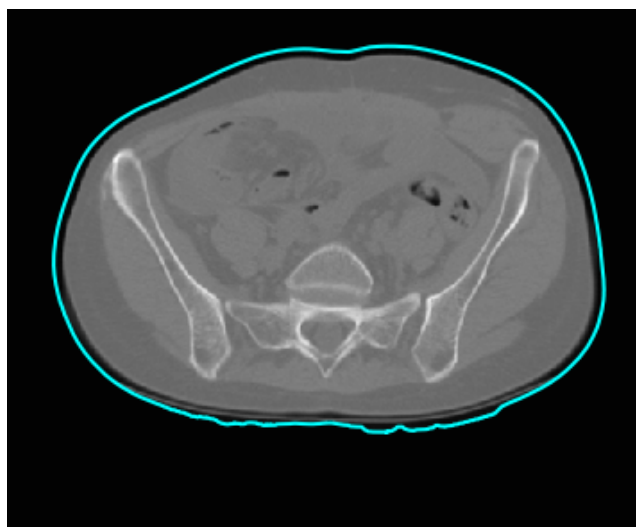
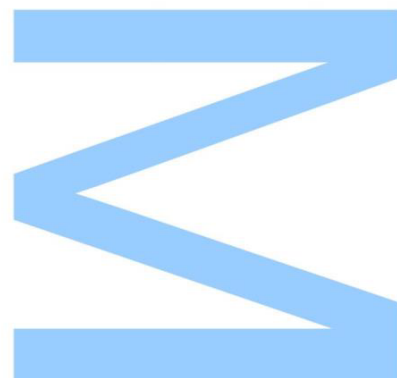




Determinação automática do diâmetro equivalente à água em tomografia computadorizada



Vanessa Daniela Gomes Santos

Mestrado em Física médica

Departamento de Física e Astronomia

2018

Orientador

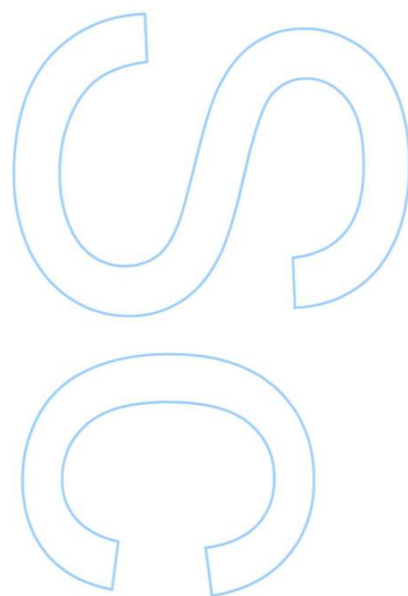
Sandra Sarmento

CI-IPOP, IPO Porto

Coorientador

Bruno Mendes

CI-IPOP, IPO Porto





Todas as correções determinadas pelo júri, e só essas, foram efetuadas.

O Presidente do Júri,

Porto, ____/____/____

N

S

O

Agradecimentos

Em primeiro lugar quero agradecer a todos os professores que estiveram presentes no meu percurso, por me terem ensinado tanto e por me terem tornado uma melhor pessoa.

Agradeço aos meus pais e aos meus avós por me terem proporcionado a oportunidade de tirar um mestrado e por terem estado lá sempre quando mais precisei.

Ao meu noivo, porque sem a ajuda dele e sem o amor todo que me deu ao longo dos últimos anos, este momento não seria possível.

E por fim, agradeço aos meus orientadores, à Sandra e ao Bruno por toda a ajuda que me deram nos últimos meses e por tudo o que me ensinaram.

Obrigada a todos.

Resumo

Palavras chave: Tomografia computadorizada; Diâmetro equivalente à água; DICOM; Contorno automático; Python

A tomografia computadorizada é uma das modalidades imagiológicas mais utilizadas no meio clínico para diagnóstico. Sendo assim é imperativo que a dose de radiação dada ao paciente seja controlada tanto quanto possível.

Neste trabalho pretende-se criar uma ferramenta que consiga ler um stack de imagens no formato DICOM (gerado pelo sistema de CT) e automaticamente calcular a dose de radiação dada ao paciente minimizando as aproximações e o erro sistemático. Para calcular a dose foi calculado o diâmetro equivalente em água do doente.

Assim sendo foi criado um método em Python que deteta o contorno do paciente em cada slice do stack de imagens de CT, e posteriormente calcula o diâmetro equivalente em água de cada slice. Por fim foi feito um estudo do erro do diâmetro equivalente em água calculado, e foi feita uma comparação com o método utilizado até à data no IPO por forma a comparar erros e validar os resultados.

Abstract

Key words: Computed Tomography; Water equivalent diameter; DICOM; Automatic contour; Python

Computed tomography is one of the most widely used imaging modalities in the clinical setting for diagnosis. Therefore it is imperative that the dose of radiation given to the patient be controlled as much as possible.

In this work we intend to create a tool that can read a stack of images in the DICOM format (generated by the CT system) and automatically calculate the dose of radiation given to the patient minimizing the approximations and the systematic error. To calculate the dose the equivalent water equivalent diameter of the patient was calculated.

Thus a Python method was created that detects the contour of the patient in each slice of the CT image stack, and then calculates the equivalent water diameter of each slice. Finally, a study of the error of the water equivalent diameter calculated was made, and a comparison was made with the method used to date in the IPO in order to compare errors and validate the results.

Conteúdo

1	Introdução	1
2	Tomografia Computorizada	3
2.1	Princípios de funcionamento	3
2.2	Evolução dos scanners	5
2.3	Modos de aquisição	9
2.4	Modulação	11
2.5	Interação dos raios-X com a matéria	12
2.6	Reconstrução de imagem	14
2.6.1	Características da imagem	14
2.6.2	Coeficientes de atenuação	15
2.6.3	Sinograma	16
2.6.4	Métodos de reconstrução	17
2.7	DICOM	21
3	Controlo da dose dada ao paciente	23

3.1	Computed tomography dose index, CTDI	23
3.2	Size specific dose estimate, SSDE	24
3.2.1	Diâmetro efetivo, Deff	26
3.2.2	Diâmetro equivalente em água, Dw	27
4	Metodologias e métodos	29
4.1	Método IPO	29
4.2	Novo método	30
5	Análise de resultados	44
5.1	Materiais utilizados	44
5.2	Validação do método	45
5.3	Resultados obtidos por comparação com o método utilizado anteriormente no IPO	48
6	Trabalho futuro	62
7	Conclusões	64
A	Validação do método	65
B	Tórax GE	67
C	Tórax Toshiba	69
D	Tórax-abdómen-pélvico GE	71

Lista de Figuras

2.1	Geração 1 e 2 dos scanners de CT. Retirado de [2] e [4].	5
2.2	Geração 3 e 4 dos scanners de CT. Retirado de [2].	6
2.3	Geração 5 dos scanners de CT. Retirado de [2].	7
2.4	Slip ring e sexta geração. Retirado de [5].	7
2.5	Pitch. Retirado de [6].	8
2.6	Secções transversais que o feixe de raios-x atravessa e matriz de detetores para 3 modelos de CT diferentes. Retirado de [5].	9
2.7	Topograma. Retirado de [5].	9
2.8	Aquisição axial. Retirado de [5].	10
2.9	Modelação angular. Retirado de [5].	11
2.10	Modelação longitudinal. Retirado de [6].	11
2.11	Impacto final da modelação. Retirado de [6].	12
2.12	Interação da radiação com a matéria. Retirado de [1].	12
2.13	Difração de Rayleigh. Retirado de [1].	13
2.14	Área e volume elementar na reconstrução de imagens. Retirada de [5].	14

2.15 Atenuação do material. Adaptado de [8].	15
2.16 Reconstrução de sinogramas. Adaptado de [1].	16
2.17 Retroprojeção simples: Cada raio de cada vista representa uma medida do coeficiente de atenuação total segundo essa linha. A informação sobre o ângulo de aquisição e a posição de cada raio no detector são registrados e usados no algoritmo de reconstrução. Retirado de [11].	17
2.18 Retroprojeção filtrada. Retirado de [11]	18
2.19 Sumarização da retroprojeção filtrada.	19
2.20 Comparação entre retroprojeção simples e retroprojeção filtrada. Adaptado de [5]. . .	19
2.21 Reconstrução iterativa. Retirado de [5].	20
2.22 Comparação entre retroprojeção filtrada (A) e retroprojeção iterativa(B). Retirado de [5].	20
2.23 Exemplo de um cabeçalho DICOM.	22
3.1 Medição do CTDI. Retirado de [14].	24
3.2 A - pré-cirúrgica. B - pós-cirúrgica. C - Tabela com os valores das aquisições [13] . .	25
3.3 Cálculo do diâmetro efetivo. Retirado de [14].	27
4.1 Área considerada para o calculo do Dw.	29
4.2 Exemplo onde a elipse corta uma parte do corpo do paciente.	32
4.3 É possível ver que o contorno calculado segue a cama, e entra para o interior do corpo do paciente.	33
4.4 Contornos calculados pela função find contours.	36

4.5	Erros encontrados durante o desenvolvimento do programa.	37
4.6	Correção dos erros encontrados durante o desenvolvimento do programa.	38
4.7	Método de Monte Carlo utilizado para o cálculo da área do paciente. Podem ser vistos em cores diferentes os pontos que calharam dentro e os que calharam fora do paciente.	40
4.8	Pontos utilizados para o calculo das dimensões do paciente (AP e LAT).	41
4.9	Algumas imagens de um stack processado com o programa. É possível ver o contorno em cada imagem.	42
5.1	Comparação de contornos.	45
5.2	Resultado da subtração das imagens com o contorno manual (linha amarela) e auto- mático (linha azul).	46
5.3	Gráfico do módulo dos erros das diferenças obtidas.	48
5.4	Gráfico de dados obtidos para um paciente de 45kg e 1,63m com comparação do Dw calculado pelos dois métodos.	49
5.5	Comparação do Dw com o MPV e o STD.	50
5.6	Gráfico de erro absoluto para exames de tórax em sistemas GE.	52
5.7	Gráfico de erro relativo para exames de tórax em sistemas GE.	53
5.8	Gráfico de erro absoluto para exames de tórax em sistemas Toshiba.	54
5.9	Gráfico de erro relativo para exames de tórax em sistemas Toshiba.	55
5.10	Gráfico de erro absoluto para exames de TAP em sistemas GE.	56
5.11	Gráfico de erro relativo para exames de TAP em sistemas GE.	57
5.12	Gráfico de erro absoluto para exames de TAP em sistemas Toshiba.	58

5.13 Gráfico de erro relativo para exames de TAP em sistemas Toshiba.	59
5.14 Gráfico de erro Absoluto para todos os exames estudados.	60
5.15 Correspondência de cores no cálculo do IMC.	61
5.16 Gráfico de erro absoluto para exames de tórax em sistemas GE em função do IMC. .	61

Lista de Tabelas

2.1	Valores típicos de HU para alguns tecidos. Retirado de	4
5.1	Cálculo do erro do novo método	47
A.1	Dados para a validação do novo método	66
B.1	Dados obtidos para os exames de tórax com sistema GE.	68
C.1	Dados obtidos para os exames de tórax com sistema Toshiba.	70
D.1	Dados obtidos para os exames de tórax-abdómen-pélvico com sistema GE.	73
E.1	Dados obtidos para os exames de tórax-abdómen-pélvico com sistema Toshiba.	76

Lista de Abreviaturas

TC Tomografia Computorizada

CT *Computed tomography*

ALARA *As Low As Reasonably Achievable*

DLP *(dose length product)*

CTDI *Computed Tomography Dose Index*

SSDE *Size Specific Dose Estimate*

ROI *Region of interest*

Dw *Water Equivalent Diameter*

MPV *Mean Pixel Value*

STD *Standard Deviation*

FOV *Field of view*

IMC Índice de massa corporal

Capítulo 1

Introdução

Desde a descoberta dos raios x por Rontgen em 1895 e pela sua investigação posterior que este percebeu que os raios-x poderiam ter aplicação na medicina. Foi o próprio Rontgen que fez a primeira radiografia, quando faz passar os raios-x pela mão da sua mulher e descobre que com isto consegue ver a estrutura óssea impressa no filme. [1]

Desde aí vários cientistas dedicaram-se ao estudo desta radiação em várias áreas nomeadamente na medicina. Em 1940 Gabriel Frank descreveu a ideia básica da CT que conhecemos hoje em dia. [2]

Desde aí foram vários os cientistas que se seguiram na investigação da CT, nomeadamente Godfrey Hounsfield que em 1970 foi quem inventou o scanner de CT.

Com a rápida evolução deste tipo de exames, aparece rapidamente outra preocupação, o controlo de qualidade. Desde o aparecimento dos raios-x que se percebeu que a elevada exposição a estes também traria complicações, como erupções cutâneas ou até mesmo cancro e por este motivo é importante o controlo de qualidade para assegurar a segurança do paciente.

De acordo com o princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), num exame de radiodiagnóstico deve ser dada a mínima dose possível compatível com o objetivo do exame, ou seja, que permita obter uma imagem de qualidade suficiente para realizar o diagnóstico. Uma boa maneira de perceber se o princípio está a ser cumprido é comparar resultados entre instituições diferentes.

Inicialmente esta comparação foi feita através do DLP (*dose length product*), e, depois pelo CTDI (*computed tomography dose index*). Tanto o DLP como o CTDI são medidas de dose de output, e não de dose dada ao paciente. Para ser possível controlar a dose que o paciente recebe foi então necessário criar uma nova métrica. A métrica criada teria de ter em conta a dose de output e o tamanho do paciente para que fosse possível o cálculo da dose dada ao paciente. Foi então criado o SSDE (*size specific dose estimate*), que é uma estimativa da dose no centro do paciente e da região irradiada, e, em termos simples faz uma correção ao CTDI através do cálculo do diâmetro efetivo do paciente.

No entanto, o diâmetro efetivo não tem em conta a atenuação que a radiação sofre ao atravessar o paciente e por esse motivo foi pensada uma nova métrica que tivesse em conta esta atenuação, o diâmetro equivalente em água, Dw. O Dw é uma métrica, que além de melhorar o cálculo do SSDE, também é boa para descrever o tamanho do paciente, tanto em otimização de protocolos de aquisição como em estimativas de dose dada aos órgãos.

O objetivo deste trabalho é então implementar um método para o cálculo do Dw através do contorno automático e que seja mais eficiente do que o utilizado até agora no IPO-Porto.

Capítulo 2

Tomografia Computorizada

O primeiro a formular os princípios matemáticos da CT foi Radon. Radon teorizou que era possível obter uma imagem tridimensional de um objeto se tivéssemos uma infinidade de projeções e é a partir desta ideia base que a investigação em torno da CT se têm vindo a desenvolver, até meados dos anos 70 quando Godfrey Hounsfield cria o primeiro scanner funcional.

A CT, é, em termos simples um exame complementar de diagnostico por imagem, onde é re-criado digitalmente o corpo do paciente, sem que a sua anatomia esteja sobreposta, permitindo assim um estudo mais pormenorizado de todas as estruturas. Foi a primeira técnica não invasiva de aquisição de imagens em que a anatomia do paciente não aparecia sobreposta, e por esse motivo foi um importante avanço na medicina.

2.1 Princípios de funcionamento

A CT desenvolveu-se a partir de uma limitação da tomografia convencional. Na tomografia convencional os objetos 3D colapsam em duas dimensões e no caso de um paciente toda a anatomia fica sobreposta o que faz com que seja muito difícil uma boa análise do corpo humano. [3]

A imagem de CT é uma representação de uma “fatia” do corpo humano e é obtida após o paciente ser submetido a uma sucessão de raios-x. Depois dos dados recolhidos, estes vão ser processados através do computador e assim obtemos a imagem final. Com o avanço simultâneo da

tecnologia dos computadores este processamento tornou-se muito rápido e hoje em dia obtém-se a imagem em tempo real.

O princípio básico é o mesmo que em radiografia convencional, em que tecidos diferente absorvem de forma diferente a radiação, os tecidos mais densos ou com elementos mais pesados vão absorver mais radiação. Assim sendo, a CT indica numa imagem em escala de cinzentos a quantidade de radiação absorvida por cada parte do corpo. A imagem obtida posteriormente é uma imagem em tons de cinzento em que cada pixel corresponde à média da absorção dos tecidos nessa zona, e, o seu valor está expresso em unidades de Hounsfield, ou unidades de CT, que é obtido através da relação da equação 2.1:

$$HU = CT(x, y) = 1000 * \frac{\mu - \mu_{gua}}{\mu_{gua}}, \quad (2.1)$$

onde μ é o coeficiente de atenuação linear.

Existem valores típicos para cada tipo de tecido, sendo que para a água é 0 e para o ar é -1000. Podemos ver valores aproximados de alguns tecidos na Tabela 2.1.

Tecido	HU
osso compacto	+1000
Fígado	+60
Sangue	+55
Rins	+30
Músculo	+25
Cérebro (massa cinzenta)	+35
Cérebro (massa branca)	+25
Água	0
Gordura	-90
Pulmão	-750
Ar	-1000

Tabela 2.1: Valores típicos de HU para alguns tecidos. Retirado de

Sabendo estes valores torna-se fácil seleccionar o que pretendemos ver melhor na imagem,

recorrendo à largura da janela (*window width*) e ao nível da janela *window level*. O primeiro define a gama de HU's que serão representados e o segundo define qual é o valor central da largura definida.

2.2 Evolução dos scanners

Desde o primeiro scanner criado por Hounsfield nos anos 70 até agora a técnica tem vindo cada vez mais a ser desenvolvida e a ficar mais sofisticada.

Na primeira geração (1971) só um feixe é que era medido a cada vez. A fonte e o detetor movem-se linearmente e fazem medidas individuais, após a translação todo o sistema roda 1º e volta a ser repetida a translação e a ser retiradas novas medidas e assim sucessivamente, tal como pode ser visto na Figura 2.1a). A vantagem desta geração era o facto de só existir um detetor, pois assim os raios que sofrem scatter não serão detetados devido a ficarem fora do campo de deteção, no entanto, devido ao facto de rodar de grau em grau e entre as rotações ainda fazer uma translação levam a que o exame seja extremamente demorado, cerca de 5 minutos esse era o grande problema.

A segunda geração (1974) surge com o objetivo de corrigir o problema da geração anterior. O princípio de funcionamento é o mesmo mas agora com múltiplos feixes e múltiplos detetores, como está representado na Figura 2.1b). Isto permite que a rotação feita após a translação passe a ser de cerca de 6º e torne o número de aquisições menor bem como o tempo. Num sistema rotação-translação qualquer oscilação por mais pequena que seja vai introduzir erros na matriz de reconstrução e criar assim artefactos na imagem e é este o próximo passo a melhorar.

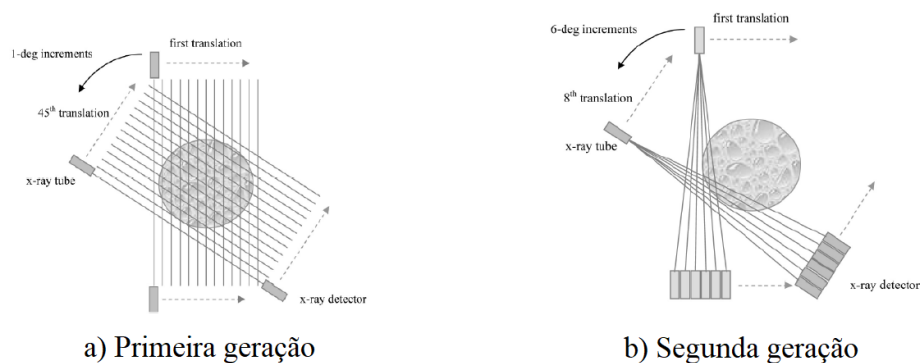


Figura 2.1: Geração 1 e 2 dos scanners de CT. Retirado de [2] e [4].

Assim sendo, a terceira geração (1975), representada na Figura 2.2c), aparece como solução para o problema anterior. Esta geração é constituída por um arco de múltiplos detetores, de modo a que consigam detetar todos os raios-x que atravessam o paciente de uma só vez. Aqui, a fonte de raios-x e os detetores estão estacionários em relação um ao outro e todo o aparato roda em torno do paciente eliminando assim a translação de todo o processo. Consequentemente, o tempo de aquisição é diminuído substancialmente.

Até aqui a fonte de raios-x e o detetor estão ligados por cabos e isto obriga a que a rotação seja start-stop. As imagens são adquiridas primeiro rodando no sentido dos ponteiros do relógio e depois no sentido contrário de modo a que os cabos não se enrolem. Devido aos cabos e ao próprio peso da gantry que chega a pesar algumas centenas de quilos, o tempo de aquisição é de cerca de 2s por cada rotação. Mas mesmo com a resolução de alguns dos problemas a terceira geração continua com problemas nomeadamente, de estabilidade dos detetores, e por isto dá-se início à investigação para a criação da quarta geração.

Na quarta geração (1976) (Figura 2.2 d)), é introduzido um anel de detetores que permanece estacionário e o tubo de raios-x é que roda em torno do paciente.

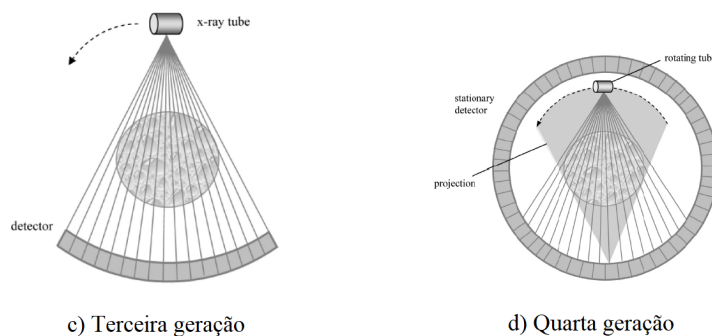
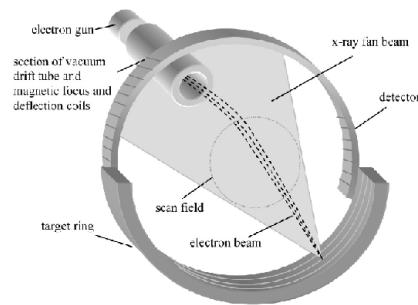


Figura 2.2: Geração 3 e 4 dos scanners de CT. Retirado de [2].

A quinta geração (1984), é um scanner de feixe de eletrões, e, é usado na Tomografia Computorizada de Feixe de eletrões (EBCT). Aqui, em vez de um tubo de raio-X convencional usa-se um arco de tungsténio que circunda o paciente, o qual se encontra na frente de um arco de detetores. Esta

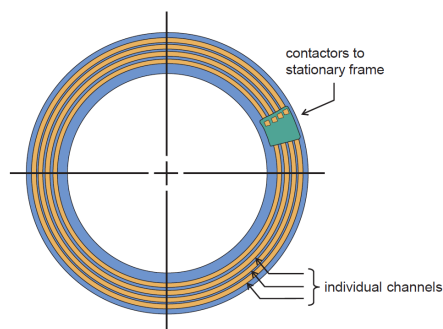
geração foi criada para aplicações cardíacas em que é necessário que as projeções sejam coletadas em 20 a 50 ms de modo a que o movimento cardíaco esteja "parado". Neste scanner a rotação da fonte em vez de ser feita por um movimento mecânico, é feita pelo movimento de varredura do feixe de elétrons. Podemos ver um esquema desta geração na Figura 2.3.



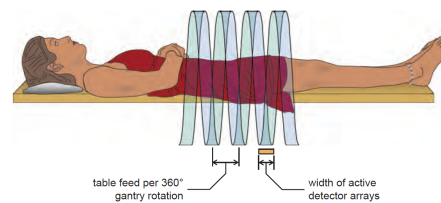
e) Quinta geração

Figura 2.3: Geração 5 dos scanners de CT. Retirado de [2].

Até aqui, após cada rotação de 360° era necessário que a aquisição parasse e revertisse a direção por causa dos cabos que ligam as componentes rotativas ao resto da gantry. De modo, a eliminar esta paragem foi criado um *slip ring*, que tem como objetivo passar corrente elétrica às componentes que rodam, podemos ver um exemplo deste anel na Figura 2.4a.



(a) Slip Ring.



(b) Sexta geração

Figura 2.4: Slip ring e sexta geração. Retirado de [5].

Com a criação deste slip ring é agora possível uma rotação contínua e como consequência uma aquisição contínua enquanto que o paciente também se move. Com este pensamento foi então criada a sexta geração (1987), em que a aquisição é feita de modo helicoidal, como pode ser visto na Figura 2.4b. Com o movimento helicoidal, consegue-se assim reduzir significativamente o tempo de aquisição do exame, até aproximadamente um suste da respiração. Isto além de ser mais confortável para o paciente, também melhora bastante a qualidade da imagem obtida pois existe menos movimento do paciente.

Devido a esta nova maneira de realizar o exame, também foi necessário repensar o modo como se faz a reconstrução pois agora não temos a informação completa para reconstruir uma slice, assim sendo é necessária fazer uma interpolação e ter em conta novos parâmetros tal como o *pitch*, que é a relação entre a velocidade da cama e a velocidade com que a gantry roda.

O pitch é definido por:

$$pitch = \frac{d}{NT}, \quad (2.2)$$

onde, o d é a distância que a cama percorre durante uma rotação, o N é o número de slices examinadas e o T a espessura da slice.

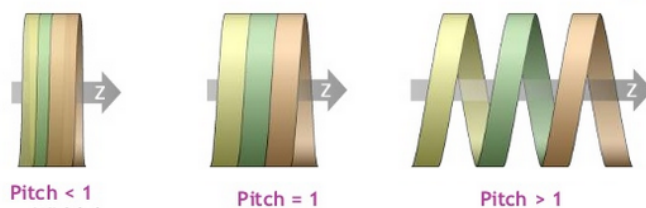


Figura 2.5: Pitch. Retirado de [6].

O pitch pode tomar vários valores, mas como podemos ver na Figura 2.5 se for um valor inferior a 1 a largura do feixe irá ter alguma sobreposição. Se for superior a 1 existirão ângulos que não serão cobertos pela largura do feixe em certas posições da cama. E, por fim, se for igual a 1 não haverá sobreposição e também não haverá ângulos que não são cobertos em certas posições da cama.

No entanto, com o uso desta geração percebeu-se que a sua grande limitação era o sobreaquecimento do tubo de raios-x. Uma solução para este problema é usar de forma mais eficiente o feixe de raios-x, ou seja, se aumentarmos o alcance do feixe (aumento da espessura da fatia) e se forem usadas várias linhas de detetores (Figura 2.6), podemos adquirir dados de mais do que uma fatia ao mesmo tempo. Esta abordagem reduz assim o número total de rotações (e, consequentemente reduz a utilização do tubo de raios-x) necessário para cobrir toda a anatomia do paciente. Esta é a ideia da sétima geração de CT, a CT de multicorte (2002). [7]

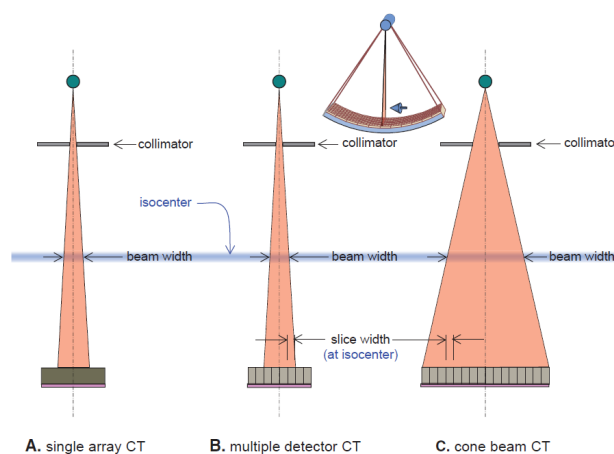


Figura 2.6: Secções transversais que o feixe de raios-x atravessa e matriz de detetores para 3 modelos de CT diferentes. Retirado de [5].

2.3 Modos de aquisição

Topograma

Assim que o paciente entre no scanner, o técnico faz um scan preliminar chamado de radiografia de CT, ou, topograma. Este topograma é adquirido com o tubo de raios-x e os detetores estacionários, e, pode ser utilizado também para o alinhamento do paciente.



Figura 2.7: Topograma. Retirado de [5].

Tendo o topograma, o técnico com recurso ao software na consola da CT pode então definir o início e o fim do scan (Figura 2.7) bem como os parâmetros de aquisição. [5]

Axial

A CT axial é um modo básico de passo a passo, a gantry gira normalmente mas o tubo de raios-x não está sempre ligado, tal como pode ser visto na Figura 2.8. Enquanto que a gantry roda em torno do paciente o tubo de raios-x está ativado e a mesa parada. No fim dos 360°, o tubo de raios-x é desativado e a mesa move-se e assim sucessivamente. O processo será repetido até que toda a área de interesse seja analisada. Devido a este processo de start/stop o tempo de aquisição para uma aquisição axial é maior. [5]

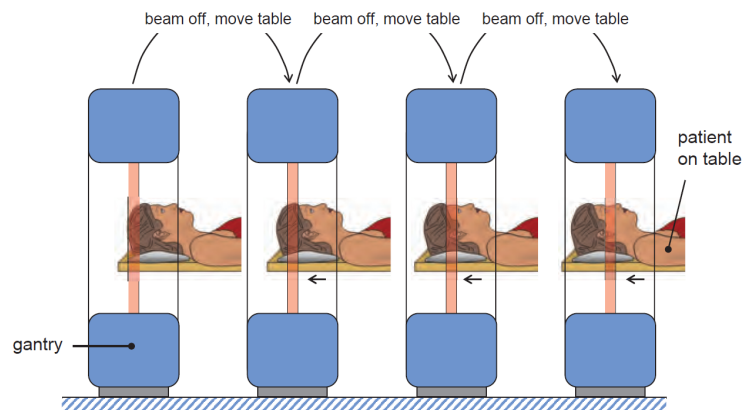


Figura 2.8: Aquisição axial. Retirado de [5].

Helicoidal

Com a aquisição helicoidal, a mesa move-se enquanto que a gantry roda em torno do paciente, tal como já foi explicado na secção anterior com a introdução dos scanners de sexta geração. A vantagem da aquisição helicoidal em relação à axial é o facto de não haver paragens e por isso o tempo de aquisição é menor.

2.4 Modulação

A corrente determina o número de elétrons acelerados no tubo de raios-x por unidade de tempo e tem unidade de miliAmpere (mA). Os scanners de CT modernos são capazes de modular a corrente durante o scan. Isto tem como potencial objetivo reduzir a dose dada ao paciente, pois em tecidos mais finos são necessários menos fótons (mA menor), enquanto que para penetrar mais profundamente são necessários mais fótons (mA mais elevado).

Esta modelação pode ser feita angularmente ou longitudinalmente. A modelação angular é usada para ajustar a corrente de forma a ser dada uma dose semelhante ao detetor em todos os ângulos de visão, como podemos ver na Figura 2.9.

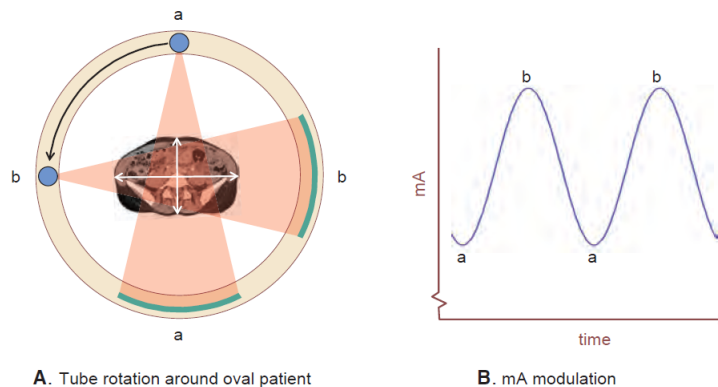


Figura 2.9: Modelação angular. Retirado de [5].

Já a modelação longitudinal ajusta a corrente conforme a alteração da atenuação do paciente ao longo da direção longitudinal, como podemos ver na Figura 2.10.

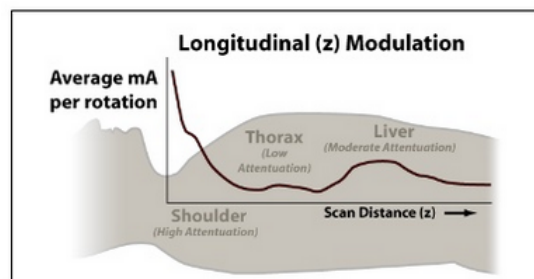


Figura 2.10: Modelação longitudinal. Retirado de [6].

No final, depois de aplicar ambas as modelações a corrente utilizada tem o comportamento representado na Figura 2.11.

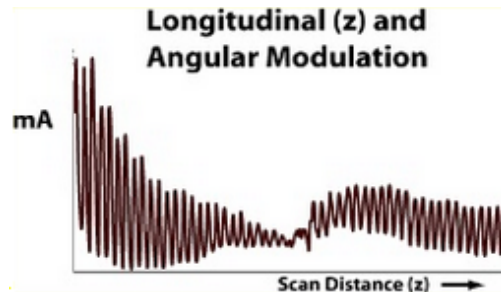


Figura 2.11: Impacto final da modelação. Retirado de [6].

2.5 Interação dos raios-X com a matéria

Existem três principais formas dos raios-X interagirem com a matéria na gama de energias em radiodiagnóstico, são: efeito fotoelétrico, efeito de Compton e difração de Rayleigh.

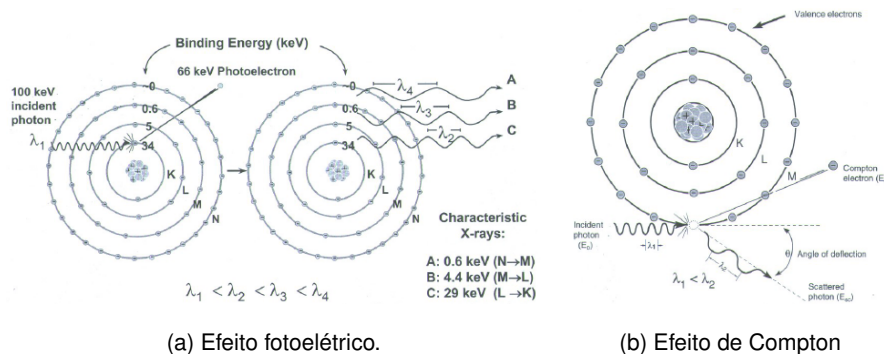


Figura 2.12: Interação da radiação com a matéria. Retirado de [1].

Quando a energia de um fóton incidente é totalmente transferida para um elétron, e tem energia suficiente para o ejetar do átomo, ocorre efeito fotoelétrico. Assim sendo, o elétron deixa uma lacuna que será preenchida por um que se encontra numa das camadas superiores. Esse decaimento do elétron para uma orbital inferior liberta um fóton de energia igual à diferença de energias das camadas de transição do elétron, tal como podemos ver na Figura 2.12a. [1]

Para que ocorra efeito de Compton, a energia do fóton incidente terá de ser superior à energia de ligação do eletrão. Este fóton ao interagir com um dos eletrões remove-o, ionizando átomo e emitindo outro fóton com menor energia e desviado de um certo ângulo. O ângulo de desvio pode baixar o contraste da imagem pois aumenta a radiação dispersa. Figura 2.12b. [1]

A difração de Rayleigh e o efeito de Compton são os mais prejudiciais tanto em CT, como em tratamentos de radioterapia. Estes fazem com que os raios-X altamente energéticos se desviem do feixe, podendo interagir com outras partes do corpo sem ser a que está a ser diagnosticada, ou tratada. Em alturas que estejam a tratar um cancro usando grandes doses de radiação X este efeito poderá até levar a cancros secundários em outras partes do corpo. [1]

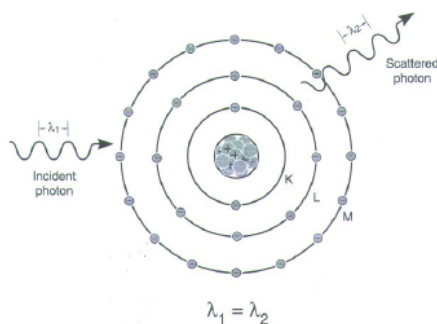


Figura 2.13: Difração de Rayleigh. Retirado de [1].

Os fótons de raios-X penetram um material, seja ele qual for, e interagem com a sua estrutura atômica, sofrendo atenuação, que é a redução da sua intensidade (remoção de fótons) devido à absorção ou difusão. Essa atenuação é dada pela equação 2.3.

$$I = I_0 e^{-\mu L} \quad (2.3)$$

onde I_0 é a intensidade incidente sobre uma superfície, I é a intensidade transmitida e L é a espessura do objeto, o μ é o coeficiente de atenuação linear, que, toma valores diferentes em cada estrutura.

2.6 Reconstrução de imagem

A reconstrução de imagens começou a ser feita no início dos anos 40 mas não tinha os benefícios da tecnologia moderna.

2.6.1 Características da imagem

A imagem tomográfica é uma representação de uma “fatia” da anatomia do corpo humano. Esta imagem é uma representação bidimensional (2D) que corresponde a uma secção tridimensional (3D) do paciente, então significa que em CT comprime-se três dimensões em duas [1]. Em raio-X convencional também se comprimem três dimensões em duas. No entanto, em raios-X convencional existe uma sobreposição de todas as estruturas e em CT a espessura de corte é muito menor, por isso é que existe a possibilidade de “ver” uma secção do corpo.

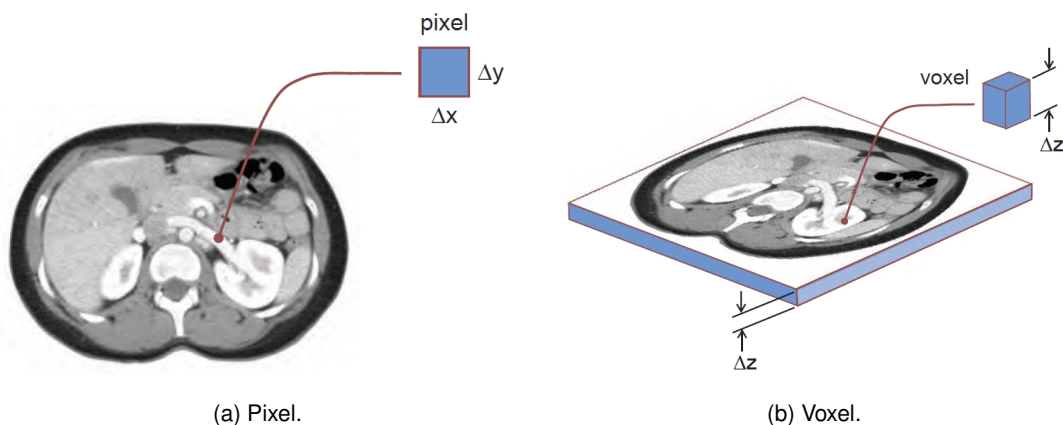


Figura 2.14: Área e volume elementar na reconstrução de imagens. Retirada de [5].

Como é possível ver pela análise da Figura 2.14, a menor área que podemos obter chamamos *pixel*, logo, uma imagem tomográfica é constituída por uma matriz de *pixels*. Quanto maior for o número de *pixels* numa imagem melhor, pois obtém-se uma melhor resolução espacial logo, haverá uma melhor diferenciação das estruturas. A escolha do número de *pixels* é um compromisso entre a resolução e a relação sinal/ruído. Se cada pixel for projetado numa direção perpendicular ao

elemento de área, obtemos um voxel, que é o volume elementar do corte em estudo, ou seja o volume elementar do paciente em 3D corresponde ao pixel na imagem 2D.

Cada um destes *píxeis/voxels* têm um coeficiente de atenuação diferente e por isso é que temos níveis de cinzento diferentes. Estas diferenças na atenuação correspondem a diferenças de densidade do material e é isso que permite observar as estruturas no interior do corpo do paciente [8].

2.6.2 Coeficientes de atenuação

Os coeficientes de atenuação são calculados através da equação 2.3, que vimos na secção anterior. Quanto menor for o coeficiente de atenuação linear, μ , menor é a absorção dos raios-X. Como podemos ver pela análise da Figura 2.15, onde são mostradas várias secções/ placas de um material, a intensidade I_0 é a intensidade inicial que entra na primeira placa e I_1 , a intensidade de saída da primeira placa. I_1 será a intensidade de entrada na segunda placa e assim sucessivamente até chegarmos a última placa em que a intensidade de saída é I_n .

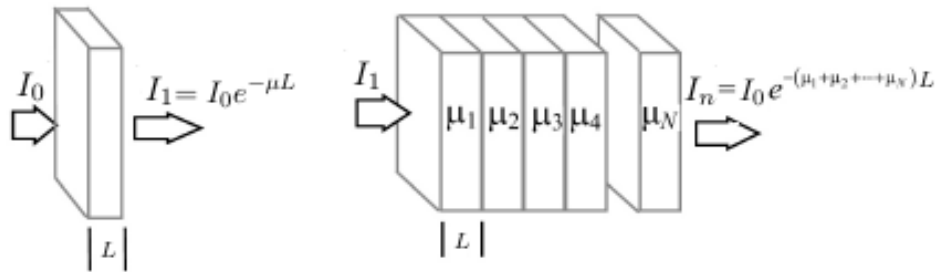


Figura 2.15: Atenuação do material. Adaptado de [8].

Então com a intensidade que sai da última placa podemos escrever a equação:

$$I_n = I_0 e^{-(\mu_1 L_1 + \mu_2 L_2 + \mu_3 L_3 + \dots + \mu_n L_n)} \quad (2.4)$$

Em CT todas as “áreas elementares” possuem a mesma espessura, ou seja, $L_1 = L_2 = L_3 = \dots = L_n$

e com isto a equação (2.4) pode ser simplificada:

$$I_n = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_n)L} \quad (2.5)$$

Por fim rearranjando a equação (2.3) da atenuação obtemos:

$$\mu = (\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_n) = \frac{1}{L} \ln \frac{I_0}{I_n} \quad (2.6)$$

A equação (2.6) mostra-nos que sabendo a intensidade inicial I_0 , a intensidade final I_n e a espessura da “área elementar” podemos calcular a soma das atenuações ao longo de um raio. Para calcular cada μ individualmente temos de ter n equações. Então para obtermos cada uma da equações temos que adquirir várias vistas (imagens de projeção) [8].

2.6.3 Sinograma

Os dados de CT adquiridos são organizados num sinograma antes de se fazer a reconstrução da imagem. Ao conjunto de raios de um feixe que são transmitidos através do paciente chamamos de projeção ou vista. Tal como podemos ver na Figura 2.16 para obtermos um sinograma temos de “empilhar” todas as vistas do objeto.

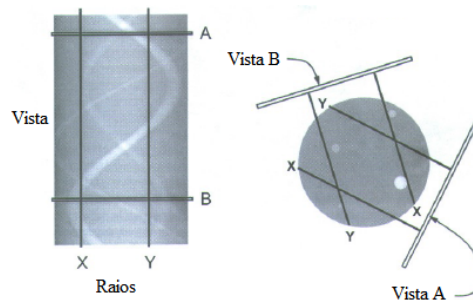


Figura 2.16: Reconstrução de sinogramas. Adaptado de [1].

Para obtermos um sinograma temos de alinhar todas as projeções ao longo de uma matriz. Cada linha do sinograma é a fatia selecionada da projeção adquirida em cada ângulo.

Os sinogramas não são usados para propósitos clínicos no entanto, podem ser usados noutros

casos. Como por exemplo, para corrigir desalinhamentos que possam haver no sistema, como vamos poder ver mais à frente.

2.6.4 Métodos de reconstrução

Existem vários métodos para a reconstrução de imagens de CT, tais como a reconstrução iterativa, a retroprojeção simples e a retroprojeção filtrada (que é a mais utilizada para a reconstrução) [9].

Foi no início do século XX que um matemático Austríaco, chamado Johann Radon, formulou a teoria matemática para a reconstrução de imagens. Ele demonstrou que um objeto poderia ser reconstruído a partir de múltiplas projeções obtidas com diferentes ângulos.

No entanto, a sua descoberta só foi implementada mais tarde quando ocorre a melhoria das capacidades de cálculo dos computadores e aplicação à imagiologia ocorre quando Hounsfield desenvolve o primeiro sistema de CT [10].

Retroprojeção simples

A retroprojeção simples é uma maneira de reconstruir uma imagem a partir de várias projeções. Este método é um processo matemático, baseado em trigonometria, desenhado para reverter o processo de aquisição e assim reconstruir o objeto em estudo. Isto significa que para efetuar a reconstrução tem que se retroprojetar as projeções, ou seja, a radiação que atravessa o paciente é projetada em sentido contrário à fonte emissora de raios-X.

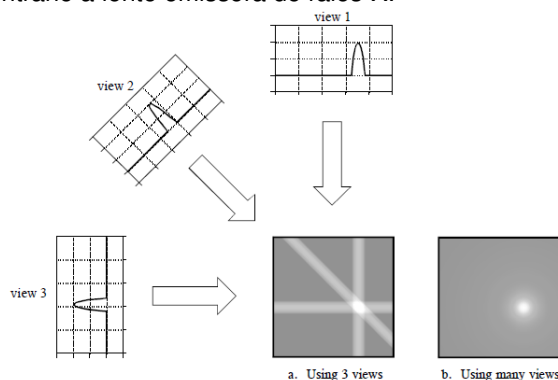


Figura 2.17: Retroprojeção simples: Cada raio de cada vista representa uma medida do coeficiente de atenuação total segundo essa linha. A informação sobre o ângulo de aquisição e a posição de cada raio no detetor são registados e usados no algoritmo de reconstrução. Retirado de [11].

A retroprojeção começa com uma matriz de zeros e vai sendo alterada a partir dos valores de atenuação de cada raio.

Os picos representados em cada vista da Figura 2.17, representam uma zona de mais baixa densidade, o que significa que absorveu menos raios-X. A retroprojeção simples transforma os 3 diagramas na Figura 2.17a.

A reconstrução de imagens por este método não permite reconstruir imagens com resolução suficiente para distinguir as pequenas estruturas, ou, distinguir as fronteiras entre as diferentes estruturas, com precisão suficiente para diagnóstico médico. Então para isso temos de filtrar as projeções antes de aplicarmos a retroprojeção, que será explicado na próxima secção.

Retroprojeção filtrada

Para as projeções serem filtradas é necessário retirar (ou minimizar) as frequências que são responsáveis pela diminuição da resolução espacial da imagem tomográfica. No caso da Figura 2.17b, que é a imagem reconstruída através de retroprojeção simples é possível ver que a imagem tem bastante *blurring*. A retroprojeção filtrada é um técnica que corrige o problema do blurring e da falta de nitidez nos contornos, e, é assim possível obter a Figura 2.18b.

Analisando a Figura 2.18, a filtragem muda a vista de duas maneiras. A primeira é que o topo do pico torna-se plano e por esse motivo o sinal dentro do “círculo” torna-se uniforme. E a segunda é que são introduzidos picos negativos ao lado do pulso e quando retroprojetados aumentam a nitidez da fronteira. Assim sendo a imagem passa a ter definição [11].

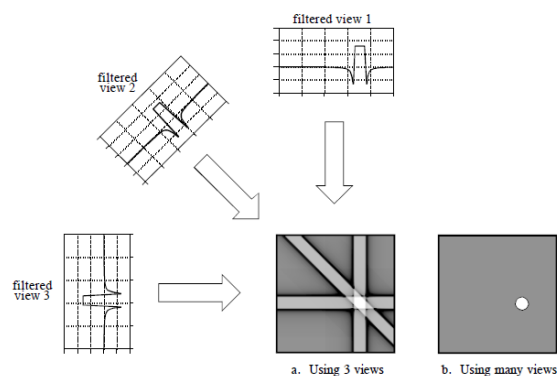


Figura 2.18: Retroprojeção filtrada. Retirado de [11]

A reconstrução de imagens com o método de retroprojeção filtrada pode ser sumariada através do diagrama da Figura 2.19.

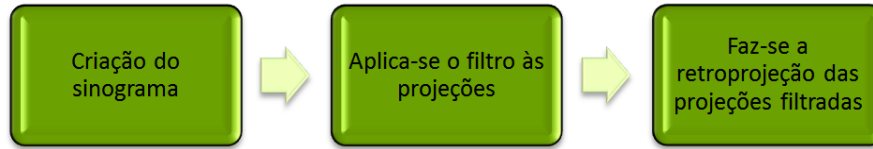


Figura 2.19: Sumarização da retroprojeção filtrada.

Consegue-se ver a diferença entre estes dois métodos através da análise da Figura 2.20. Na primeira as estruturas estão todas muito mais definidas e nítidas, deixando de haver a falta de nitidez dos contornos causado pela retroprojeção.

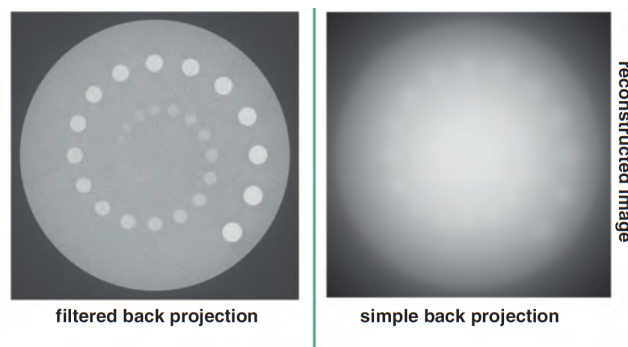


Figura 2.20: Comparação entre retroprojeção simples e retroprojeção filtrada. Adaptado de [5].

Reconstrução Iterativa

A retroprojeção filtrada foi durante muitas décadas foi o principal método para reconstruir imagens de CT. No entanto, com a melhoria do algoritmo aliado a computadores cada vez mais rápidos levaram ao uso da reconstrução iterativa em imagens de CT. Esta reconstrução já era usada para conjuntos de dados mais pequenos como o caso da tomografia computadorizada por emissão de fóton único onde a matriz tem o tamanho de 64×64 , em vez dos 512×512 em CT. [5]

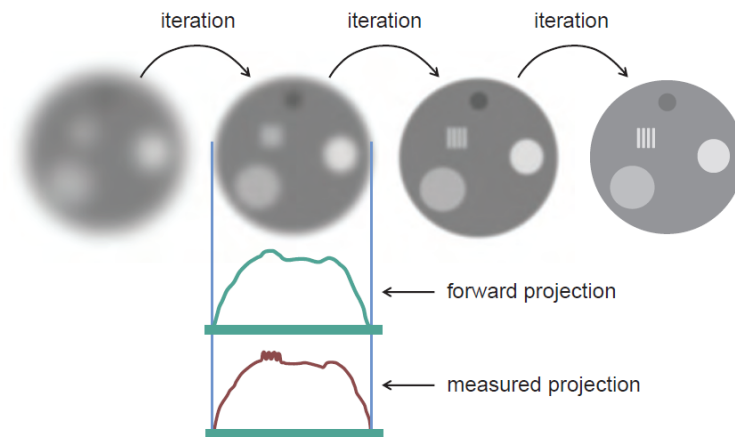


Figura 2.21: Reconstrução iterativa. Retirado de [5].

A reconstrução iterativa passa por uma série de iterações para fazer a reconstrução da imagem. A imagem inicial pode ser uma suposição, uma imagem constante ou até mesmo uma imagem de retroprojeção filtrada. A estimativa da imagem atual é usada para gerar a projeção seguinte que será comparada com a medida real medida durante a aquisição, como é mostrado na Figura 2.21. A diferença entre a projeção seguinte e a medida real é a matriz de erro, e, esta matriz será usada para atualizar a próxima atualização com o objetivo de reduzir a matriz de erro da iteração subsequente.

Assim, os algoritmos iterativos podem produzir imagens com maior relação sinal-ruído (SNR) com a mesma dose, ou, produzir imagens com SNR semelhante mas com dose menor. Podemos ver a diferença entre retroprojeção filtrada e reconstrução iterativa na Figura 2.22.

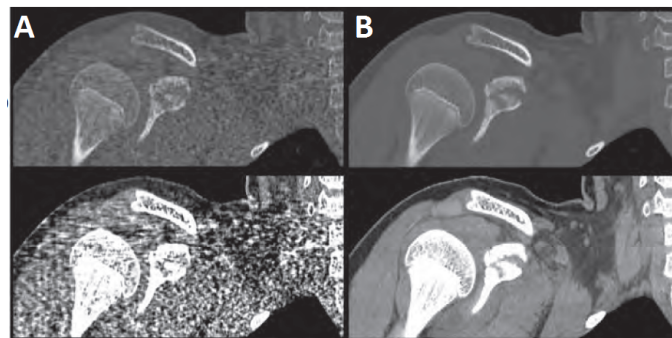


Figura 2.22: Comparação entre retroprojeção filtrada (A) e retroprojeção iterativa(B). Retirado de [5].

Os principais fabricantes já implementaram esta reconstrução nos tomógrafos, no entanto é um recurso opcional. Com esta técnica conseguimos obter uma melhor qualidade de imagem usando doses mais baixas e por este motivo esta tem vindo a ser cada vez mais implementada no meio clínico, dado que permite gerar imagens muito mais nítidas. [5]

2.7 DICOM

Com o uso cada vez mais frequente das imagens digitais, foi necessário criar um padrão que nos possibilitasse enviar as imagens de um sistema para outro junto com vários dados diferentes sobre a mesma. Em 1985 a *American College of Radiology* (ACR) e o *National Electrical Manufacturers Association* (NEMA) criou o primeiro padrão de comunicação chamado de ACR-NEMA. Este padrão define um mecanismo de codificação dos dados da imagem. Já em 1993 este padrão evolui de forma a usar redes locais como Internet, esta nova versão do padrão chama-se DICOM (*Digital Imaging and COmmunications in Medicine*). O DICOM é o padrão internacional para transmitir, armazenar, recuperar, imprimir, processar e exibir informações de imagens médicas.

O primeiro propósito do DICOM é encapsular a imagem e informação que a acompanha para que possam ser transferidas entre médicos e instituições. O padrão descreve IODs (*information object definitions*) em que cada uma das quais é específica para um tipo de imagem (CT, ultrassons, Mamografia, etc). Estes diferentes tipos contêm informação comum sobre o paciente e sobre o estudo feito, mas diferem na informação sobre a técnica de aquisição, relações temporais e espaciais e codificação dos dados dos pixels. [12]

É importante que todos os fabricantes usem a mesma metodologia na apresentação destas informações assim, torna-se fácil a comparação destes valores entre instituições diferentes, possibilitando assim uma facilidade no controlo dos mesmos. Neste cabeçalho é possível encontrar várias informações diferentes, desde dados relacionados com o paciente, com a técnica de aquisição e com a dosimetria. Podemos ver o exemplo de um cabeçalho DICOM na Figura 2.23, como podemos ver cada parâmetro inserido no DICOM tem um código associado do género (0000,0000). Estes parâmetros vão ter o mesmo código independentemente do fabricante.

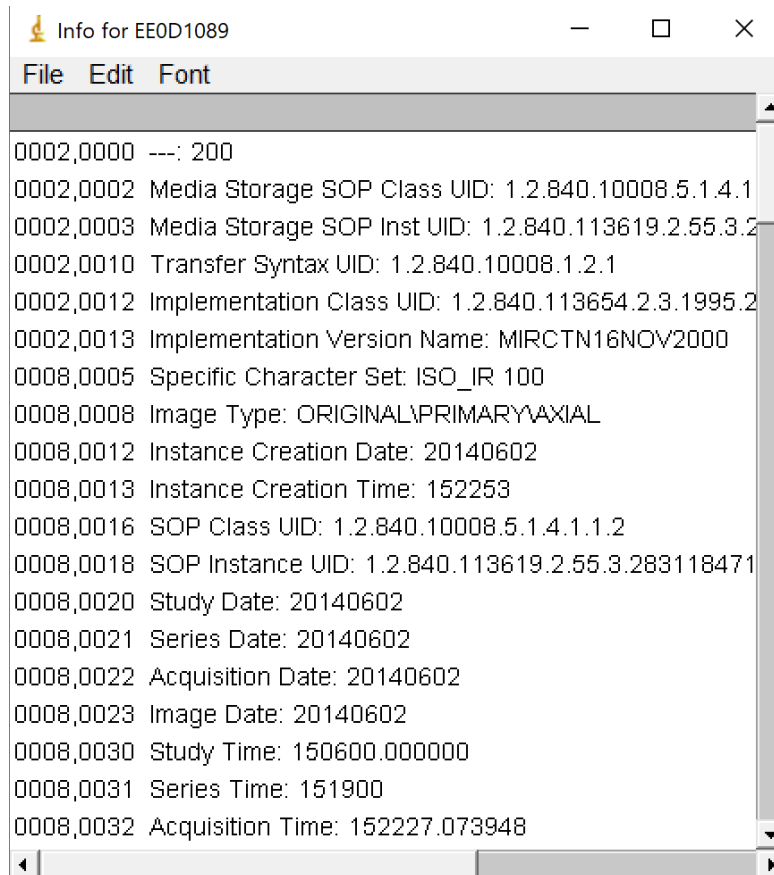


Figura 2.23: Exemplo de um cabeçalho DICOM.

Capítulo 3

Controlo da dose dada ao paciente

Com o desenvolvimento da tomografia computadorizada foi necessário arranjar uma forma que controlasse a quantidade de radiação que o doente recebia de modo a que haja um compromisso entre dose dada e qualidade de imagem. A filosofia da física medica é dar sempre a menor dose possível ao paciente, desde que não seja comprometida a qualidade de imagem (princípio ALARA).

3.1 Computed tomography dose index, CTDI

O *computed tomography dose index* (CTDI) permite comparar os níveis de radiação à saída do scanner entre diferentes scanners de CT, inclusive entre instituições diferentes. Consiste, numa métrica usada pelos fabricantes que fornece a informação da dose dada a um fantoma cilíndrico. Para esta medição são usados dois fantomas diferentes um de 32 cm para simular o abdomen, e, um de 16 cm para simular a cabeça do paciente. As medições são feitas usando uma câmara de ionização de 100 mm colocadas no fantoma no centro e na periferia. Embora esta tecnica seja boa para sabermos a radiação à saída do scanner, não deve ser tida em conta quando queremos saber a dose que o paciente recebe, pois não tem em conta o tamanho do mesmo [13].

O CTDI é definido por:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{z=-50mm}^{50mm} D(z)dz, \quad (3.1)$$

onde, N é o número de slices, T é a espessura da slice e z é a direção longitudinal.

As medidas são feitas como se mostra na Figura 3.1. No centro obtemos $CTDI_{100}^{centro}$ e na periferia obtemos $CTDI_{100}^{periferia}$.

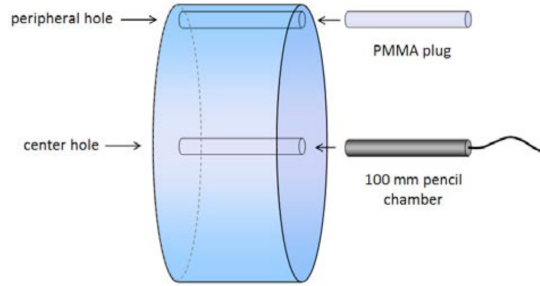


Figura 3.1: Medição do CTDI. Retirado de [14].

A partir destas medições podemos calcular o CTDI ponderado, que é dado por:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100}^{centro} + \frac{2}{3}CTDI_{100}^{periferia} \quad (3.2)$$

Sabendo que a dose esta inversamente relacionada com o pitch de CT então o CTDI é definido no volume por:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch}. \quad (3.3)$$

Este valor vem sempre descrito no relatório de cada paciente, tal como o DLP (*dose length product*). O DLP está relacionado com o $CTDI_{vol}$ mas em vez de ter só em conta uma fatia do paciente tem em conta todo o comprimento que foi digitalizado, assim sendo o DLP é o produto do $CTDI_{vol}$ (mGy) por o comprimento digitalizado (cm).

$$DLP = CTDI_{vol} * scan\ length \quad (3.4)$$

3.2 Size specific dose estimate, SSDE

A utilização do CTDI como indicação de dose ao paciente pode gerar equívocos. É possível ver um exemplo em que isto acontece descrito por J. Anthony Seibert et al [13], onde foram realizadas CT's

antes e depois de uma cirurgia e onde os pais do jovem paciente não entenderam as diferenças do CTDI nos dois exames.

Esta cirurgia foi realizada num paciente de 14 anos com $1.78m$ e $60.6kg$ com o propósito de reparar uma deformidade no peito. Como podemos ver olhando para a Figura 3.2C, existem algumas diferenças, mas as diferenças mais evidentes são o $CTDI_{vol}$ e o DLP, que na CT pós-cirúrgica tem valores de cerca de 4 vezes superior. Na imagem 3.2B vemos um aparato no tórax do paciente que foi colocado durante a cirurgia.

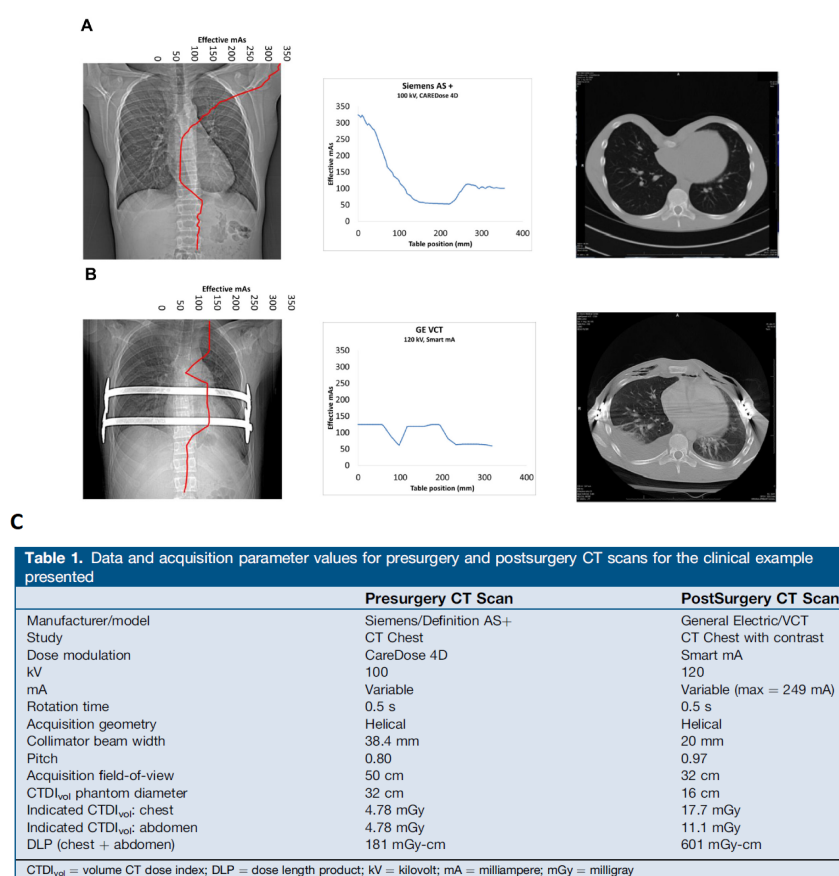


Figura 3.2: A - pré-cirúrgica. B - pós-cirúrgica. C - Tabela com os valores das aquisições [13]

O $CTDI_{vol}$ é calculado a partir de vários fatores usados durante a aquisição como o kV, o mA efetivo e o fantoma de calibração. Como não está definido que fantoma se deve usar em pacientes

pediátricos cada fabricante pode escolher ou o de 32 cm ou o de 16 cm. Que foi o que aconteceu neste caso em particular. A CT pré-cirúrgica foi realizada num scanner Siemens que usa o fantoma de 32 cm e a CT pós-cirúrgica foi feita num scanner GE onde o fantoma usado é o de 16 cm.

Por tudo isto, vemos que a determinação da dose é mais complexa do que usar simplesmente o valor do $CTDI_{vol}$ reportado pelo scanner. O CTDI é dependente de vários parâmetros como o diâmetro do fantoma o que pode resultar em doses sobre-estimadas ou sub-estimadas devido as discrepâncias no tamanho do corpo.

Concluindo, o CTDI é bom para saber a dose à saída do scanner mas não para estimar a dose que o paciente recebe, para isso é necessário ter em conta o tamanho do paciente. A dose recebida pelo paciente depende da radiação à saída do scan e do tamanho do paciente, e, como foi discutido na secção anterior o CTDI não tem em conta o tamanho do paciente. E em pacientes de pequeno volume podemos estar a subestimar a dose que este recebe. Por esse motivo foi criada uma comissão responsável por desenvolver fatores de conversão que permitam ser aplicados ao CTDI e assim estimar a dose dada ao paciente. O objetivo é estimar a dose que o paciente recebe apenas usando o valor do CTDI já fornecido pelo scanner e fatores associados ao tamanho do paciente, que é o SSDE.

3.2.1 Diâmetro efetivo, D_{eff}

As dimensões do paciente podem ser calculadas usando ferramentas físicas ou eletrónicas. Para as ferramentas físicas é possível usar por exemplo os *calipers* que são frequentemente usados em radiografias, poderão também ser usados para este cálculo. No caso das ferramentas eletrónicas pode-se usar a computação para realizar estas medições, que é o que vamos fazer neste trabalho.

Para estimar o tamanho do paciente vão ser usadas as medidas laterais (LAT) e a anterior-posterior (AP) representadas na Figura 3.3.

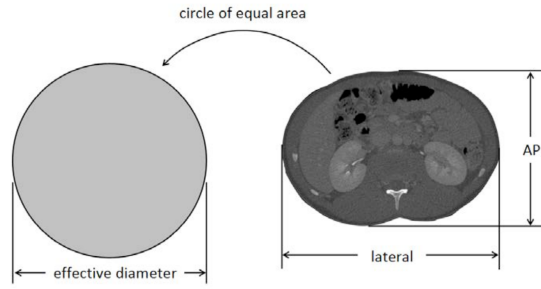


Figura 3.3: Cálculo do diâmetro efetivo. Retirado de [14].

Com estas duas medidas podemos então calcular um diâmetro efetivo aproximando a área em estudo a uma área circular, através da seguinte fórmula:

$$D_{eff} = \sqrt{AP * LAT} \quad (3.5)$$

A formula para estimar a dose dada ao paciente é dada por:

$$SSDE = f_{size}^{32x} * CTDI_{vol}^{32}, \quad (3.6)$$

para o fantoma de referencia de 32 cm, e, para o fantoma de referencia de 16 cm é dada por:

$$SSDE = f_{size}^{16x} * CTDI_{vol}^{16}, \quad (3.7)$$

em que f_{size}^{32x} e f_{size}^{16x} são fatores de correção que têm em conta o D_{eff} .

Em suma, o report 204 descreve a métrica usada para o cálculo do SSDE usando as dimensões do paciente em combinação com a dose à saída do scanner (CTDI).

3.2.2 Diâmetro equivalente em água, Dw

Na abordagem discutida acima, só o tamanho do paciente é que é tido em conta, enquanto que, a atenuação feita pelo paciente é completamente ignorada. No entanto, a atenuação dos raios-x é um parâmetro fundamental que afeta a absorção dos raios-x, e é mais importante que o tamanho do paciente. Por exemplo, para o mesmo valor de dose à saída do scanner a zona do tórax vai ter uma

radiação de fluência maior (e por isso mais dose absorvida) do que a zona abdominal apesar de ter aproximadamente as mesmas dimensões geométricas.

Uma imagem de CT é um mapa dos coeficientes de atenuação linear dos materiais na imagem normalizados para a atenuação linear em água. Por isso, esta imagem contém informação que pode ser usada para estimar a atenuação do paciente.

Para calcular o diâmetro equivalente em água (D_w) numa imagem de CT, é necessário de calcular previamente a área equivalente (A_w) em água, pois o diâmetro é dado por:

$$D_w = 2 * \sqrt{\frac{A_w}{\pi}}. \quad (3.8)$$

Na equação 2.1, o parâmetro μ está normalizado à atenuação da água e por isso, o (A_w) pode ser representado em termos dos números de CT:

$$A_w = \sum \left(\frac{\mu}{\mu_{agua}} \right)^\alpha * A_{pixel} = \sum \left(\frac{CT(x, y)}{1000} + 1 \right)^\alpha * A_{pixel} \quad (3.9)$$

onde, A_{pixel} é a área de cada pixel, $CT(x, y)$ é o número de CT do voxel e o parâmetro α determina o peso dos coeficientes de atenuação linear relativamente à água, em trabalhos anteriores foi assumida a linearidade ($\alpha = 1$).

A área pode também ser calculada tendo em conta a média dos números de CT dentro da região de interesse (*ROI - region of interest*). A ROI deve ser larga o suficiente para incluir todo o paciente mas não deve incluir nenhum objeto irrelevante, como por exemplo a cama. Assim sendo, obtém-se:

$$\begin{aligned} A_w &= \sum \left(\frac{CT(x, y)}{1000} + 1 \right) * A_{pixel} = \frac{\sum CT(x, y)}{1000} * A_{pixel} + \sum A_{pixel} \\ &= \frac{1}{1000} * \frac{\sum CT(x, y)}{N_{pixel}} * (N_{pixel} * A_{pixel}) + (N_{pixel} * A_{pixel}) \\ &= \frac{1}{1000} * CT(x, y)_{ROI} * A_{ROI} + A_{ROI} \end{aligned} \quad (3.10)$$

onde, $CT(x, y)_{ROI}$ é a média dos números de CT na região de interesse, N_{pixel} é o número de pixels na região de interesse e A_{ROI} é a área da região de interesse. Assim sendo, substituindo o A_w na equação 3.8 obtém-se:

$$D_w = \sqrt{\left[\frac{1}{1000} CT(x, y)_{ROI} + 1 \right] \frac{A_{ROI}}{\pi}}. \quad (3.11)$$

Capítulo 4

Metodologias e métodos

4.1 Método IPO

No contexto do estudo anterior realizado no IPO foi desenvolvido um método rudimentar para o cálculo do diâmetro equivalente em água, com o recurso ao ImageJ [15]. Neste caso era considerado como área todo o FOV da imagem, tal como podemos ver na Figura 4.1, e retirados os valores de *Mean Pixel Value* (MPV), posição da cama, corrente e a área do FOV. Aqui o D_w era calculado a partir da equação 3.11, no entanto como os valores da área e de MPV correspondiam a todo o FOV tinha de ser feita uma correção para que o valor correspondesse só a área do paciente.

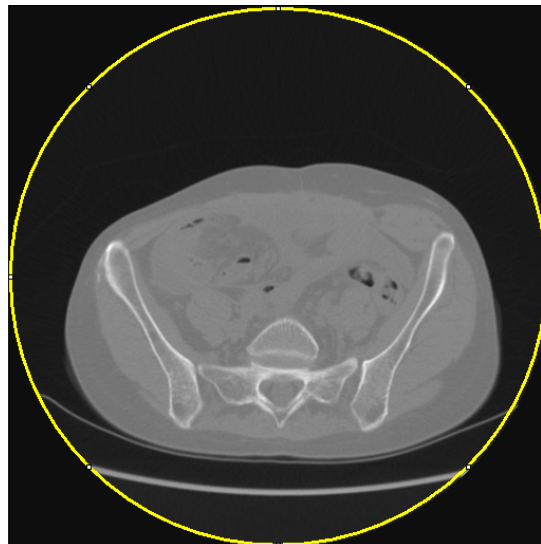


Figura 4.1: Área considerada para o cálculo do D_w .

A correção que feita no Dw, serve para retirar qualquer informação que não pertença ao paciente da imagem, nomeadamente a cama. A correção aplicada para retirar a cama é igual para qualquer imagem, no entanto a área da cama que aparece em cada imagem não é sempre a mesma pois pode estar mais acima ou mais abaixo e, isso influencia a área da cama. É neste ponto que o método é falível. Com os dados obtidos por este método além do valor de Dw também é representado o gráfico de corrente e do Dw em função da posição da cama.

Assim, os dados não são obtidos tendo em conta o contorno exato do paciente, e, a correção feita para remover a cama é sempre a mesma em todos os exames. Há então a necessidade de se criar outro método que consiga automaticamente obter o contorno do paciente e remover a cama, para dessa forma obter um valor de Dw mais próximo do real.

Foi então criado um programa informático para analisar as imagens de CT, utilizando a linguagem de Python [16].

4.2 Novo método

O novo programa começa por calcular de forma automática o contorno do corpo do paciente numa certa fatia e posteriormente calcula o diâmetro equivalente em água, permitindo assim calcular qual é a radiação que chega ao paciente (se bem que o SSDE não é calculado pelo programa). Inicialmente foi feita uma tentativa de implementar um algoritmo que conseguisse encontrar o contorno do paciente, mas este tinha resultados inconsistentes. Para evitar a implementação de um algoritmo complexo sem a garantia de sucesso, a abordagem foi mudada para o uso de uma função de cálculo de contornos já implementada, o que acabou por ter também os seus desafios, como será explorado abaixo.

Primeira versão - implementação de um algoritmo para cálculo do contorno

A primeira versão do programa calculava o contorno de uma forma menos robusta. Aqui o programa depois de ler a imagem retira do cabeçalho DICOM alguns parâmetros importantes como, (diameter,

table-height, patient position, slice, número de colunas e número de linhas), com isto já se pode trabalhar na detecção do contorno. A primeira tarefa do programa é fazer um thresholding onde todos os valores abaixo de 850 HU passariam a ter o valor de -64, de modo a que o colchão entre o paciente e a cama seja eliminado. Este valor foi descoberto por análise da imagem, onde se pode verificar que os valores do pixel onde se situava o colchão rondam este valor. Como ainda há uma diferença considerável entre este o valor e o dos pixels no corpo humano, não se corre o risco de perder informação relevante.

Depois de se eliminar a colchão, tem-se também de eliminar a cama. Para isso criou-se uma elipse que acompanha a curvatura da cama, a intensidade de todos os pixels fora da elipse seria colocado em 0.

Posto isto, a imagem agora já só tem informação do paciente, e, está preparada para que o contorno seja detetado. Começou-se por se aplicar um filtro à imagem de modo a suavizá-la e ser mais fácil criar uma imagem binária (antes de decidir qual o filtro a aplicar testaram-se 4 filtros diferentes, e, com o recurso a um teste de sinal-ruído é que se decidiu qual seria o filtro). A imagem binária é criada aplicando um threshold, onde, se o valor de um píxel é superior a 15% esse é colocado com o valor de 1, e, se estiver abaixo é colocado com o valor de 0. Por isso chamamos binária à imagem, só contém zeros e uns.

Esta imagem é utilizada para criar uma máscara, onde tudo o que está dentro do corpo do paciente deverá ser colocado a 1 e tudo o que está fora a 0; e também é utilizada para calcular os pontos do contorno. Então o que o programa faz é varrer ambos os eixos tanto no sentido positivo como no sentido negativo. A cada vez que é encontrado um pixel diferente de 0, significa que foi atingido o corpo do paciente, e esse ponto é guardado na lista dos pontos do contorno. Na imagem binária, tudo o que está antes desse ponto é colocado a 0 na imagem máscara, e tudo o que está depois a 1.

Multiplicando a máscara pela imagem original obtemos então a imagem final onde só está contida a informação do paciente. Esta multiplicação é feita pixel a pixel, assim, tudo o que está fora do corpo do paciente é multiplicado por 0, eliminando todo esse detalhe, e, tudo o que está dentro do

paciente é multiplicado por 1, mantendo todo o detalhe. Agora que se tem o paciente isolado já se pode transformar os valores da matriz em valores de HU, de modo a fazer os cálculos necessários com as unidades corretas.

Com a imagem em valores de HU, pode-se calcular os valores: da área através do método de Monte Carlo, do valor médio, do desvio padrão, da dimensão lateral (AP) e da dimensão anterior-posterior (LAT). Com este conjunto de dados podemos por fim calcular o diâmetro efetivo e o diâmetro equivalente em água.

Verificou-se que esta forma de calcular o contorno funciona corretamente para as situações onde a projeção do corpo é regular (aproximadamente uma elipse), no entanto o seu resultado será pior tanto quanto mais complexa seja a forma do corpo. Isso é agravado por falhas na eliminação da cama. A elipse é sempre colocada no mesmo sítio, portanto vai acabar, por em certos, casos cortar o paciente (Figura 4.2b), ou deixar a cama visível (Figura 4.3b).

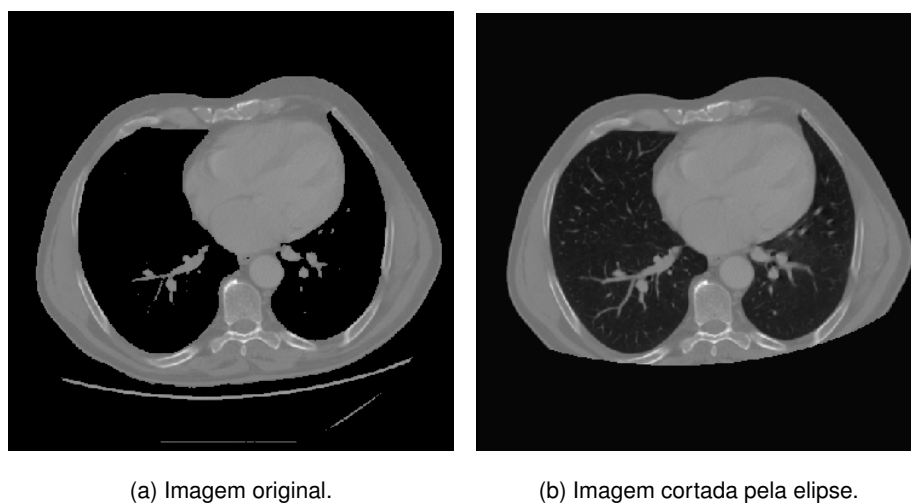


Figura 4.2: Exemplo onde a elipse corta uma parte do corpo do paciente.

Como consequência de um corte errado por parte da elipse, o contorno pode ficar com um grande erro. Além disso, há ainda outros problemas, se o paciente atingisse as bordas do FOV, o contorno entraria no interior do corpo do paciente. Isto deve-se ao facto da fronteira do paciente ser procurada da borda da imagem para dentro, e o algoritmo não estava equipado para detetar os

casos em que o corpo já está presente na borda da imagem. Ambos estes problemas podem ser vistos na Figura 4.3c.

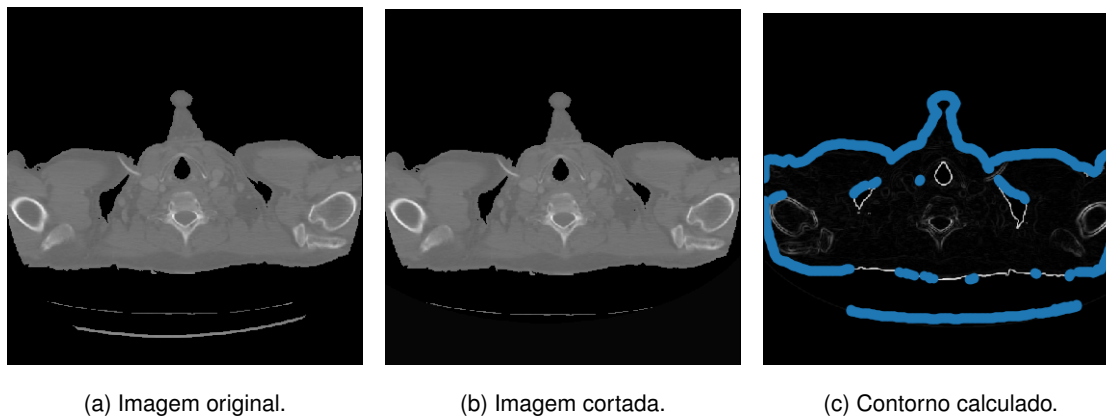


Figura 4.3: É possível ver que o contorno calculado segue a cama, e entra para o interior do corpo do paciente.

Neste ponto teve se tomar a decisão entre tentar melhorar o algoritmo já criado, correndo o risco de ficar com algo muito complexo e de baixa performance; ou então, mudar completamente a abordagem para utilizar funções já implementadas que conseguissem encontrar o contorno corretamente. A segunda opção foi escolhida pois foi considerado que permitiria um resultado mais robusto, a troco de implementar um programa menos complexo.

Segunda versão - uso de uma função já existente para cálculo do contorno

A segunda versão do programa utiliza as funcionalidades da biblioteca Scikit-image [17] do Python para calcular os contornos e também para eliminar a cama. Para que seja possível calcular o contorno de forma correta é necessário remover primeiro a cama da imagem. Para isso a imagem é tratada com um processo de erosão seguido de uma dilatação. A erosão é o ato de esbater a imagem, apagando pormenores. Dilatação é o processo contrário, onde os pormenores são “aguçados”. Isto é útil para apagar a cama pois esta é um pormenor bastante mais fino que o corpo do paciente, por isso, mais facilmente erodível. Ao voltar a dilatar a imagem, o contorno do paciente mantém-se mais ou menos no mesmo sítio, enquanto que a cama desapareceu. A imagem passada

à função que calcula o contorno é esta versão da imagem, já erodida e dilatada.

Para efetuar a erosão é chamada a função `erosion` da biblioteca Scikit-image. Esta função recebe como parâmetros a imagem original e o parâmetro de erosão, que é um número que controla a intensidade da erosão, e devolve a imagem erodida. Para a dilatação é chamada a função `dilation`, que recebe como parâmetros a imagem erodida, e o parâmetro de dilatação, que é um número que controla a intensidade da dilatação, e devolve a imagem dilatada. Finalmente, para encontrar o contorno é usada a função `find_contours`, cujos parâmetros de entrada são a imagem dilatada, e o valor de intensidade dos píxeis ao longo dos quais se pretende que seja marcado o contorno. A função devolve uma lista com todos os contornos encontrados.

Foi então criada uma nova versão do programa em que os contornos são calculados através da forma acima descrita. Para melhor organizar o código foram criadas uma série de funções, que são chamadas por esta ordem: *getDicomData*, *convertToHU*, *findContour*, *findPatientMask*, *calculateMeanPatientValues*, *calculatePatientArea*, *calculatePatientEffectiveDiameter* e *calculatePerimeter*.

- **getDicomData** - Esta função serve simplesmente para ir ao cabeçalho do ficheiro no formato DICOM e retirar alguns parâmetros que serão usados no futuro e coloca-os em variáveis. É retirado o valor da posição do paciente, da corrente, o número de linhas, o número de colunas, e o fabricante da máquina em que foi realizado o exame.
- **convertToHU** - Converte os valores da matriz da imagem para valores de HUs.
- **findContour** - Este método tem a responsabilidade de encontrar o contorno do paciente. Aqui é implementado o método de erosão e dilatação. As funções que fazem esse trabalho são bastante sensíveis ao parâmetros que lhes são passados, por isso eles têm que ser escolhidos cuidadosamente. Para obter um contorno correto não se pode erodir demasiado, nem demasiado pouco sob risco de não eliminar a cama.

Começando a testar o programa para os vários exames já selecionados foi verificado que o fabricante da máquina onde se realizou o exame é determinante para a escolha dos parâmetros. As imagens adquiridas pelo scanner da Toshiba são mais sensíveis à erosão, e é necessário uma erosão menos intensa. Ao baixar a erosão para um nível aceitável nos exa-

mes Toshiba, os exames das máquinas GE eram negativamente impactados, e era possível que a cama não fosse eliminada em muitos casos.

De modo a escolher os melhores parâmetros foram feitas várias tentativas até serem encontrados os melhores parâmetros para cada máquina. Além disso, para ajudar a obter uma fronteira mais clara, no caso da Toshiba, é aplicado o seguinte threshold: todos os pixels com valores abaixo de -200 HU são forçados a assumir o valor de -1000 HU. Para isto é necessário iterar por todos os pixels de cada imagem do stack, o que tem um impacto de performance. Dado que não foi sentida a necessidade de aplicar este threshold no caso dos equipamentos GE tomou-se a decisão de não o fazer para não impactar a performance.

Foi encontrada também uma dificuldade no caso dos pacientes mais magros, em que a parede que separa o pulmão do exterior do corpo é muito fina. A erosão consegue apagar essa parede tão facilmente como a cama, portanto torna-se um jogo muito delicado escolher um parâmetro com o qual se consiga eliminar sempre a cama, mas deixar intacta a parede dos pulmões no caso dos pacientes mais magros. Encontra-se na figura 4.5b um exemplo de uma erosão demasiado forte.

Feito isto, é então aplicado a função que encontra o contorno. Esta função não devolve apenas um contorno, mas uma lista de contornos. Nessa lista encontram-se os contornos externos, mas também se podem encontrar contornos internos, na zona dos pulmões e da traqueia, onde também há ar dentro dos pulmões. Há uma enorme variedade de formas como os contornos se podem combinar, as quais são difíceis de prever. Encontram-se na figura 4.4 alguns exemplos de contornos, onde estão representados contornos com cores diferentes, e, cada contorno é um dos que são devolvidos pela função do Python.

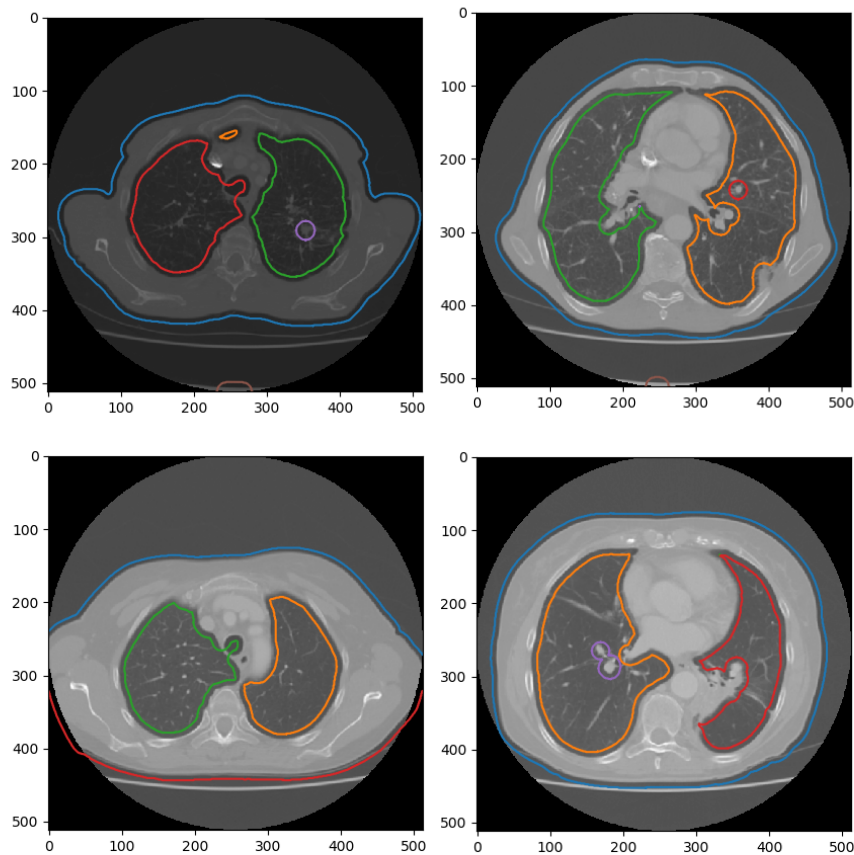


Figura 4.4: Contornos calculados pela função find contours.

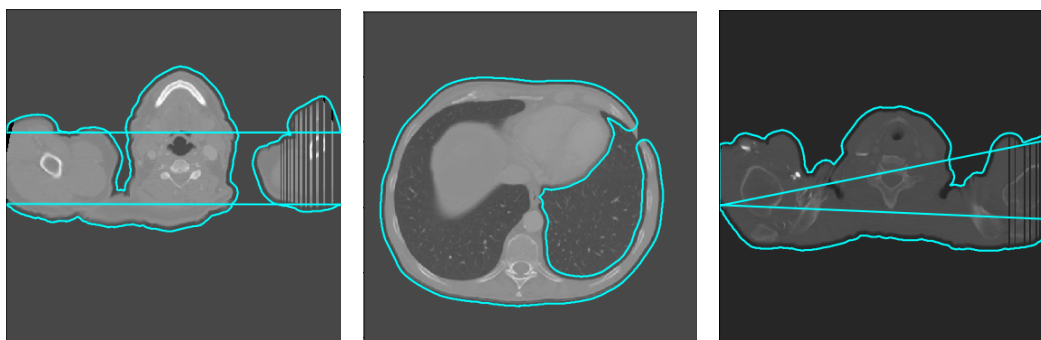
É necessário analisar a lista cuidadosamente para escolher programaticamente quais são os contornos externos do paciente. O objetivo é sempre descobrir um contorno externo ao paciente, que dá a volta a todo o corpo.

O caso mais simples é quando a função devolve apenas um contorno. Este é o caso prevalente na zona do abdómen e da pélvis, onde o exterior do corpo tem uma forma mais ou menos regular (ovalada), e não há estruturas complexas com ar dentro do corpo. Então o único contorno devolvido tem que ser o contorno do corpo.

Os contornos mais complexos geralmente estão no tórax e acima. Muitas vezes os exames apanham uma zona do corpo acima do tórax onde aparecem o pescoço e os braços separadamente. Para manter o programa otimizado para exames de TAP, foi decidido procurar

sempre um e apenas um contorno fechado. Assim, nos casos em que apareça um ou ambos os braços separados do centro do paciente, esses contornos são descartados, e é apenas considerado aquele que inclui o centro do FOV.

Tem-se também o caso em que o corpo do paciente toca nos limites do FOV. No caso que toque dos dois lados é impossível a função devolver um contorno fechado a dar a volta a todo o paciente. Vai ser necessário encontrar o contorno da parte superior, e da parte inferior, separadamente, e é necessário ter atenção na ordem como os contornos são considerados. Se forem encadeados da forma errada poderão aparecer riscos de um lado para o outro, a ligar os vários contornos (Figura 4.5c). Há ainda o caso deste problema se combinar com a separação dos braços (Figura 4.5a).



(a) Imagem com mais do que um objeto. (b) Contorno entra dentro do corpo. (c) Paciente é maior do que o FOV selecionado.

Figura 4.5: Erros encontrados durante o desenvolvimento do programa.

Na Figura 4.6 é possível ver o resultado da resolução de cada um dos problemas apresentado na Figura 4.5.



Figura 4.6: Correção dos erros encontrados durante o desenvolvimento do programa.

Assim sendo, para decidir quais são os contornos válidos, foi criado o seguinte algoritmo:

- Se há apenas um contorno esse é usado.
- Se há mais que um contorno e é detetado que o paciente atinge os limites do FOV em ambos os lados, neste caso são usados os 2 contornos que atinjam o limite em ambas as fronteiras, ou seja, os 2 contornos que vão de um lado ao outro e tocam na fronteira esquerda e na direita.
- Se há mais que um contorno e não são atingidas as fronteiras, assume-se que o contorno externo vai ser fechado. Procura-se então pelos contornos que contenham no seu interior o ponto central da imagem. No caso de serem encontrados mais que um (devido a existência de contornos internos), considera-se o que for mais abrangente. Ou seja, o que tiver um x mínimo menor, um x máximo maior, um y mínimo menor, e um y máximo maior.

No final, o resultado deste método é uma lista com as coordenadas dos pontos do contorno.

• **findPatientMask** - Esta função tem como objetivo calcular três itens:

- A máscara do paciente que é similar à criada versão anterior do programa. A máscara vai ser usada para o cálculo da área compreendida pelo corpo do paciente.
- Uma imagem com o paciente isolado, em HU. Isto é uma matriz onde o valor dos pixels fora do corpo é -1000, e, o valor dos pixels dentro do corpo é deixado igual à imagem

original. Esta imagem vai ser mostrada ao utilizador com o contorno desenhado por cima, quando o programa acabar de correr.

- Uma lista com o valor dos pixels no interior do paciente que vai ser usada para calcular a média e o desvio padrão.

O algoritmo para calcular os três itens acima descritos começa por inicializá-los: a máscara é inicializada como uma matriz com todos os valores a 0; a imagem do paciente isolado como uma matriz onde todos os valores são -1000; e, a lista é criada vazia.

De seguida, para preencher essas matrizes com valores relevantes são percorridos os pixels da imagem original que pertencem ao corpo do paciente. Para isso, em cada coluna da imagem original procura-se na lista dos pontos do contorno por pontos com essa coordenada em x. Se forem encontrados 2 pontos significa que os pixels compreendidos entre eles pertencem ao corpo do paciente. Então percorrem-se esses pontos e para cada um deles:

- na imagem da máscara: o pixel com as mesmas coordenadas é substituído por 1;
 - na imagem do paciente isolado: o valor do pixel com essas coordenadas é substituído pelo valor do pixel da imagem original;
 - na lista dos valores dentro do corpo: é adicionado o valor do pixel.
- **calculateMeanPatientValues** - Esta função usa a lista criada no método anterior e usa as funcionalidades da biblioteca NumPy [18] para calcular o valor médio (usando a função `mean`) e o desvio padrão (usando a função `std`).
 - **calculatePatientArea** - É utilizado um método de Monte Carlo para cálculo da área do paciente. Este consiste em gerar milhares de pontos aleatoriamente, e contar quantos deles caem dentro da área pretendida (N_d). Sabendo o número de pontos total (N_t), e a área total (A_t) é possível calcular a área pretendida, usando a expressão:

$$A = \frac{N_d}{A_t \cdot N_t} \quad (4.1)$$

Para gerar pontos aleatórios foi usada a função `randint` da biblioteca NumPy [18]. Para decidir se cada ponto se encontra dentro ou fora do corpo do paciente, é usado o valor do

pixel nas mesmas coordenadas, na máscara. Se o seu valor for 1 está dentro do paciente, se for 0 está fora.

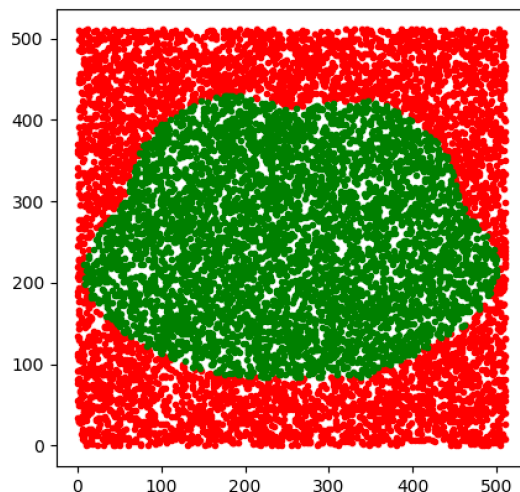


Figura 4.7: Método de Monte Carlo utilizado para o cálculo da área do paciente. Podem ser vistos em cores diferentes os pontos que calharam dentro e os que calharam fora do paciente.

- **calculatePatientEffectiveDiameter** - É encontrada a posição dos pontos do contorno no ponto central da imagem. Para isto todos os pontos do contorno são percorridos usando um algoritmo de passo variável, até serem encontrados os pixels com os valores desejados de x e de y . Isto é feito em duas fases. Sabendo as coordenadas do ponto central da imagem, é usado o algoritmo de passo variável para encontrar todos os pontos do contorno com o mesmo x que o ponto central. De seguida é usado novamente para encontrar todos os pontos do contorno com o mesmo y do ponto central. Em cada uma destas duas fases são encontrados dois pontos, originando os quatro pontos que podem ser vistos na Figura 4.8.

O algoritmo tem um passo variável pois não são percorridos todos os pontos do contorno para encontrar os pontos pretendidos. Em vez disso usa-se um passo que é tão maior quanto a distância entre a coordenada do ponto corrente, com a coordenada do ponto pretendido.

Como é conhecido o tamanho físico do FOV, e o número de pixels da imagem (são parâmetros do DICOM), é fácil converter uma medida em número de pixels, para uma medida física. Assim, a posição do pixel é convertida para uma medida física que são usados para calcular

os valores de AP e do LAT.

Por fim, são calculados o diâmetro efetivo (equação 3.5) e o diâmetro equivalente em água (equação 3.11).

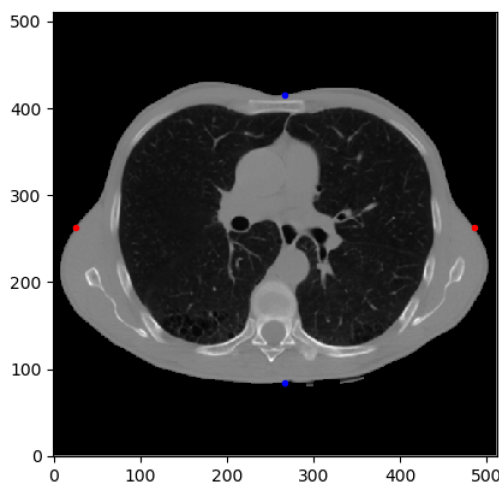


Figura 4.8: Pontos utilizados para o cálculo das dimensões do paciente (AP e LAT).

- **calculatePerimeter** - São percorridos todos os pontos do contorno, e, é calculada a distância entre cada ponto, e o ponto que o segue. Essas distancias são somadas para obter o perímetro do doente, o qual é usado para ter uma segunda forma de calcular o diâmetro efetivo.

Utilizar o programa

Ao correr o programa a primeira coisa que aparece é uma caixa que nos permite escolher o exame que queremos analisar. No menu “File” é possível escolher se é pretendido analisar apenas uma imagem, ou um stack de imagens. Ao escolher uma das opções é necessário especificar qual é a pasta onde se encontram os ficheiros DICOM para processar.

Depois de todas as imagens serem analisadas é apresentado um stack com todas as imagens ordenadas, com o paciente isolado, onde é possível visualizar o contorno. Uma imagem é apresentada de cada vez, e ao fazer scroll na imagem é possível percorrer todo o stack. Na Figura 4.9 é

possível ver algumas imagens de um stack que foi processado utilizando o programa.

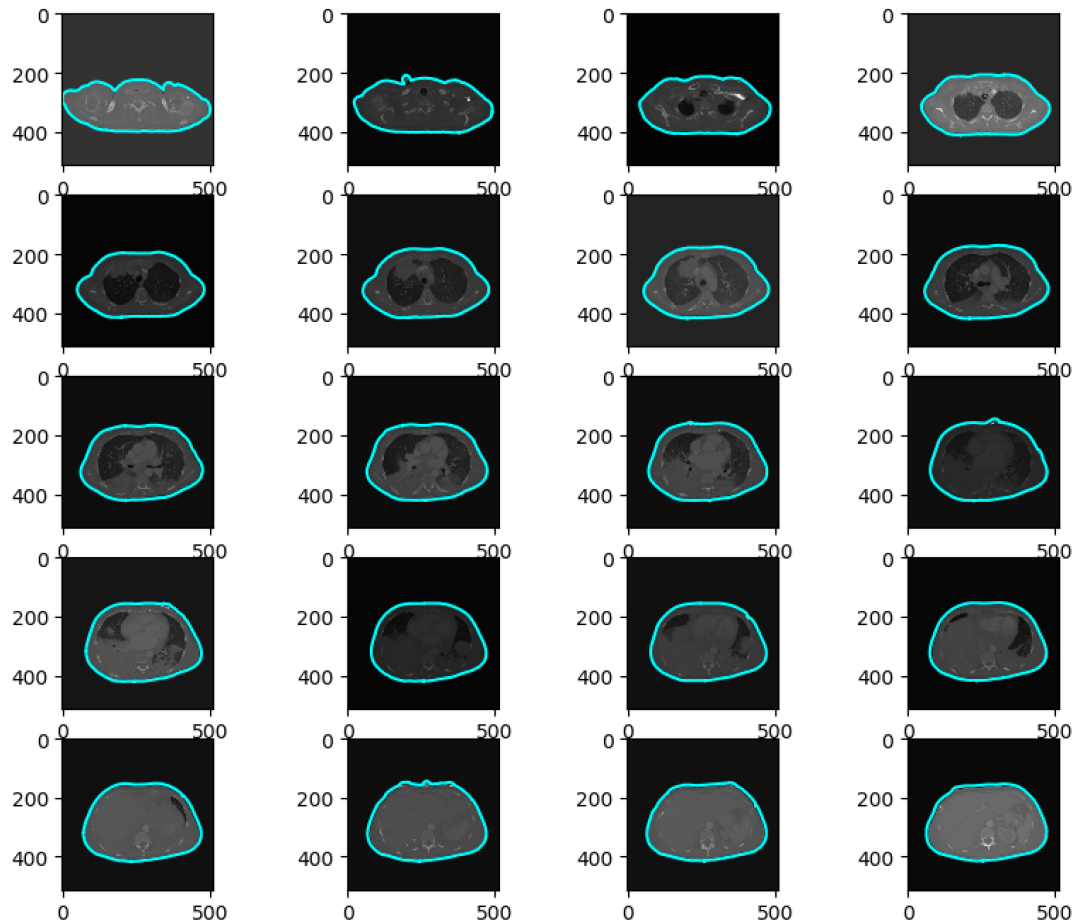


Figura 4.9: Algumas imagens de um stack processado com o programa. É possível ver o contorno em cada imagem.

Para cada stack analisado é também criado um excel com todos os valores calculados, de modo a facilitar a sua análise.

Pontos a melhorar

Como já foi referido, pode ser um equilíbrio delicado estabelecer o parâmetro de erosão para assegurar que a cama é eliminada, mas que a parede dos pulmões não seja eliminada também.

Idealmente, o programa deveria ter a capacidade de detetar que a parede do pulmão foi demasiado erodida e adaptar o parâmetro da erosão da melhor forma. Para isto seria necessário correr mais que uma vez a erosão, dilatação e deteção de contorno, o que teria um impacto significativo na performance.

O facto de ignorar os braços quando estes estão separados do resto do corpo origina bastante erro no cálculo do D_w , pois há uma parte do corpo que não será contabilizada. Seria necessário alterar fundamentalmente o funcionamento do programa para que fosse possível lidar com vários contornos.

Ainda que raro, é possível que para certas imagens não seja possível encontrar o contorno para certa imagem. Isto deve-se a alguma circunstância que não é observada pelo algoritmo que escolhe quais contornos deve considerar. Essa é sem dúvida uma das partes mais sensíveis do programa, e por mais abrangente que seja nas situações com que consegue lidar, haverá sempre alguma situação que não foi prevista pelo programador.

Capítulo 5

Análise de resultados

As imagens usadas foram obtidas em scanners de CT, um GE Lightspeed RT 16 e um Toshiba Aquilion, ambos são scanners de multicorte com 16 cortes. Estes dados já existiam de um estudo feito anteriormente no IPO, e foram usados novamente de modo a ser possível uma comparação entre métodos. Foram analisados 69 exames adquiridos no scanner GE, nos quais 25 de tórax e 44 tórax-abdómen-pélvis (TAP), e, 89 exames no Toshiba, nos quais 31 de tórax e 58 TAP.

Como podemos ver nas Tabelas, B.1, C.1, D.1 e E.1 para os exames de tórax de GE a altura varia entre 1,50m e 1,83m e o peso entre 45kg e 105kg, já para os TAP a altura varia entre 1,45m e 1,80m e o peso entre 44kg e 90kg. No caso do Toshiba, nos exames de tórax a altura varia entre 1,47m e 1,80m, e, a altura entre 43kg e 117kg, nos TAP a altura varia entre 1,44m e 1,80m e o peso entre 45kg e 90kg.

De modo a desenvolver o programa novo foi usado inicialmente um conjunto mais pequeno de imagens. Tinha 4 exames completos e 8 exames não completos (com cerca de 6 imagens cada um espaçadas pelo corpo de forma ter ombros abdómen e pélvis). Com os ajustes do programa todos feitos, este foi corrido para o conjunto total de 158 exames e posteriormente os dados recolhidos aqui foram utilizados para análise nas secções seguintes.

5.1 Validação do método

De forma a poder validar os dados que o programa devolve são aceitáveis foi feita uma comparação com dados obtidos no ImageJ. Em alguns cortes previamente seleccionados foi feito o contorno à mão e posteriormente retirados os dados relevantes como, por exemplo, o *mean pixel value*, a área e o diâmetro equivalente em água a fim de ser possível a comparação dos resultados e assim determinar se o programa feito seria ou não valido. Podemos ver a diferença de um contorno obtido automaticamente e de um contorno feito à mão na Figura 5.1.

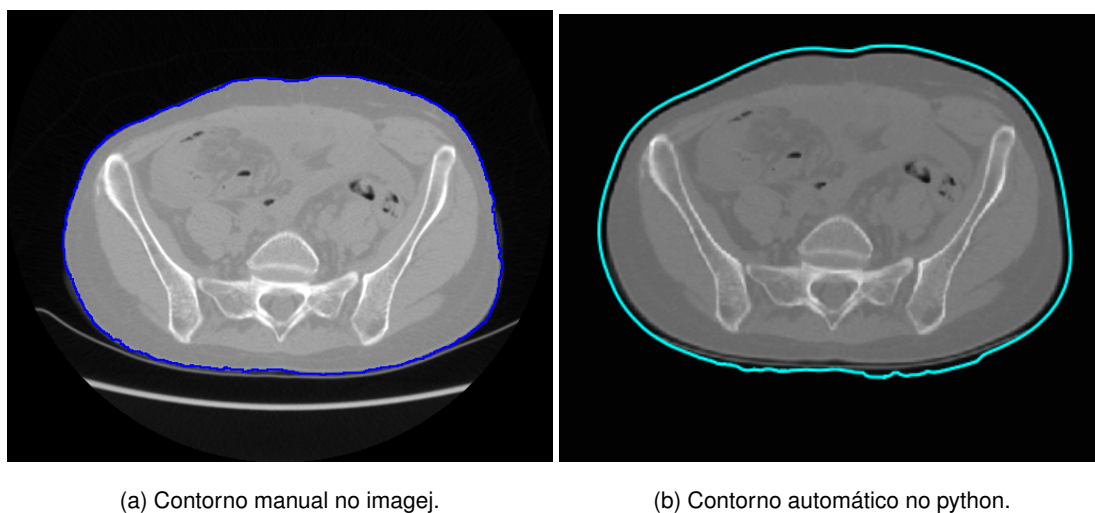


Figura 5.1: Comparação de contornos.

Para que a diferença entre o contorno manual e o automático seja mais explícita, as Figuras 5.1 foram subtraídas uma à outra com recurso às funcionalidades do ImageJ. Na Figura 5.2 encontra-se o resultado dessa operação, onde é possível ver ambos os contornos, e torna-se evidente o erro sistemático cometido no cálculo do contorno automático, pois este encontra-se sempre por fora do contorno manual.

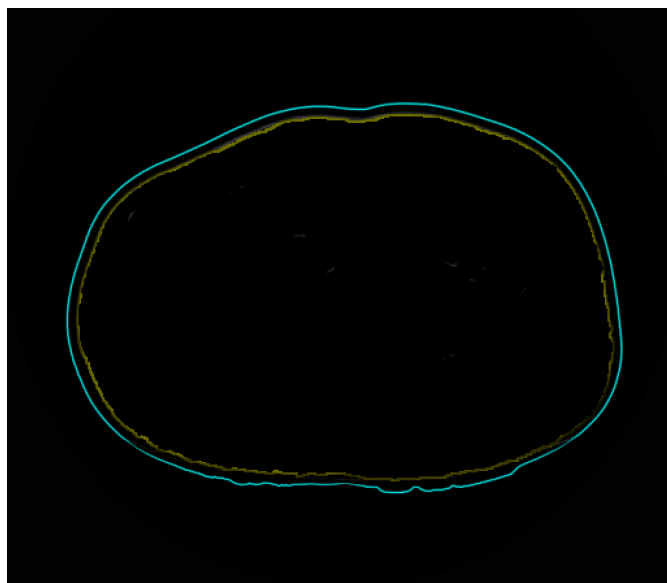


Figura 5.2: Resultado da subtração das imagens com o contorno manual (linha amarela) e automático (linha azul).

Este processo foi realizado para algumas imagens de modo a que seja possível calcular o erro do programa, e, os dados estão apresentados na Tabela 5.1 (Tabela completa em Anexo A.1). Nessa Tabela pode-se verificar que o erro relativo está sempre abaixo dos 1%, o que nos indica que é um bom resultado (coluna Abs. Dif. Relativa). Este erro, é um erro sistemático devido a no contorno automático ter sempre uma margem de alguns pixels entre o contorno e o paciente, como se pode verificar na Figura 5.1b.

Além disso é possível ver na coluna Abs. Dif. Absoluta da Tabela 5.1 a média do módulo da diferença absoluta entre o resultado do ImageJ e o programa Python foi de 0.26 cm, enquanto que a diferença entre o ImageJ e o método do IPO foi de 0.39 cm. Em média, os resultados do novo programa em Python têm um erro menor que o erro do IPO.

		Dados Python	Dados ImageJ	Dados IPO	Cálculo do erro			
Exame	Imagem				Dw (erro python em relação ao imagej)		Dw (erro ipo em relação ao imagej)	
		Dw (cm)	Dw (cm)	Dw (cm)	Abs. Dif. Absoluta (cm)	Abs. Dif. Relativa (%)	Abs. Dif. Absoluta (cm)	Abs. Dif. Relativa (%)
TAP GE 44kg160m	EE0DC69A	23,73	23,68	23,29	0,05	0,00	0,39	0,02
	EE1A0AEC	23,27	23,24	22,82	0,03	0,00	0,41	0,02
	EE4AE4B3	24,65	24,71	24,05	0,06	0,00	0,66	0,03
	EE6E0E69	19,04	18,74	18,18	0,30	0,02	0,56	0,03
	EE08A1DA	24,42	24,18	23,76	0,24	0,01	0,43	0,02
TAP GE 65kg167m	EE1AB6F6	28,80	28,73	29,03	0,07	0,00	0,29	0,01
	EE1C2277	28,09	27,55	27,84	0,54	0,02	0,29	0,01
	EE2A0B07	28,11	27,89	28,11	0,22	0,01	0,22	0,01
	EE2BBDED	26,74	26,47	27,18	0,27	0,01	0,72	0,03
	EE2C7464	28,84	28,75	28,93	0,09	0,00	0,18	0,01
TAP GE 87kg156m	EE0B361E	30,60	29,90	30,81	0,71	0,02	0,92	0,03
	EE0E1E84	31,34	31,06	31,29	0,28	0,01	0,22	0,01
	EE0EBFE7	34,43	34,17	34,32	0,26	0,01	0,15	0,00
	EE1A8BB8	33,21	32,87	33,03	0,34	0,01	0,16	0,00
	EE1CD175	32,77	32,32	32,49	0,45	0,01	0,17	0,01
				Media	0,26	0,01	0,39	0,01
				STD	0,19	0,01	0,23	0,01

Tabela 5.1: Cálculo do erro do novo método

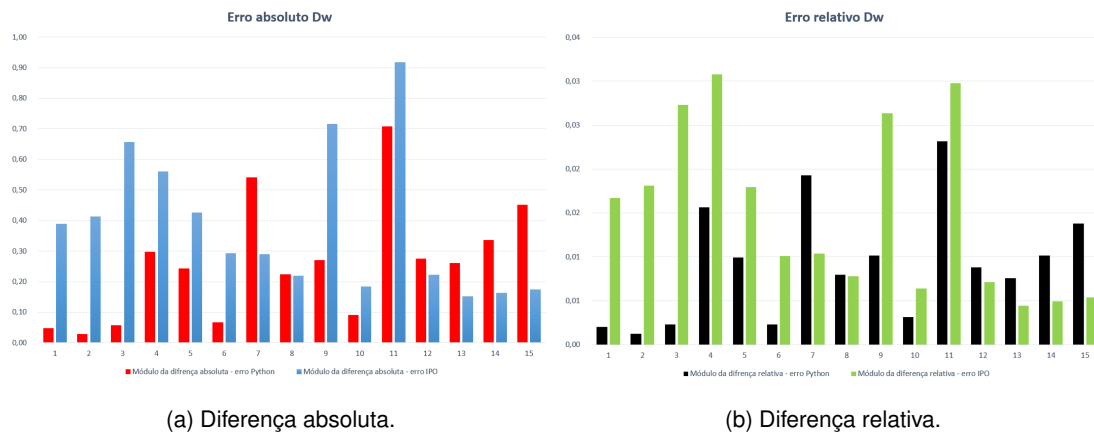


Figura 5.3: Gráfico do módulo dos erros das diferenças obtidas.

Na Figura 5.3 encontra-se representado um gráfico de barras que comprara as diferenças entre o programa em Python e o método do IPO. É possível verificar que o erro do Python é predominantemente mais pequeno, com apenas algumas exceções.

Concluindo, o método do IPO considera a área da ROI e aplica sempre a mesma correção para eliminar a cama, enquanto que o novo programa adapta o contorno à forma do paciente, e a cama é sempre removida na totalidade. Em relação às diferenças que o novo programa tem em relação ao contorno manual, estas devem-se ao facto do contorno que é encontrado deixar sempre uma pequena margem entre o paciente e o contorno. No entanto, esta margem que é adicionada não acrescenta erro no cálculo do Dw. [19]

5.2 Resultados obtidos por comparação com o método utilizado anteriormente no IPO

De modo a fazer uma comparação entre os dois métodos (o usado anteriormente pelo IPO e o que foi feito agora) procedemos à alteração da folha de excel obtida pelo Python onde se acrescentaram os valores dos dados obtidos pelo IPO em que podemos comparar os valores da posição da cama, do *tube current*, o mean pixel value, a área que foi contabilizada e por fim o diâmetro equivalente em água. A posição da cama e a corrente são exatamente iguais nos dois métodos pois são ob-

tidas através do DICOM. A área e o MPV não podem ser comprados porque no método do IPO é considerado todo o FOV.

Para uma primeira análise, mais visual, foram feitos gráficos de *Tube current* em função da posição da cama e também do *Dw* em função da posição da cama para os dois métodos. Como podemos ver pela análise mais pormenorizada dos gráficos na Figura 5.4 os dados obtidos pelo programa automático são bastante consistentes com os obtidos anteriormente no IPO.

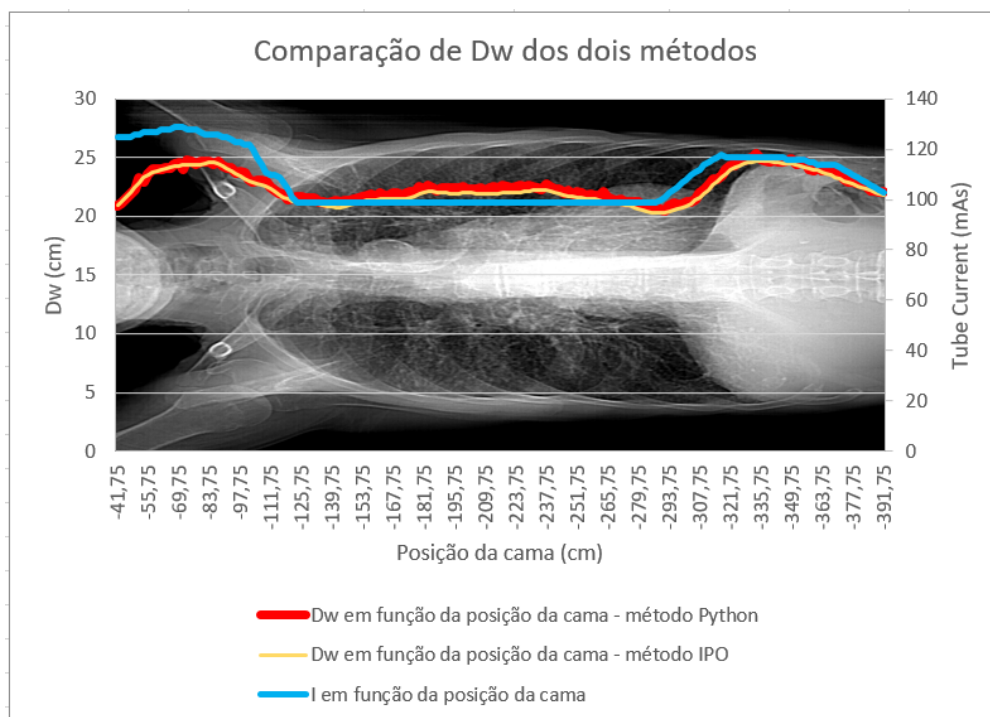


Figura 5.4: Gráfico de dados obtidos para um paciente de 45kg e 1,63m com comparação do Dw calculado pelos dois métodos.

Como podemos ver, foi também incluída uma imagem topográfica na área do gráfico de modo a ser possível analisar o comportamento tanto do Dw como da corrente em função da zona do corpo. Podemos concluir que em zonas com mais ar, onde o nível de HU's é em geral menor, tanto um valor como outro baixa. O que significa que nestas zonas existe menos atenuação.

A corrente em função da posição da cama é igual para os dois métodos pois são dados retirados

do cabeçalho DICOM e por isso mesmo têm de ser iguais. Em relação, ao Dw em função da cama, conseguimos ver que os valores têm o mesmo comportamento mas os do método do IPO são ligeiramente inferiores e os do novo método tem mais flutuações devido ao contorno ser ajustado em cada imagem.

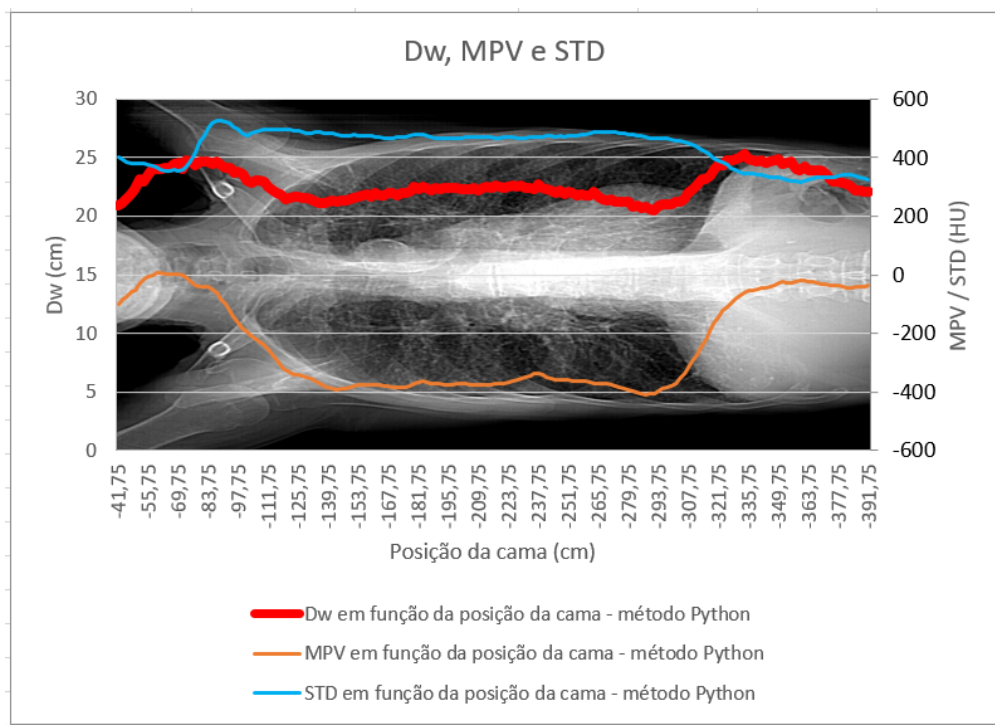


Figura 5.5: Comparação do Dw com o MPV e o STD.

O novo programa além do MPV calcula também o STD (*standard deviation*) e foi representado no gráfico da Figura 5.5 juntamente com o Dw e o MPV. Como já tínhamos verificado anteriormente o Dw em zonas com mais ar toma valores inferiores, e como podemos ver o MPV tem exatamente o mesmo comportamento, que seria o esperado pois em zonas com muito ar existirão muitos pixels com valores de -1000 HU e por esse motivo a media será mais baixa. Em relação ao STD, este tem um comportamento completamente contrário ao do Dw e do MPV que também é o esperado, pois novamente em zonas de ar iremos ter uma variação de densidade maior o que nos deixa com um intervalo de valores mais elevado que faz com que o STD seja também mais elevado. Já em zonas que sejam constituídas maioritariamente por tecido irão existir menos variações de densidade o que

faz com que o STD seja mais pequeno.

Posteriormente foi feita uma análise mais aprofundada onde são calculados os erros absolutos e relativos em todos os exames.

O erro absoluto foi calculado pela diferença entre o método do IPO e o novo método, enquanto que, o erro relativo é a diferença absoluta dividida pelo valor do novo método, podemos ver todos estes dados nas Tabelas B.1, C.1, D.1 e E.1 , e a representação dos seus gráficos nas Figuras 5.6, 5.7, 5.8, 5.9, 5.10 5.11, 5.12 e 5.13.

Exames de tórax GE



Figura 5.6: Gráfico de erro absoluto para exames de tórax em sistemas GE.

O erro absoluto encontra-se maioritariamente entre -1 e 1 na medição do Dw que se encontra na ordem dos 20. Sendo assim o erro relativo é $\leq 10\%$.

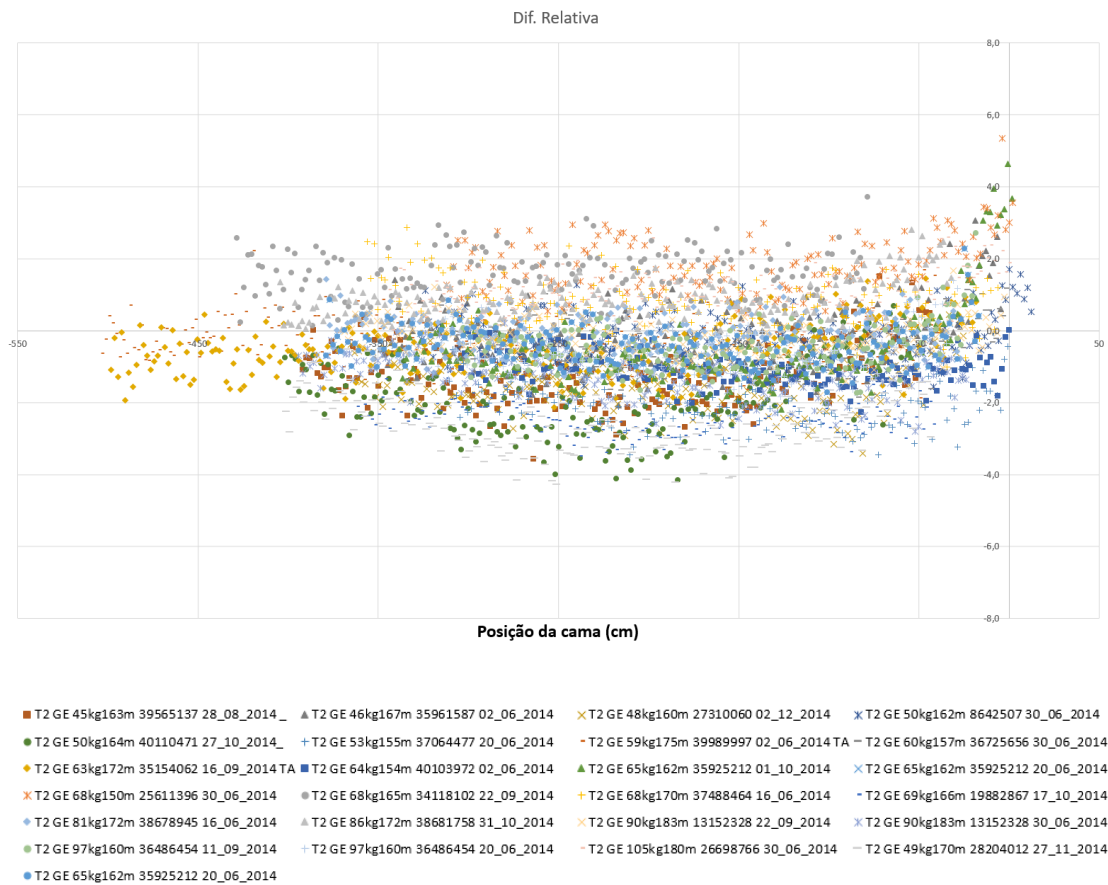


Figura 5.7: Gráfico de erro relativo para exames de tórax em sistemas GE.

O erro relativo encontra-se entre -4% e 4% .

Exames de tórax Toshiba

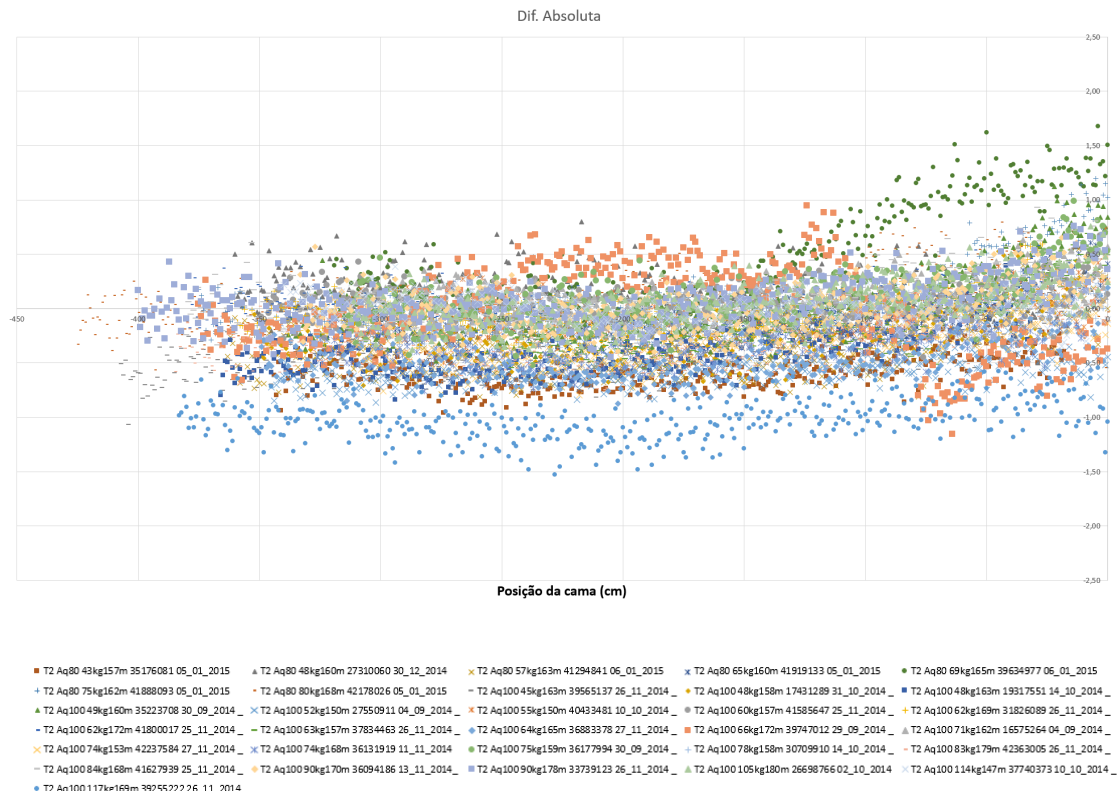


Figura 5.8: Gráfico de erro absoluto para exames de tórax em sistemas Toshiba.

No caso dos exames de tórax da Toshiba, o erro absoluto encontra-se entre -1.5 e 1.5 , a exceção de alguns pontos. Isto é um resultado ligeiramente pior que no caso dos exames no scanner GE, no entanto continua a ser menor que 10% em comparação com o valor de D_w . Apesar de pior, continua a não ser um mau resultado.

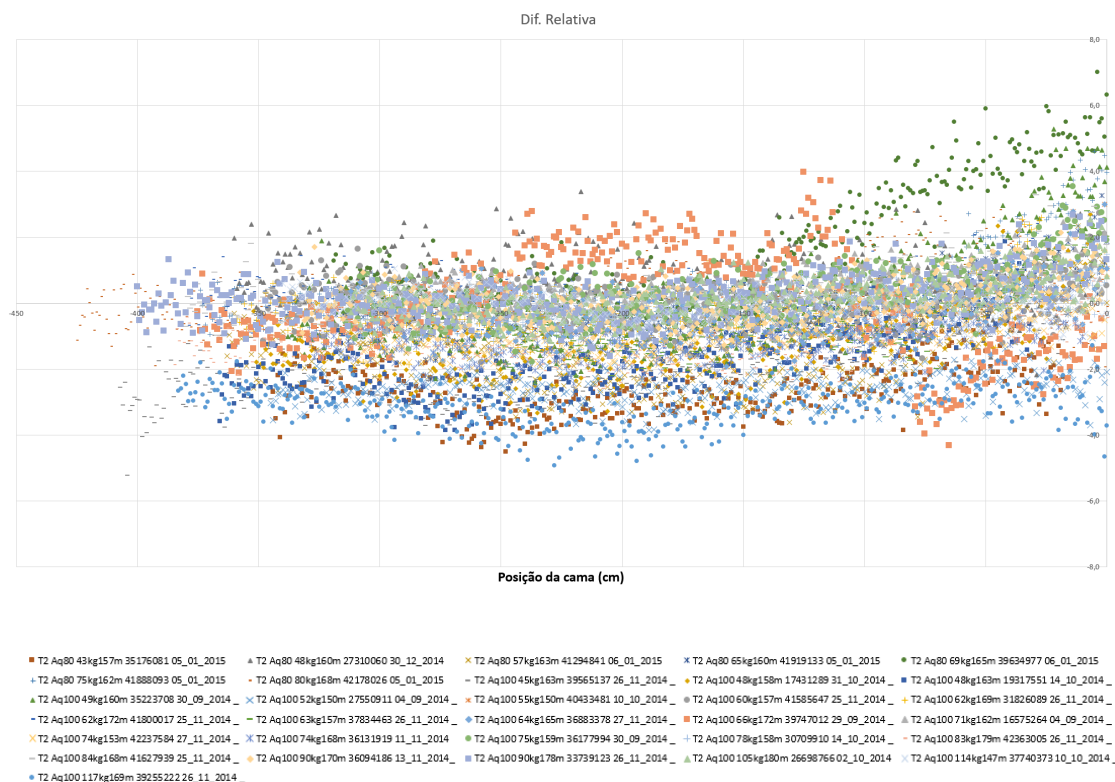


Figura 5.9: Gráfico de erro relativo para exames de tórax em sistemas Toshiba.

Tal como o erro absoluto, o erro relativo também é superior ao caso do GE, encontrando-se entre os -6% e 6% . Em ambos os gráficos dos erros dos exames de tórax Toshiba é possível ver uma série notavelmente com mais erro nas slices iniciais que as restantes.

Nas imagens desse exame é possível verificar que o paciente tinha apenas um dos braços levantados, enquanto que o outro aparece em muitas junto ao tórax. Esta poderá ser a fonte do erro.

Exames de tórax-abdómen-pélvis GE

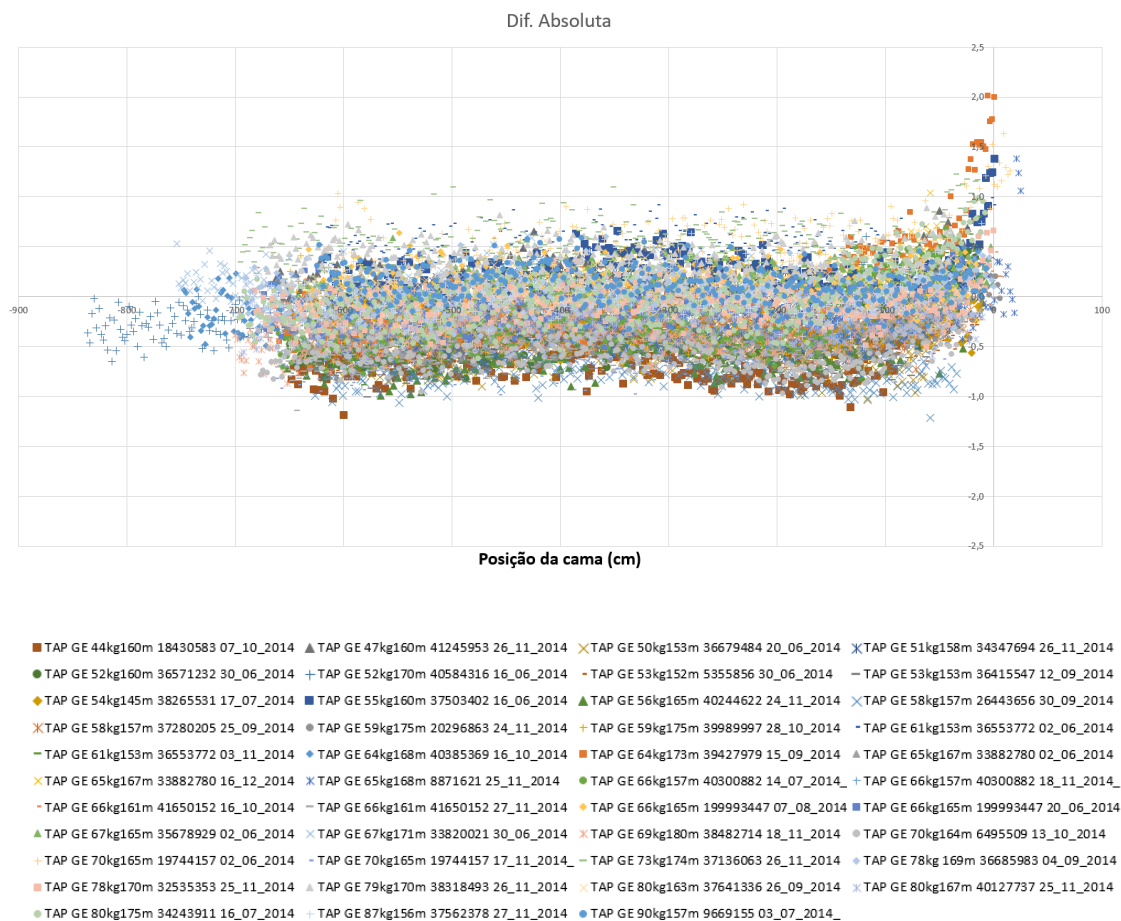


Figura 5.10: Gráfico de erro absoluto para exames de TAP em sistemas GE.

Tal como no caso dos exames de tórax a maior parte dos pontos tem um erro absoluto entre -1 e 1 . Existe a notável exceção dos pontos das slices do início, onde há um pico no erro. Isto deve-se ao facto de muitas vezes os braços aparecerem nas slices iniciais e da possibilidade de ser ignorada um ou ambos os braços que estejam separados do resto do corpo na imagem. Isto dá origem a um maior erro nas imagens afetadas.

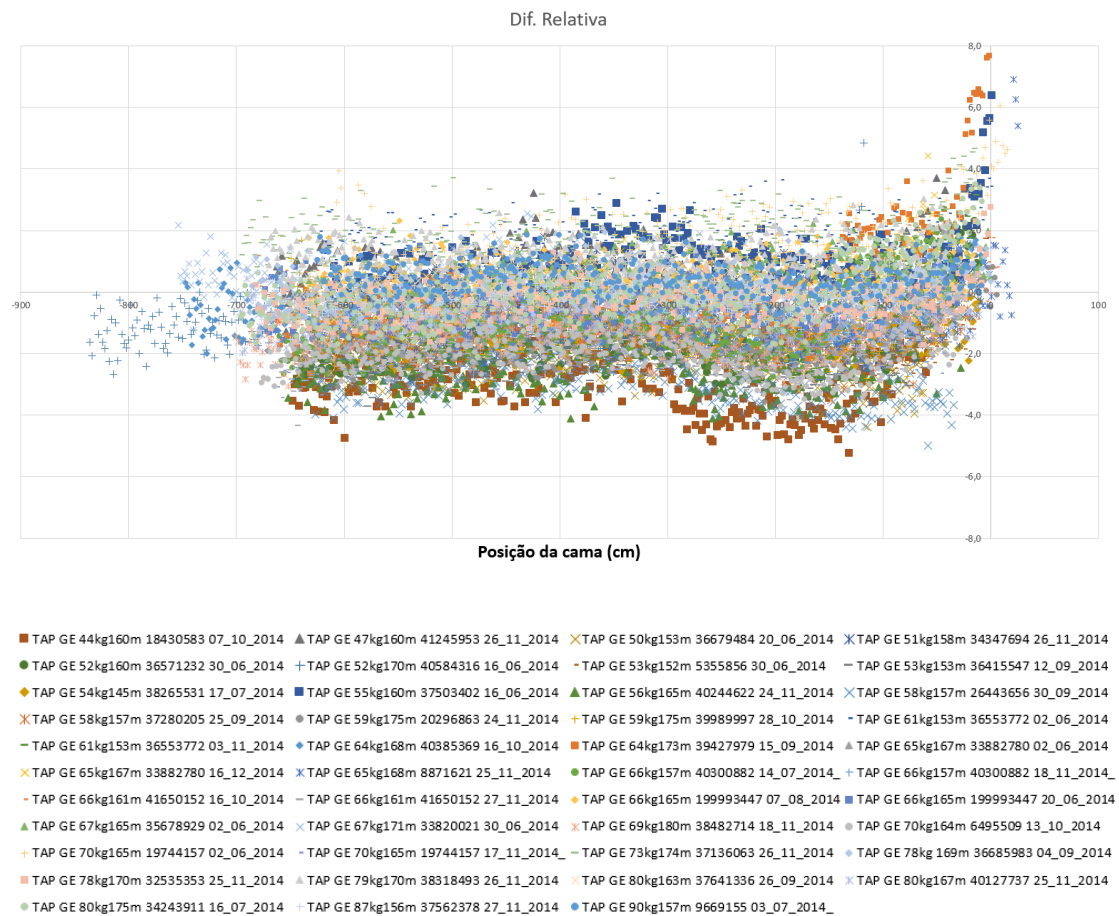


Figura 5.11: Gráfico de erro relativo para exames de TAP em sistemas GE.

Novamente vê-se o pico nas primeiras slices, no entanto a maioria dos pontos continuam entre -4% e 4% .

Exames de tórax-abdômen-pélvis Toshiba

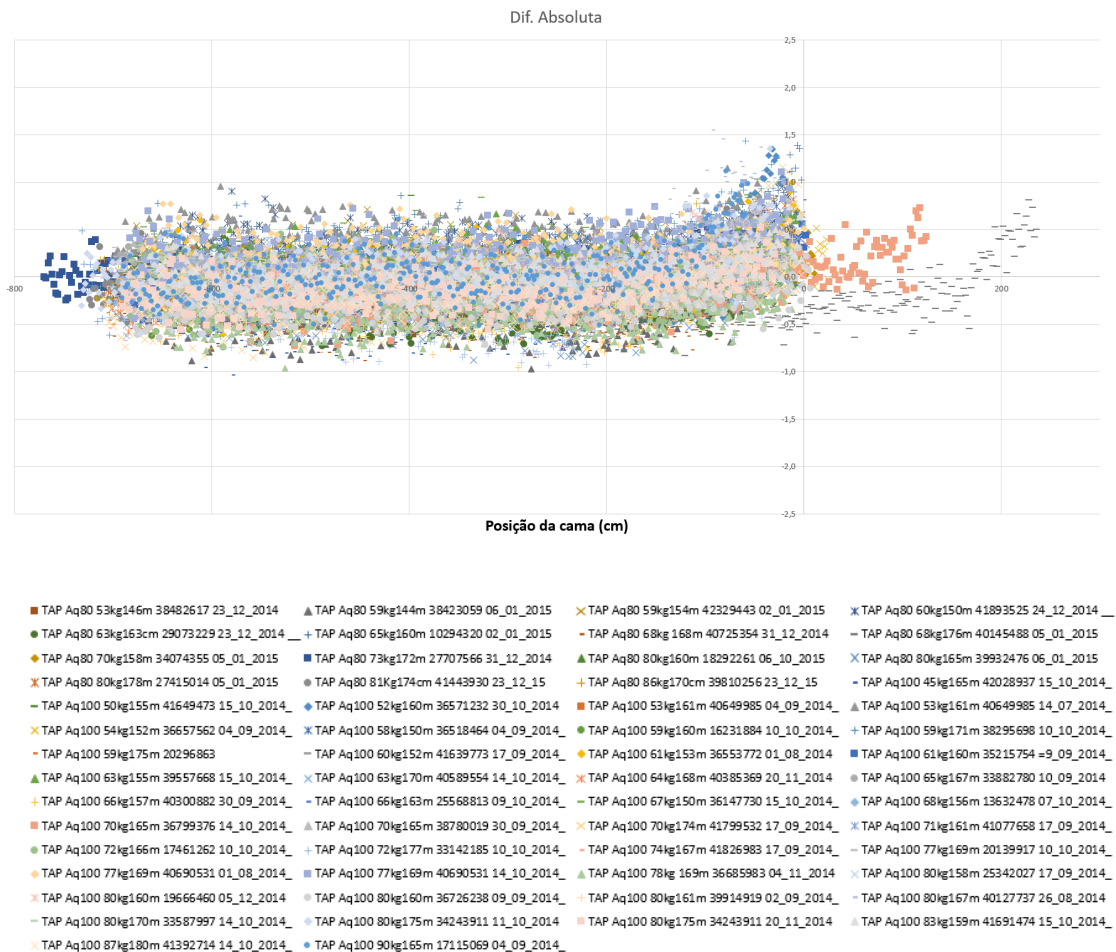


Figura 5.12: Gráfico de erro absoluto para exames de TAP em sistemas Toshiba.

Os valores de erro absoluto encontram-se entre -1 e 1 , continuando com a notável exceção das primeiras slices. Além disso é possível ver algumas séries em que as primeiras slices estão na parte positiva do eixo. Isto deve-se simplesmente à cama começar o exame na posição acima do usual.

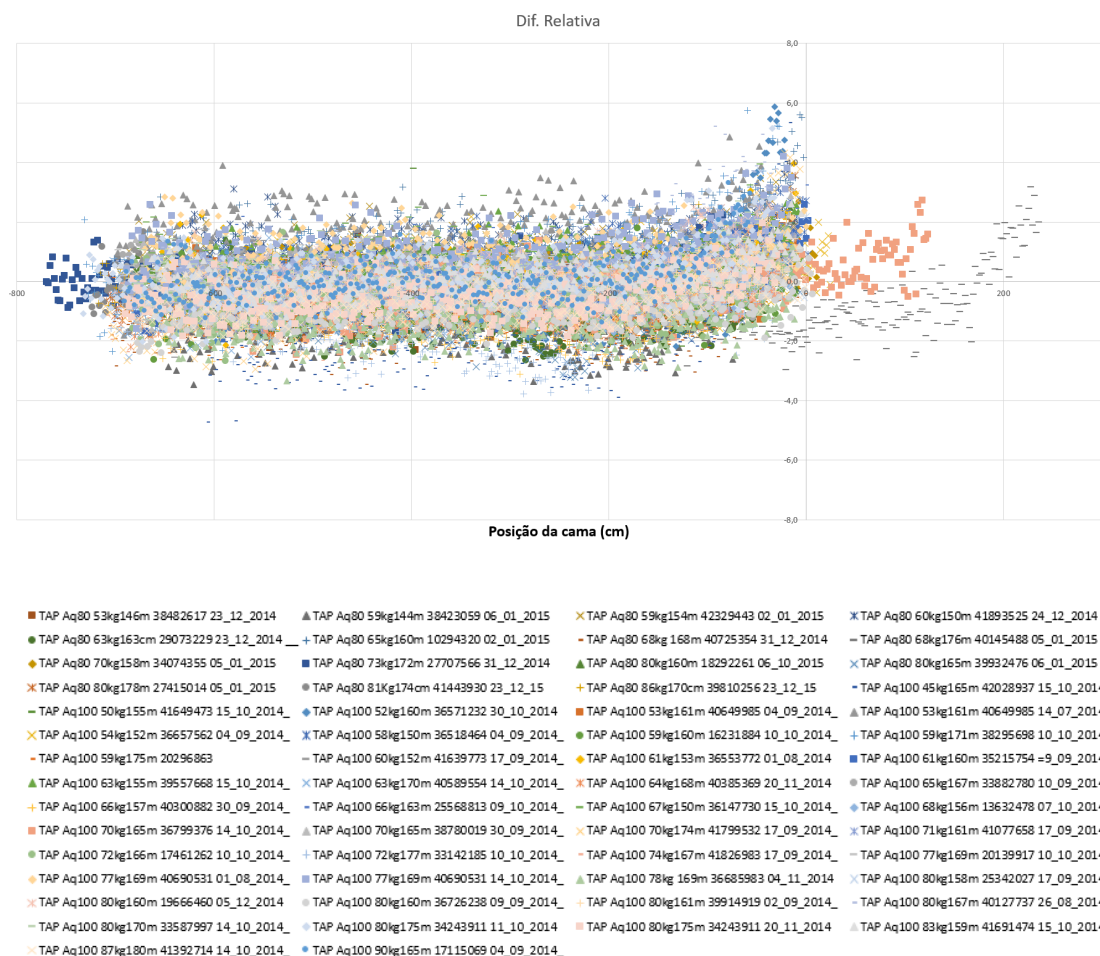


Figura 5.13: Gráfico de erro relativo para exames de TAP em sistemas Toshiba.

Novamente os valores encontram-se entre -4% e 4% , com a exceção das primeiras slices devido ao aparecimento dos braços.

Outros estudos

Também se tentou perceber se os erros calculados teriam alguma relação com o scanner que estava a ser utilizada, e, para isso foi construído o gráfico da Figura 5.14. O gráfico foi construído com um código de cores para que sejam identificadas as diferentes categorias de exames de forma mais

intuitiva. Os exames de tórax GE são representados a azul, de tórax Toshiba a laranja, os TAP GE a verde e por fim os TAP Toshiba a amarelo.

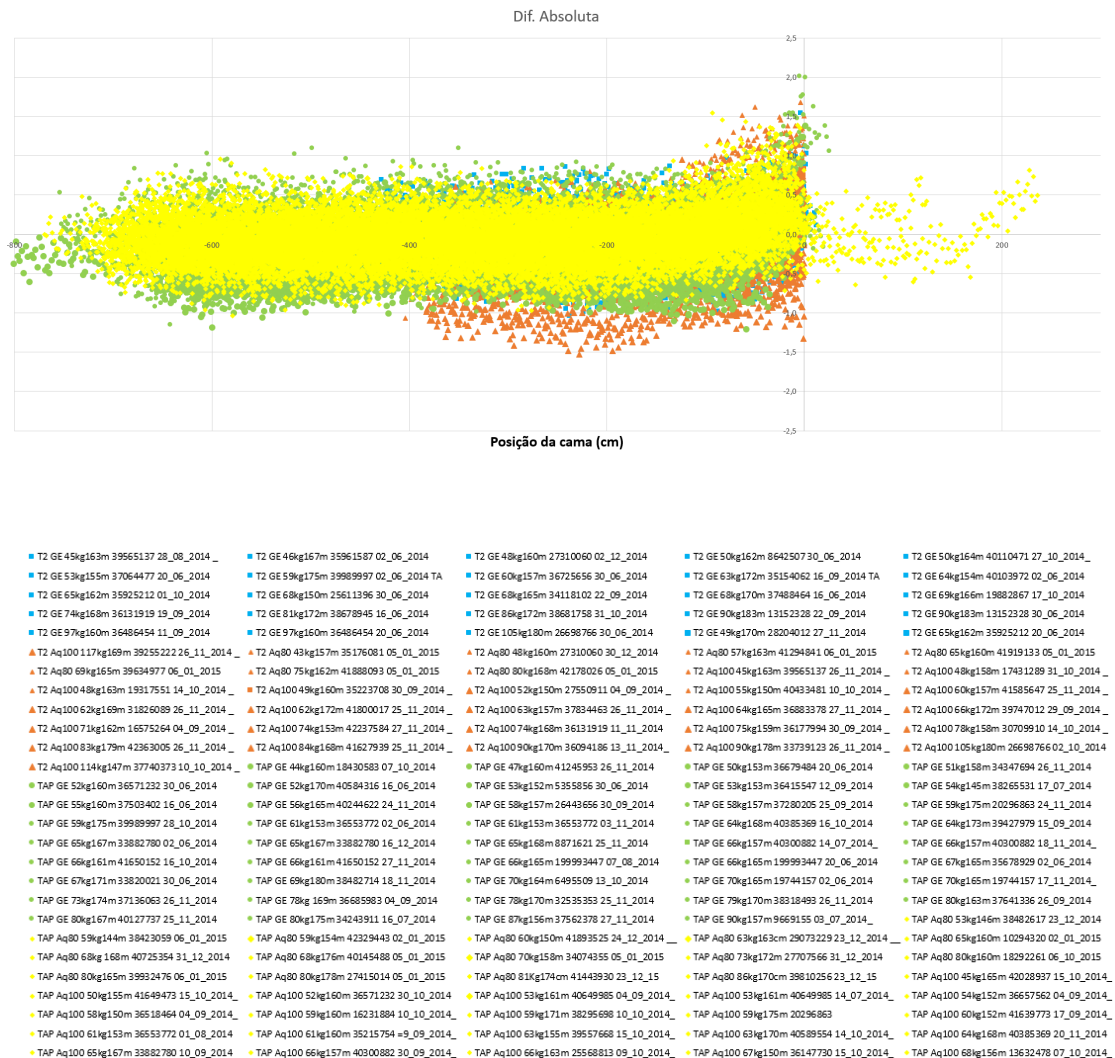


Figura 5.14: Gráfico de erro Absoluto para todos os exames estudados.

Neste gráfico foi verificado que não existe uma relação direta do erro com o fabricante. Outro estudo que foi feito, foi se existia uma relação entre o erro e o “tamanho” do paciente, recorrendo ao cálculo do índice de massa corporal (IMC), como podemos ver nas Tabelas B.1, C.1, D.1 e E.1, o IMC foi calculado e foram atribuídas cores diferentes consoante o resultado, segundo o código de cores da Figura 5.15. O gráfico está representado na Figura 5.16.

<16	magreza grave
16 a <17	magreza moderada
17 a 18,5	magreza leve
18,5 a <25	saudável
25 a <30	sobrepeso
30 a <35	obesidade grau I
35 a <40	obesidade grau II
>40	obesidade grau III

Figura 5.15: Correspondência de cores no cálculo do IMC.

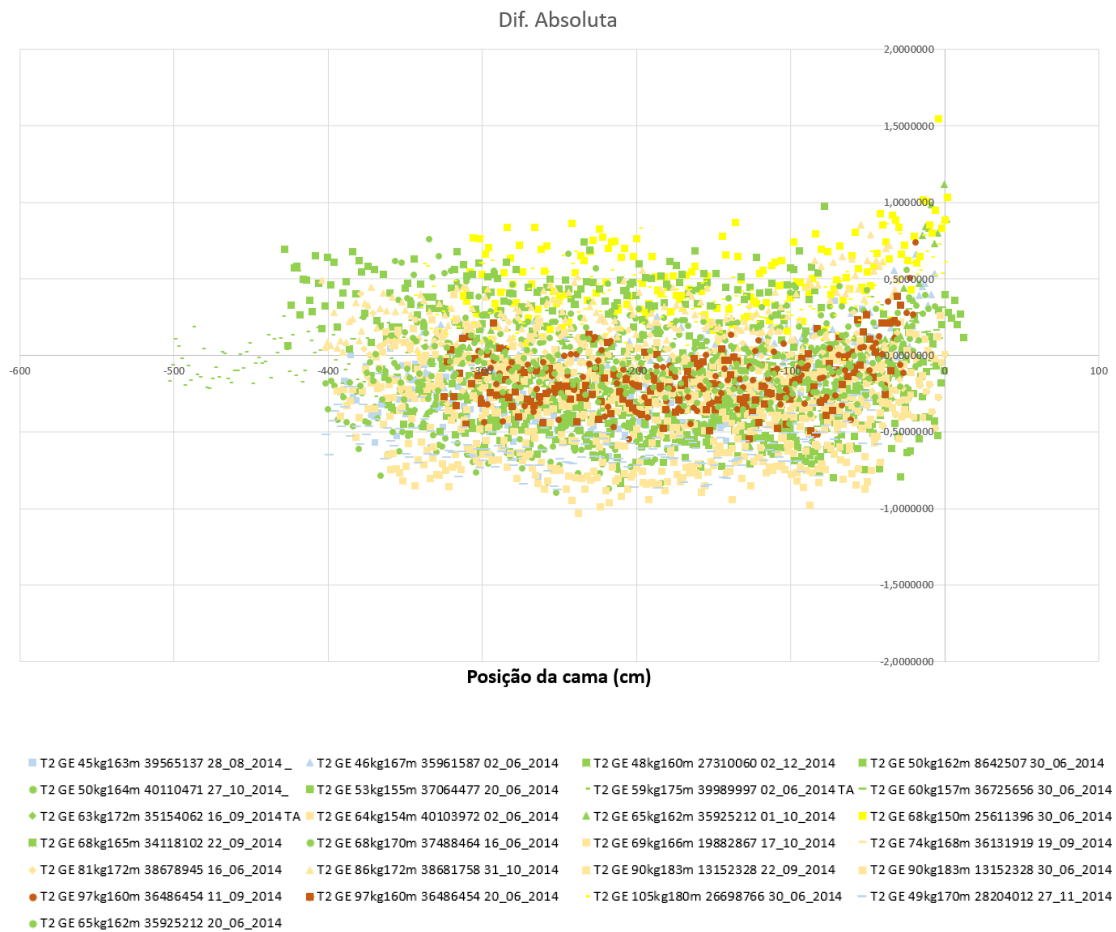


Figura 5.16: Gráfico de erro absoluto para exames de tórax em sistemas GE em função do IMC.

Como é possível ver pela análise do gráfico novamente não é encontrada nenhuma relação entre o IMC e o erro obtido pelos programas.

Capítulo 6

Trabalho futuro

Otimização do código - O código que foi utilizado poderia ser melhorado e otimizado de forma a que este fosse mais rápido e eficiente. Por exemplo os pontos do contorno são várias vezes percorridos em zonas diferentes, para encontrar o x mínimo e máximo, para encontrar o y mínimo e máximo e também quando é calculado o perímetro do paciente. Se percorrêssemos o contorno apenas uma vez para realizarmos todas estas tarefas, o tempo de execução seria menor.

Contorno automático - O contorno automático não é perfeito em todas as imagens, como vimos em imagens em que apareça mais do que um “objeto” o programa não consegue fazer mais do que um contorno tenta sempre juntar os objetos. A resolução implementada foi para que o contorno selecionado fosse o que contivesse o ponto central do paciente, no entanto, se fosse possível encontrar os contornos dos objetos todos presentes na imagem o cálculo do Dw seria mais correto. Algo mais que tem que ser melhorado em relação ao contorno automático é tentar diminuir o espaço entre o contorno e o corpo, tentando assim diminuir o erro sistemático causado por essa diferença.

Diminuição do número de slices analisadas - Neste programa são analisadas todas as slices do exame, no entanto como foi descrito no estudo do Anam [20] podemos diminuir o número de slices analisadas sem ter grande impacto no erro do cálculo do Dw médio. No caso descrito apenas com 9 slices tiveram um erro de menos de 1%. Um exame pode ter cerca de 600 slices se em vez de analisarmos todas as slices fizéssemos uma análise por exemplo, de 20 em 20 slices iríamos

diminuir o tempo de execução do programa de forma considerável.

CTDI/SSDE - O método criado calcula apenas o Dw e faz também uma medida das dimensões do paciente. Com estas medidas poderia ser calculado também o SSDE e ser retirado do DICOM o CTDI e fazer assim uma comparação entre os 3 métodos de cálculo de dose dada ao paciente.

Perímetro do paciente - A última função implementada no programa foi o cálculo do perímetro do paciente. Esta medida poderia ser usada de forma a calcular o SSDE em vez de serem usadas as medidas de LAT e AP.

Interface - Criar uma interface visual, que permita ao utilizador escolher parâmetros, como o da erosão e dilatação, entre outros. Vai um pouco contra a natureza de automatização de todos os aspetos, que era um dos principais objetivos deste trabalho, no entanto, esses parâmetros poderiam ser usados para colmatar alguma falha no processo automático, e, assim, nunca deixar o utilizador sem a habilidade de processar algum exame por falha do algoritmo.

Capítulo 7

Conclusões

O método criado para o cálculo do D_w está a devolver os resultados esperados e com erros muito baixos, sendo que se encontram abaixo de 1%. Este método permite descobrir o valor de D_w com um erro menor que o método anteriormente usado pelo IPO, e assim, é considerado um método válido para o cálculo do D_w .

O método tem ainda assim algumas falhas, especialmente na situação em que a forma do corpo é irregular por conter, por exemplo, os braços. O método foi preparado para processar exames de TAP, e, nessa zona, os problemas são pontuais, e não são tão graves.

Inicialmente foi necessário um processo de aprendizagem, tanto em termos da língua de programação como em termos da API das bibliotecas usadas. Apesar deste desafio, o resultado é um programa estável, que processa stacks de imagens com rapidez (cerca de 200 imagens em menos de 3 minutos), e devolve um valor de D_w com uma incerteza abaixo de 1%.

Apêndice A

Validação do método

		Dados Python			Dados ImageJ			Dados IPO
		MPV (HU)	AREA (cm ²)	Dw (cm)	MPV (HU)	AREA (cm ²)	Dw (cm)	Dw (cm)
Exame	Imagem							
TAP GE 44kg160m	EE0DC69A	-53,32	467,15	23,73	23,13	430,51	23,68	23,29
	EE1A0AEC	-50,92	447,96	23,27	18,21	416,50	23,24	22,82
	EE4AE4B3	-65,91	511,05	24,65	18,30	470,96	24,71	24,05
	EE6E0E69	-458,48	525,88	19,04	-426,83	481,39	18,74	18,18
	EE08A1DA	-56,02	496,34	24,42	17,86	451,21	24,18	23,76
TAP GE 65kg167m	EE1AB6F6	-83,53	710,81	28,80	-18,46	660,61	28,73	29,03
	EE1C2277	-265,50	843,83	28,09	-216,04	760,37	27,55	27,84
	EE2A0B07	-289,84	874,18	28,11	-248,01	812,46	27,89	28,11
	EE2BBDED	-121,76	639,32	26,74	-21,92	562,49	26,47	27,18
	EE2C7464	-89,22	717,33	28,84	-22,52	664,17	28,75	28,93
TAP GE 87kg156m	EE0B361E	-96,41	814,07	30,60	-23,66	718,95	29,90	30,81
	EE0E1E84	-269,85	1 056,49	31,34	-226,17	979,37	31,06	31,29
	EE0EBFE7	-100,03	1 034,45	34,43	-44,67	959,76	34,17	34,32
	EE1A8BB8	-243,20	1 144,45	33,21	-195,08	1 054,35	32,87	33,03
	EE1CD175	-231,04	1 096,61	32,77	-184,55	1 005,79	32,32	32,49

Calculo de erro													
MPV		AREA		Dw (erro python em relação ao imagej)						Dw (erro ipo em relação ao imagej)			
Dif. Absoluta	Dif. Relativa	Dif. Absoluta	Dif. Relativa	Dif. Absoluta	Abs. Dif. Absoluta	Dif. Relativa	Abs. Dif. Relativa	Dif. Absoluta	Abs. Dif. Absoluta	Dif. Relativa	Abs. Dif. Relativa	Dif. Absoluta	Abs. Dif. Relativa
(cm)	(%)	(cm)	(%)	(cm)	(cm)	(%)	(%)	(cm)	(cm)	(%)	(%)	(cm)	(%)
76,45	-1,43	-36,64	-0,08	-0,05	0,05	0,00	0,00	0,39	0,39	0,02	0,02		
69,13	-1,36	-31,46	-0,07	-0,03	0,03	0,00	0,00	0,41	0,41	0,02	0,02		
84,21	-1,28	-40,09	-0,08	0,06	0,06	0,00	0,00	0,66	0,66	0,03	0,03		
31,65	-0,07	-44,49	-0,08	-0,30	0,30	-0,02	0,02	0,56	0,56	0,03	0,03		
73,88	-1,32	-45,13	-0,09	-0,24	0,24	-0,01	0,01	0,43	0,43	0,02	0,02		
65,07	-0,78	-50,20	-0,07	-0,07	0,07	0,00	0,00	-0,29	0,29	-0,01	0,01		
49,46	-0,19	-83,46	-0,10	-0,54	0,54	-0,02	0,02	-0,29	0,29	-0,01	0,01		
41,83	-0,14	-61,72	-0,07	-0,22	0,22	-0,01	0,01	-0,22	0,22	-0,01	0,01		
99,84	-0,82	-76,83	-0,12	-0,27	0,27	-0,01	0,01	-0,72	0,72	-0,03	0,03		
66,70	-0,75	-53,16	-0,07	-0,09	0,09	0,00	0,00	-0,18	0,18	-0,01	0,01		
72,75	-0,75	-95,12	-0,12	-0,71	0,71	-0,02	0,02	-0,92	0,92	-0,03	0,03		
43,68	-0,16	-77,12	-0,07	-0,28	0,28	-0,01	0,01	-0,22	0,22	-0,01	0,01		
55,36	-0,55	-74,69	-0,07	-0,26	0,26	-0,01	0,01	-0,15	0,15	0,00	0,00		
48,12	-0,20	-90,10	-0,08	-0,34	0,34	-0,01	0,01	-0,16	0,16	0,00	0,00		
46,49	-0,20	-90,82	-0,08	-0,45	0,45	-0,01	0,01	-0,17	0,17	-0,01	0,01		
Media	61,64	0,67	63,40	0,08	0,25	0,26	0,01	0,01	0,06	0,39	0,00	0,01	
STD	18,46	0,50	21,75	0,02	0,21	0,19	0,01	0,01	0,46	0,23	0,02	0,01	

Tabela A.1: Dados para a validação do novo método

Apêndice B

Tórax GE

Exame	Diferença absoluta				Diferença relativa				peso	altura	IMC
	MPV	STD	Max	Min	MPV	STD	Max	Min	(kg)	(m)	
T2 GE 45kg163m	0,187	0,187	0,360	-0,789	-1,274	0,841	1,501	-3,577	45	1,63	16,937
T2 GE 46kg167m	-0,030	0,194	0,662	-0,478	-0,122	0,863	3,057	-2,071	46	1,67	16,494
T2 GE 48kg160m	-0,365	0,170	0,151	-0,756	-1,560	0,742	0,794	-3,419	48	1,60	18,750
T2 GE 49kg170m	-0,569	0,157	-0,087	-0,878	-2,639	0,797	-0,381	-4,285	49	1,70	16,955
T2 GE 50kg162m	-0,045	0,160	0,398	-0,406	-0,167	0,637	1,702	-1,559	50	1,62	19,052
T2 GE 50kg164m	-0,436	0,215	0,133	-0,900	-1,941	0,996	0,681	-4,160	50	1,64	18,590
T2 GE 53kg155m	-0,493	0,155	-0,016	-0,835	-2,019	0,663	-0,070	-3,457	53	1,55	22,060
T2 GE 59kg175m	-0,070	0,156	0,549	-0,443	-0,284	0,636	2,212	-1,877	59	1,75	19,265
T2 GE 60kg157m	-0,140	0,172	0,315	-0,535	-0,545	0,659	1,175	-2,057	60	1,57	24,342
T2 GE 63kg172m	-0,147	0,193	0,390	-0,597	-0,538	0,719	1,473	-2,134	63	1,72	21,295
T2 GE 64kg154m	-0,277	0,125	0,003	-0,599	-1,035	0,473	0,013	-2,276	64	1,54	26,986
T2 GE 65kg162m	-0,132	0,298	1,118	-0,593	-0,470	1,155	4,634	-2,183	65	1,62	24,768
T2 GE 65kg162m	-0,101	0,141	0,558	-0,449	-0,385	0,545	2,267	-1,724	65	1,62	24,768
T2 GE 68kg150m	0,535	0,227	1,544	0,077	1,822	0,780	5,340	0,250	68	1,50	30,222
T2 GE 68kg165m	0,385	0,176	0,972	-0,230	1,519	0,705	3,720	-0,797	68	1,65	24,977
T2 GE 68kg170m	0,201	0,180	0,757	-0,284	0,750	0,675	2,872	-1,009	68	1,70	23,529
T2 GE 69kg166m	-0,723	0,124	-0,274	-1,034	-2,448	0,449	-0,992	-3,484	69	1,66	25,040
T2 GE 74kg168m	-0,264	1,285	2,980	-3,767	-0,945	4,686	11,026	-14,545	74	1,68	26,219
T2 GE 81kg172m	-0,016	0,144	0,401	-0,353	-0,058	0,522	1,432	-1,259	81	1,72	27,380
T2 GE 86kg172m	0,276	0,172	0,852	0,003	0,852	0,558	2,806	0,009	86	1,72	29,070
T2 GE 90kg183m	-0,069	0,151	0,490	-0,529	-0,232	0,497	1,660	-1,799	90	1,83	26,874
T2 GE 90kg183m	-0,393	0,168	0,063	-0,872	-1,299	0,571	0,207	-2,806	90	1,83	26,874
T2 GE 97kg160m	-0,141	0,196	0,735	-0,548	-0,437	0,645	2,705	-1,734	97	1,60	37,891
T2 GE 97kg160m	-0,166	0,181	0,387	-0,544	-0,528	0,594	1,392	-1,841	97	1,60	37,891
T2 GE 105kg180m	0,358	0,183	0,876	-0,045	1,055	0,545	2,599	-0,133	105	1,80	32,407

Tabela B.1: Dados obtidos para os exames de tórax com sistema GE.

Apêndice C

Tórax Toshiba

Exame	Diferença absoluta				Diferença relativa				peso (kg)	altura (m)	IMC
	MPV	STD	Min	Max	MPV	STD	Min	Max			
T2 Aq80 43kg157m	-0,583	0,156	-0,136	-0,959	-2,682	0,732	-0,626	-4,507	43	1,57	17,445
T2 Aq80 48kg160m	0,127	0,216	0,799	-0,496	0,537	0,930	3,391	-2,169	48	1,60	18,750
T2 Aq80 57kg163m	-0,371	0,253	0,549	-0,810	-1,565	1,106	2,353	-3,615	57	1,63	21,454
T2 Aq80 65kg160m	-0,080	0,210	0,717	-0,659	-0,270	0,821	3,272	-2,305	65	1,60	25,391
T2 Aq80 69kg165m	0,474	0,486	1,680	-0,300	1,754	1,859	7,021	-1,090	69	1,65	25,344
T2 Aq80 75kg162m	0,053	0,319	1,195	-0,502	0,218	1,152	4,619	-1,611	75	1,62	28,578
T2 Aq80 80kg168m	0,052	0,266	0,792	-0,590	0,207	0,935	2,831	-1,932	80	1,68	28,345
T2 Aq100 45kg163m	-0,427	0,197	0,146	-1,068	-1,975	0,934	0,704	-5,229	45	1,63	16,937
T2 Aq100 48kg158m	-0,248	0,225	0,547	-0,708	-1,173	1,065	2,699	-3,334	48	1,58	19,228
T2 Aq100 48kg163m	-0,383	0,221	0,397	-0,838	-1,730	1,025	1,883	-3,859	48	1,63	18,066
T2 Aq100 49kg160m	0,024	0,318	1,121	-0,480	0,081	1,539	5,276	-2,393	49	1,60	19,141
T2 Aq100 52kg150m	-0,576	0,116	-0,160	-0,866	-2,569	0,489	-0,742	-3,845	52	1,50	23,111
T2 Aq100 55kg150m	-0,062	0,191	0,733	-0,497	-0,241	0,745	2,998	-1,914	55	1,50	24,444
T2 Aq100 60kg157m	0,021	0,162	0,667	-0,473	0,078	0,635	2,733	-1,801	60	1,57	24,342
T2 Aq100 62kg169m	-0,073	0,187	0,617	-0,527	-0,289	0,759	2,597	-1,961	62	1,69	21,708
T2 Aq100 62kg172m	-0,011	0,183	0,578	-0,506	-0,050	0,739	2,412	-2,101	62	1,72	20,957
T2 Aq100 63kg157m	-0,141	0,275	0,687	-0,625	-0,511	1,054	2,797	-2,210	63	1,57	25,559
T2 Aq100 64kg165m	-0,476	0,178	0,192	-0,872	-1,852	0,735	0,793	-3,607	64	1,65	23,508
T2 Aq100 66kg172m	-0,009	0,408	0,948	-1,159	0,055	1,562	3,980	-4,321	66	1,72	22,309
T2 Aq100 71kg162m	0,098	0,185	0,675	-0,355	0,352	0,648	2,467	-1,144	71	1,62	27,054
T2 Aq100 74kg153m	-0,288	0,190	0,224	-0,795	-0,941	0,606	0,806	-2,568	74	1,53	31,612
T2 Aq100 74kg168m	-0,335	0,161	0,162	-0,759	-1,201	0,560	0,622	-2,582	74	1,68	26,219
T2 Aq100 75kg159m	0,104	0,241	0,989	-0,525	0,367	0,837	3,539	-1,789	75	1,59	29,667
T2 Aq100 78kg158m	-0,008	0,168	0,460	-0,415	-0,017	0,572	1,771	-1,392	78	1,58	31,245
T2 Aq100 83kg179m	-0,342	0,199	0,300	-0,748	-1,168	0,691	1,023	-2,584	83	1,79	25,904
T2 Aq100 84kg168m	0,091	0,218	0,930	-0,372	0,318	0,742	3,293	-1,278	84	1,68	29,762
T2 Aq100 90kg170m	0,034	0,203	0,652	-0,399	0,111	0,654	2,141	-1,324	90	1,70	31,142
T2 Aq100 90kg178m	0,059	0,212	0,755	-0,450	0,210	0,727	2,685	-1,610	90	1,78	28,406
T2 Aq100 105kg180m	0,048	0,194	0,756	-0,377	0,164	0,597	2,546	-1,077	105	1,80	32,407
T2 Aq100 114kg147m	-0,016	0,140	0,385	-0,346	-0,059	0,422	1,050	-1,081	114	1,47	52,756
T2 Aq100 117kg169m	-1,019	0,187	-0,362	-1,529	-3,134	0,625	-1,288	-4,926	117	1,69	40,965

Tabela C.1: Dados obtidos para os exames de tórax com sistema Toshiba.

Apêndice D

Tórax-abdómen-pélvico GE

Exame	Diferença absoluta				Diferença relativa				peso (kg)	altura (m)	IMC
	MPV	STD	Min	Max	MPV	STD	Min	Max			
TAP GE 44kg160m	-0,665	0,178	-0,054	-1,196	-2,995	0,884	-0,288	-5,250	44	1,60	17,188
TAP GE 47kg160m	0,093	0,197	0,856	-0,349	0,422	0,872	3,695	-1,417	47	1,60	18,359
TAP GE 50kg153m	-0,544	0,207	0,238	-1,037	-2,220	0,849	0,981	-4,389	50	1,53	21,359
TAP GE 51kg158m	-0,025	0,168	0,428	-0,454	-0,103	0,727	1,793	-1,820	51	1,58	20,429
TAP GE 52kg160m	-0,368	0,233	0,475	-0,827	-1,517	0,976	2,286	-3,299	52	1,60	20,313
TAP GE 52kg170m	-0,248	0,191	0,599	-0,724	-1,071	0,922	4,834	-3,997	52	1,70	17,993
TAP GE 53kg152m	-0,393	0,177	0,389	-0,786	-1,566	0,718	1,775	-3,051	53	1,52	22,940
TAP GE 53kg153m	-0,520	0,166	-0,062	-1,007	-2,008	0,629	-0,263	-3,712	53	1,53	22,641
TAP GE 54kg145m	-0,314	0,149	0,136	-0,795	-1,255	0,596	0,554	-3,092	54	1,45	25,684
TAP GE 55kg160m	0,216	0,227	1,372	-0,251	0,895	0,976	6,367	-0,941	55	1,60	21,484
TAP GE 56kg165m	-0,509	0,203	0,134	-0,991	-2,281	0,918	0,601	-4,113	56	1,65	20,569
TAP GE 58kg157m	-0,758	0,150	-0,216	-1,214	-3,012	0,664	-0,831	-5,003	58	1,57	23,530
TAP GE 58kg157m	-0,331	0,158	0,200	-0,742	-1,299	0,631	0,810	-3,160	58	1,57	23,530
TAP GE 59kg175m	-0,366	0,196	0,316	-0,852	-1,446	0,781	1,167	-3,584	59	1,75	19,265
TAP GE 59kg175m	-0,296	0,172	0,407	-0,797	-1,130	0,660	1,687	-2,912	59	1,75	19,265
TAP GE 61kg153m	0,466	0,198	0,988	-0,111	1,693	0,745	3,692	-0,377	61	1,53	26,058
TAP GE 61kg153m	-0,383	0,294	0,799	-0,895	-1,439	1,131	3,140	-3,632	61	1,53	26,058
TAP GE 64kg168m	-0,196	0,201	0,490	-0,637	-0,702	0,727	1,747	-2,263	64	1,68	22,676
TAP GE 64kg173m	-0,014	0,446	2,011	-0,717	0,003	1,834	8,873	-2,653	64	1,73	21,384
TAP GE 65kg167m	-0,237	0,188	0,618	-0,671	-0,845	0,672	2,286	-2,358	65	1,67	23,307
TAP GE 65kg167m	0,036	0,198	1,038	-0,371	0,141	0,740	4,416	-1,249	65	1,67	23,307
TAP GE 65kg168m	-0,320	0,239	1,379	-0,824	-1,185	1,007	6,909	-2,884	65	1,68	23,030
TAP GE 66kg157m	-0,285	0,275	0,677	-0,780	-1,005	1,016	2,701	-2,741	66	1,57	26,776
TAP GE 66kg157m	-0,032	0,149	0,410	-0,492	-0,108	0,510	1,486	-1,819	66	1,57	26,776
TAP GE 66kg161m	-0,095	0,160	0,445	-0,499	-0,350	0,589	1,756	-1,768	66	1,61	25,462
TAP GE 66kg161m	-0,518	0,176	0,057	-1,148	-1,966	0,702	0,230	-4,337	66	1,61	25,462
TAP GE 66kg165m	0,115	0,170	0,638	-0,382	0,411	0,603	2,326	-1,331	66	1,65	24,242
TAP GE 66kg165m	-0,068	0,173	0,423	-0,535	-0,244	0,633	1,579	-1,755	66	1,65	24,242
TAP GE 67kg165m	0,101	0,171	0,595	-0,433	0,382	0,622	2,245	-1,427	67	1,65	24,610

Exame	Diferença absoluta				Diferença relativa				peso (kg)	altura (m)	IMC
	MPV	STD	Min	Max	MPV	STD	Min	Max			
TAP GE 67kg171m	0,081	0,169	0,607	-0,394	0,320	0,664	2,542	-1,376	67	1,71	22,913
TAP GE 69kg180m	-0,414	0,175	0,288	-0,875	-1,574	0,686	1,116	-3,535	69	1,80	21,296
TAP GE 70kg164m	-0,575	0,163	-0,039	-0,974	-2,083	0,633	-0,171	-3,728	70	1,64	26,026
TAP GE 70kg165m	0,468	0,292	1,630	-0,228	1,657	1,066	6,052	-0,732	70	1,65	25,712
TAP GE 70kg165m	-0,609	0,180	0,216	-0,983	-2,185	0,610	0,857	-3,439	70	1,65	25,712
TAP GE 73kg174m	0,504	0,228	1,224	-0,054	1,763	0,830	4,658	-0,180	73	1,74	24,112
TAP GE 75kg163m	-0,483	3,389	4,251	-5,284	-0,940	12,227	20,067	-17,569	75	1,63	28,228
TAP GE 78kg 169m	0,020	0,177	0,637	-0,410	0,071	0,613	2,255	-1,388	78	1,69	27,310
TAP GE 78kg170m	-0,090	0,176	0,659	-0,508	-0,309	0,630	2,760	-1,777	78	1,70	26,990
TAP GE 79kg170m	0,336	0,182	0,891	-0,162	1,113	0,616	3,039	-0,484	79	1,70	27,336
TAP GE 80kg163m	-0,005	0,182	0,556	-0,526	-0,015	0,591	1,834	-1,681	80	1,63	30,110
TAP GE 80kg167m	-0,282	0,160	0,157	-0,801	-0,871	0,500	0,540	-2,415	80	1,67	28,685
TAP GE 80kg175m	-0,018	0,300	0,988	-0,657	-0,048	1,044	3,489	-2,244	80	1,75	26,122
TAP GE 87kg156m	-0,049	0,174	0,631	-0,513	-0,136	0,525	2,044	-1,556	87	1,56	35,750
TAP GE 90kg157m	0,124	0,171	0,589	-0,326	0,398	0,548	1,851	-0,993	90	1,57	36,513

Tabela D.1: Dados obtidos para os exames de tórax-abdómen-pélvico com sistema GE.

Apêndice E

Tórax-abdômen-pélvico Toshiba

Exame	Diferença absoluta				Diferença relativa				peso (kg)	altura (m)	IMC
	MPV	STD	Min	Max	MPV	STD	Min	Max			
TAP Aq80 53kg146m	-0,155	0,178	0,387	-0,606	-0,591	0,687	1,553	-2,309	53	1,46	24,864
TAP Aq80 59kg144m	-0,389	0,238	0,265	-0,970	-1,418	0,874	1,046	-3,465	59	1,44	28,453
TAP Aq80 59kg154m	0,176	0,208	0,891	-0,395	0,626	0,745	3,456	-1,311	59	1,54	24,878
TAP Aq80 60kg150m	0,293	0,213	0,959	-0,241	1,039	0,772	3,614	-0,823	60	1,50	26,667
TAP Aq80 63kg163cm	-0,367	0,155	0,113	-0,736	-1,325	0,559	0,460	-2,649	63	1,63	23,712
TAP Aq80 65kg160m	0,339	0,261	1,390	-0,159	1,269	1,002	5,592	-0,628	65	1,60	25,391
TAP Aq80 68kg 168m	-0,376	0,202	0,414	-0,884	-1,414	0,759	1,650	-3,470	68	1,68	24,093
TAP Aq80 68kg176m	-0,240	0,258	0,813	-0,833	-0,908	0,972	3,168	-2,971	68	1,76	21,952
TAP Aq80 70kg158m	0,042	0,156	0,699	-0,368	0,153	0,561	2,693	-1,273	70	1,58	28,040
TAP Aq80 73kg172m	-0,008	0,162	0,529	-0,469	-0,024	0,615	2,222	-1,688	73	1,72	24,676
TAP Aq80 80kg160m	0,014	0,197	0,681	-0,625	0,060	0,664	2,493	-1,951	80	1,60	31,250
TAP Aq80 80kg165m	-0,262	0,232	0,484	-0,879	-0,906	0,827	2,059	-3,223	80	1,65	29,385
TAP Aq80 80kg178m	-0,116	0,195	0,816	-0,548	-0,383	0,706	3,565	-1,820	80	1,78	25,249
TAP Aq80 81Kg174cm	-0,056	0,187	0,712	-0,526	-0,199	0,700	2,770	-1,824	81	1,74	26,754
TAP Aq80 86kg170cm	-0,051	0,202	0,769	-0,485	-0,153	0,651	2,596	-1,495	86	1,70	29,758
TAP Aq100 45kg165m	-0,362	0,342	1,103	-1,036	-1,677	1,564	5,328	-4,730	45	1,65	16,529
TAP Aq100 50kg155m	-0,034	0,193	0,859	-0,540	-0,149	0,841	3,804	-2,209	50	1,55	20,812
TAP Aq100 52kg160m	-0,080	0,326	1,346	-0,649	-0,305	1,358	5,872	-2,386	52	1,60	20,313
TAP Aq100 53kg161m	-0,065	0,167	0,461	-0,474	-0,261	0,688	2,101	-1,828	53	1,61	20,447
TAP Aq100 53kg161m	0,377	0,229	1,152	-0,436	1,605	0,985	4,854	-1,797	53	1,61	20,447
TAP Aq100 54kg152m	0,019	0,174	0,534	-0,409	0,091	0,701	2,177	-1,574	54	1,52	23,373
TAP Aq100 58kg150m	0,161	0,204	0,782	-0,419	0,660	0,816	3,134	-1,499	58	1,50	25,778
TAP Aq100 59kg160m	-0,083	0,185	0,454	-0,629	-0,310	0,717	1,825	-2,632	59	1,60	23,047
TAP Aq100 59kg171m	0,118	0,328	1,434	-0,630	0,510	1,315	5,745	-2,340	59	1,71	20,177
TAP Aq100 59kg175m	-0,234	0,199	0,519	-0,734	-0,898	0,767	2,076	-2,627	59	1,75	19,265
TAP Aq100 60kg152m	-0,041	0,195	0,560	-0,658	-0,141	0,724	2,184	-2,547	60	1,52	25,970
TAP Aq100 61kg153m	0,064	0,212	0,999	-0,610	0,249	0,789	3,955	-2,133	61	1,53	26,058
TAP Aq100 61kg160m	-0,056	0,217	0,555	-0,558	-0,172	0,801	2,561	-1,960	61	1,60	23,828
TAP Aq100 63kg155m	0,134	0,188	0,666	-0,435	0,501	0,699	2,628	-1,590	63	1,55	26,223

Exame	Diferença absoluta				Diferença relativa				peso (kg)	altura (m)	IMC
	MPV	STD	Min	Max	MPV	STD	Min	Max			
TAP Aq100 63kg170m	-0,098	0,241	0,822	-0,701	-0,351	0,923	3,703	-2,548	63	1,70	21,799
TAP Aq100 64kg168m	-0,194	0,192	0,516	-0,623	-0,704	0,714	2,221	-2,386	64	1,68	22,676
TAP Aq100 65kg167m	-0,034	0,175	0,422	-0,520	-0,115	0,642	1,640	-1,929	65	1,67	23,307
TAP Aq100 66kg157m	-0,319	0,248	0,624	-0,961	-1,096	0,866	2,391	-3,106	66	1,57	26,776
TAP Aq100 66kg163m	0,178	0,219	0,821	-0,325	0,671	0,827	3,270	-1,080	66	1,63	24,841
TAP Aq100 67kg150m	0,152	0,218	1,029	-0,499	0,541	0,776	3,943	-1,682	67	1,50	29,778
TAP Aq100 68kg156m	-0,148	0,155	0,327	-0,543	-0,503	0,532	1,226	-1,774	68	1,56	27,942
TAP Aq100 70kg165m	-0,080	0,247	0,722	-0,736	-0,258	0,842	2,712	-2,472	70	1,65	25,712
TAP Aq100 70kg165m	0,043	0,232	0,808	-0,503	0,147	0,793	2,886	-1,777	70	1,65	25,712
TAP Aq100 70kg174m	-0,218	0,352	1,155	-0,849	-0,742	1,253	4,311	-2,937	70	1,74	23,121
TAP Aq100 71kg161m	-0,106	0,187	0,526	-0,507	-0,362	0,655	1,874	-1,755	71	1,61	27,391
TAP Aq100 72kg166m	-0,141	0,214	0,485	-0,746	-0,492	0,756	1,725	-2,679	72	1,66	26,129
TAP Aq100 72kg177m	-0,398	0,223	0,275	-0,930	-1,513	0,860	1,146	-3,775	72	1,77	22,982
TAP Aq100 74kg167m	-0,227	0,192	0,483	-0,796	-0,800	0,700	1,934	-2,652	74	1,67	26,534
TAP Aq100 77kg169m	0,093	0,194	0,715	-0,407	0,341	0,701	3,051	-1,309	77	1,69	26,960
TAP Aq100 77kg169m	0,257	0,205	0,773	-0,283	0,899	0,720	2,831	-0,958	77	1,69	26,960
TAP Aq100 77kg169m	0,243	0,246	1,101	-0,441	0,883	0,903	4,182	-1,594	77	1,69	26,960
TAP Aq100 78kg 169m	-0,431	0,167	0,308	-0,964	-1,493	0,584	1,161	-3,334	78	1,69	27,310
TAP Aq100 80kg158m	-0,011	0,171	0,568	-0,447	-0,029	0,547	2,171	-1,361	80	1,58	32,046
TAP Aq100 80kg160m	0,108	0,228	0,742	-0,448	0,372	0,773	2,573	-1,533	80	1,60	31,250
TAP Aq100 80kg160m	-0,247	0,175	0,389	-0,719	-0,817	0,588	1,376	-2,415	80	1,60	31,250
TAP Aq100 80kg161m	-0,051	0,177	0,614	-0,541	-0,157	0,573	2,195	-1,608	80	1,61	30,863
TAP Aq100 80kg167m	0,197	0,356	1,547	-0,540	0,669	1,203	5,208	-1,557	80	1,67	28,685
TAP Aq100 80kg170m	0,063	0,202	0,812	-0,414	0,205	0,629	2,704	-1,278	80	1,70	27,682
TAP Aq100 80kg175m	0,049	0,259	1,358	-0,601	0,187	0,915	5,136	-2,020	80	1,75	26,122
TAP Aq100 80kg175m	-0,145	0,181	0,521	-0,561	-0,497	0,632	1,950	-1,857	80	1,75	26,122
TAP Aq100 83kg159m	0,037	0,190	0,736	-0,569	0,130	0,616	2,602	-1,663	83	1,59	32,831
TAP Aq100 87kg180m	-0,219	0,203	0,614	-0,732	-0,696	0,652	2,076	-2,350	87	1,80	26,852
TAP Aq100 90kg165m	0,046	0,275	1,119	-0,516	0,138	0,772	3,322	-1,374	90	1,65	33,058

Tabela E.1: Dados obtidos para os exames de tórax-abdómen-pélvico com sistema Toshiba.

Bibliografia

- [1] Jerrold T. Bushberg, J. Anthony Seibert, Edwin M. Leidoldt, and John M. Boone. *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, second edition edition, 2002.
- [2] Jiang Hsieh. *Computed tomography; principles, design, artifacts and recent advances*. SPIE, 2009.
- [3] Krzysztof Iniewski, editor. *MEDICAL IMAGING - Principles, Detectors, and Electronics*. John Wiley & Sons, 2009.
- [4] Lee W. Goldman. Principles of ct and ct technology. *Department of radiation therapy and medical physics, Hartford Hospital, Connecticut*, 35(3):115 – 128, September 2007.
- [5] Jerrold T. Bushberg, J. Anthony Seibert, Edwin M. Leidoldt, and John M. Boone. *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, third edition edition, 2012.
- [6] M. Azmardi and P. Pengimejan. Dose reduction technique in ct scan. Internet, August 2015. Acessado em 28 de Agosto de 2018.
- [7] Lee W. Goldman. Principles of ct: Multislice ct. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 36(2):57 – 68, June 2008.
- [8] John R. Haaga, Charles F. Lanzieri, David J. Santoris, and Elias A. Zerhouni. *Computed tomography and magnetic resonance imaging of the whole body*, volume volume 1. Mosby - year book, Inc., 3 edicao edition, 1994.
- [9] T. A. Delchar. *Physics in Medical Diagnosis*. Chapman & Hall, 1997.
- [10] Atam. P. Dhawan. *Medical Image Analysis*. John Wiley & Sons, inc, 2 edition, 2011.

- [11] Steven W. Smith. *The scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*. California Technical Publishing, 1999.
- [12] D.R. Dance, S. Christofides, A. Maidment, I.D. McLean, and K.H. Ng. *Diagnostic Radiology Physics*. IAEA, 2014.
- [13] J. Anthony Seibert, John M. Boone, Sandra L. Wootton-Gorges, and Ramit Lamba. Dose is not always what it seems: Where very misleading values can result from volume ct dose index and dose length product. *American College of Radiology*, 11(3):233 – 237, March 2014.
- [14] AAPM task group 204. Size-specific dose estimates (ssde) in pediatric and adult body ct examinations. Technical report, American association of physicists in medicine, 2011.
- [15] Curtis T. Rueden, Johannes Schindelin, Mark C. Hiner, Barry E. DeZonia, Alison E. Walter, Ellen T. Arena, and Kevin W. Eliceiri. ImageJ2: ImageJ for the next generation of scientific image data. *BMC Bioinformatics*, 18(1):529, Nov 2017.
- [16] Python language reference, versao 3.6.
- [17] Stéfan van der Walt, Johannes L. Schönberger, Juan Nunez-Iglesias, François Boulogne, Joshua D. Warner, Neil Yager, Emmanuelle Gouillart, and Tony and Yu. scikit-image: image processing in python. *PeerJ*, 2:e453, June 2014.
- [18] Oliphant Travis E. *A guide to NumPy*. USA: Trelgol Publishing, 2006.
- [19] AAPM task group 220. Use of diameter equivalente for calculating patient size and size-specific dose estimates (ssde) in ct. Technical report, American association of physicists in medicine, 2014.
- [20] Choirul Anam, Freddy Haryanto, Rena Widita, Idam Arif, and Geoff Dougherty. Automated calculation of water-equivalent diameter (dw) based on aapm task group 220. *JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS*, 17(4):320 – 333, October 2016.