CT cerebral processada na aplicação “Fusion Viewer” da Philips. Visualização da hipercaptação de FDG próximo da cúpula do crânio.

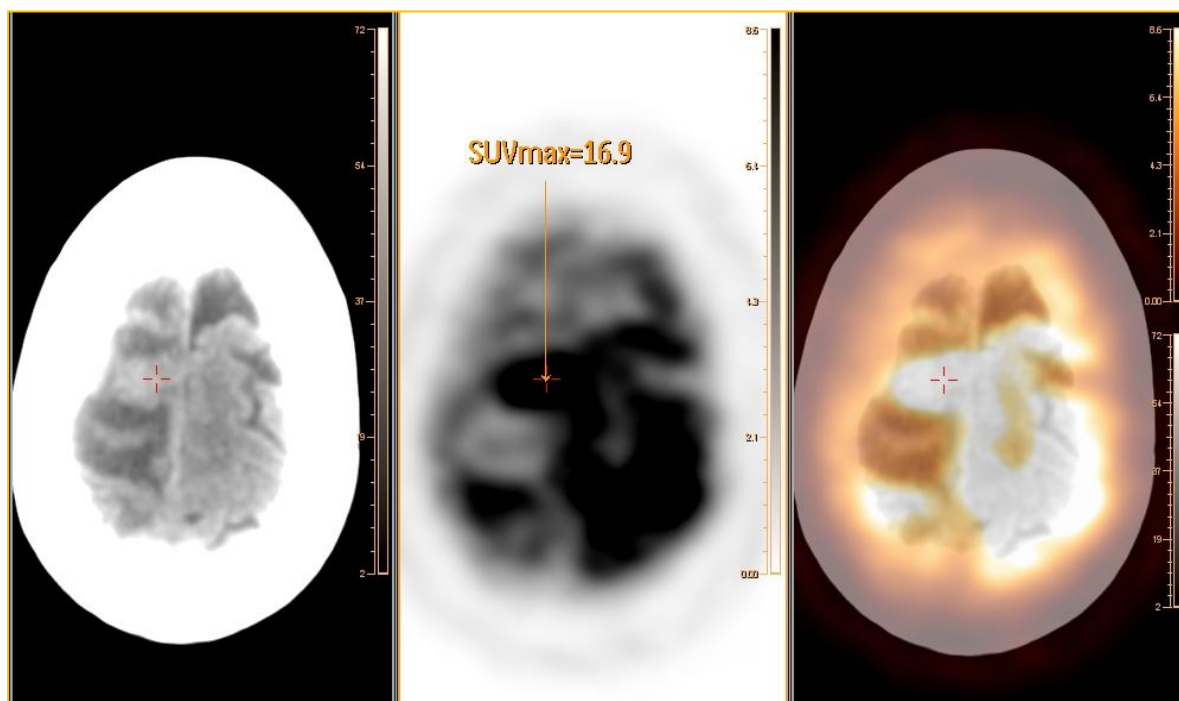


Figura 44 – Visualização do mesmo corte axial CT, PET e fusão PET-CT na aplicação “Fusion Viewer” da Philips, onde foi medido um SUVmax=16,9.

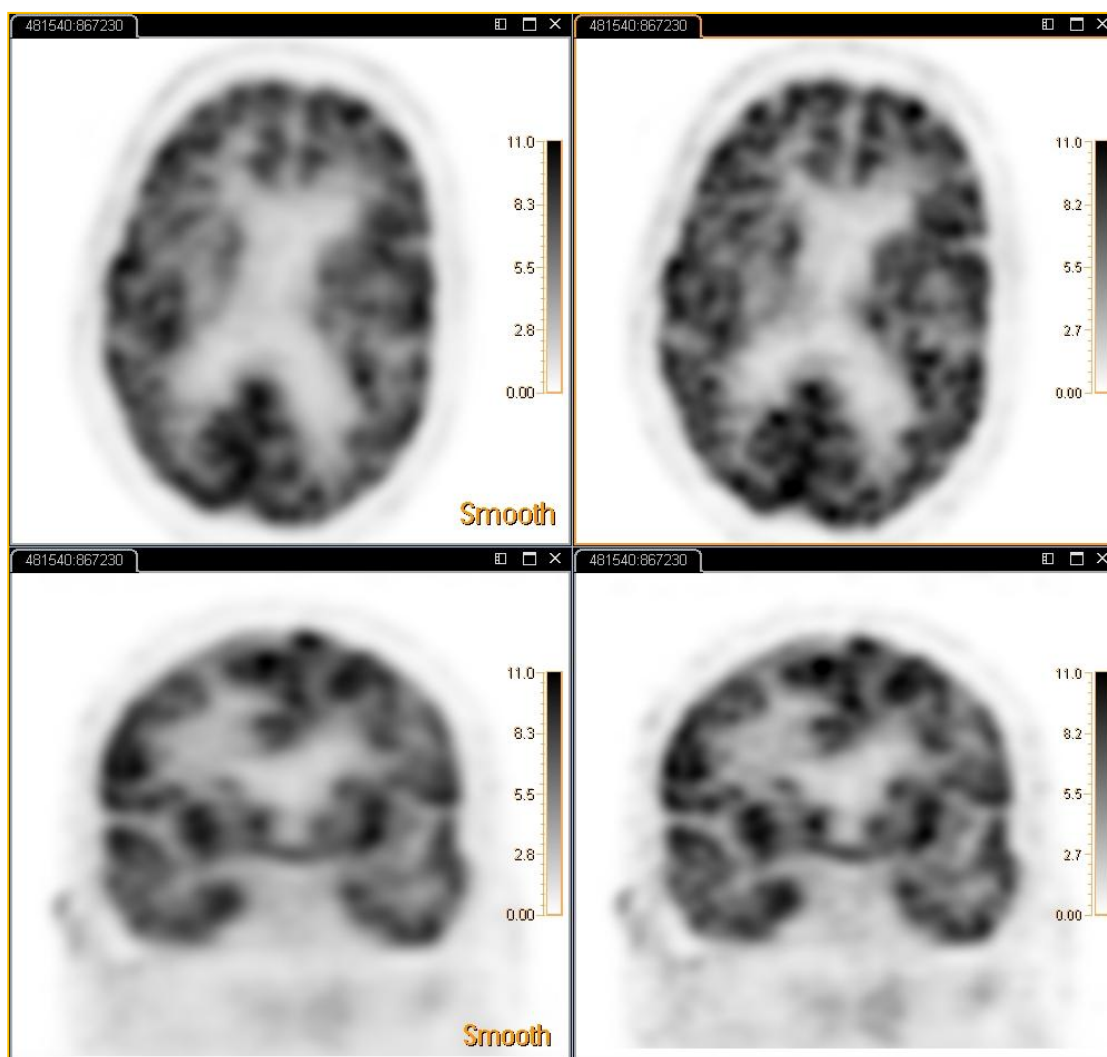


Figura 45 – Comparação de cortes axial e coronal para a mesma aquisição, mas reconstruída com um filtro padrão (imagens da direita) e com um filtro de suavização (imagens da esquerda).

4.2.3. PET-CT Pulmonar

Apesar das vantagens da imagem integrada PET-CT na precisão da caracterização do tecido tumoral, o movimento de órgãos, causado pela respiração ou batimento cardíaco, constitui uma importante fonte de degradação da imagem (28). Deste modo, o movimento respiratório pode afectar a qualidade da imagem e a precisão do diagnóstico, bem como a habilidade em definir com precisão volumes alvo na oncologia de radiação (28).

De forma a melhorar a qualidade de imagem PET-CT e o co-registo destas duas modalidades podem ser utilizadas em prática clínica duas técnicas: a aquisição de uma CT lenta de forma a aproximar a aquisição CT ao tempo de aquisição PET (que é bem mais demorada), permitindo que a influência do movimento dos órgãos em movimento seja semelhante em ambas as imagens, melhorando o co-registo; ou a aquisição de um PET-CT 4D que inclui uma aquisição Gated do movimento respiratório e que pressupõe a aquisição de imagens PET

e CT livres de movimento correspondentes a fases específicas do ciclo respiratório do paciente.

A aquisição PET-CT 4D consiste na utilização de um cinto com sensor colocado sobre o peito/abdômen do paciente e que mede a expansão e contração do peito/abdômen, gerando um sinal que pode ser visualizado remotamente na estação de aquisição sob a forma de um gráfico correspondente aos ciclos respiratórios (28). O sensor é utilizado para monitorizar a respiração e controlar a aquisição da imagem através de um sistema trigger (disparo), ou seja, o sistema de aquisição de imagem responde ao trigger e inicia ou termina a aquisição da imagem em estados específicos do ciclo cardíaco (28).

A aquisição PET-CT 4D pode ser utilizada em modo retrospectivo (aplicação em terapia oncológica) ou prospectivo (aplicação em diagnóstico PET-CT), sendo mais utilizada a aquisição PET prospectiva. No modo retrospectivo o sistema adquire os dados continuamente durante todas as fases do ciclo cardíaco e, após a aquisição, os dados são atribuídos às fases do ciclo respiratório respectivo, gerando imagens correspondentes a estados do ciclo cardíaco, (28). Por sua vez, no modo prospectivo o sistema adquire imagens de apenas uma fase do ciclo respiratório do paciente, usualmente, no fim da expiração que é a fase mais estável (28). Deste modo, a aquisição prospectiva cria uma imagem volumétrica de um segmento respiratório específico (28).

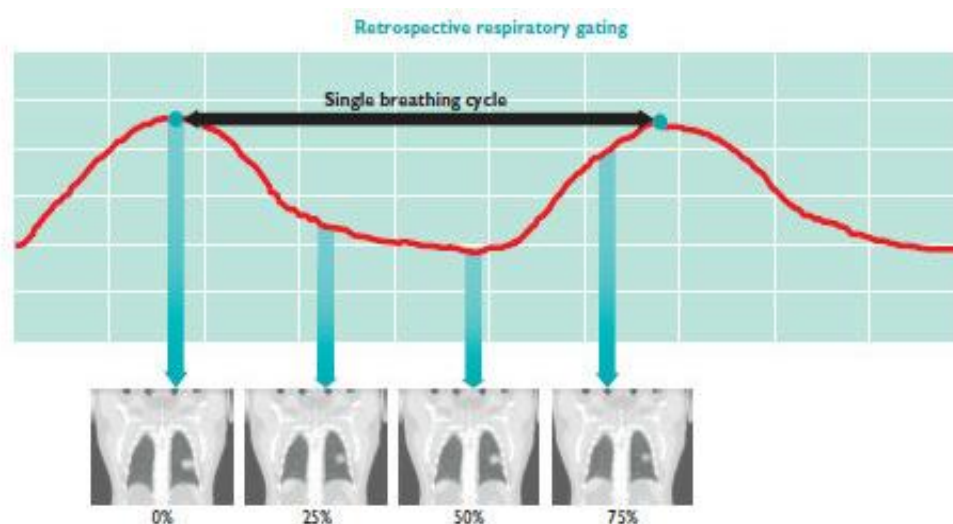


Figura 46 - Aquisição respiratória gated retrospectivo. As imagens adquiridas representam a 0%, 25%, 50% e 75% da fase de um ciclo respiratório na curva. (28)

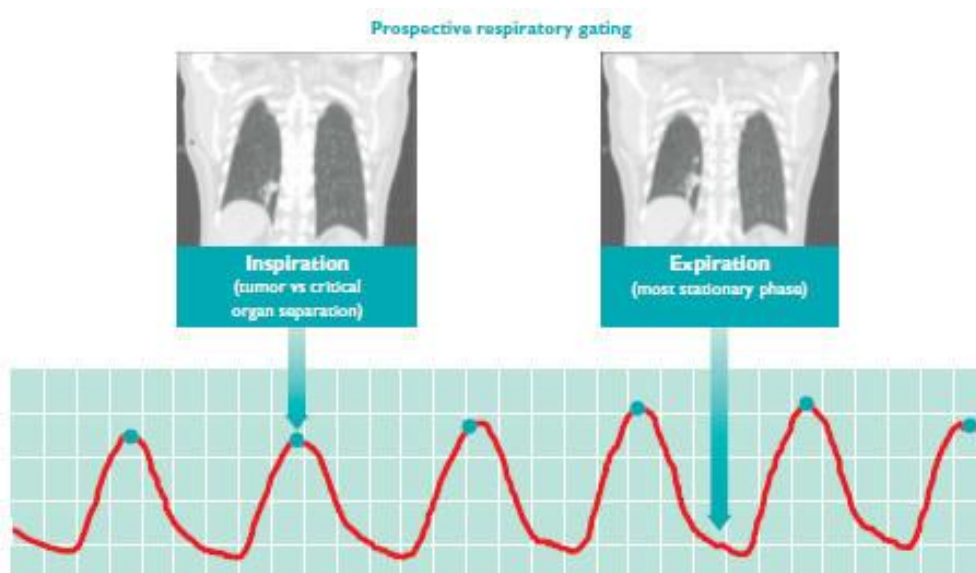


Figura 47 – Aquisição respiratória gated prospectivo. A imagem é apenas adquirida no patamar do ciclo respiratório correspondente ao fim da expiração ou máximo de inspiração. (28)

Contudo, apesar da inovação e das vantagens da aquisição 4D (melhor precisão do SUV, minimização dos artefactos de movimento respiratório, melhor detecção de lesões pequenas e gestão do movimento respiratório do paciente (28)), a verdade é que a correcta montagem do sistema de detecção do movimento respiratório para aquisição de um sinal fidedigno, implica uma demora no workflow que alguns clínicos acreditam não justificar os resultados, face à comparação com a aquisição pulmonar com CT lento, Figura 49 e Figura 48. No entanto, esta questão continua a merecer a atenção dos investigadores.

A Tabela 19 e Tabela 20 apresentam protocolos de aquisição para a PET-CT torax 4D prospectivo e para a PET-CT com CT lenta, respectivamente, a partir dos quais se obtiveram a Figura 49 e a Figura 48, resultantes da administração de ^{18}F -FDG.

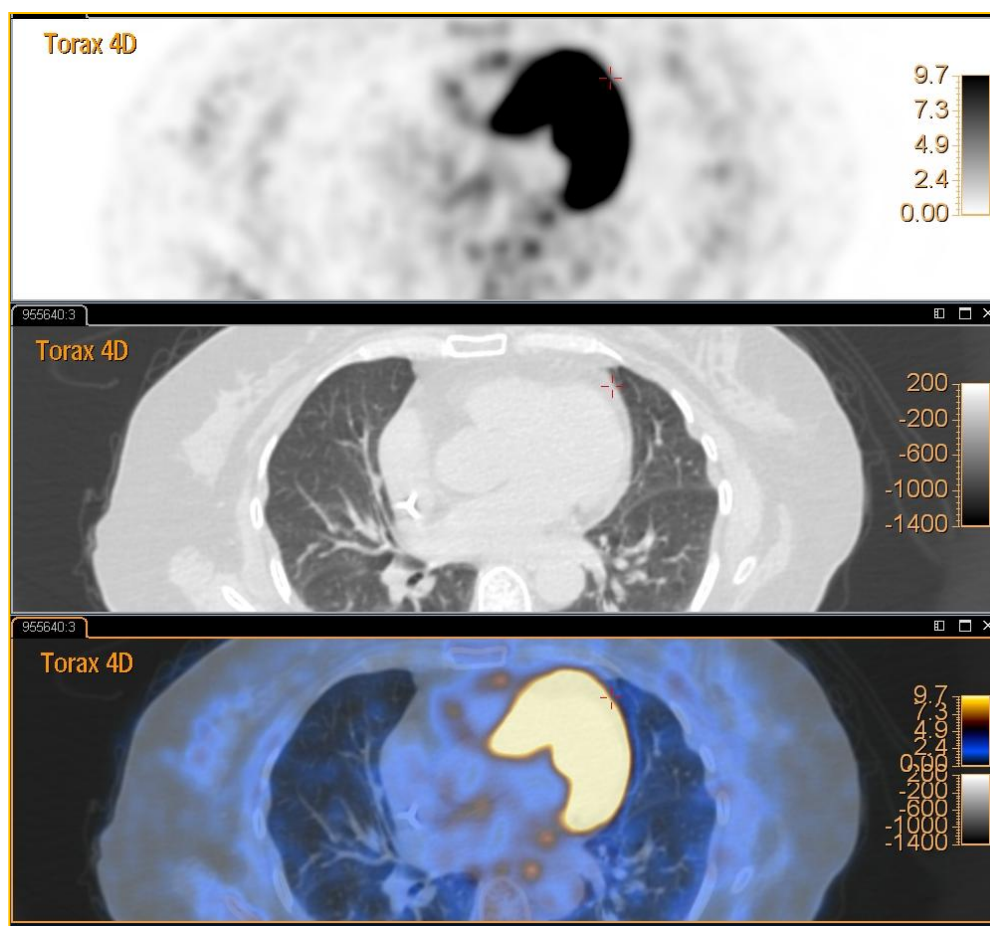


Figura 48 – Imagens PET, CT e fusão PET-CT do Tórax adquirido em 4D Gated Prospectivo.

Protocolo CT 16 cortes torax 4D		Protocolo PET torax 4D	
mAs/slice:	60	Scan time:	~3 min/bed
kV:	120	Emission frames:	~2
Colimação:	16x1,5	FOV (mm):	576
FOV (mm):	600	Direction:	Out
Direction:	In	Administration activity:	37 MBq / 10 Kg
Cycle time:	2.1 seg/rot	Administration time :	Tardia
Thickness (mm):	3	Recon Protocol:	Body-resp-ctac-nac
Increment (mm):	-24	Matriz:	144 x 144
Matriz:	512x512		

Tabela 19 - Sugestão de protocolo de aquisição PET-CT para a Gemini TF num estudo pulmonar 4D.

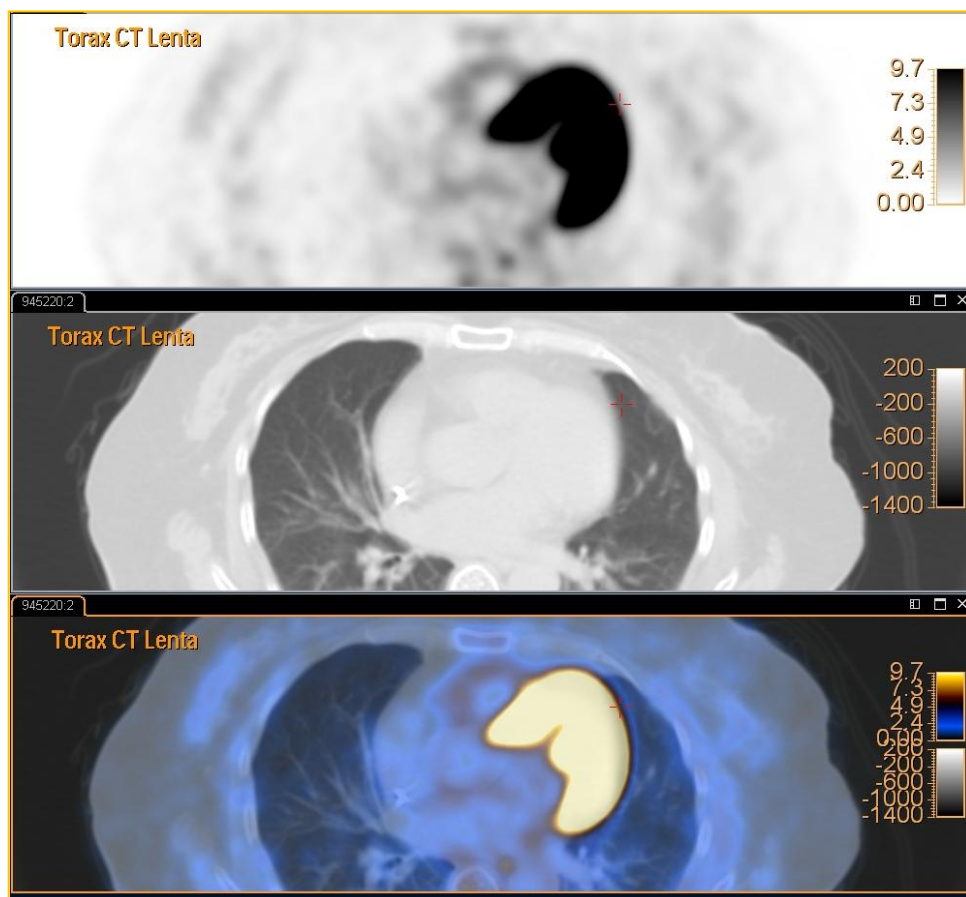


Figura 49 – Imagens PET, CT e fusão PET-CT do Tórax adquirido com CT lenta.

Protocolo CT 16 cortes torax CT lenta		Protocolo PET torax CT lenta	
mAs/corte:	100	Tempo de aquisição:	~3 min/bed
kV:	140	Nº de Beds (Emission frames):	~2
Colimação	16x1.5	FOV (mm):	576
Pitch:	0,688	Direcção:	Out
FOV (mm):	500	Protocolo de reconstrução:	Body-ctac-nac
Direcção:	In	Actividade administrada:	37 MBq / 10 Kg
Tempo de rotação:	1 seg/rotação	Tempo de administração:	Tardia
Espessura (mm):	5	Matriz:	144x144
Incremento (mm):	-5		

Tabela 20 - Sugestão de protocolo de aquisição PET-CT para a Gemini TF num estudo toraxcom CT lenta.

Os nódulos pulmonares solitários representam a indicação mais comum da imagem de PET-FDG (12). A SUV é frequentemente usada para avaliação de nódulos solitários pulmonares, onde uma $SUV = 2,5$ é usada com o limite de transição entre um processo maligno e benigno (13).

O caso prático apresentado corresponde a um estudo PET-CT de Torax lento para avaliação de nódulos pulmonares, Figura 50. A quantificação da lesão permite obter resultados para o valor de $SUV_{max} = 3.6$, sugerindo a existência de nódulos pulmonares solitários com origem maligna.

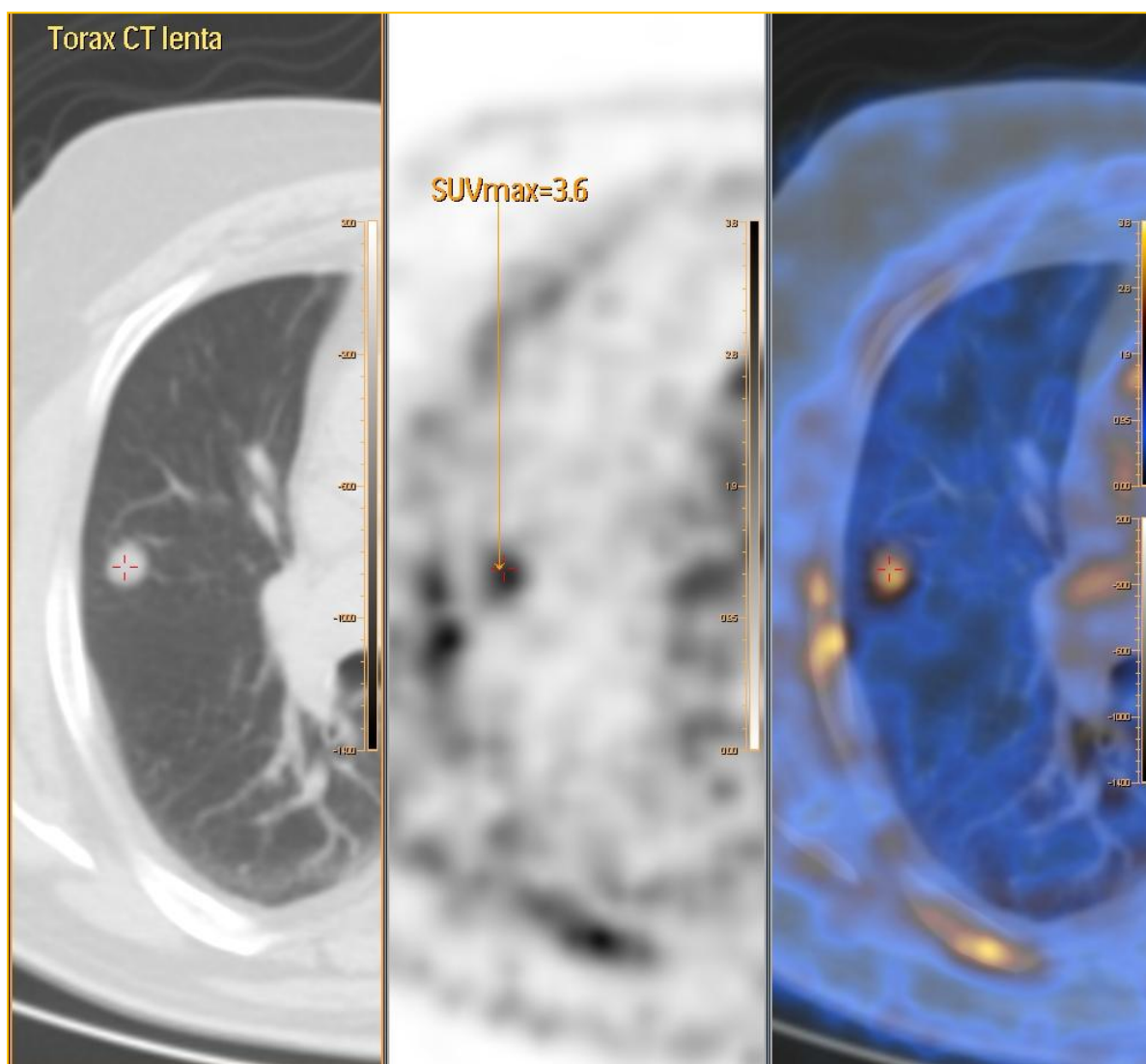


Figura 50 – Paciente com nódulos pulmonares solitários com $SUV_{max}=3,6$ medido a partir da aplicação Fusion Viewer da Philips.

Escala de cor CT [200; -1400] e escala de cor PET [0; 3.8]

4.2.4. Protocolo PET-CT para pacientes com implantes metálicos

Muitos pacientes oncológicos têm implantes de metal artificiais, tais como, implantes dentários, e próteses da anca. Na aquisição PET tradicional, os implantes metálicos causam pouco ou nenhum artefacto (29). Contudo, na aquisição CT, os artefactos podem ser dramáticos devido à elevada absorção de fótons por materiais de elevado número atómico (metais) comparativamente com os de baixo (tecidos moles), o que se traduz em números de *hounsfield* elevados na região do implante metálico (29) (30). Como consequência, as imagens PET com correcção da atenuação CT vão apresentar áreas que demonstram erroneamente elevada captação de FDG, conduzindo a falsos positivos (30).

A Figura 51 corresponde a um exame PET-CT realizado no sistema PET-CT Gemini TF da Philips, onde a presença de uma prótese de anca num paciente causou um grande artefacto na imagem CT. Deste modo, esse local e as regiões circundantes afectadas pelo artefacto podem omitir áreas lesionadas ou sugerir lesões não existentes.

O artefacto metálico não é um problema novo, é conhecido em literatura, mas para estudos PET-CT não está completamente colmatado. Já existem alguns algoritmos para minimizar o efeito dos artefactos metálicos nas imagens CT, mas não podem ser aplicados em estudos PET pois afectam a medição de SUV quando os dados CT são utilizados para corrigir a imagem PET.

Uma forma de minimizar esse efeito é então jogar com o valor das correntes e tensões que produzem a imagem CT. Neste sentido, foi desenvolvido um protocolo na Fundação Champalimaud para aplicação em pacientes com próteses de anca baseado num estudo feito em fantoma, Figura 52. Os resultados demonstram que um aumento da corrente e tensão aplicada minimizam o efeito do artefacto metálico. Assim, tendo em conta as guidelines para doses aplicadas a pacientes em estudos CT, a corrente aplicada passou de 60 para 100 mA/s e a tensão permaneceu 140 kV (máximo permitido).

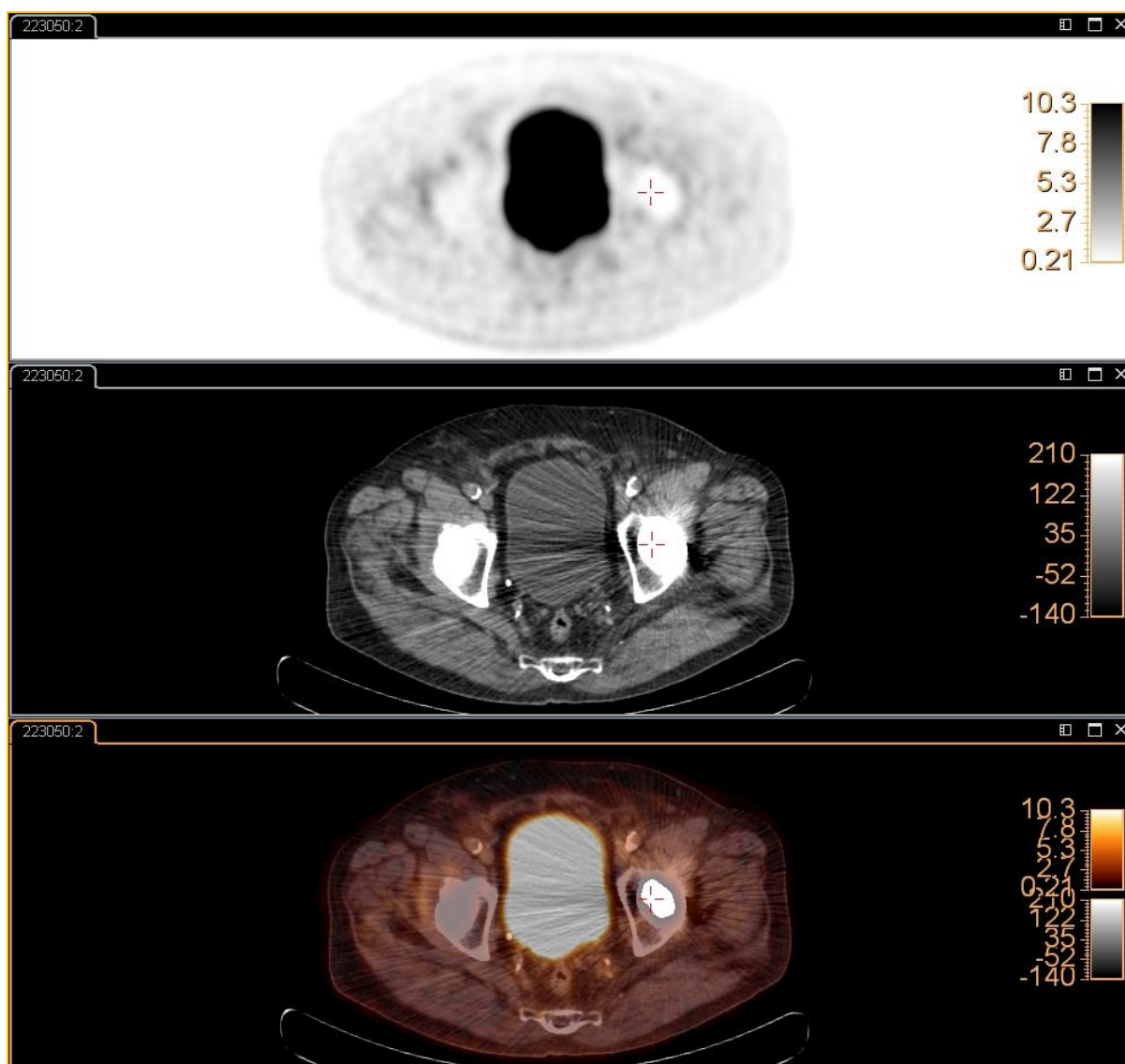


Figura 51 – Cortes axiais da pélvis resultante de um estudo PET-CT corpo inteiro com imagem CT (ao centro) afectada pelo artefacto metálico da prótese de anca.

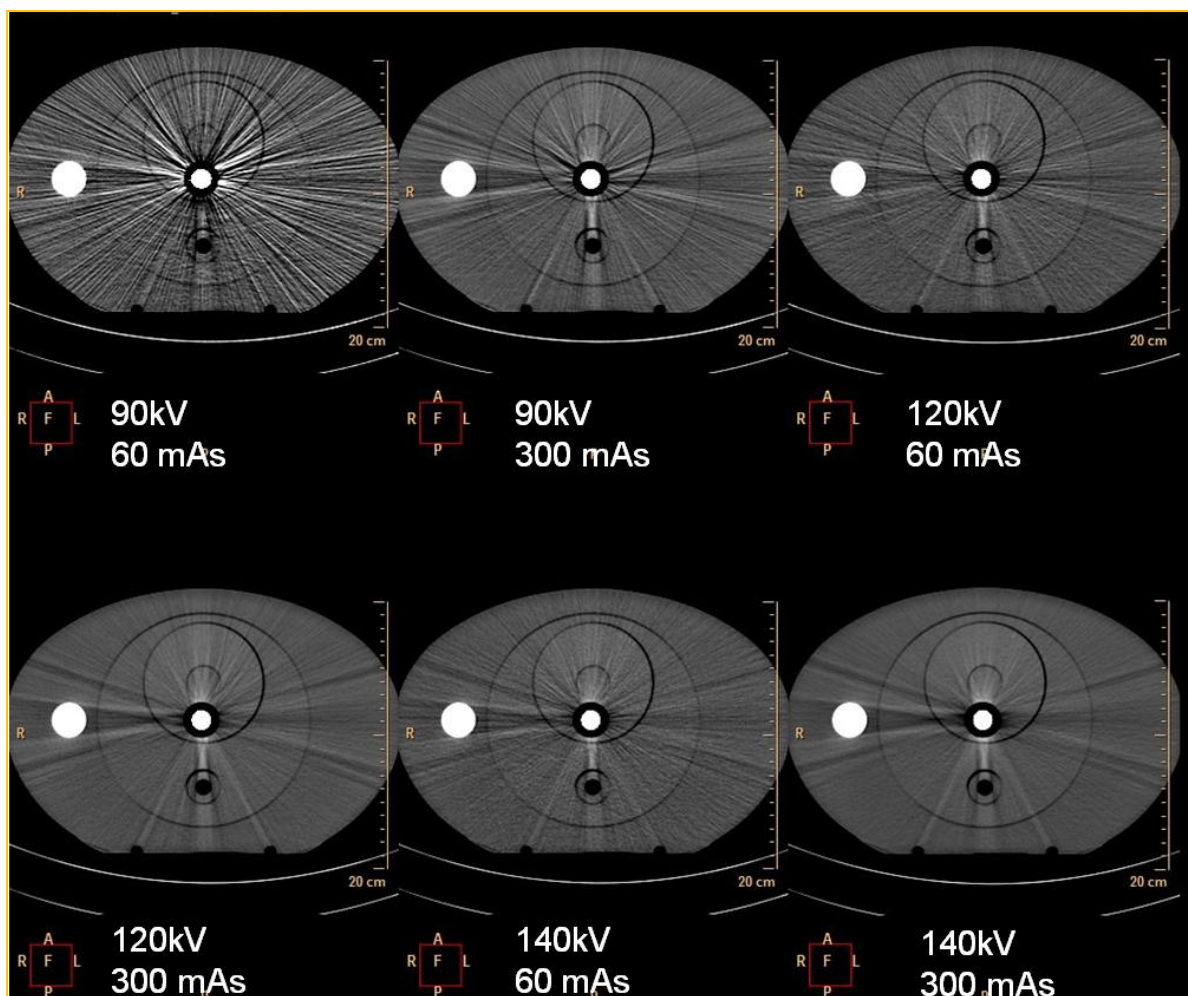


Figura 52 – Imagens CT resultantes da variação de correntes e tensões aplicadas em fantoma com objecto metálico no interior.

4.2.5. Avaliação da progressão tumoral

A aplicação *Tumor Tracking* da Philips permite fazer uma análise comparativa da actividade metabólica de dois ou mais estudos oncológicos obtidos a partir de imagens de sistemas PET, SPECT, MRI ou CT. Nesta aplicação o estudo do paciente é analisado desenhando ROIs sobre áreas tumorais suspeitas, permitindo obter informação sobre as variações no volume do tumor e actividade metabólica e seguir essas variações ao longo do tempo.

Na prática, os estudos que se pretendem avaliar devem ser carregados em conjunto para a aplicação e, dentro da aplicação, selecciona-se um ponto em comum entre os diferentes estudos, de forma a relacioná-los anatomicamente. Depois, podem ser desenhadas ROIs automáticas sobre as lesões, tipicamente baseadas no SUV mínimo a incluir na ROI, que são automaticamente replicadas para os restantes estudos abrangendo a lesão no mesmo local definido no primeiro estudo. Como resultado final, obtêm-se gráficos baseados no SUVmax (Figura 53), SUV médio, volume, diâmetro, entre outros, que permitem avaliar a variação das lesões ao longo do tempo, por exemplo, como resposta a um tratamento de quimioterapia ou radioterapia.

No caso prático apresentado utilizaram-se três estudos PET-CT de um paciente com neoplasia primária do pulmão realizados a 16/12/2011 antes de realizar terapia, o segundo estudo realizado a 30/03/2012 após tratamento radioterapêutico das metástases localizadas na coxa e na axila e o terceiro estudo a 06/07/2012 também no seguimento da radioterapia.

Após desenhar duas ROIs (uma sobre a lesão na axila direita e outra sobre a lesão na coxa esquerda) que foram replicadas para os três estudos, verificou-se o desaparecimento da lesão na coxa no segundo estudo, observando-se que o SUVmax nessa lesão passou de cerca de 28 no primeiro estudo para 2 no segundo estudo (curva azul da *Figura 53*) onde se conclui que o tratamento com radioterapia resultou nesta primeira abordagem. Contudo, no terceiro estudo houve uma reincidência da lesão na coxa, embora com um SUVmax inferior a 8.

Por sua vez, na lesão da axila direita o SUVmax passou de cerca de 12 para cerca de 6, do primeiro para o segundo estudo PET-CT, o que sugere uma regressão da lesão. Contudo, no terceiro estudo a lesão voltou a tornar-se intensa apresentando um SUVmax próximo de 40 (curva laranja da *Figura 53*).

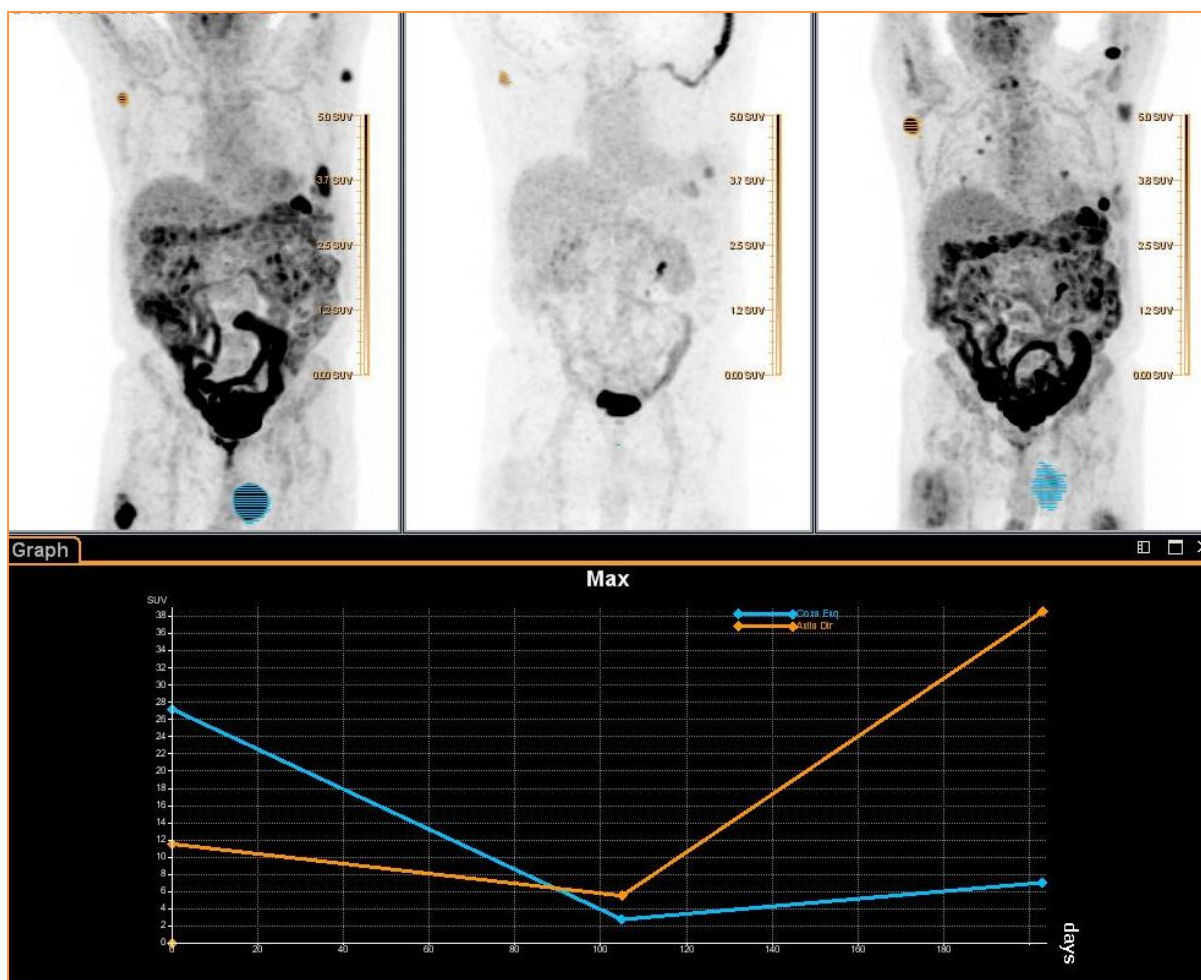


Figura 53 – Resultado do processamento de dois estudos do mesmo paciente na aplicação Tumor Tracking para avaliação da resposta à radioterapia para tratamento de metástases.

5. Outros trabalhos realizados

Além do trabalho desenvolvido em Medicina Nuclear, este estágio em Aplicações Clínicas permitiu-me ganhar competências em outras áreas, nomeadamente, estereotaxia guiada por mamografia e intensificador de imagem (raio-X). Apesar do curto período de tempo que trabalhei nestas duas áreas comparativamente à medicina nuclear, a inserção destas áreas da imagiologia neste relatório deve-se principalmente ao facto de corresponderem às minhas duas primeiras formações em clientes como Especialistas de Aplicações responsável pela formação, ocorridas no Hospital Reynaldo dos Santos, Vila Franca de Xira, para o intensificador de imagem e na Fundação Champalimaud, Lisboa, para a estereotaxia guiada por mamografia.

5.1. Aplicações de estereotaxia (guiada por mamografia)

5.1.1. Revisão da literatura

A mamografia e a ecografia são exames excelentes para detectar anomalias mamárias, mas, em muitos casos, não são suficientes para afirmar que uma determinada lesão é benigna ou maligna, sendo necessário recorrer à biopsia ou citologia para obter essa confirmação. Antigamente era feita uma biopsia através de cirurgia, mas actualmente faz-se a citologia (*fine needle aspiration cytology*) e/ou a biopsia percutânea (*core needle biopsy*), com uma agulha introduzida através da pele em direcção à lesão, recolhendo-se pequenos fragmentos da lesão, no caso da biopsia ou aspiram-se células com uma agulha fina, no caso da citologia.

Quando a lesão é apenas visível na mamografia estes procedimentos são orientados por raios X, usando uma técnica, denominada estereotaxia. Neste sistema, as coordenadas da lesão são obtidas a partir de duas incidências mamográficas obtidas com angulações da ampola a $+15^\circ$ e -15° e, através de uma análise computacional, determina-se a localização correcta da lesão na mama. Na estereotaxia a mama permanece comprimida durante todo o procedimento e a doente tem de permanecer sentada ou deitada. Nos mamógrafos digitais a dose de radiação é inferior e a obtenção de imagens é quase imediata reduzindo o tempo de exame e consequentemente o desconforto da doente. O prato que comprime a mama tem um orifício através do qual passa a agulha que irá fazer a citologia ou a biopsia.

Durante a recolha de material para a citologia não é administrada anestesia uma vez que esta deteriora o material retirado e a dor e o desconforto sentidos durante o procedimento são idênticos aos da própria anestesia. As agulhas utilizadas são finas, variam entre 22 e 25G (gauge) e permitem a recolha de células da lesão (31). Habitualmente basta uma punção, mas pode haver necessidade de fazer mais punções caso o material retirado não seja suficiente para diagnóstico (31).

Para a biopsia é administrada uma anestesia local e utilizam-se agulhas de grande calibre (18 a 14 G) (31). A agulha é inserida numa pistola que faz um disparo que faz avançar a agulha permitindo a recolha de fragmentos da lesão. Habitualmente colhem-se vários fragmentos ou seja faz-se mais do que um disparo com a pistola (geralmente entre 3 e 6) (31). Cada disparo demora apenas uma pequena fracção do segundo mas como entre cada disparo a agulha tem de ser retirada o procedimento total demora algum tempo (geralmente não ultrapassa 30-40 minutos) (31).

É ainda possível a execução da biopsia com um sistema de vácuo que permite a recolha de uma amostra grande de tecido mamário (agulhas 10-11G) (31).

Em algumas situações, sobretudo quando a biopsia percutânea não é suficientemente esclarecedora, é necessário realizar uma biopsia cirúrgica. Quando se trata de lesões pequenas, não palpáveis é necessário referenciá-las para que o cirurgião possa remover a lesão em causa. Neste caso, é feita marcação da lesão com um fio fino metálico que termina num pequeno gancho que se fixa à lesão, designado por “arpão” (31).

5.1.2. Equipamento de estereotaxia da Philips

a. Características do equipamento

O MammoDiagnost DR é um sistema de mamografia totalmente digital com funções automáticas, tais como, o suporte de compressão automática, controlo automático de exposição (AEC) e o cálculo optimizado de dose, que garantem uma melhor qualidade de imagem.



Figura 54 -MammoDiagnost DR (40)

O mamografo consiste na gantry que inclui a ampola de raio-X, o braço C, a unidade de compressão, o detector plano, a mesa do objecto e dois interruptores de pé. Além disso, possui também a consola de utilizador que inclui uma protecção contra a radiação, um PC, monitor touch, teclado, rato e um painel de controlo da gantry, Figura 54. Na consola de utilizador está instalado o Eleva Workspot que é um software que permite criar, processar, salvar e transferir exposições digitais de raio-X.

A opção Advanced Stereo adiciona o recurso de localização estereotaxica ao sistema MammoDiagnost DR, permitindo realizar procedimentos de biopsia. A unidade de estereotaxia é constituída pelo (1) suporte da agulha, (2) interruptor de segurança e (3) pela mesa de estereotaxia, representados na Figura 55. O suporte da agulha é o local de inserção da agulha e é movido automatica ou manualmente, segundo as coordenadas definidas para alcançar a lesão. As agulhas possuem diferentes diâmetros, definidos pelo Gauge, e necessitam de buchas que encaixam no suporte da agulha de forma ajustar cada agulha ao suporte consoante o seu Gauge.

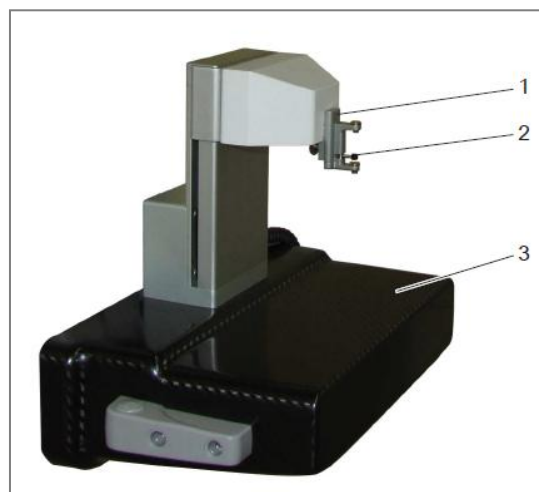


Figura 55 – Unidade de stereo.(39)

De acordo com a posição do interruptor de segurança, os movimentos do suporte da agulha serão permitidos ou não. Na posição de 0°, Figura 56-A, são permitidos movimentos, uma vez que o orifício onde é introduzida a agulha se encontra coberto pelo interruptor.

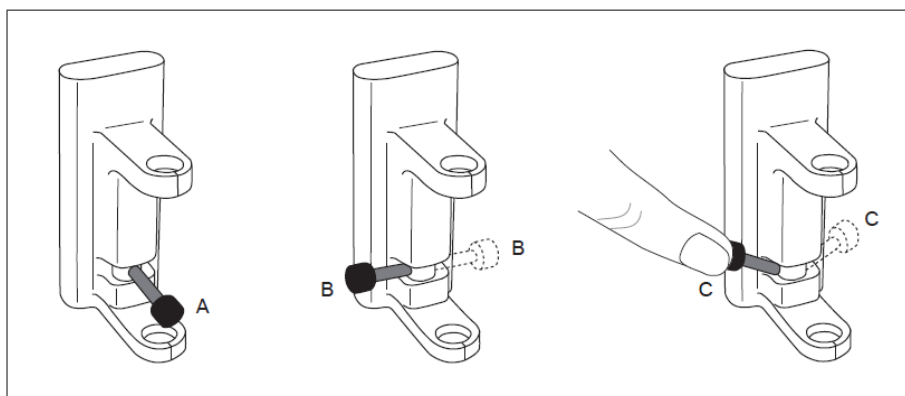


Figura 56 - Posições do interruptor de segurança da agulha(39).

Na posição 90° não são permitidos quaisquer movimentos, pois é a posição em que a agulha se encontra inserida no suporte, Figura 56-B. No entanto, o médico pode querer mover a agulha alguns milímetros quando esta está inserida no suporte e na paciente. Neste caso, o interruptor deverá ser movido para além dos 90° e mantido nesta posição enquanto se alteram as coordenadas do suporte da agulha com o comando manual.

A mesa de estereotaxia deverá ser inserida ou removida do detector do mamografo consoante se pretenda realizar um procedimento de estereotaxia ou uma mamografia de diagnóstico, respectivamente.

b. Controlo de qualidade

Existem alguns procedimentos de controlo de qualidade que devem ser realizados em determinadas situações de forma a garantir que a unidade de estereotaxia está a funcionar adequadamente e não coloca em causa o procedimento para o qual se propõe e, consequentemente, a integridade da paciente.

A calibração da SU é um procedimento que deve ser realizado quando a SU é utilizada pela primeira vez, sempre que uma verificação da unidade de estereotaxia falha e após um upgrade do sistema. Aconselha-se que a calibração seja também realizada semanalmente. Este procedimento consiste, de forma simplificada, na aquisição de 3 pares de imagem de +15° e -15°, cada par adquirido para 3 posições diferentes do suporte da agulha. Em cada imagem adquirida deve ser marcado o alvo na ponta da agulha que é previamente inserida no suporte para cada posição de calibração.

A verificação da unidade de estereotaxia deve ser realizada após uma calibração da unidade e diariamente, antes de realizar um procedimento de estereotaxia de forma a verificar se a mesa de estereotaxia e a calibração da unidade são válidas para o sistema. Este procedimento consiste, de forma simplificada, em montar um fantoma de agulhas e coloca-lo no *field-of-view*. Depois adquire-se um *scout* (ampola na posição 0°) do fantoma e um par de imagens 15° e -15° e marca-se uma das agulhas do fantoma como sendo o alvo. Por fim, envia-se a informação ao sistema e o suporte da agulha deslocar-se-á automaticamente para a posição que permitirá alcançar o alvo definido quando se insere a agulha no suporte.

Por último, existe a verificação de agulhas que deverá ser realizada sempre que se utiliza uma agulha pela primeira vez e diariamente, antes da realização de um procedimento de estereotaxia. Este procedimento é idêntico ao procedimento de verificação da unidade de estereotaxia referido anteriormente, mas em vez de se utilizar a agulha de calibração do sistema, utiliza-se a agulha que se pretende verificar.

c. Configuração de Agulhas

A configuração de agulhas deve ser feita sempre que se pretende utilizar um novo tipo de agulha na unidade de estereotaxia. Uma vez configurada a agulha, não é necessário voltar a configurá-la novamente. Cada agulha possui várias medidas que devem ser introduzidas no sistema de forma a que o suporte da agulha se desloque para a posição da lesão tendo em atenção as características individuais da agulha que está a ser utilizada para o procedimento de estereotaxia.

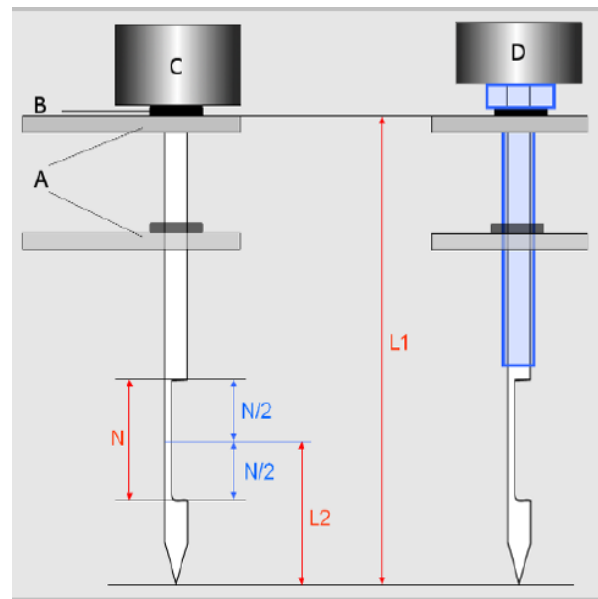


Figura 57 – Configuração de agulhas de biópsia. (39)

Deste modo, devem ser introduzidos o valor do diâmetro (*gauge*), tamanho do *notch* (N), comprimento da agulha quando está inserida no suporte com as respectivas buchas (L1) e a distância entre o centro do *notch* e a ponta da agulha (L2), *Figura 57*. Os valores de L1 e L2 são medidos manualmente e o *gauge* e o *notch* estão representados, tipicamente, na embalagem da agulha.

d. Procedimento de estereotaxia

O procedimento de estereotaxia na Advanced Stereo da Philips pode ser resumido como representado no Fluxograma 1. Adicionalmente, se após o posicionamento automático do suporte e a inserção da agulha se verificar que a lesão não foi alcançada, pode-se mover manualmente a coordenada que está incorrecta através do comando manual, segundo o sistema de eixos representado na *Figura 58*, com o centro do referencial coincidente com a parte inferior da bucha superior.

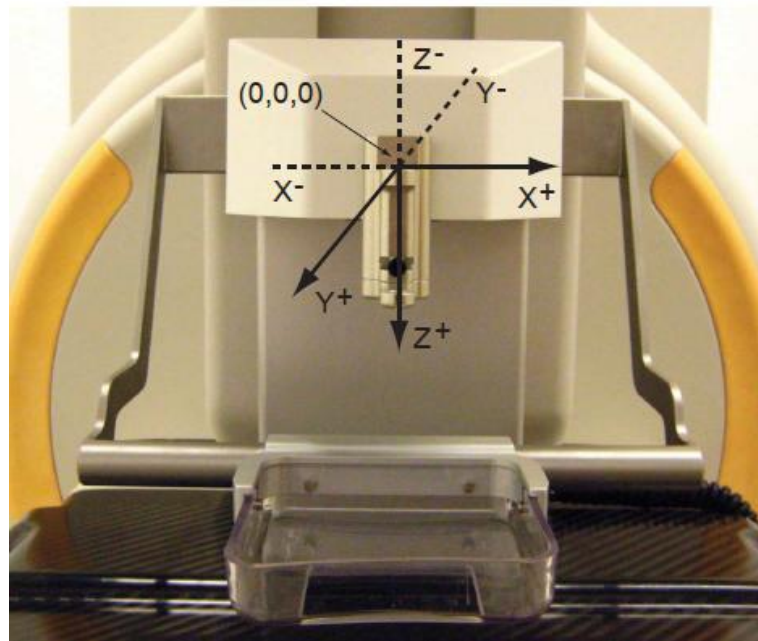
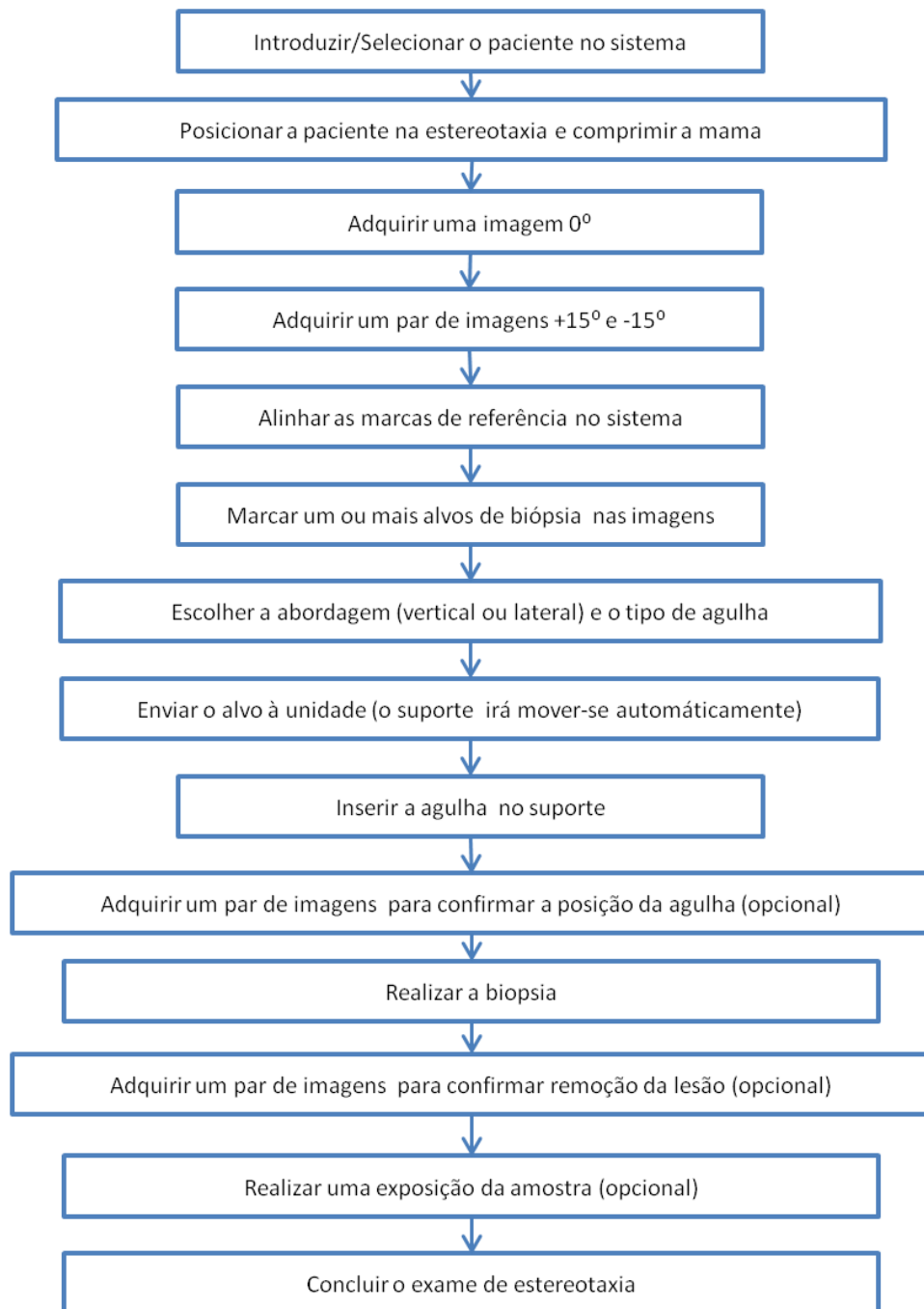


Figura 58 – Coordenadas da unidade Stereo. (39)



Fluxograma 1 – Fluxo de trabalho de um procedimento de estereotaxia.

5.2. Aplicações de raio-X: intensificador de imagem

5.2.1. Revisão da literatura

A fluoroscopia é um procedimento de imagem que permite ver imagens de raio-X de um paciente em tempo real com elevada resolução temporal (32). O principal componente que distingue este procedimento de imagem dos restantes procedimentos de radiografia é o intensificador de imagem (32). Um intensificador de imagem possui duas funções principais: interceptar os fotões de raio-X e converte-los em fotões de luz visível e amplificar (intensificar) o sinal de luz resultante (33).

De forma simplificada, um intensificador de imagem moderno é constituído por quatro componentes principais: um recipiente de vácuo, uma camada inicial que converte o sinal de raio-X em electrões, lentes electrónicas que focam os electrões e uma camada final de fósforo que converte os electrões acelerados em luz visível (32).

Os sistemas de fluoroscopia modernos permitem a aquisição em tempo real de uma sequência de imagens digitais, que podem ser vistas como um vídeo (32). Devido à produção de um elevado número de imagens num curto período de tempo (tipicamente 30 frames por segundo), os sistemas de fluoroscopia devem produzir imagens úteis com poucos fotões de raio-X (32). Deste modo, deve ser usado um detector muito sensível. Como tal, o intensificador de imagem é muito mais sensível que os detectores padrão e consegue produzir imagens úteis com muito menos radiação e, consequentemente, com menos dose para o paciente (32). O intensificador de imagem é principalmente utilizado para monitorizar intervenções cirúrgicas.

5.2.2. BV Endura

a. Características do equipamento

O BV Endura é um intensificador de imagem móvel da Philips que permite adquirir e visualizar imagens de raio-X para uso médico em salas de operações. As aplicações do BV Endura englobam: a cirurgia ortopédica (*Figura 59* e *Figura 60*), neurocirurgia, cirurgia abdominal, procedimentos vasculares e cirurgia torácica. Destaca-se a aplicação em cirurgia ortopédica, uma vez que foi aquela que teve oportunidade de trabalhar.



Figura 59 – Colocação de prótese de anca. Monitorização do procedimento cirúrgico através de imagens de de Fluoroscopia. (47)

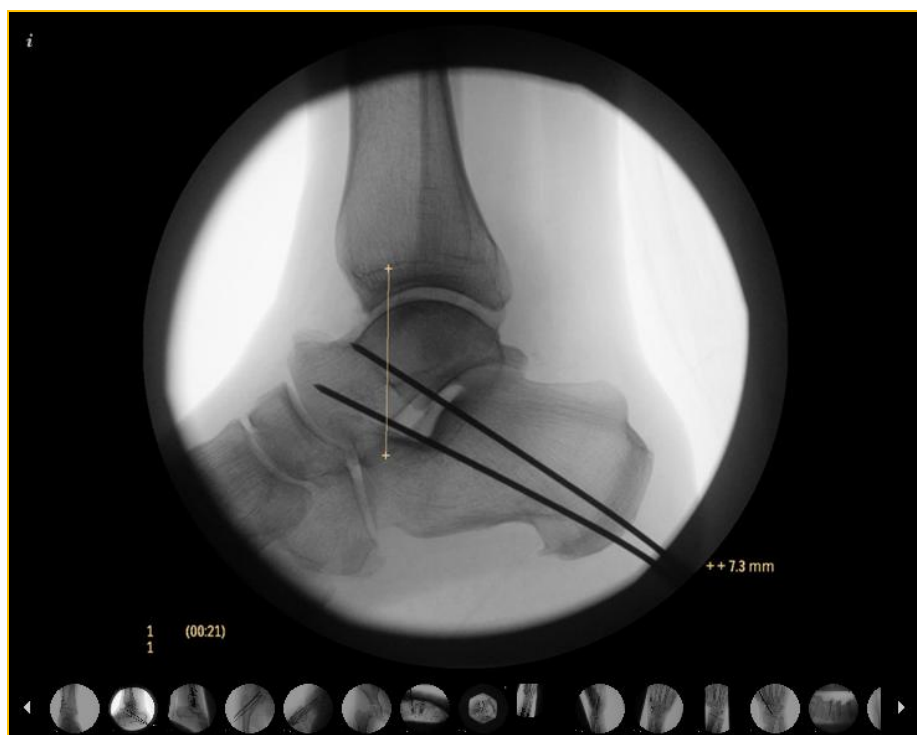


Figura 60 – Cirurgia ortopédica ao osso calcâneo com recurso ao intensificador de imagem da Philips. (47)

O BV Endura, Figura 61, é constituído pelo suporte de braço em C que inclui o intensificador de imagem, a ampola de raio-X, o colimador, o arco em C, o interruptor manual, o interruptor

de pé e o painel de controlo; e pela estação de visualização móvel que possui o monitor de exame, o monitor de referência, a impressora e o gravador de DVD.

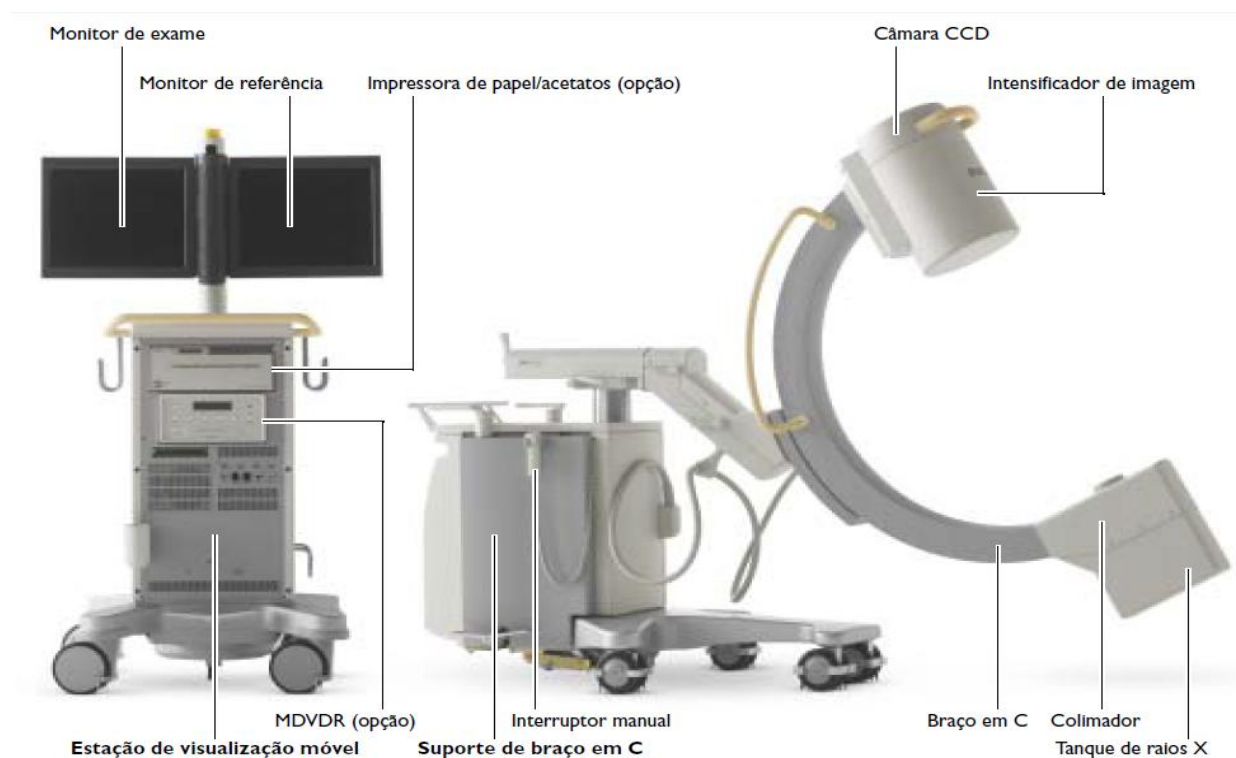


Figura 61 – Apresentação geral do sistema. (34)

O arco em C permite realizar movimentos verticais, horizontais, de rotação, angulação e panorâmica, *Figura 62*, permitindo adaptar o campo de visão à estrutura do paciente que se pretende obter imagem.

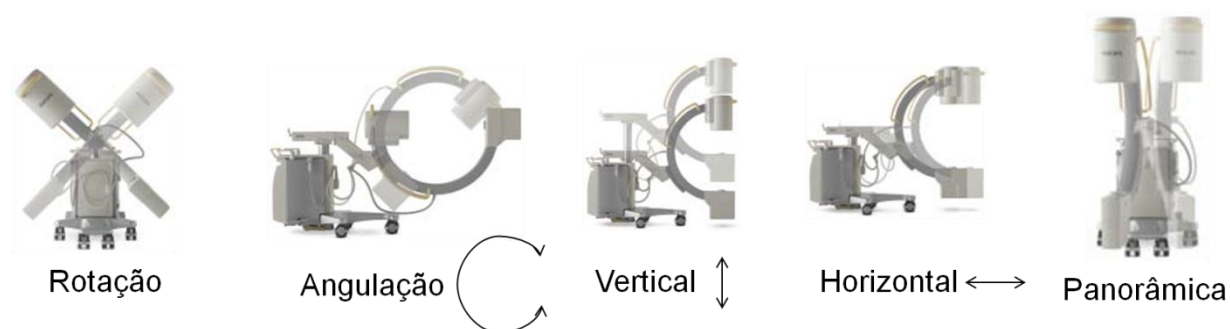


Figura 62 – Movimentos possíveis do BV endura.

O BV Endura disponibiliza dois intensificadores de imagem à escolha, com três tamanhos de campo distintos: 23/17/14 cm e 31/23/17 cm. O tamanho de campo é inversamente proporcional ao factor de ampliação, ou seja, quanto maior o tamanho de campo, menor será o factor de ampliação e vice-versa. A decisão do tamanho de campo a utilizar vai depender da

estrutura que se pretende obter informação. Para obter informação mais detalhada de uma região pequena, deve-se utilizar um tamanho de campo pequeno para obter uma imagem ampliada.

O painel de controlo do suporte de braço em C, Figura 63, permite optar pela exposimetria manual ou automática (ajuste dos mAs e kV); escolher o modo de raio-X (contínuo, 1/2 Dose, 1/4 Dose e Radiografia); tamanho de campo do intensificador de imagem; velocidade (número de frames por segundo); modo (por exemplo, fluoroscopia) e o tipo de exame (por exemplo, ortopédico).

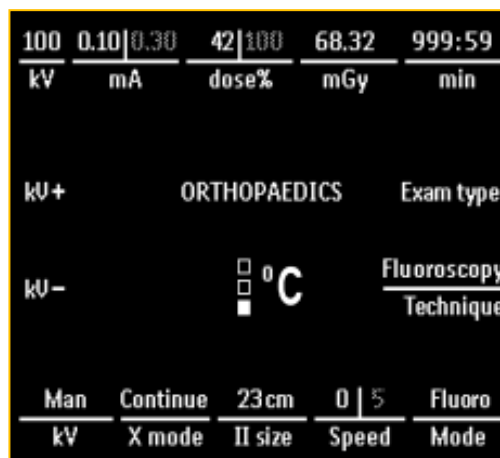


Figura 63 – Painel de controlo do suporte de braço em C.(34)

Adicionalmente, a fluoroscopia pode ser realizada em dois modos diferentes: LDF (Low Dose Fluoroscopia) e HDF (High Dose Fluoroscopia), seleccionados a partir do interruptor manual e do interruptor de pé. Durante uma cirurgia ortopédica recomenda-se a utilização de fluoroscopia de baixa dose (LDF) para monitorizar o procedimento e, quando for necessário obter uma imagem com mais qualidade, por exemplo no fim da colocação de uma prótese ou parafuso, aplica-se fluoroscopia de elevada dose (a presença de metal exige um feixe de raio-X mais penetrante).

b. Estação de trabalho

A estação de trabalho do BV Endura, Figura 64, permite seleccionar o paciente que será examinado, depois de introduzido manualmente ou importado do RIS (*Radiology Information System*). Além disso, o principal objectivo da estação de trabalho é visualizar e processar as imagens adquiridas. As imagens podem ser visualizadas individualmente ou como um filme (modo cine) quando adquiridas em sequências de frames/segundo.

Ao nível do processamento de imagem é possível ajustar o contraste, luminosidade e realce (mais detalhe); fazer anotações na imagem; aplicar zoom; fazer medições; diaframar (diafragmas laterais, angulares e circulares) e inversão preto/branco. Depois de processados, os exames podem ser exportados e/ou impressos.

Adicionalmente, pode ser visualizado, exportado e impresso o relatório de dose do paciente. Neste relatório consta informação sobre a dose parcial (para os modos LDF e HDF) e total do procedimento e os respectivos tempos de exposição.



Figura 64 – Estação de trabalho do intensificador de imagem BV. (48)

6. Conclusão

6.1. Apreciação do estágio

O estágio em aplicações clínicas começou sem a definição de uma área de diagnóstico com o objectivo de permitir um conhecimento sobre a dinâmica de trabalho de um especialista de aplicações, fluxo de trabalho da equipa de Healthcare e dar oportunidade ao estagiário de demonstrar as suas competências profissionais e aptidões. Neste sentido, o estágio permitiu numa fase inicial conhecer outras áreas de diagnóstico para além da Medicina Nuclear, nomeadamente, estereotaxia guiada por mamografia, intensificador de imagem, raio-X e CT.

Porém, como a Philips Portuguesa não tem especialista de aplicações de Medicina Nuclear acabei por intervir mais na Medicina Nuclear onde, numa fase inicial, acompanhei colegas especialistas de aplicações estrangeiros em formações de utilizadores em Portugal e encontrei soluções para questões e problemas dos clientes com o auxílio remoto dos mesmos. Numa segunda fase, após ter adquirido alguma experiência na área de aplicações clínicas de Medicina Nuclear comecei a solucionar questões dos clientes autonomamente e a administrar pequenas formações sobre as aplicações da estação de trabalho de Medicina Nuclear da Philips.

Do meu ponto de vista, um factor determinante para a minha formação como especialista de aplicações em Medicina Nuclear foi o inicio da colaboração com a Fundação Champalimaud onde inicialmente passei uma boa parte do meu horário semanal de trabalho durante os primeiros dois meses. Deste modo, tive oportunidade de acompanhar uma variedade de estudos de medicina nuclear, quer na Câmara Gama quer na Unidade PET-CT, auxiliei a criação e optimização de protocolos de aquisição do serviço, explorei aplicações de processamento da estação de trabalho da Philips que ainda não eram do conhecimento dos utilizadores e solucionei questões que surgiram durante esse período sobre os equipamentos e softwares de Medicina Nuclear.

Todo o meu percurso em Aplicações Clínicas de Medicina Nuclear tem sido um desafio diário e uma aprendizagem contínua que tenho a certeza que se manterá até ao final da minha carreira nesta área, quer por ser um mundo de possibilidades e tecnologias, quer por estar em constante evolução com o surgimento de novas aplicações, hardware novo, versões de software, etc.

Sem dúvida que o balanço destes 12 meses de estágio na Philips é muito positivo. Primeiro pela oportunidade única de ganhar uma bolsa de estágio profissional de 12 meses numa multinacional de renome na área de Healthcare como a Philips. Em segundo, por ter tido a oportunidade de estar a desempenhar a função que mais ambicionava enquanto estudante de Engenharia Biomédica e Biofísica que é aplicações clínicas de imagem médica. Depois, por trabalhar na área da Medicina Nuclear que é sem dúvida um dos maiores desafios da Engenharia Biomédica nos próximos anos. Em seguida, por ter conhecido e trabalhado com profissionais excepcionais da área da saúde e das tecnologias. E por último, por ter adquirido inúmeros conhecimentos tecnológicos na área da Medicina Nuclear (e não só) e ainda competências profissionais, pessoais e sociais que é raro encontrar num recém-formado em Engenharia. Os últimos 12 meses foram uma mais-valia na minha vida.

6.2. Perspectivas Futuras

Contra todas as previsões, face à actual situação económica e financeira de Portugal, à qual a Philips não está indiferente, continuarei a colaborar com a Philips após o término do estágio. O objectivo é desempenhar funções na ampla área da Ecografia Geral e Ecocardiografia (2D e 3D), não descurando da Medicina Nuclear.

Portanto, foi-me colocado um novo e grande desafio na minha curta carreira em aplicações clínicas que é dominar uma área de diagnóstico por imagem que pouco mais conhecia do que os princípios físicos de funcionamento. As minhas expectativas em relação às competências que posso vir a ganhar nesta área são elevadas e as expectativas internas da Philips na minha performance também. O caminho a percorrer é longo, trabalhoso e difícil, mas como tem sido hábito nos desafios que me são colocados, vou percorre-lo com determinação, esforço, empenho, prudência e com a motivação necessária para alcançar o sucesso.

Assim, as perspectivas em relação ao meu futuro como Especialista de Aplicações são animadoras, embora tenha consciência que a jornada ainda agora começou.

Referências

1. **Philips.** Philips Portuguesa. *Perfil da empresa*. [Online] Philips. [Citação: 5 de Janeiro de 2012.] <http://www.philips.pt/about/company/index.page>.
2. **Wernick, Miles N. e Aarsvold, John N.** *Emission Tomography - The Fundamentals of PET and SPECT*. San Diego, Califórnia, USA : Elsevier, 2004. ISBN: 0-12-744482-3.
3. **Andrade, A.** Medicina Nuclear: cintigrafia, SPECT, PET. *Slides das aulas teóricas de Engenharia Biomédica e Física Médica*. Lisboa : s.n., 2011.
4. **Sharp, Peter F., Gemmell, Howard G. e Murray, Alison D.** *Practical Nuclear Medicine*. London : Springer, 2005. ISBN-10: 1-85233-875-X.
5. **Suetens, Paul.** *Fundamentals_of_Medical_imaging*. Second Edition. Cambridge, UK : Cambridge University Press, 2009. 978-0-511-59640-7.
6. **Wernick, Miles N. e Aarsvold, John N.** *Emission Tomography - The Fundamentals of PET and SPECT*. San Diego, Califórnia, USA : Elsevier, 2004. ISBN: 0-12-744482-3.
7. **Zimmermann, Richard.** *Nuclear Medicine: Radioactivity for Diagnosis and therapy*. France : EDP Sciences, 2007. 978-2-86883-962-6.
8. **Columbia, University of British.** Vancouver Hospital and Health Sciences Centre's Medical Imaging Research Group's (MIRG's) SPECT Tutorial Web Site. *SPECT Tutorial: Acquisition Protocols*. [Online] Department of Physics & Astronomy - University of British Columbia, Junho 13, 2011. [Cited: Novembro 26, 2011.] <http://www.physics.ubc.ca/~mirg/home/tutorial/acquisition.html>.
9. **Powsner, Rachel A. e Powsner, Edward R.** *Essential Nuclear Medicine Physics*. s.l. : Blackwell Publishing, 2006.
10. *Filtering in SPECT Image Reconstruction*. **Ploussi, Maria L.** Athens, Greece : Hindawi Publishing Corporation, International Journal of Biomedical Imaging, 2011, Vol. Volume 2011. Article ID 693795.
11. **Iniewski, Krzysztof.** *Medical imaging: principles, detectors, and electronics*. New Jersey, USA : John Wiley & Sons, 2009. ISBN-978-0-470-39164-8.
12. **Valk, P., Delbeke, D. e Bailey, D. L.** *Positron Emission Tomography Clinical Practice*. London : 2006, 2006. ISBN-10: 1852339713.
13. **Workman, R. e Coleman, E.** *PET-CT Essentials for Clinical Practice* . USA : Springer, 2006. ISBN-10: 0-387-32166-7.
14. **Cherry, S., Phelps, M. e Sorenson, J.** *Physics in Nuclear Medicine 3rd Edition* . s.l. : Saunders, 2003. ISBN: 9780721683416.
15. **Healthcare, Philips.** *NM Application Suite for EBW NM release 2.0 - Instructions for Use*. Cleveland : Philips Medical Systems (Cleveland), Inc., 2011. 4535 604 78082 Rev A.

16. **Systems, Philips Medical.** GEMINI TF e GEMINI LXL. *Informações do sistema*. Cleveland, Ohio, USA : Philips Medical Systems, 2009. Vol. Versão 3.5. 459800039101.
17. **A. L. Leuven, Baert e K. Heidelberg, Sartor.** *Diagnostic Nuclear Medicine*. Los Angeles, USA : Christiaan Schiepers, 2006. ISBN 3-540-42309-5.
18. **Hospital St.Michael's.** St. Michael's Hospital. *Nuclear Medicine> Exams & Procedures > Renal Lasix® Scan*. [Online] [Citação: 24 de Novembro de 2011.]
http://www.stmichaelshospital.com/programs/imaging/nuclear/exams_renallasix.php.
19. **Scheiner, J e al, et.** Society of Nuclear Medicine Procedure Guideline for Gated Equilibrium Radionuclide Ventriculography. *Society of Nuclear Medicine*. 2002, Vol. version 3.0.
20. **Philips Healthcare.** EBW NM Philips - Support Training. *powepoint*. 2011.
21. —. QBS - Quantitative Blood Pool SPECT. *INSTRUCTIONS FOR USE*. Cleveland : Philips Medical Systems, 2010.
22. *Society of Nuclear Medicine Procedure Guideline for Myocardial Perfusion Imaging*. **Strauss, H. William e Miller, D. Douglas et al.** s.l. : SOCIETY OF NUCLEAR MEDICINE PROCEDURE GUIDELINES MANUAL, 2002.
23. **Santos, Andrea, et al.** SEBENTA de Educação Clínica em Medicina Nuclear I.
24. **Harvard Medical School.** Children's Hospital Boston. *Thyroid Scan (Thyroid Scintigraphy)*. [Online] Harvard Medical School. [Citação: 3 de Dezembro de 2011.]
<http://www.childrenshospital.org/az/Site1747/mainpageS1747P1.html>.
25. **Becker, David V., Charkes, N. David e Hurley, James R. et al.** Society of Nuclear Medicine Procedure Guideline forThyroid Scintigraphy. 1999.
26. **Djang, D., et al.** SNM Practice Guideline for Dopamine Transporter Imaging with 123I-loflupane SPECT 1.0*, *THE JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE*. Seattle, Washington : Society of Nuclear Medicine, January 2012. Vol. Vol. 53. 0.2967/jnumed.111.100784.
27. **Stokkel, M., et al.** EANM procedure guidelines for therapy of benign thyroid disease. *Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* . 2010.
28. **Suhy, J.; Maniawski, P.** Routine clinical application of 4D Time-of-Flight PET/CT. *Philips NetForum Community*. [Online] Philips Healthcare – Nuclear Medicine, 2011. [Citação: 5 de Julho de 2012.]
http://clinical.netforum.healthcare.philips.com/us_en/Explore/White-Papers/PetCT/Routine-clinical-application-of-4D-Time-of-Flight-PET-CT.
29. **Beyer, T. e Antoch, G.** Acquisition Protocol Considerations for Combined PET/CT Imaging. 2004.
30. **Sureshababu, W. e Mawlawi, O.** PET/CT Imaging Artifacts. *Journal of Nuclear Medicine Technology*. 2005, 33:156–161.
31. **HUC.** Imagiologia - Mamografia. *Hospitais da Universidade de Coimbra - Ministério da Saúde*. [Online] [Citação: 2 de Fevereiro de 2012.] <http://www.huc.min-saude.pt/imagiologia/perguntas.htm>.

32. **Bushberg, J., et al.** *The essential Physics of Medical Imaging*. Philadelphia, USA : Lippincott Williams & Wilkins, 2002. ISBN 0-683-30118-7.
33. **Wang, J. e Blackburn, T.** The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: X-ray Image Intensifiers for fluoroscopy. *IMAGING & THERAPEUTIC TECHNOLOGY*. Number 5, 2000, Vol. Volume 20.
34. **Electronics, Koninklijke Philips.** BV Endura. *INSTRUÇÕES DE UTILIZAÇÃO*. Nederland : Philips Medical Systems, 2005. 9896 001 93121.
35. **Healthcare, Philips.** Brightview XCT. *Philips*. Eindhoven, Netherlands : s.n., 2008.
36. **Electronics, Royal Philips.** BrightView SPECT. USA : Philips Medical Systems, 2006. 4522 962 20841/882.
37. **Healthcare, Philips.** Gemini TF. *Philips*. Eindhoven, Netherlands : Royal Philips Electronics, 2009. 4522 962 27901/ 875.
38. **Alemida, Pedro.** EMPA I - Medicina Nuclear. *slides das aulas teóricas*. Lisboa : s.n., 2011.
39. **Systems, Philips Medical.** MammoDiagnost DR Advanced Stereo. *Instruções de utilização*. Hamburg, Germany : Philips Medical Systems, 2011. Vol. versão 2. 4512 987 23991 AA/714 * 2011-08 pt.
40. —. MammoDiagnost DR. *Instruções de utilização*. Hamburg, Germany : Philips Medical Systems, 2011. Vol. Versão 2. 4512 987 23731 AA/714 * 2011-08 pt.
41. **Yap, J.** CT Physics in PET/CT. s.l. : Department of Imaging - Dana-Farber Cancer Institute & Harvard Medical School.
42. **Blodgetta, T., Mehtaa, A. e al, et.** PET/CT artifacts. *Elsevier*. 2010, 10.1016/j.clinimag.2010.03.001.
43. **Washington, University of.** University of Washington. *Introduction to PET Physics*. [Online] 12 de Janeiro de 1999. [Citação: 11 de Fevereiro de 2011.] http://depts.washington.edu/nucmed/IRL/pet_intro/intro_src/section2.html.
44. **Flickr.** Flickr. *BrightView XCT*. [Online] [Citação: 3 de Dezembro de 2011.] http://www.flickr.com/photos/philips_newscenter/4135492205/.
45. **Systems, Philips Medical.** Philips BrightView SPECT. Netherlands : s.n., 2006. 4522 962 20861/882.
46. **Philips Healthcare.** BrightView XCT Sistema de imagem. *MANUAL DE INSTRUÇÕES Versão 2.5*. San Jose, CA, USA : Koninklijke Philips Electronics, 2010. 459800071531 Ver A.
47. **Philips Healthcare.** Philips Surgery Orthopedic. [Online] [Citação: 23 de Julho de 2012.] <http://www.healthcare.philips.com/main/clinicalspecialities/surgery/specialty/orthopedic.html>.
48. **Philips Healthcare.** Mobile C-arm systems BV Pulsera.

Anexo I

Tabela dos colimadores disponíveis para a câmara gama BrightView XCT da Philips (35).

Colimadores para a Brightview XCT		Massa (Kg)
LEGP	Low energy general purpose	30
LEHR	Low energy high resolution	35
CHR	Cardiac high resolution	29
MEGP	Medium energy general purpose	88
HEGP	High energy general purpose	128
HEPH	High energy pinhole	131

Anexo II

Especificações técnicas a BrightView XCT da Philips (35).

BrightView XCT	
Características da Câmara	
Dimensões da Gantry	210cm (altura)x 212cm (largura)x 97cm (diâmetro)
Peso (sem colimadores)	2045 Kg
Abertura da Gantry	96,5 cm
Mesa do paciente	
Dimensões	243cm (comprimento)x 47,5cm (largura)
Tipo	Fibra de carbono
Espessura	9,5 mm
Atenuação	<7% (140 keV)
Dimensões da pallet	212 cm (comprimento)x 38,1cm (largura)
Altura (a partir chão)	58,4cm – 104,1cm
Capacidade (peso)	227 Kg
Total Body*	
Altura do scan	200 cm
Rapidez do scan	1-190 cm/min
Tomografia de emissão*	
Rotação da ECT	540°
Velocidade de rotação	5 rpm
Posições relativas dos detectores	90° e 180°
Detector*	

FOV (rectangular)	40,6cm x 54cm
Espessura do cristal	9.5mm x 19,1mm
Tubos fotomultiplicadores	59
Ampliação variável	1.0x, 1.46x, 1.85x, 2.19x
XCT	
Tipo de detector	Digital
Tamanho de detector	30cm x 40cm
Tamanho do pixel	0,2mm x 0,2mm
kVp	120
mAs	5-80
Ponto focal	0,4 mm
Performance da XCT	
Velocidade máxima de rotação	12 segundos por rotação de 360°
Número de cortes	140 cortes, 1mm espessura
Espessura de corte	Variável entre 0,33mm-2,0mm
Scan/matriz exibida	256 e 512

* especificações iguais à BrightView.

Anexo III

Especificações técnicas da BrightView da Philips (36).

BrightView	
Características da Câmara	
Dimensões da Gantry	221,5cm (altura)x 198cm (largura)x 174cm (diâmetro)
Peso (sem colimadores)	1755 Kg
Abertura da Gantry	96,5 cm
Mesa do paciente	
Dimensões	243cm (comprimento)x 47,5cm (largura)
Tipo	Alumínio
Espessura	2,5 mm
Atenuação	<7% (140 keV)
Dimensões da pallet	212 cm (comprimento)x 38,1cm (largura)
Altura (a partir chão)	58,4cm – 92,7cm
Capacidade (peso)	205 Kg

Anexo IV

Especificações técnicas da Gemini TF PET-CT (37).

Gemini TF PET-CT	
Overview do sistema	
Abertura do paciente	70cm PET e CT
Correcção da atenuação	CT
Sistema de manuseamento do paciente	
Peso máximo do paciente	195 Kg
Alcance do scan do paciente	190cm
Velocidade horizontal	150mm/s (máximo)
Altura mínima da mesa	67mm
Design do detector PET	
Número de cristais	28336
Tamanho do cristal	4x 4x 22 mm
Material do cristal	LYSO
Número de anéis do detector	44
Número de PMT	420
Diâmetro do anel	90 cm
Tamanho da janela de coincidência	3,8 ms
Performance do sistema	
Resolução temporal	650 ps
Taxa de amostragem	25 ps
Sistema de sensibilidade	>14000 cps/Mbq (centro) >14400 cps/Mbq (10cm)
Performance CT	
Qualidade de imagem:	
Ruído	0,27% medido com o fantoma da Philips
Tempo de aquisição	0,4; 0,5; 0,75; 1; 1,5; 2 segundos para aquisições de 360° 0,28; 0,33 segundos para aquisições parciais de 240°
Velocidade de reconstrução	Acima de 20 imagens por segundo