

PHILIPS

isep Instituto Superior de
Engenharia do Porto

Dissertação de Mestrado

Equipamentos hospitalares de diagnóstico por
imagem, seu estudo, projeto e implementação

Philips Portuguesa, sector Healthcare

Nina Margarida Fernandes Enes e Silva

Junho de 2015

Departamento de Engenharia Eletrotécnica

Mestrado em Engenharia Eletrotécnica – Sistemas Elétricos de Energia

Equipamentos hospitalares de diagnóstico por imagem, seu estudo, projeto e implementação

Relatório de estágio de final de curso submetido, como parte dos requisitos, para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Eletrotécnica e Sistemas Elétricos de Energia

Realizado por

Nina Margarida Fernandes Enes e Silva

Sob orientação no ISEP de

Eng.º Maurício Dias

Sob orientação na Philips de

Eng.º Mário Caiado

Porto, Junho de 2015

"Uma das causas mais comuns de todas as doenças é o diagnóstico."

Karl Kraus

Agradecimentos:

Ao Eng.º Maurício Dias e ao Eng.º Mário Caiado pela orientação e apoio.
Ao Eng.º Bernardino Ramires, à Eng.ª Judite Ferreira, à Eng.ª Arcelina Marques e ao
Eng.º Raul Pinheiro pelo acompanhamento prestado e disponibilidade demonstrada.

Dedicatória:

À minha família pelo seu apoio incondicional

Resumo

Neste trabalho foi desenvolvido um estudo detalhado dos equipamentos de imagiologia médica, que recorrem ao uso de radiação-X, bem como da ressonância magnética.

No seguimento deste estudo foram realizadas diversas atividades com equipamentos reais, desde instalações, reparações, manutenções, até ao seu desmantelamento. Este tipo de atividade permitiu ter uma melhor perceção do funcionamento de cada equipamento e o tipo de trabalho que é realizado por um engenheiro eletrotécnico na PHILIPS no sector healthcare.

Durante estas atividades foi possível fazer um estudo da qualidade de imagem, em termos de fatores geométricos, em que foi estudada a distorção, a ampliação e a penumbra de uma imagem. Todos estes parâmetros foram alvos de estudo de forma a poder obter imagens com grande qualidade, mas sem que seja comprometida a saúde do doente, devido à elevada exposição de radiação que corpo humano pode absorver.

Este estudo tem como intuito perceber como é que a variação de certos parâmetros irá alterar a qualidade da imagem. Desta forma pretende-se perceber como podem ser calibrados os equipamentos de diagnóstico por imagem, para que o técnico de diagnóstico e terapêutica apenas tenha de indicar qual a parte do corpo humano a radiografar, sendo que a máquina se coloca automaticamente nos parâmetros pré-definidos sem qualquer intervenção humana.

Palavras-Chave: raios-X, equipamentos de imagiologia, detetor, foco, ampola de raio-X, objeto, fantoma, penumbra, ampliação e distorção.

Abstract

In this work was developed a detailed study of medical imaging equipment, which resort to the use of X-radiation and magnetic resonance imaging.

Following this study, were carried out various activities with real equipment from installations, repairs, maintenance, until their decommissioning. This type of activity has allowed a better understanding of the operation of each device and the type of work that is performed by an electrical engineer in PHILIPS.

During these activities was possible to make a study of image quality in terms of geometric factors, it was studied the dispersion, expansion and shadows of an image. All of these parameters are study targets to obtain high quality images, but without being compromised patient's health due to the high amount of radiation absorbed by the human body.

This study has the intention to understand how the variation of certain parameters will change the quality of an image. In this way it is intended to realize how diagnostic imaging equipment can be calibrated, so that the diagnostic and therapeutical technician only have to indicate which part of the human body to X-ray, and the machine automatically puts the preset parameters without any human intervention.

Keywords: X-rays, imaging equipment, detectors, focus, X-ray tube, object, phantom, penumbra and distortion

Índice

RESUMO	VII
ABSTRACT	IX
ÍNDICE DE FIGURAS	XIII
ÍNDICE DE TABELAS	XVII
SIGLAS E ABREVIATURAS	XIX
1. ENQUADRAMENTO	1
1.1. Objetivos do trabalho	1
1.2. Apresentação da empresa onde decorreu o estágio	2
1.2.1. Divisão <i>Healthcare</i>	2
1.3. Integração na equipa	2
1.4. Organização do relatório	3
2. EQUIPAMENTOS DE DIAGNÓSTICO	5
2.1. Enquadramento	5
2.1.1. Energia e Radiação	6
2.2. Raio-X	6
2.2.1. Produção de Raio-X	7
2.2.1.1. Ampola de Raio-X	9
2.2.1.2. Gerador de Raios-X	11
2.2.1.3. Interação com os tecidos e as diferentes estruturas do corpo humano	12
2.3. Modalidades de Imagem	15
2.3.1. Radiologia Convencional	15
2.3.1.1. Potter Bucky Grid	15
2.3.2. Radiologia Digital	19
2.3.3. Radiologia Intervencionista	21
2.3.3.1. Fluoroscopia	23
2.3.3.2. Fluoroscopia Contínua	25

2.3.3.3. Fluoroscopia Pulsada	25
2.3.3.4. Evolução na Radiologia Cardiovasacular	26
2.3.4. Tomografia Computorizada (TC)	26
2.3.4.1. Evolução TC	27
2.3.5. Ressonância Magnética (RM)	29
2.3.5.1. Tempo de relaxação	33
2.3.5.2. Formação de imagem	34
3. MODO DE UTILIZAÇÃO DO RAIOS-X (CENÁRIOS DE ESTUDO)	39
3.1. Distorção	40
3.1.1. Metodologia	40
3.1.2. Resultados	41
3.2. Ampliação	45
3.2.1. Metodologia	47
3.2.2. Resultados	48
3.3. Efeito sombra “blur”	61
3.3.1. Metodologia	63
3.3.2. Resultados	63
4. CONCLUSÃO	81
5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	85

Índice de Figuras

Figura 1 - Componentes associados com o processamento de imagem [3].....	6
Figura 2 - Mecanismo de absorção e emissão de energia num átomo.....	8
Figura 3 - Ampola de vácuo.....	9
Figura 4 - Ampola de Raio-X legendada [5].....	11
Figura 5 - Circuito produção de Raio-X [6].....	11
Figura 6 - Gerador de raio-X.....	12
Figura 7 - Efeito de Compton.....	14
Figura 8 - Relação entre redução de contraste e quantidade de dispersão [5].....	16
Figura 9 - Melhoria de contraste, recorrendo a limitadores de feixe [5].....	17
Figura 10 - Técnica <i>Air-Gap</i> [5] [30].....	18
Figura 11 - Bucky Grid [20].....	19
Figura 12 - Angiografia artérias coronárias [37].....	21
Figura 13 - Exemplo de DSA [19].....	25
Figura 14 - TC 1ª Geração [20].....	27
Figura 15 - TC 2ª Geração [20].....	27
Figura 16 - TC 3ª Geração [20].....	28
Figura 17 - TC 4ª Geração [20].....	28
Figura 18 - Imagens obtidas com TC de 1.ª Geração (esquerda) [20] e de 4.ª Geração (direita) [21].....	29
Figura 19 - <i>Spins</i> na ausência de campo magnético externo [22].....	31
Figura 20 - <i>Spins</i> num meio onde se estabeleceu um campo magnético B_0 (adaptado [23]).....	31
Figura 21 - Esquema explicativo sobre como, através da técnica de ecos de <i>spin</i> , é possível obter um sinal que é dependente apenas das interações entre os <i>spins</i> e não considera as heterogeneidades do campo magnético estático (adapt. R.B. Lufkin, 1990).	35
Figura 22 - Gráfico da intensidade do sinal em função do tempo para dois tecidos caracterizados por tempos de relaxação spin/rede diferentes (adapt. R.B. Lufkin, 1990).....	37
Figura 23 - Gráfico da intensidade do sinal em função do tempo para dois tecidos caracterizados por tempos de relaxação spin/spin diferentes (adapt. R.B. Lufkin, 1990).....	37
Figura 24 - Posicionamento do fantoma 1.....	42
Figura 25 - Posicionamento do fantoma 2.....	42
Figura 26 - Imagem obtida com DFF=60 cm e DOF=14,95 cm.....	43

Figura 27 - Imagem obtida com DFF=93 cm e DOF=14,95 cm	43
Figura 28 - Imagem obtida com DFF=135 cm e DOF=14,95 cm	43
Figura 29 - Imagem obtida com DFF=107 cm e DOF=50,55 cm	44
Figura 30 - Imagem obtida com DFF=107 cm e DOF=42,58 cm	44
Figura 31 - Imagem obtida com DFF=107 cm e DOF=35,15 cm	44
Figura 32 - Imagem obtida com DFF=107 cm e inclinação do objeto >	44
Figura 33 - Imagem obtida com DFF=107 cm sem inclinação do objeto	44
Figura 34 - Imagem obtida com DFF=107 cm e inclinação do objeto <	44
Figura 35 - Imagem obtida com DFF=107 cm e inclinação da ampola de -30°	45
Figura 36 - Imagem obtida com DFF=107 cm e inclinação da ampola de 0°	45
Figura 37 - Imagem obtida com DFF=107 cm e inclinação da ampola de +30°	45
Figura 38 - Projeção cónica [32]	45
Figura 39 - Relação entre planos [33]	46
Figura 40 - Projeção para diferentes distâncias Foco – Filme	47
Figura 41 - Projeção para diferentes distâncias Objeto – Filme	48
Figura 42 - Imagem obtida com DFF=135 cm e DOF=14,95 cm	50
Figura 43 - Histograma cor do pixel vs. nº de pixels	51
Figura 44 - Imagem com duas cores para uma DFF de 135 cm	51
Figura 45 - Imagem obtida com DFF=93 cm e DOF=14,95 cm	52
Figura 46 - Imagem com duas cores para uma DFF de 93 cm	53
Figura 47 - Imagem obtida com DFF=60 cm e DOF=14,95 cm	54
Figura 48 - Imagem com duas cores para uma DFF de 60 cm	54
Figura 49 - Imagem obtida com DFF=107 cm e DOF=35,15 cm	55
Figura 50 - Imagem com duas cores para uma DFF de 107 cm e DOF de 35,15 cm	56
Figura 51 - Imagem obtida com DFF=107 cm e DOF=42,85 cm	57
Figura 52 - Imagem com duas cores para uma DFF de 107 cm e DOF de 42,85 cm	58
Figura 53 - Imagem obtida com DFF=107 cm e DOF=50,55 cm	59
Figura 54 - Imagem com duas cores para uma DFF de 107 cm e DOF de 50,55 cm	60
Figura 55 - Penumbra radiográfica [34]	61
Figura 56 - Projeção focal (adaptada [35])	62
Figura 57 - Imagem obtida com DFF=135 cm e DOF=14,95 cm	65
Figura 58 - Imagem obtida com DFF=135 cm e DOF=14,95 cm com reta de reconhecimento de pixels	66

Figura 59 - Curva que relaciona a posição do pixel com a sua cor ao longo da reta, DFF=135 cm e DOF=14,95 cm.....	67
Figura 60 - Curvas que relaciona a posição do pixel com a sua cor ao longo da reta, DFF=135 cm e DOF=14,95 cm (0°-360°).....	67
Figura 61 - Imagem obtida com DFF=93 cm e DOF=14,95 cm	68
Figura 62 - Curvas que relaciona a posição do pixel com a sua cor ao longo da reta, DFF=93 cm e DOF=14,95 cm (0°-360°).....	69
Figura 63 - Imagem obtida com DFF=60 cm e DOF=14,95 cm	70
Figura 64 - Curvas que relaciona a posição do pixel com a sua cor ao longo da reta, DFF=60 cm e DOF=14,95 cm (0°-360°).....	71
Figura 65 - Imagem obtida com DFF=107 cm e DOF=35,15 cm	72
Figura 66 - Curvas que relaciona a posição do pixel com a sua cor ao longo da reta, DFF=107 cm e DOF=35,15 cm (0°-360°).....	72
Figura 67 - Imagem obtida com DFF=107 cm e DOF=42,85 cm	73
Figura 68 - Curvas que relaciona a posição do pixel com a sua cor ao longo da recta, DFF=107 cm e DOF=42,85 cm (0°-360°).....	74
Figura 69 - Imagem obtida com DFF=107 cm e DOF=50,55 cm	75
Figura 70 - Curvas que relaciona a posição do pixel com a sua cor ao longo da reta, DFF=107 cm e DOF=50,55 cm (0°-360°).....	75
Figura 71 - Imagem obtida com DFF=107 cm e DOF=14,95 cm foco grosso.....	77
Figura 72 - Curvas que relaciona a posição do pixel com a sua cor ao longo da reta, DFF=107 cm e DOF=14,95 cm (0°-360°) foco grosso	77
Figura 73 - Imagem obtida com DFF=107 cm e DOF=42,85 cm foco grosso.....	78
Figura 74 - Curvas que relaciona a posição do pixel com a sua cor ao longo da reta, DFF=107 cm e DOF=42,85 cm (0°-360°) foco grosso	79
Figura 75 - Efeito anódico [36].....	83

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Frequências para diferentes materiais e valores de campo [22].....	32
Tabela 2 - Valores de T1 e de T2 para alguns tecidos biológicos para impulsos de 20 MHz	38
Tabela 3 - Compilação das medições realizadas para avaliação da distorção, medidas em cm. 43	
Tabela 4 - Compilação das medições realizadas para avaliação da magnificação	49
Tabela 5 - Compilação das medições realizadas para avaliação da penumbra	64

Siglas e abreviaturas

ADC – *Analog to Digital Converter*
ATC – Angiotomografia Computorizada
ALARA - *As Low As Reasonably Achievable*
C_s - *Contraste with scatter*
DFF – Distância Foco – Filme
DOF – Distância Objecto - Filme
DSA - Digital Subtraction Angiography
FID – *Free Induction Decay*
IRM - Imagem por ressonância magnética
J - Joule
LIH - Last Image Hold
P - *Patient*
RC – Raio Central
RF – Radiofrequência
RM - Ressonância magnética
S - *Scatter*
TC – Tomografia Computorizada

1. Enquadramento

Tal como todas as áreas de conhecimento, a medicina também foi alvo do avanço tecnológico, contribuindo para o seu melhor desempenho tornando-se mesmo dependente dele. Áreas de diagnóstico por imagem, monitorização dos doentes e até a componente informática em cuidados de saúde, são exemplos da dependência da medicina na situação actual da tecnologia.

Todos estes equipamentos podem oferecer maior rapidez e acuidade nos diagnósticos médicos, porém necessitam de estar em constante supervisão, de forma a que não haja erros, que possam resultar em acidentes.

Por isto, este estágio irá centrar-se em dois pontos principais, na instalação, manutenção, reparação e desmantelamento de equipamentos, tendo por base um estudo teórico aprofundado do seu funcionamento, e a realização de um estudo prático da qualidade de imagem em raio-X.

1.1. Objetivos do trabalho

- O objetivo principal do estágio é dotar o aluno, dos conhecimentos necessários e suficientes ao entendimento global, relativo à generalidade das tecnologias aplicadas aos atuais equipamentos utilizados no diagnóstico por imagem.
- Adquirir competências de trabalho no ramo da assistência técnica, nomeadamente, em instalação e manutenção preventiva e correctiva de equipamentos hospitalares de imagem médica e monitorização.
- Perceber a evolução dos equipamentos de raio-X ao longo do tempo.
- Avaliar de forma descritiva da funcionalidade no contexto das práticas médicas atuais, avaliar a interação dos profissionais com os meios e o possível impacto no triângulo, profissionais da medicina, administração e doente.
- Permitir ter uma noção do trabalho desempenhado numa das vias profissionais subsequentes ao curso de Engenharia Electrotécnica - Sistemas Eléctricos de Energia.

1.2. Apresentação da empresa onde decorreu o estágio

A *Royal Philips* é uma empresa multinacional holandesa com sede nos Países Baixos, que tem uma atividade diversificada em três sectores, *Healthcare* (cuidados de saúde), *Consumer Lifestyle* (sustentabilidade através da inovação) e *Lighting* (soluções de inovação).

“A empresa é líder nos cuidados cardíacos, cuidados intensivos e cuidados de saúde em casa, soluções de iluminação com eficiência energética e novas aplicações de iluminação, bem como nos produtos masculinos para barbear e aparar e na saúde oral.” [1]

1.2.1. Divisão *Healthcare*

A Philips portuguesa é uma empresa de desenvolvimento tecnológico dividida em três setores, tendo sido o trabalho realizado na divisão *healthcare*

“O sector de negócios *Healthcare* está organizado com base em quatro grupos estratégicos: sistemas de imagiologia, cuidado de doentes e sistemas informáticos clínicos, soluções para cuidados de saúde em casa e serviços de transformação para cuidados de saúde.” [1]

1.3. Integração na equipa

Esta dissertação foi realizada dentro do sector *healthcare* da Philips, em que foi possível acompanhar os vários especialistas de cada um dos equipamentos disponibilizados pela empresa.

A filosofia de trabalho na Philips, baseia-se no trabalho em *open space*, que promove o trabalho em equipa e a satisfação dos colaboradores, já que a comunicação é facilitada e a interação entre colegas é fomentada.

1.4. Organização do relatório

A presente dissertação apresenta-se organizada em capítulos, separando as tarefas, descrevendo cada tarefa de forma isolada, embora tal na prática não tenha ocorrido, pois mais do que uma tarefa a era executada em simultâneo. A descrição das tarefas realizadas seguem a mesma ordem que a descrição dos trabalhos executados, facilitando desta forma a compreensão do encadeamento dos trabalhos elaborados.

No capítulo 1, faz-se o enquadramento, define-se objetivos e a estrutura do relatório.

No capítulo 2, explana-se o funcionamento de vários sistemas de obtenção de imagem em meio hospitalar com o objetivo de diagnóstico.

No capítulo 3, é apresentada a componente prática deste trabalho, onde é explicado em que consiste cada experiência, a metodologia utilizada e os resultados obtidos.

No capítulo 4, são apresentadas as conclusões.

2. Equipamentos de diagnóstico

2.1. Enquadramento

A tecnologia veio impulsionar a medicina permitindo ver o que antes era impensável. A olho nu nunca um profissional de saúde conseguia ver as estruturas internas e funções do corpo humano de forma a fazer diagnósticos com segurança.

As várias imagens fornecidas por cada aparelho, cada um deles com características diferentes, permite ao homem ter várias perspetivas da mesma realidade.

Por combinação de várias tecnologias, podem ser criadas imagens, através das quais um profissional de saúde pode observar o corpo humano e detetar condições anormais de forma a poder diagnosticar e definir a estratégia terapêutica a seguir.

Cada equipamento dá uma imagem, mas nenhuma delas, isoladamente, pode revelar tudo. Ou seja, cada método permite ver um tipo de características do corpo humano (alterações funcionais e estruturais)

A qualidade de imagem, isto é, a definição que se tem de uma estrutura varia com as capacidades, do equipamento de imagem, do operador e o compromisso entre fatores como a radiação a que o doente se encontra exposto e o tempo de exposição. [2]

A Figura 1 é um esquema do processo de imagem médica. Sendo que existem cinco componentes principais, o doente, o sistema de imagem, o operador de sistema, a própria imagem e o observador. O objetivo é tornar visível para o observador uma condição ou objeto do corpo do doente.

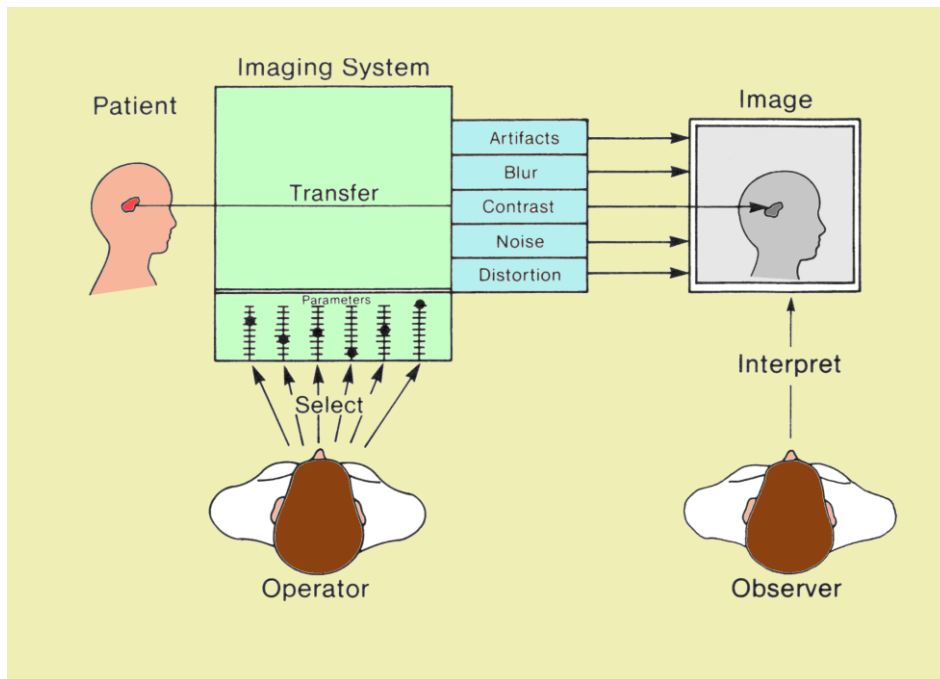


Figura 1 - Componentes associados com o processamento de imagem [3]

2.1.1. Energia e Radiação

Existem dois componentes físicos no universo, a energia e a matéria. Tal como na maioria dos processos que ocorrem, a matéria e a energia estão interligadas, na imagem médica isto também acontece. Para que seja formada imagem tem de existir esta interação entre matéria e energia, sendo que isto é válido para todos os tipos de métodos de imagem.

Para se poder obter uma imagem do corpo humano, é necessário um gerador de energia, que transfira energia ao corpo, projetando esta imagem num recetor.

Visto que a radiação visível não consegue penetrar no corpo humano, é necessário outros tipos de radiação.

2.2. Raio-X

A radiação X foi descoberta pelo físico alemão Wilhem Conrad Röntgen em 8 de Novembro de 1895. A radiação-X é uma forma de radiação eletromagnética, que se comporta de

forma semelhante à luz visível, que usa comprimentos de onda entre 0,01 a 10 nanómetros, correspondendo a frequências na faixa de 30 petahertz a 30 hexahertz (3×10^{16} Hz a 3×10^{19} Hz) e energias entre 100 eV até 100 keV.

2.2.1. Produção de Raio-X

Se “pegarmos” num átomo de um determinado material e fizermos incidir sobre ele um eletrão acelerado, ou seja, com uma energia cinética elevada, o eletrão devido às colisões sucessivas com outros eletrões da camada de valência do átomo perderá energia que será convertida em calor. Este eletrão ao penetrar nas camadas mais internas do átomo do material em questão irá perder a sua energia devido ao decréscimo de velocidade provocada pela ação da carga positiva do núcleo do átomo. No entanto esta energia resultante da travagem do eletrão não é perdida, é convertida num fóton com energia ionizante de igual valor (Raios-X de travagem ou de Bremsstrahlung).

Devido a colisões no interior do átomo, nas camadas mais interiores, é fornecida energia ionizante a alguns eletrões que “saltam” das suas camadas, para outras mais exteriores.

Como os átomos tendem a manter a posição de equilíbrio (como tudo na Natureza), alguns dos eletrões das camadas exteriores do átomo tenderão a ocupar os lugares deixados vagos dos eletrões que saíram das camadas mais interiores, libertando energia, sob a forma de fótons ionizantes (Raios-X característicos), (energia libertada pelos eletrões=energia dos fótons). Estas trocas de energia podem ser visualizadas na Figura 2.

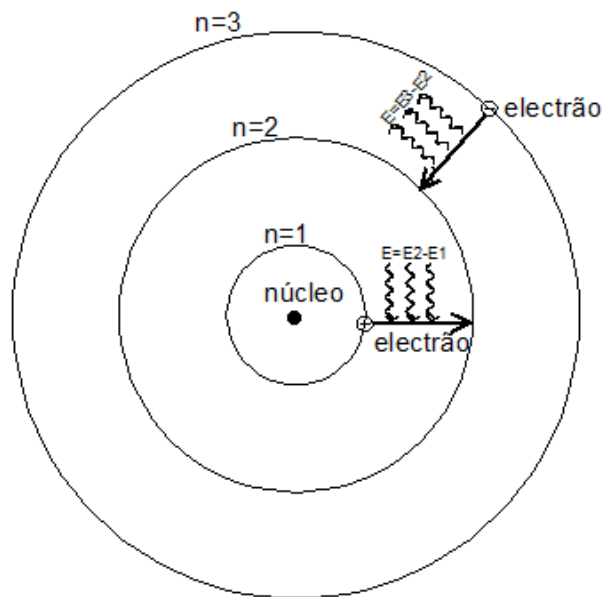


Figura 2 - Mecanismo de absorção e emissão de energia num átomo

Em Novembro de 1895 foi a primeira vez que se verificou a existência de radiação eletromagnética, capaz de ionizar átomos sobre os quais incidisse, não existia nenhuma explicação plausível para o fenómeno, pelo que, este tipo de radiação ficou conhecida por Raio-X [2]

2.2.1.1. Ampola de Raio-X

Uma ampola de vácuo (Figura 3) não é mais do que um tubo de vidro especial, para que possa resistir a temperaturas altíssimas, dentro da qual se irá dar a produção de radiação X, e se possível anular os efeitos nocivos do calor libertado. Por isso, dispõe de mecanismos de evacuação do calor, já que, sendo resultado da transformação da energia cinética dos eletrões no material do anodo, o objetivo principal é a produção da radiação X (menos de 1% da energia), importa que o calor gerado seja transferido para um outro meio de forma a tornar o ciclo de produção de radiação, tão longo quanto necessário para efeitos clínicos



Figura 3 - Ampola de vácuo

Função: Uma ampola de raio-X funciona com um conversor de energia, que recebe energia elétrica convertendo-a em radiação-X e libertando calor. O calor é uma forma de energia supérflua neste caso concreto, sendo que pode ser prejudicial. [3]

Um tubo de Raio-X é um elemento simples, contendo apenas dois elementos elétricos, um anodo e um cátodo. Em que há passagem de energia elétrica pelo tubo, fluindo do cátodo para o anodo.

Para que possam ser gerados Raios-X é necessário possuir eletrões com energia cinética suficiente, para atingir o átomo “alvo” de forma eficiente. Para isso é utilizado um filamento, normalmente de tungsténio, visto que os eletrões mais afastados do núcleo possuem ligações pouco energéticas, enrolado na forma de uma bobina, à qual irá ser aplicada uma tensão, com

cerca de 10 V, desta forma os eletrões mais afastados do núcleo dos átomos de tungsténio irão ser libertados.

Após a libertação dos eletrões dos átomos de tungsténio é preciso acelerá-los para colidirem com o material “alvo” com energia cinética suficiente para o penetrar, para isso é criada uma diferença de potencial muito elevada entre o filamento e o material “alvo”.

Anodo – Trata-se do componente da ampola de Raios-X, onde será produzida a radiação -X. Tem duas funções principais a de converter energia elétrica em radiação- X e dissipar o calor produzido.

Existem dois tipo de anodos, o mais comum é o que se encontra acoplado a um rotor de forma a que o anodo entre em rotação para que haja dissipação de calor, o outro é o estacionário em que não há rotor, visto que existem sistemas que produzem radiação X de baixa energia, conseqüentemente, produzem menos calor e menor necessidade de evacuar o calor produzido (ex. equipamento de aplicação em dentária).

A situação ideal seria aquela em que todos os eletrões criassem fotões de Raio-X e não produzissem calor, no entanto isto não é possível. Para determinar a eficiência da ampola existem dois critérios, o número atómico do material que constitui o anodo e a energia dos eletrões. [3]

Cátodo – Trata-se de um pequeno filamento, tal como ilustrado na Figura 5, que tem como função o encaminhamento dos eletrões do circuito elétrico para o material alvo. Normalmente os eletrões que fluem num circuito elétrico não conseguem sair do condutor e viajar pelo espaço vazio. Para que isso aconteça é necessária uma grande quantidade de energia, podendo ser proveniente do aumento de temperatura. Como tal o filamento do cátodo é aquecido, como se tratasse de uma lâmpada, fazendo passar corrente elétrica por ele fornecendo-lhe energia. [3]

As Figuras 4 e 5 permitem perceber qual a localização de cada elemento de uma ampola de Raio-X, bem como ter uma percepção do circuito elétrico associado à produção de Raio-X. Os eletrões são acelerados devido à aplicação de uma diferença de potencial na ordem das dezenas de quilovolts aos seus terminais indicados pelos sinais – e +. Em seguida, são bruscamente freados (colisão dos raios com o alvo). Consequente, ocorre emissão de radiação eletromagnética, de pequeno comprimento de onda e alta frequência.

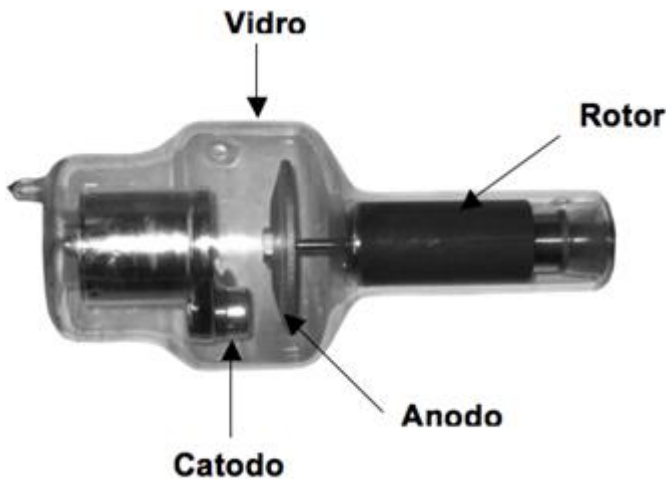


Figura 4 - Ampola de Raio-X legendada [5]

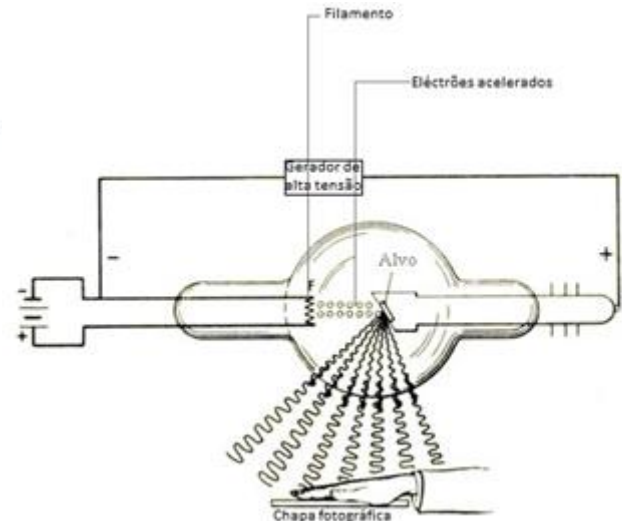


Figura 5 - Circuito produção de Raio-X [6]

2.2.1.2. Gerador de Raios-X

Como foi referido a radiação é “criada” retirando energia dos eletrões convertendo-a em fótons com energias apropriadas (entre 10^3 eV e 10^6 eV). Para que esta conversão de energia se realize utiliza-se o que se chama de Ampola de Raio-X. Onde a quantidade e qualidade de radiação-X pode ser controlada ajustando os valores elétricos (kV e mA) e tempo de exposição, S, aplicado ao tubo.

A alteração de parâmetros tais como os materiais utilizados ou a velocidade dos eletrões, como referido anteriormente, ou até o tempo de duração da aplicação da alta tensão, irão alterar a qualidade e a quantidade da produção de radiação- X. Como por exemplo aumentando a velocidade dos eletrões (aumentar a diferença de potencial entre o anodo e o cátodo) a quantidade de radiação produzida será maior, bem como a qualidade. Este tipo de controlo de variações, são utilizadas como forma de alterar o tipo de exame realizado em contexto hospitalar, para que em cada tipo de exame possam ser obtidos os melhores resultados finais possíveis. O componente que permite o controlo destes parâmetros tem o nome de “gerador de raios-X”, que pode ser visto na imagem seguinte.



Figura 6 - Gerador de raio-X

2.2.1.3. Interação com os tecidos e as diferentes estruturas do corpo humano

Após a saída da ampola os fotões irão entrar em contacto com o corpo humano, interagindo com os tecidos e as diferentes estruturas do corpo humano, sendo que podem sofrer três tipos de ações, transmitidos, absorvidos e dispersados.

Transmissão - Os fótons que atravessam o corpo humano sem qualquer interação, ou seja, os fótons que penetram nos tecidos irão ser transmitidos.

Absorção – Quando um fóton choca com um elétron de uma órbita interna de um átomo de tecido humano, irá provocar a libertação desse mesmo elétron, visto que a energia do fóton é superior à energia necessária para a remoção do elétron, pela absorção de energia proveniente do fóton. Devido à libertação deste elétron ficará uma vaga numa camada mais interna, sendo então preenchida por um elétron vindo de uma camada de maior energia. Para que esse elétron desça de nível liberta energia, sob a forma de um fóton de baixa intensidade (radiação secundária). O elétron orbital ejetado (fotoelétron), se voltar a chocar com outros átomos de tecido humano, produzirá energia ionizante. Este é o chamado efeito fotoelétrico.

O processo de ejeção do átomo de tecido humano com uma determinada velocidade (processo de ionização), segue a seguinte equação:

$$E_c = hf - E_{lig} \quad (1)$$

Em que:

E_c – Energia Cinética do electrão depois de ser libertado (J);

hf - Energia do fóton de raio-x incidente (J);

E_{lig} – Energia de ligação do elétron ejetado (J).

A energia de ligação será a energia necessária para retirar o elétron da orbital, ou seja a energia cinética com que o elétron sai do átomo será a diferença entre a energia do fóton (produto entre a constante de Plank e a frequência) incidente e o trabalho realizado para remover o elétron.

Dispersão – Um fóton proveniente da ampola de raio-X ao chocar com um átomo de tecido humano provocando a ejeção de um elétron, continuando o seu caminho com uma trajetória difusa e com energia remanescente, ou seja, ocorre uma variação de frequência, a este fóton dá-se o nome de fóton de Compton. Este fóton com menor energia, poderá produzir incidência difusa sobre o detetor provocando a diminuição da qualidade de imagem. O elétron libertado pelo choque com o fóton, produzirá ionizações subsequentes, mas eventualmente será absorvido pelo doente.

A probabilidade da ocorrência do efeito de Compton irá depender quase exclusivamente da velocidade do fóton incidente, sendo que a densidade do átomo com que choca, insignificante,

ou seja, a interação por efeito de Compton é inversamente proporcional à energia do fóton incidente. Traduzindo o efeito de Compton numa expressão matemática:

$$E_0 + m_0c^2 = E_s + m_0c^2 + K \quad (2)$$

Em que:

E_0 – Energia inicial do fóton (J);

m_0c^2 – Energia de repouso do eletrão (J);

E_s – Energia final do fóton (J).

$$K = (p - p_0)c \quad (3)$$

K é a diferença entre os momentos lineares do fóton e do eletrão após o choque.

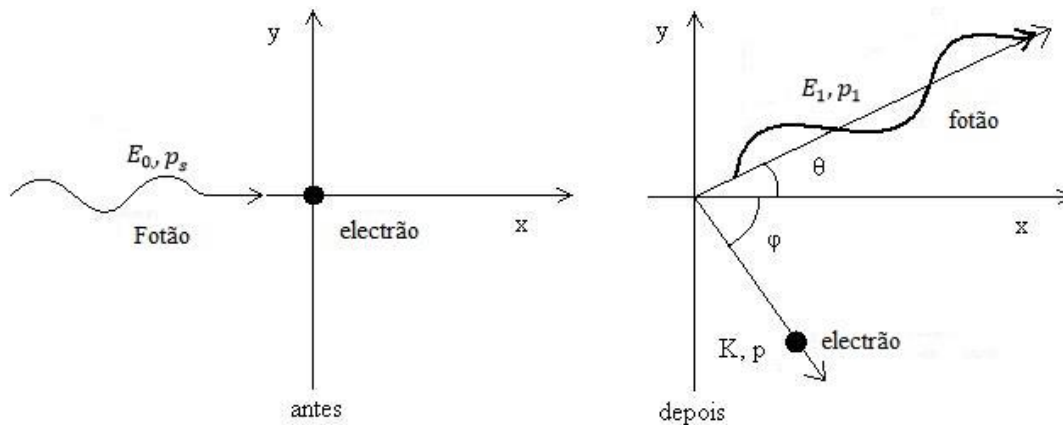


Figura 7 - Efeito de Compton

A imagem anterior representa o comportamento do fóton e do eletrão quando ocorre um choque, e as respetivas as grandezas físicas associadas. [2]

2.3. Modalidades de Imagem

2.3.1. Radiologia Convencional

A radiologia convencional é uma forma de obtenção de imagem a duas dimensões de qualquer parte do corpo humano utilizando a radiação-X, descoberta por Röntgen em 1895.

A radiação oriunda do equipamento de Raio-X, atravessando o corpo do doente formando as imagens. É um tipo de tecnologia utilizada como meio de diagnóstico em medicina, devido à sua, simplicidade, rapidez e qualidade dos resultados. [4]

2.3.1.1. Potter Bucky Grid

Como referido anteriormente, quando a radiação-X entra no corpo do doente, uma parte dos fótons irão interagir com células do corpo humano provocando interações de Compton e por sua vez dispersão de radiação. Parte desta radiação deixará o corpo humano na mesma direção inicial, contribuindo para a formação da imagem. Esta dispersão da radiação provoca uma redução do contraste da imagem gerada, como tal, a perda de contraste da imagem dependerá da quantidade de radiação dispersa advinda do corpo do doente. Este fenómeno é particularmente prejudicial para a qualidade da imagem, visto que grande parte da radiação que deixa o corpo é desta origem. [5]

O contraste de uma imagem produzida por radiação-X será determinado pela diferença de densidade em áreas adjacentes, que também poderá ser definido como a variação de densidade. [6] Por exemplo, a massa óssea sobressairá mais numa imagem do que o músculo, visto que, a densidade do osso é maior do que a do músculo, o que significa que, para que a radiação-X penetre o osso é necessário que esta seja mais energética do que para penetrar os tecidos moles. Quanto maior for a variação de densidade maior será o contraste.

O contraste poderá ser visto como uma percentagem. O 100% poderá ser obtido quando um objeto não recebe nenhuma exposição relativamente ao meio envolvente (*background*), por exemplo, quando se pretende visualizar um osso, este aparecerá a branco, ou seja, não passa

radiação nenhuma por ele e o tecido envolvente aparecerá a preto, visto que a radiação passará toda por este. Na realidade numa radiografia aparecerão três cores diferentes, o branco, o preto e a cor intermédia, o cinzento.

Para uma máquina de Raio-X, a exposição à radiação-X da área de *background* é proporcional a PS, este será o produto entre, a radiação que atravessa o doente P (*Patient*) e o fator de dispersão S (*Scatter*). O contraste com dispersão C_s (*Contraste with scatter*) é inversamente proporcional ao valor do fator de dispersão (S- Scatter). [6]

$$C_s = \frac{100}{S} \quad (4)$$

A figura seguinte mostra a relação entre o contraste e o fator de dispersão. O valor de dispersão irá depender principalmente da espessura do doente, o tamanho do campo, e o feixe de raios-X, este último irá ser determinado pela tensão em kV. [7]

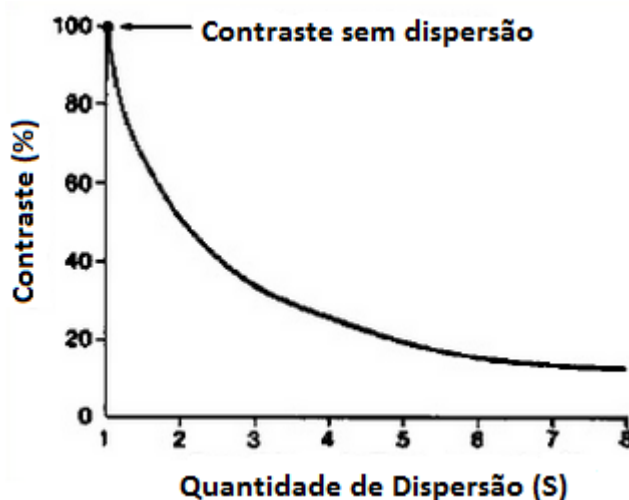


Figura 8 - Relação entre redução de contraste e quantidade de dispersão [5]

Relativamente ao primeiro ponto, espessura do doente, a quantidade de radiação dispersada é proporcional à massa total do tecido abrangido pelo feixe de raios- X primário.

Quanto ao segundo ponto, tamanho do campo, aumentando o tamanho de campo a quantidade de radiação dispersada é maior. Para reduzir a radiação dispersada recorre-se ao uso de colimadores de feixe de raios-X, cones e outros dispositivos ilustrados em baixo.

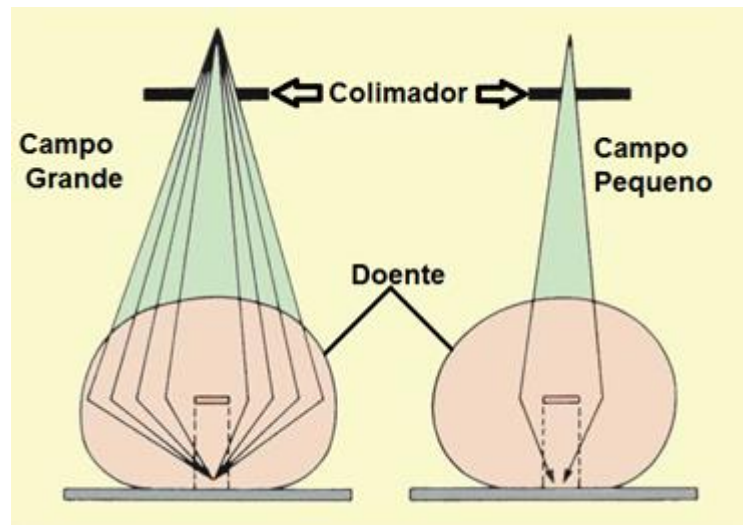


Figura 9 - Melhoria de contraste, recorrendo a limitadores de feixe [5]

Este tipo de técnica é limitado devido à extensão da área que se pretende cobrir, embora na maioria das situações, é possível melhorar o contraste reduzindo o tamanho do campo ao menor valor possível. [5]

O último ponto, feixe de Raios-X, varia com a tensão e com a corrente. Para a mesma impedância, quanto maior a tensão maior a energia e mais uniforme é o feixe de raios-X, ou seja, melhor qualidade de radiação. A corrente controla a potência de penetração, ou seja, a quantidade de energia. [8] Outra técnica utilizada para controlar o feixe de Raios-X, é a “*air-gap*”, esta técnica consiste em aumentar a distância entre o doente e o recetor de imagem. Desta forma a quantidade de espalhamento de radiação que atinge o recetor diminui relativamente ao feixe primário. A figura seguinte ilustra a técnica de “*air-gap*”

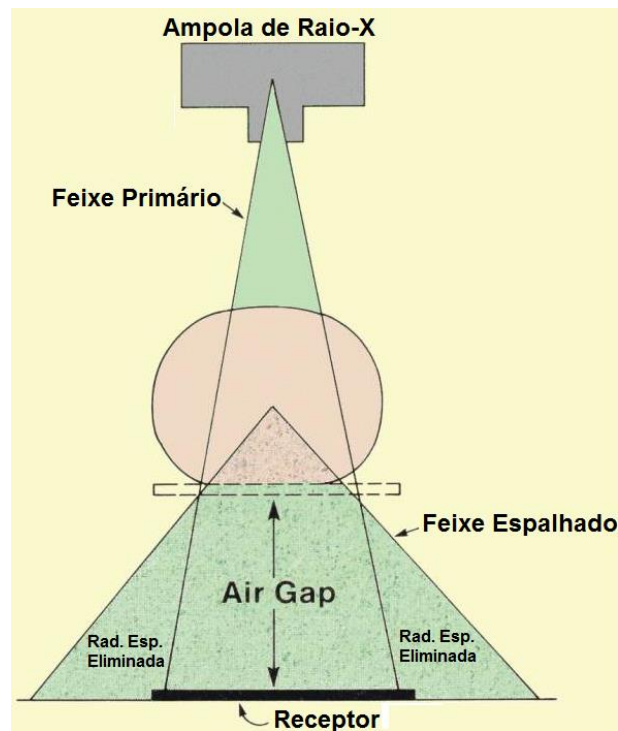


Figura 10 - Técnica Air-Gap [5] [30]

Na maioria dos exames realizados, a melhor forma de eliminar a radiação dispersa que chega ao recetor de imagem é recorrendo ao uso de *grids*. As *grids* foram inventadas por Gustav Peter Bucky e ainda hoje são o modo mais eficaz de reduzir a radiação dispersa. De uma forma geral a *grid* pode descrever-se como uma placa muito fina, constituída por tiras de um material de alta densidade, como o chumbo, alternadas com tiras de um outro material de baixa densidade, como a fibra carbono. A altura das tiras de chumbo (2 mm a 5 mm) será sempre maior do que a distância entre elas (0,25 mm e 0,4 mm), assim o rácio entre estas duas medidas é sempre superior a um. Quanto maior o rácio maior a redução da dispersão da radiação. [5] [9] A maioria das *grids* possui rácios que variam entre 5:1 a 16:1. A utilização de *grids* com diferentes rácios depende de inúmeros fatores, sendo que embora *grids* com maior rácio reduzam mais a radiação dispersa, também implicará um maior tempo de exposição do doente a radiação-X. Tendo em conta que esta *grid* é colocada entre o doente e o recetor, existe a possibilidade de estas interferirem com a formação da imagem. Esta interferência pode ser expressa formando uma espécie de linhas sobre a película ou na atenuação anormal da radiação, provocando sombras na imagem. [5]

Para reduzir os efeitos nefastos causados da *grid*, é utilizada uma técnica criada por Hollis E. Potter, em 1920. Esta técnica consiste na movimentação da *grid* num movimento só de ida ou oscilação, que começa imediatamente antes da exposição à radiação-X, desta forma é possível fazer com que as linhas causadas pelo chumbo fiquem esbatidas. [9]

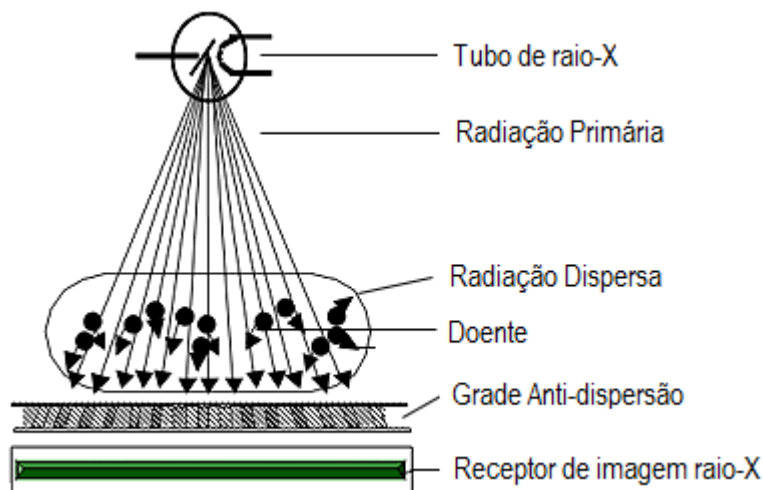


Figura 11 - Bucky Grid [20]

2.3.2. Radiologia Digital

Até há pouco tempo atrás, as imagens produzidas por um aparelho de raio-X, eram imagens analógicas, sendo que eram apenas visualizadas num monitor ou impressas. A partir do momento em que a imagem foi convertida para digital, esta passou a poder ser melhorada de várias formas, visualizada em qualquer sistema informático e armazenada por tempo indeterminado. [10]

O armazenamento digital permite a eliminação do uso de películas¹, deixando de existir, o risco de perda, bem como a repetição de exames nas mudanças de profissional. [11]

A maioria dos sinais analógicos são contínuos no tempo, ou seja, para cada instante existe um valor diferente de sinal, isto torna impossível que a conversão do sinal analógico para digital seja feita em todos os momentos temporais. Para isso é utilizada a amostragem, em que são selecionados uma série de pontos do tempo, aos quais é então feita a conversão (analógico –

¹ São folhas de acetato de celulose que servem de suporte, levam uma emulsão de brometo de prata sensível à luz e é projetado especialmente para uso radiográfico, servindo como recetor de imagem.

digital), a esta conversão é dado o nome de digitalização ou quantificação. Os componentes que têm esta função, serão os conversores analógico-digitais (ADC – *Analog to Digital Converter*).

Na conversão analógico – digital, o sinal analógico de entrada é convertido num conjunto de estados discretos de saída, esta é a operação de quantificação. A gama de tensões do conversor é dividida num número finito de estados de saída, designados por N e este número é determinado pelo número de bites do conversor n , estas duas variáveis são relacionadas segundo a equação 5:

$$N = 2^n \quad (5)$$

Após a quantificação é realizada a codificação, onde é atribuído um código para cada um dos estados de saída. O número de estados de possíveis de saída do conversor determina qual a resolução, ou seja, o detalhe com que são representadas as amplitudes dos sinais de entrada.

Como não é possível discriminar totalmente um sinal analógico, devido ao seu número infinito de pontos, com um número finito de bits, cada número binário corresponde a uma faixa de valores analógicos. Isto irá dar origem a erros de conversão.

Quando são referidos erros de conversão, estes são referentes à diferença entre o sinal lido à entrada e à saída do conversor. Este pode ser tanto menor quanto maior for o número de bits utilizados na conversão. O erro global será a soma de todos os erros individuais, tais como, erro de *offset* (desvio com relação à origem) e erro de ganho (desvio com relação ao valor final), multiplicado pela correspondente probabilidade de ocorrência. [12]

A vantagem de um sinal digital relativamente a um sinal analógico, é a sua capacidade de resistência à acumulação de erros, e a desvantagem é a perda de informação na conversão.

A frequência de amostragem (digitalização) é dada pelo número de vezes por segundo, que o processo recolhe e digitaliza uma amostra do sinal analógico. Quando se fala em imagens radiológicas, é necessária uma grande quantidade de informação, ou seja, uma frequência de amostragem elevada, para que a imagem obtida tenha o máximo de informação possível. O número de bits utilizados para a produção de um sinal digital, por um ADC é fixo.

Para colmatar a perda de informação no processo de recolha de amostras, é utilizado um valor mínimo de frequência de amostragem, que será então chamada de frequência de Nyquist.

Para que um sinal analógico possa ser reconstruído com o mínimo de informação possível, segundo o teorema de Nyquist, a frequência de amostragem deverá ser igual ou maior que o dobro da maior frequência desse sinal. [13]

$$B \leq \frac{fs}{2} \quad (6)$$

Em que,

B – Limite de banda (Hz);

fs – Frequência do espectro de sinal (Hz).

2.3.3. Radiologia Intervencionista

A radiologia intervencionista é uma subespecialidade da radiologia, utilizando técnicas de imagem na realização de procedimentos médicos que são minimamente invasivos (ex: hemodinâmica). A imagem é utilizada como forma de guia para o intervencionista, quando é inserido o cateter, fios-guia, agulhas e outros instrumentos de pequenas dimensões no doente, desde o ponto de entrada até ao ponto onde é necessária a intervenção. Esta técnica pode ser utilizada para dois fins distintos, diagnóstico (angiografia) e tratamento (angioplastia).

Na figura 12 é possível ver duas imagens de duas angiografias das artérias coronárias, o que levou a concluir tratar-se de um enfarte agudo do miocárdio (esquerda). À direita encontra-se a imagem obtida depois de ser tratado.

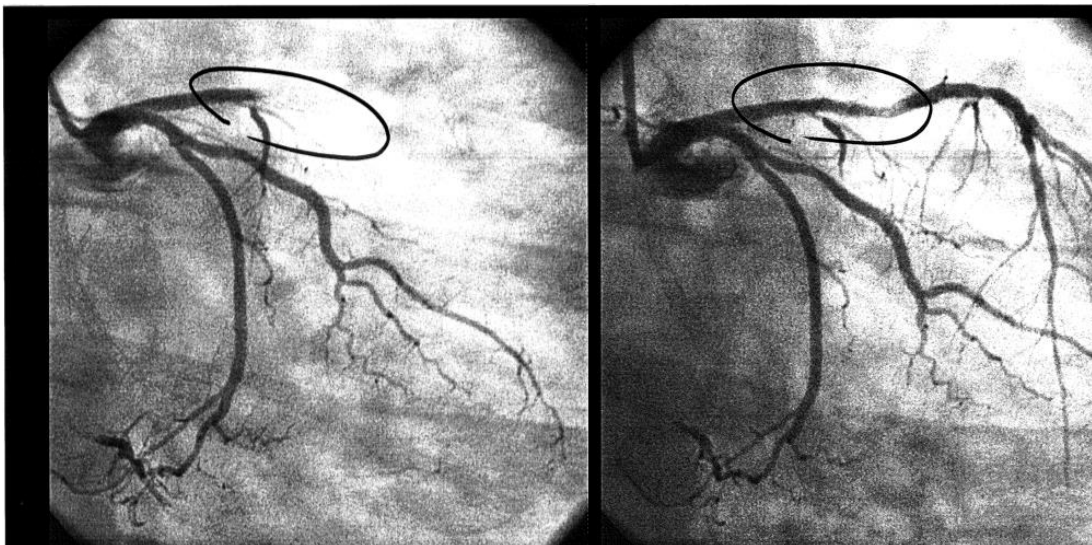


Figura 12 - Angiografia artérias coronárias [37]

Com estas técnicas é então possível, diagnosticar bloqueios no coração e nos vasos sanguíneos e tratar esses mesmos bloqueios, sem ser necessária a realização de cirurgia.

Outra aplicação da radiologia de intervenção consiste, na colocação de *stents*, biópsias e tratamento de arritmias.

Estas técnicas minimamente invasivas (relativamente a cirurgias), contribuem para, uma redução do tempo recuperação e uma redução da ocorrência de infeções. [14] [15]

2.3.3.1. Fluoroscopia

O equipamento de intervencionismo utilizado, será então um fluoroscópio. A fluoroscopia é uma técnica de imagem, utilizada para obtenção de imagem em tempo real do movimento interno de fluídos e estruturas de um doente, recorrendo ao uso de um fluoroscópico. Este é basicamente constituído por uma fonte de Raios-X e uma tela fluorescente.

Normalmente o equipamento de intervencionismo funciona com, faixas de tensão entre 50 kVp e 125 kVp, controlo automático de exposição e possibilidade de congelamento da última imagem adquirida fluoroscopicamente LIH (Last Image Hold).

O sinal de vídeo (fluoro) é convertido numa imagem digital, através de um conversor analógico pertencente ao circuito LIH.

O congelamento da imagem é particularmente útil, para que o operador possa examinar a imagem durante o tempo necessário, sem que seja necessária nova dose de radiação. Isto é especialmente importante devido à quantidade de radiação que um doente pode ser exposto, que é regulamentada. É então atendido o princípio ALARA, que serve de acrónimo para *As Low As Reasonably Achievable* (tão baixo quanto possivelmente exequível). Este é um princípio de segurança na utilização de radiação, tendo como objetivo minimizar as doses de radiação aos doentes e aos profissionais. [16]

Quando é emitida radiação por fluoroscopia, mediante a utilização de um pedal, que quando é libertado, irá ser gerado um sinal, provocando a captura da última imagem gerada pelos Raios- X. Esta imagem será reproduzida no monitor de vídeo, até que o pedal seja novamente pressionado.

Frequentemente os equipamentos de intervencionismo dispõem de três ou mais modos de magnificação, dois modos de imagem, sendo estas imagens em tempo real (fluoro) e aquisição digital (cine), tendo diferentes frequências e pulsos.

A principal diferença entre a fluoroscopia e a radiografia convencional, é a forma como é feita a aquisição de imagem. A radiologia convencional utiliza filmes de Raios-X, que necessita de um processo de revelação, enquanto a fluoroscopia possui um sistema dinâmico de aquisição de imagens, em que estas são vistas em tempo real.

Fluoroscopia está associada a altas doses de radiação, esta irá ser sempre superior à da radiologia convencional.

Como qualquer equipamento que envolva medição de sinal, a presença de ruído é uma situação crónica. Os sistemas fluoroscópicos não são exceção, ainda que apresentem uma resolução temporal excelente. Como solução para o problema de ruído nas imagens, o equipamento poderá fazer a média de uma série de imagens (*frame averaging*).

Esta técnica é realizada pelo equipamento, em que faz a digitalização das imagens, armazena-as em memória de computador, faz a sua média e apresenta-as de imediato no monitor, tudo isto em tempo real. [17, 18]

Uma outra técnica utilizada de grande utilidade, é o jogo entre imagens captadas, com contraste. Ou seja, inicialmente é tirada uma imagem, chamada de máscara (**A**), onde o contraste ainda não atingiu a área a interencionar, onde é apenas mostrada a anatomia normal, esta imagem irá ser gravada na memória. Depois irá ser tirada uma imagem dos vasos preenchidos com contraste (**B**). A imagem mostrará, os vasos preenchidos com contraste sobrepostos com a anatomia normal, sendo esta imagem armazenada. Estas duas imagens são então subtraídas uma à outra, pixel a pixel, ficando apenas a imagem dos vasos preenchidos (**B-A**). Estas imagens serão então chamadas de angiografia de subtração digital (DSA- *Digital Subtraction Angiography*). [10]

A figura seguinte mostra um exemplo de uma subtração digital.

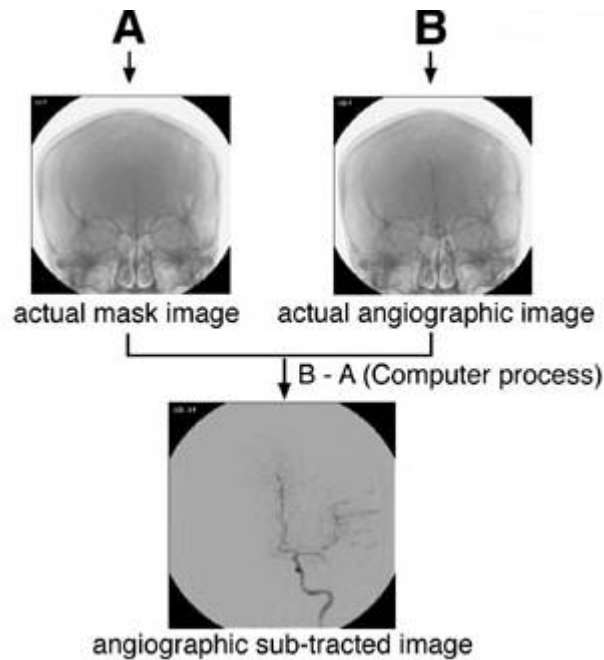


Figura 13 - Exemplo de DSA [19]

2.3.3.2. Fluoroscopia Contínua

A fluoroscopia contínua consiste na emissão contínua de feixes de raios-X, onde são usadas correntes entre 0.5 mA e 4 mA, este valor irá depender da espessura do doente. A imagem é apresentada pela câmara de vídeo a uma frequência de 30 imagens por segundo, ou seja, cada imagem demora 33 ms (1/30 s) a ser adquirida. Se durante este tempo houver algum tipo de movimentação, gerará um “borrão” na imagem. [17]

2.3.3.3. Fluoroscopia Pulsada

No caso da fluoroscopia pulsada, o gerador produz uma série de curtos pulsos de raio-X, desta forma, na maioria dos equipamentos, é possível modificar a frequência (imagens por segundo), a largura de pulso (tempo em ms) e a sua altura (mA).

Em muitos procedimentos fluoroscópicos, não é necessária uma frequência de 30 imagens/s podendo ser utilizadas frequências menores. [17]

2.3.3.4. Evolução na Radiologia Cardiovasacular

Como referido anteriormente, existem métodos minimamente invasivos, na área do intervencionismo, de diagnóstico e tratamento, sendo que, a tecnologia de exames por imagem tem vindo a evoluir, contribuindo para um diagnóstico mais detalhado, o que é fundamental para a melhor escolha de tratamento em cada caso, bem como, uma intervenção preventiva de maior sucesso. Esta evolução permite fazer exames com os mesmos resultados, mas menos invasivos, traduzindo-se em maior conforto e menor risco para o doente. Para isso são utilizados outros aparelhos, como por exemplo a angiotomografia computadorizada (ATC) das artérias coronárias e a ressonância magnética cardíaca.

2.3.4. Tomografia Computorizada (TC)

Os aparelhos de raio-X convencionais evoluíram para a tomografia computadorizada. Este tipo de técnica permite também um exame complementar de diagnóstico por imagem, em que é utilizada radiação-X de forma a criar uma imagem representativa de uma secção (“fatia”) do corpo do doente. Em muito semelhante à radiografia convencional, em que é estudada a atenuação do feixe de raios-X ao atravessar um segmento do corpo, também possui muitas diferenças.

Tal como na radiologia convencional, na TC tecidos com diferentes composições absorvem radiação-X de forma diferente, quando na presença de tecidos mais densos é absorvida mais radiação do que tecidos menos densos.

Desta forma, a TC indica a quantidade de radiação absorvida em cada tipo de tecido na parte do corpo analisada, chamada de radiodensidade, produzindo uma imagem numa escala de cinzentos. Cada pixel desta imagem irá corresponder à média de absorção dos tecidos nessa zona, expressa em unidades de Hounsfield (em homenagem ao criador da máquina de TC).

2.3.4.1. Evolução TC

A primeira geração de *scanners*, eram utilizados exclusivamente para obtenção de imagem do cérebro, isto porque eram demasiado lentas para qualquer parte do corpo que tivesse movimento, como o peito (respiração), demorando cerca de 20 min a formar uma única imagem. A sua configuração é em “*pencil beam*”, em que um único feixe de raio-X atravessa o crânio, com um único recetor no lado oposto, e é deslocado lateralmente de um lado ao outro da cabeça, repetindo o mesmo processo num movimento giratório grau a grau até completar 180°.



Figura 14 - TC 1ª Geração [20]

Quanto à segunda geração, eram muito similares em termos de funcionamento às de primeira geração, com a diferença de que em vez de ser utilizado um “*pencil beam*”, é utilizado um feixe em forma de leque, com vários recetores no lado oposto. Desta forma é possível reduzir o tempo necessário para obter uma imagem.



Figura 15 - TC 2ª Geração [20]

No caso da TC de terceira geração, há um avanço significativo, é na mesma utilizado um feixe em forma de leque, no entanto, apenas realiza o movimento giratório continuo em que o doente é deslocado para obter vários cortes. Neste caso particular a máquina roda 180° num sentido, pára, o doente é deslocado e roda 180° no sentido oposto, para a posição inicial, isto acontece porque se a máquina rodasse apenas num sentido provocaria um movimento de torção nos cabos presentes dentro da máquina, causando a sua rutura.

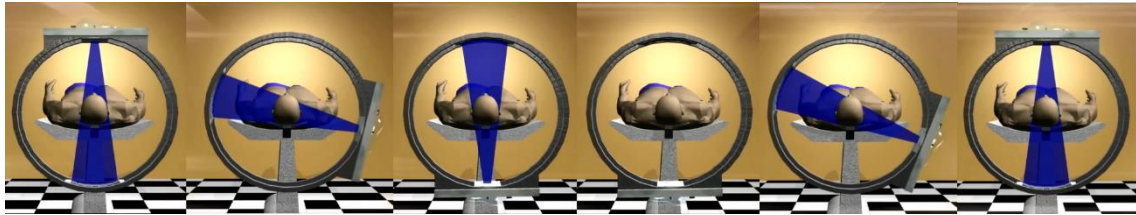


Figura 16 - TC 3ª Geração [20]

Na história da evolução o aparelho seguinte foi o *scanner* helicoidal. Na quarta geração, a configuração é igual à de terceira geração, fonte de raio-X com configuração de feixe em leque, vários recetores do lado oposto, com a diferença de que extingue a necessidade de rotação nos dois sentidos, passando a realizar uma volta de 360° , isto devido a toda a parte eletrónica estar conectada em pistas. Assim a TC pode girar num só sentido enquanto o doente passa pela fonte de raio-X, cessa a paragem da máquina para deslocar o doente, basicamente a imagem é obtida, quase como em forma de espiral.

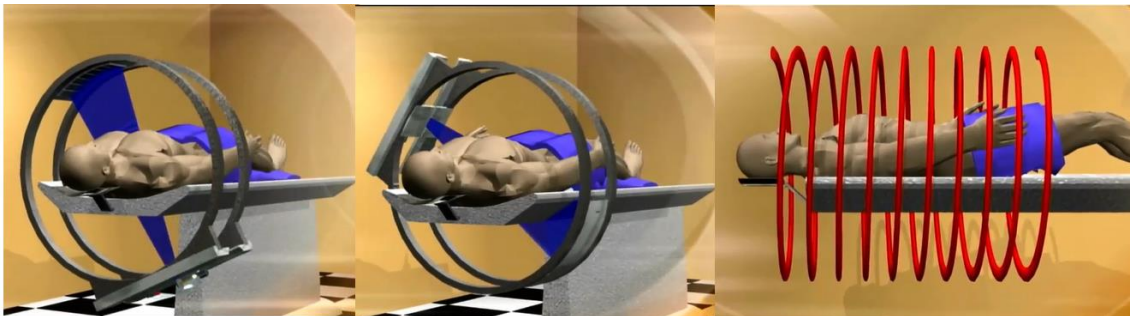


Figura 17 - TC 4ª Geração [20]

Esta é a forma atual de funcionamento de uma TC, sendo que inicialmente era apenas utilizado um detetor e agora já são utilizadas filas de múltiplos detetores, até ao limiar de 320 filas.

Hoje em dia é possível obter imagem com grande detalhe coisa que era impensável à 20 anos atrás. Na ilustração seguinte são apresentadas duas imagens de cérebros em corte, uma obtida com TC de 1.^a geração e outra de 4.^a geração. [20]

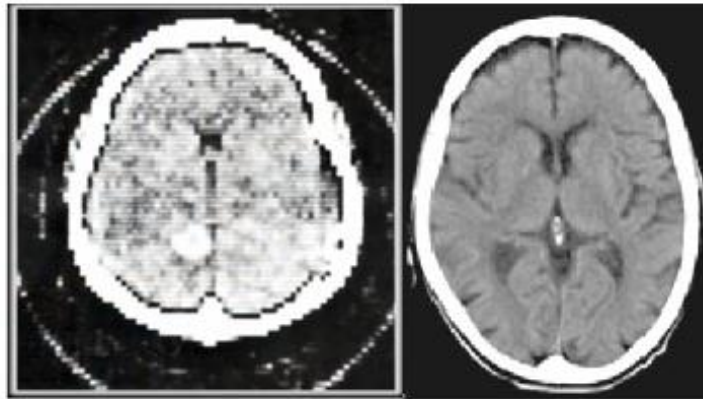


Figura 18 - Imagens obtidas com TC de 1.^a Geração (esquerda) [20] e de 4.^a Geração (direita) [21]

Com este tipo de tecnologia é possível realizar a triagem dos doentes, podendo prevenir cirurgias invasivas desnecessárias, tais como cirurgias exploratórias.

Dando expressão à redução efetiva da radiação X e à necessidade de estender a zona anatómica a estudar pela imagem TC, um fabricante acaba de introduzir o TC digital (deixa de existir filas de detetores para ser substituído por um longo painel de dupla camada, com capacidade de medir mais que uma energia em simultâneo, dando lugar a um novo conceito de “imagem espectral”. [22]

2.3.5. Ressonância Magnética (RM)

A ressonância magnética é uma técnica de obtenção de imagem da anatomia e da fisiologia humana, que utiliza fortes campos magnéticos e radiofrequência. Este tipo de equipamento é utilizado, em ambiente hospitalar, para realizar diagnósticos por imagem, sem o efeito nocivo da radiação ionizante. [13]

Este método de diagnóstico por imagem aplicado à medicina segue duas vertentes:

- Imagem por Ressonância Magnética (IRM)
 - Angiografia
 - Mamografia

- ...
- Espectroscopia por Ressonância Magnética (SRM)

O aumento da utilização deste tipo de técnica advém do facto de as imagens obtidas possuírem uma resolução e contraste de alto nível e às recentes possibilidades de obtenção de imagens funcionais e espectroscópicas ².

Existem dois tipos de Ressonância Magnética, as de campo Aberto (Hamburguer), utilizadas com potências mais baixas e as de campo Fechado (Túnel) utilizadas com potências mais altas. As de campo aberto são utilizadas sobretudo devido à fobia de alguns doentes em ficarem fechados.

Fazendo a combinação de um campo magnético (B_0) e de uma fonte de excitação de radiofrequência (RF), irá possibilitar a obtenção de imagens da anatomia do corpo e informações sobre a natureza química (processo metabólico).

Devido à abundância do hidrogénio no corpo humano e do seu núcleo fornecer um forte sinal de ressonância, nas aplicações médicas em RM, trabalha-se sobre os núcleos do hidrogénio.

Para explicar os princípios físicos associados à formação de imagens de RM, recorre-se à física nuclear, mais precisamente à física quântica, que permite explicar o comportamento dos *spins* nucleares.

Os sinais de ressonância são provenientes dos isótopos do hidrogénio, mais precisamente pelo seu núcleo (protões e neutrões) que contêm um único protão. Cada um dos núcleos representa um pequeno magneto, em que cada protão tem um determinado *spin*, que quando em

² O termo espectroscopia é a designação para toda técnica de levantamento de dados físico-químicos através da transmissão, absorção ou reflexão da energia radiante incidente numa amostra

estado natural (sem presença de um campo magnético), possuem diversas orientações. A soma dos campos magnéticos gerados por cada um destes magnetos será zero.

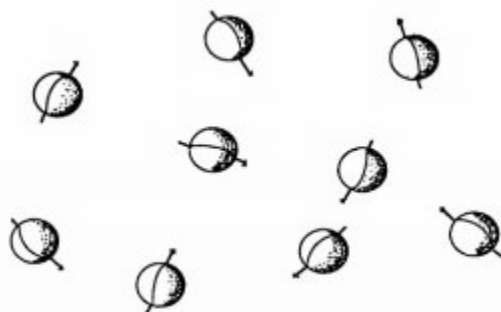


Figura 19 - Spins na ausência de campo magnético externo [22]

No entanto, quando sujeitos a um campo magnético de origem externa (B_0), dar-se-á o alinhamento entre o B_0 e os spins dos prótons, o que resulta num novo equilíbrio.

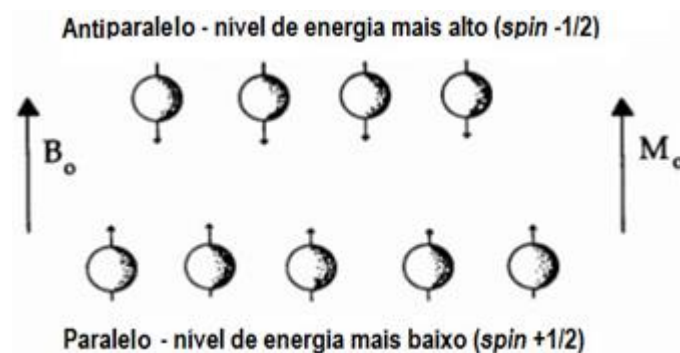


Figura 20 - Spins num meio onde se estabeleceu um campo magnético B_0 (adaptado [23])

M_0 tem o significado de magnetização total do meio.

Devido à diferença de energia entre os dois estados (paralelo e antiparalelo), existirá um maior número de prótons no estado de energia mais baixo do que no estado de energia mais alto. Sendo que esta diferença é mínima. Devido a esta ocorrência, a magnetização total deixa de ter valor zero e passa a ter a direção do campo (z), isto ocorre porque os spins, fazem um determinado ângulo com o eixo do campo B_0 , encontram-se aleatoriamente distribuídos, pelo que a sua componente xy se anula, ficando apenas com a componente segundo z . [24, 23]

Quando sobre a ação de um campo magnético, o movimento de spin nuclear é alterado, passando a descrever a forma de um cone sobre o próprio eixo, este fenómeno é conhecido como precessão, este tipo de movimento pode ser comparado ao movimento de um pião quando começa a perder energia cinética. [25]

A onda de radiofrequência deverá possuir uma frequência de igual valor à de rotação dos núcleos quando sujeito a B_0 . Esta frequência, é então chamada frequência de precessão ou frequência de Larmor³ e será proporcional à constante giromagnética – γ^4 e a B_0 .

$$f = \gamma \times B_0 \quad (7)$$

A constante giromagnética será única para cada núcleo. Na tabela seguinte são apresentados alguns elementos e as respetivas frequências para diferentes campos,

Tabela 1 - Frequências para diferentes materiais e valores de campo [22]

NÚCLEOS	f_0 (0,5 T)	f_0 (1,0 T)	f_0 (1,5 T)
1H	21.3 MHz	42.6 MHz	63.8 MHz
19F	20.0 MHz	40.1 MHz	60.2 MHz
31P	8.6 MHz	17.2 MHz	25.7 MHz
23NA	5.7 MHz	11.3 MHz	17.1 MHz
13C	5.4 MHz	10.7 MHz	16.1 MHz

O que significa que, no caso de um núcleo de um isótopo de hidrogénio, para um campo B_0 de 1 T, a frequência de ressonância é de 42.6 MHz.

Se os núcleos forem sujeitos a um campo de radiofrequência dar-se-á um fenómeno de ressonância⁵, o que irá afetar os *spins*. Sendo que uma delas, será um aumento da população de *spins* antiparalelos e a outra a colocação dos *spins* em fase. Nestas condições, a magnetização total irá alterar-se, mudando de direção, passando a possuir componente xy .

Os efeitos provocados nos *spins* serão diferentes consoante a amplitude e a duração dos impulsos de radiofrequência.

O sinal medido é a componente transversal da magnetização por meio da colocação de uma bobina segundo um dos eixos (x ou y). O sinal que é medido depende então da quantidade de prótons que estão presentes no meio (tecido). Este será tanto mais intenso quanto maior for a concentração de prótons, isto permite que os tecidos sejam distinguidos uns dos outros

³ A frequência de Larmor é a frequência a que os núcleos giram, ou seja, número de voltas que estes dão por segundo.

⁴ A constante giromagnética ou razão giromagnética é a relação entre o momento angular e o momento magnético de cada núcleo ativo em RM.

⁵ “O fenómeno de ressonância ocorre quando um objeto é exposto a um ambiente no qual ocorre uma perturbação oscilatória de frequência próxima da frequência natural desse objeto.” [31]

(quantidade de prótons presentes). No entanto este não é um fator decisivo no nível de contraste desta técnica, visto que as diferenças entre tecidos não é muito significativa.

2.3.5.1. Tempo de relaxação

A medida da taxa de relaxação, permite obter informações relativas à dinâmica molecular para diferentes regimes de frequência, onde se pode medir os tempos de relaxação (T_1 e T_2), em que T_1 é a recuperação da magnetização M_0 ao longo do eixo z, chamada de relaxação spin-rede, T_2 será o decaimento da magnetização no plano xy, o que é denominado de relaxação transversal. Estes dois processos irão ocorrer em simultâneo. [26]

Após ter sido aplicado um campo magnético estático, responsável pela magnetização segundo a sua direção, é aplicado um campo magnético oscilatório, que roda a magnetização com um determinado ângulo. Quando cessa o impulso de radiofrequência, o sistema tem tendência a regressar ao estado inicial, ou seja, há uma reorganização do povoamento dos *spins* e o desfaseamento destes, isto serão dois processos independentes, isto é, dois fenómenos de relaxação diferentes.

Relativamente ao desfaseamento, visto que os *spins* não têm todos a mesma frequência, não se encontram em fase. Isto deve-se principalmente ao facto, do campo magnético estático imposto não ser uniforme e também ao meio (existência de campos locais, pela presença de outros prótons) em que cada próton se insere. Como tal existirá um desfaseamento entre *spins* e a magnetização no plano xy diminui, provocando um decréscimo no sinal medido FID (*Free Induction Decay*).

Relativamente à relaxação, pode constatar-se que o decaimento do sinal medido é exponencial, caracterizado por uma constante no tempo T_2^* e pode ser definida por tempo de relaxação da componente transversal de magnetização (xy), ou seja, o tempo que os prótons permanecem em fase depois de cessar o pulso RF. T_2^* vai então definir o tempo que leva a que seja perdida a componente transversal de magnetização.

O tempo T_2^* depende essencialmente das estruturas dos tecidos (interação *spin-spin*), mas também da heterogeneidade do campo magnético estático. Existem também substâncias que

alteram o B_0 , favorecendo o desfasamento e encurtando o T_2^* , o que provoca uma imagem mais escura.

Um outro mecanismo de relaxação será a recuperação da magnetização longitudinal (z). Este será definido por um tempo T_1 , que será o tempo que um tecido demora a recuperar a magnetização longitudinal. O T_1 será definido pela intensidade do campo magnético B_0 e da quantidade de água. Quanto maior B_0 maior será T_1 , o mesmo ocorre relativamente à água, quanto maior a quantidade de água mais longo será o período T_1 . Este parâmetro será uma forma de obter informação dos tecidos, consoante o meio em que os *spins* se inserem, terão maior ou menor facilidade de libertação de energia. T_1 é então utilizado para obter contraste entre tecidos.

2.3.5.2. Formação de imagem

Noção de eco de *spin*

Devido à presença de heterogeneidades no campo magnético, o tempo de relaxação T_2^* é encurtado, este tipo de efeito é nocivo, pelo que se pretende anulá-lo. Sabe-se que uma possível diferença que ocorra no campo magnético de cada *spin*, cria perturbações, que por sua vez, se traduzem em diferentes velocidades angulares dos *spins* (equação 7).

Suponha-se agora que, momentos após a ação do impulso de radiofrequência, dá-se o fenómeno apresentado em cima. Neste âmbito, caso houvesse um impulso de radiofrequência de 180° (rotação dos *spins* em 180°) ocorreria uma inversão das suas posições relativas, ou seja, todos os *spins* que se encontrassem com uma velocidade maior, passavam a estar mais atrasados face aos restantes. Algum tempo depois disto, os *spins* voltam a estar em fase, como inicialmente, criando um novo aumento na magnetização transversal (Figura 21).

Caso estas alterações não tivessem ocorrido, ou seja, os *spins* possuíssem sempre a mesma velocidade angular, a magnetização transversal iria ser totalmente recuperada.

Como seria de esperar, as interações entre *spins*, estão sujeitas a algumas oscilações, pelo que, os seus efeitos, ao contrário dos correspondentes às heterogeneidades do meio, prevalecem e são responsáveis pela diminuição gradual da magnetização transversal.

Esta diminuição está caracterizada na Figura 21 como T_2 e denomina-se por tempo de relaxação *spin-spin*. Este parâmetro, a par da densidade protónica e do tempo de relaxação *spin-rede* T_1 , são responsáveis pela distinção entre os tecidos.

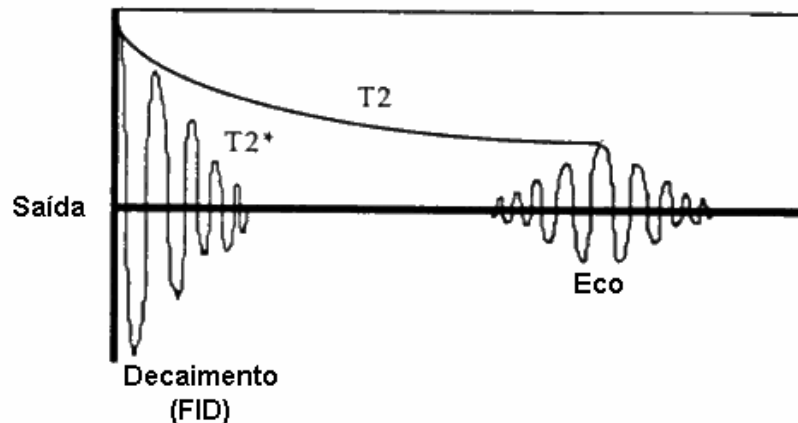


Figura 21 - Esquema explicativo sobre como, através da técnica de ecos de *spin*, é possível obter um sinal que é dependente apenas das interações entre os *spins* e não considera as heterogeneidades do campo magnético estático (adapt. R.B. Lufkin, 1990).

Na atualidade, no processo de formação de imagens em RM, são utilizadas sequências com um certo número de impulsos, de forma a que, seja dada uma maior atenção a determinados parâmetros. Devido à simplicidade de certas sequências e à sua eficiência, estas continuam a ser utilizadas em grande escala, sendo uma delas a repetição sequencial de um impulso de 90° , seguido de vários de 180° . Nesta sequência em particular, T_E refere-se ao tempo entre dois impulsos de 180° e T_R ao tempo entre dois impulsos consecutivos de 90° .

Intensidade do sinal

Anteriormente foram referidos os parâmetros através dos quais são contruídas as imagens numa ressonância magnética. Com estes parâmetros é então possível influenciar a intensidade de sinal. Foi ainda referido, que o sinal que é medido em imagens de RM, se trata da magnetização transversal total dos tecidos. Sendo I a intensidade de sinal, observam-se as seguintes relações:

1. A intensidade do sinal é tanto mais forte quanto maior for a densidade protónica (n).

$$I \propto n \quad (8)$$

2. A intensidade do sinal depende de T_2 segundo a expressão:

$$I = f\left(e^{\frac{-T_E}{T_2}}\right) \quad (9)$$

3. A intensidade do sinal depende de T_1 segundo a expressão:

$$I = f\left(1 - e^{\frac{-T_R}{T_2}}\right) \quad (10)$$

Imagens com contraste em densidade protónica, T_1 e T_2 .

O sinal medido em RM depende de três fatores distintos: a densidade protónica, o tempo de relaxação *spin-spin* e o tempo de relaxação *spin-rede*.

Através das fórmulas apresentadas, é possível perceber a metodologia usada para o contraste das imagens, de forma a realçar os parâmetros realmente pretendidos. O conhecimento da existência de imagens em densidade protónica nos instantes T_1 e T_2 é um privilégio de quem possui experiência nas imagens de RM. Considere-se agora dois tecidos humanos que detenham tempos de relaxação próximos e densidades protónicas muito distintas; Neste contexto, o mais adequado seria utilizar intervalos de tempo entre dois impulsos de 180° (T_E) bastante curtos e intervalos entre dois impulsos de 90° (T_R) bastantes longos. A primeira função (9) desta situação tende a saturar e a expressão (10) também, pelo que, a forma de separação dos tecidos é fundamental através da densidade protónica n .

De igual forma, quando se pretende separar dois tecidos a partir da diferença entre os seus tempos de relaxação T_1 , deve-se utilizar T_E e T_R curtos. **[26]**

Através da análise da Figura 22, tendo por base uma análise da intensidade do sinal em função do tempo, é possível perceber todo este procedimento para um tecido com um T_1 curto ou longo. Note-se que para se obter um maior contraste entre os tecidos, deve deixar-se passar pouco tempo.

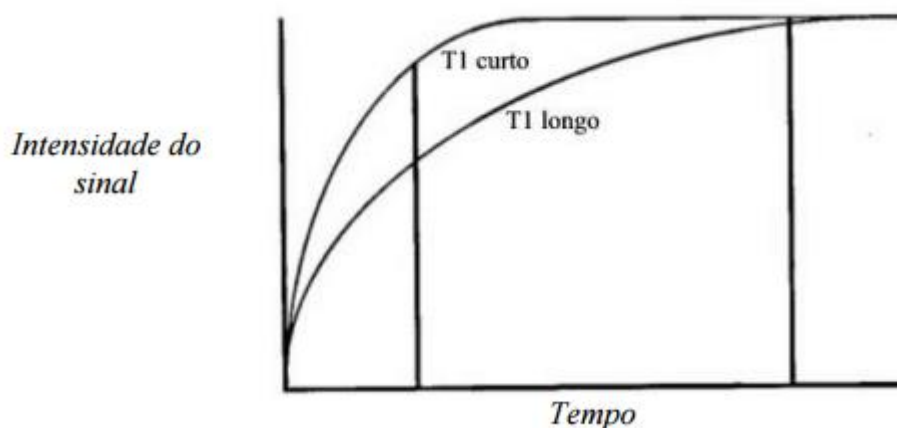


Figura 22 - Gráfico da intensidade do sinal em função do tempo para dois tecidos caracterizados por tempos de relaxação spin/rede diferentes (adapt. R.B. Lufkin, 1990)

Em conclusão, para realçar as diferenças em T_2 , deve utilizar-se uma sequência com um T_E e um T_R longos. Pela análise da Figura 23, verificam-se duas curvas de intensidade do sinal, para um tecido com um T_2 curto e um tecido com um T_2 longo, em que a maior discrepância entre as curvas dá-se ao fim de algum tempo.

Outro assunto importante de ser referido, consiste nas tonalidades das imagens de RM. Através do que foi referido anteriormente, outra ilação que se pode retirar é que, regiões com uma densidade protónica elevada aparecem em tons mais claro (tecidos gordos e fluidos) e regiões com uma densidade protónica baixa aparecem em tons mais escuros (calcificações, ar, tecidos fibrosos e osso cortical).

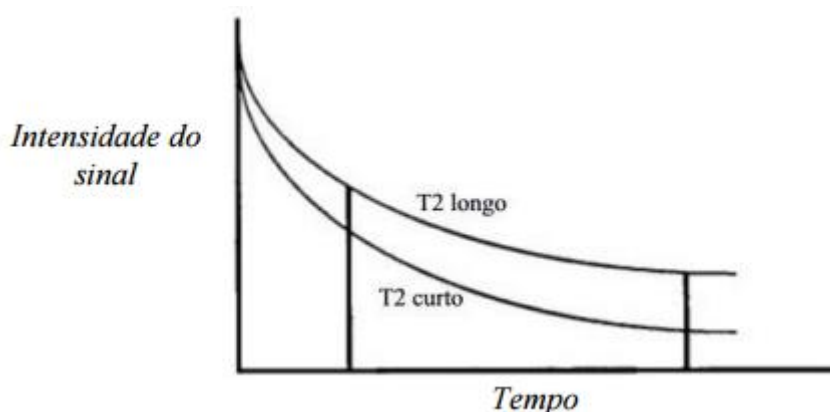


Figura 23 - Gráfico da intensidade do sinal em função do tempo para dois tecidos caracterizados por tempos de relaxação spin/spin diferentes (adapt. R.B. Lufkin, 1990)

A facilidade de absorção de energia na gama das radiofrequências, por parte de cada tecido, é o que irá determinar o valor de T_1 , o que significa dizer que, em casos como a água T_1

será longo, mas em substâncias como o colesterol terá um T_1 curto. No caso do colesterol, o valor de T_1 deve-se ao facto de que os movimentos do colesterol são lentos, encontrando-se muito próximos da frequência de Larmor dos átomos de Hidrogénio.

É de referir o caso particular da água, que embora circule livremente pelos tecidos, em certas ocasiões ocorre a sua ligação, ainda que fraca, com a fronteira de muitas moléculas. Nos tecidos onde este fenómeno ocorre, o tempo T_1 da água tende a diminuir.

Recorrendo à tabela 2, apresentada a seguir, pode comparar-se os valores de T_1 e de T_2 para diferentes tecidos orgânicos, quando considerada uma frequência de 20 MHz. É de notar que no caso do sangue especificamente, cuja constituição incorpora uma grande quantidade de água, o tempo de relaxação *spin-rede* (T_1) é muito inferior ao da água pura, devido ao fenómeno referido anteriormente, de ligação da água com os restantes constituintes sanguíneos.

Concluindo, quando as imagens são realizadas com contraste em T_1 , a gordura fluidos com proteínas, moléculas lipídicas, hemorragias subagudas e a melanina, aparecem a branco, enquanto que, as regiões como neoplasmas, edemas, inflamações, fluidos puros e o líquido céfalo-raquidiano aparecem a preto.

Tabela 2 - Valores de T_1 e de T_2 para alguns tecidos biológicos para impulsos de 20 MHz [23]

	T_1 (ms)	T_2 (ms)
SANGUE	900	200
MÚSCULO	500	35
GORDURA	200	60
ÁGUA	3000	3000

Quanto ao tempo de relaxação *spin-spin* este irá ser determinado pelos campos magnéticos locais. Como tal, em casos como o dos sólidos e das grandes moléculas, T_2 será tendencialmente curto, devido aos seus campos magnéticos serem intrínsecos.

Por outro lado, para os casos dos fluidos, os campos magnéticos tendem para zero. Na Tabela 2, comprova-se as observações efetuadas para os tecidos como a água ou o sangue, em que T_2 apresenta valores superiores, comparativamente aos tecidos como os músculos.

3. Modo de Utilização do Raio-X (Cenários de Estudo)

A capacidade de penetração da radiação-X é uma mais-valia na área médica, nomeadamente na imagiologia. A imagem obtida pela incidência de radiação, é representada num plano por um número infinito de pontos que são sobreposições das projeções.

A qualidade da imagem é definida por uma série de características, sendo elas relacionadas com:

- O alvo;
- Fatores geométricos;
- O objeto;
- A qualidade dos raios-X;
- O ambiente.

Na parte prática desta dissertação, serão explorados as características relacionadas com os fatores geométricos, sendo elas: distorção, ampliação e efeito penumbra. Para isso foram realizadas diversas medições, pretendendo determinar-se quais as condições geométricas mais favoráveis, para a realização de uma exame de imagem médica, utilizando radiação-X. Este tipo de fatores, são aqueles que num equipamento de imagiologia em raio-X, têm de ser definidos pelo engenheiro antes do equipamento de ser entregue ao cliente. Desta forma, os erros de posicionamento por parte dos técnicos de saúde, são praticamente eliminados.

Para que as propriedades da imagem sejam totalmente caracterizadas, este processo teria de ser repetido para todas as localizações dos objetos intervenientes (foco, doente e filme).

Para que a ciência evolua e se chegue a muitas conclusões este tipo de trabalhos tem de ser efetuado mesmo parecendo absurdo.

(Nota: Todas as medições foram realizadas no mesmo local, Centro Hospitalar do Porto – Unidade Hospital de Santo António, embora o aparelho de Raio-X utilizado não tenha sido sempre o mesmo, o modelo (Philips Bucky Diagnost TH) não variou. Houve a preocupação que dentro da mesma experiência não existisse variação de equipamento.)

3.1. Distorção

Relativamente à distorção, esta pode ser definida como a representação errónea do tamanho ou formato do objeto. Esta irá depender de três fatores, a espessura, o posicionamento do objeto e a sua forma geométrica. No caso de objetos mais espessos, a distorção será superior à distorção em objetos mais finos. A distorção também poderá ter origem na diferença de planos entre o objeto e o filme, que será o alvo da imagem. [27]

Em caso algum, é possível obter uma imagem exatamente igual ao objeto que está a ser radiografado, devido à existência de magnificação da imagem e/ou distorção. Esta falta de fidelidade relativa à imagem real, pode ocorrer por dois motivos, distância entre o objeto e o filme e divergência do feixe de raio-X.

Divergência do feixe de raio-X

A divergência do feixe de raio-X ocorre devido a este ser gerado numa fonte estreita no tubo de raio-X, acabando por se espalhar de forma a atingirem toda a área do filme ou recetor de imagem.

O tamanho do feixe de raio-X será definido, como já foi referido, por colimadores ajustáveis, de forma a poderem ser absorvidos os raios-X periféricos em todas as direções possíveis, limitando assim o tamanho do campo de colimação.

Normalmente, apenas o raio central (RC), ponto central exato do feixe de raios-X, penetra o objeto de forma perfeitamente perpendicular, isto resulta na menor distorção possível nesse ponto. A radiação restante irá penetrar o corpo com um ângulo diferente de 90° , o que provoca uma magnificação desse ponto. Juntando o efeito divergente da radiação-X e a variação da distância entre o objeto e o filme, a distorção da imagem é inevitável. A divergência aliada ao tamanho do ponto focal, provoca um esbatimento das formas, devido ao efeito penumbra.

3.1.1. Metodologia

Existem quatro fatores de controlo primário de distorção, sendo eles: distância do foco ao filme, distância entre o objeto e o filme, o alinhamento do objeto e o RC.

Para testar estes efeitos aproveitou-se a presença nas instalações no Centro Hospitalar do Porto para realizar quatro experiências diferentes.

Primeira: A experiência foi realizada para três medidas diferentes de distância entre o foco e o filme, mantendo-se inalterados os restantes parâmetros. Sendo que o objeto foi colocado a uma distância de 7 cm do filme.

Distâncias entre o foco e o filme para cada um dos ensaios

$$h1 = 135 \text{ cm}$$

$$h2 = 93 \text{ cm}$$

$$h3 = 60 \text{ cm}$$

Segunda: Analogamente à experiência anterior, apenas foi alterada a distância entre o objeto e o filme. A distância entre o foco e o filme foi mantida constante a 107 cm.

Terceira: Mais uma vez foram realizadas três medições distintas para diferentes alinhamentos do objeto. As distâncias entre os três intervenientes foram as seguintes:

$$h = 107 \text{ cm}$$

$$d = 8 \text{ cm}$$

Quarta: Por fim, a experiência foi realizada fazendo três repetições de disparo, para diferentes ângulos do RC com o objeto. As distâncias foram mantidas iguais às do ensaio anterior.

3.1.2. Resultados

Na tabela seguinte são apresentadas as medições realizadas, para determinação de qual a distorção obtida. A distância **Objeto – Filme** será dada pela soma das distâncias entre a mesa – filme e objeto – mesa. A distância **Foco – Filme** será dada pela adição das distâncias entre foco – mesa e mesa – filme.

As primeiras três medições apresentadas na tabela 3, são relativas à variação entre o foco e o filme, as medições 4, 5, e 6, são relativas à variação da distância entre o objeto e o filme.

Para estes testes foi utilizado um fantoma⁶ cilíndrico em acrílico com uma altura de 15,8 cm e 7 cm de diâmetro, acoplado a uma chapa de 0,1 cm de espessura. No topo e na base do cilindro encontram-se duas esferas de chumbo, que permitem verificar o alinhamento do equipamento. Como é ilustrado na figura seguinte.

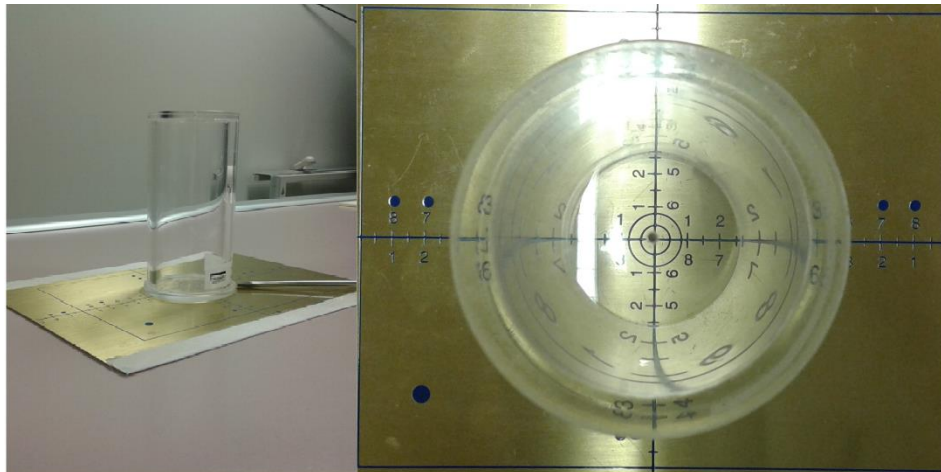


Figura 24 - Posicionamento do fantoma 1

As medições 7, 8 e 9 são relativas à variação do alinhamento do objeto no plano, finalmente são apresentadas as medidas relativas à variação da perpendicularidade do raio central com o objeto.

Para estas medições foi utilizado um fantoma tubular em ferro com 21,3 cm de comprimento e 1,9 cm de altura, sobre a chapa de medição, de acordo com a Figura 25.

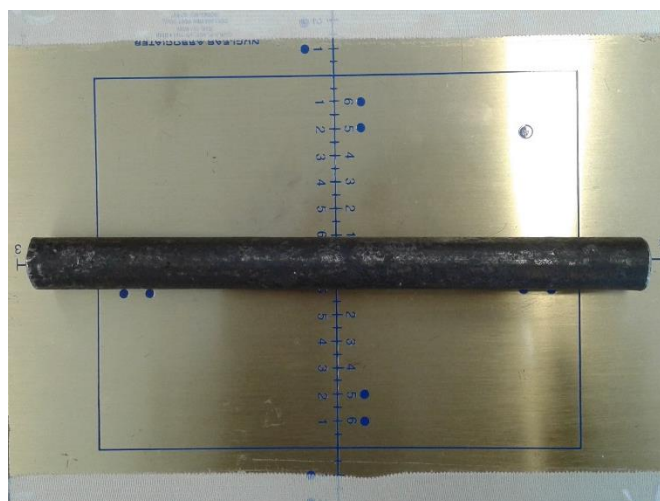


Figura 25 - Posicionamento do fantoma 2

⁶ Os fantasmas são materiais utilizados para simular os tecidos biológicos

Tabela 3 - Compilação das medições realizadas para avaliação da distorção, medidas em cm

MEDIÇÃO	MESA- FILME	OBJETO- MESA	FOCO- MESA	FOCO- OBJETO	ALTURA OBJETO	INCLINAÇÃO DA AMPOLA	OBJETO INCLINADO
1	7	0	128	112,1	15,9	0	Não
2	7	0	86	70,1	15,9	0	Não
3	7	0	53	37,1	15,9	0	Não
4	7	20,2	100	63,9	15,9	0	Não
5	7	27,9	100	56,2	15,9	0	Não
6	7	35,6	100	48,5	15,9	0	Não
7	7	0	100	-	2,0	0	Não
8	7	0	100	-	2,0	0	Sim
9	7	0	100	-	2,0	0	Sim
10	7	0	100	98	2,0	0	Não
11	7	0	100	98	2,0	+30	Não
12	7	0	100	98	2,0	-30	Não

Quando são consideradas as distâncias entre foco e o filme (DFF) esta será o somatório entre a distância entre o foco e a mesa e a distância entre a mesa e o filme. A distância entre o foco e o objeto (DFO) é considerada a distância que vai desde o foco até ao ponto médio do objeto. O mesmo ocorre para a distância entre o objeto e a mesa, em que esta é medida partindo do ponto médio do objeto. A distância entre o objeto e o filme (DOF) será, o somatório da distância entre o objeto e a mesa e a distância entre a mesa e o filme.

Nos primeiros três ensaios, em que apenas foi variada a distância objeto filme foram obtidas as seguintes imagens:

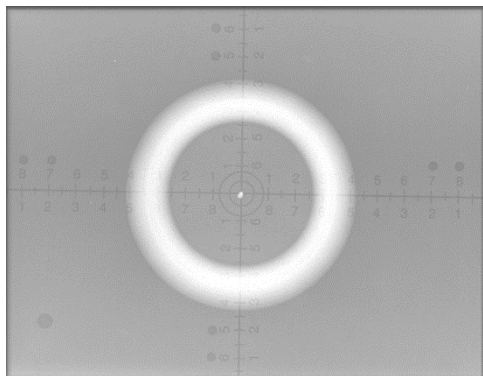


Figura 26 - Imagem obtida com DFF=60 cm e DOF=14,95 cm

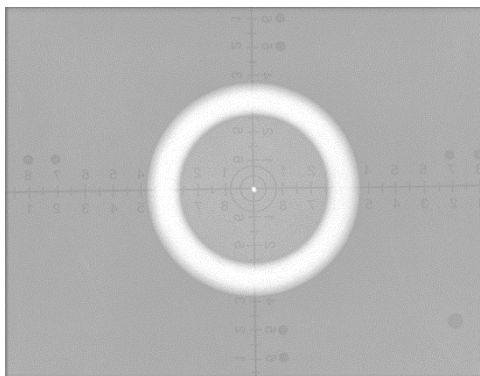


Figura 27 - Imagem obtida com DFF=93 cm e DOF=14,95 cm

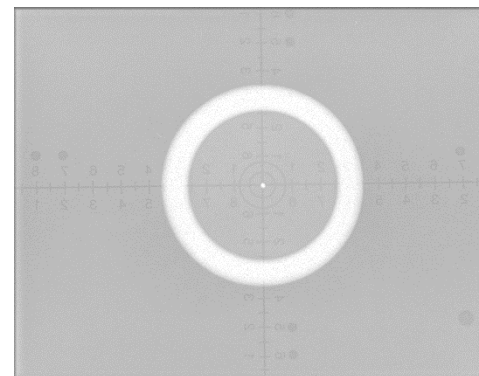


Figura 28 - Imagem obtida com DFF=135 cm e DOF=14,95 cm

Pela análise das figuras anteriores, é possível perceber que a figura mais à esquerda é aquela que difere mais da realidade pelo que será a que apresenta maior distorção. O oposto ocorre com a imagem mais à direita, que é mais fiel à realidade.

Nos ensaios quatro, cinco e seis, em que a distância foco – filme se mantem constante e a distância objeto – filme é variada, foram obtidas as seguintes medições:

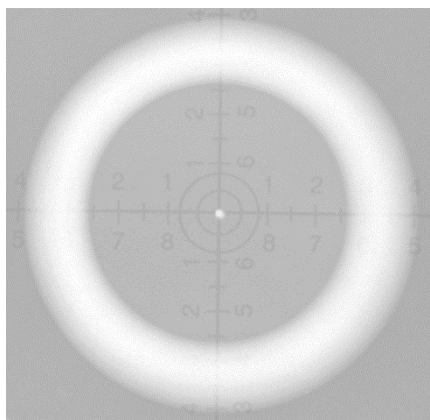


Figura 29 - Imagem obtida com DFF=107 cm e DOF=50,55 cm

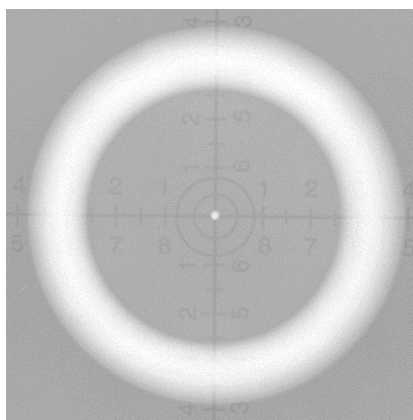


Figura 30 - Imagem obtida com DFF=107 cm e DOF=42,58 cm

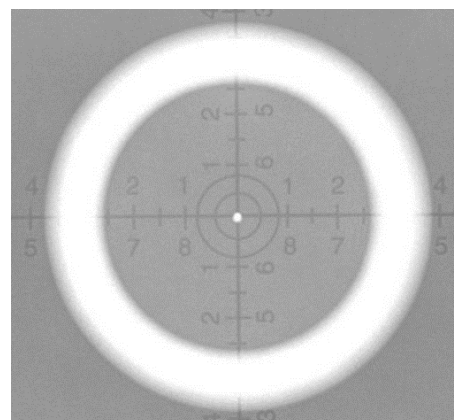


Figura 31 - Imagem obtida com DFF=107 cm e DOF=35,15 cm

Nas imagens obtidas com a distância fixa entre o foco e o filme, é possível perceber que a imagem com menor distorção é aquela que se encontra mais à direita e a com maior distorção é aquela que se encontra mais à esquerda.

Seguidamente são apresentadas as imagens, quando ocorre uma inclinação do objeto relativamente ao foco e ao filme.

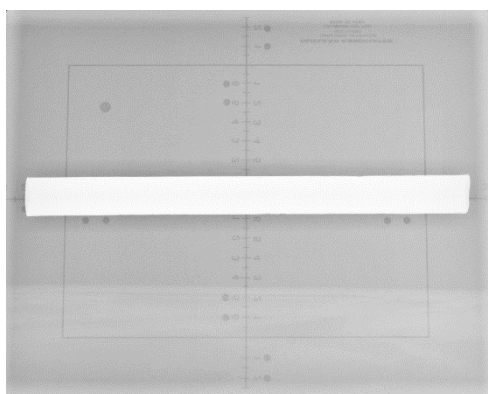


Figura 32 - Imagem obtida com DFF=107 cm e inclinação do objeto >

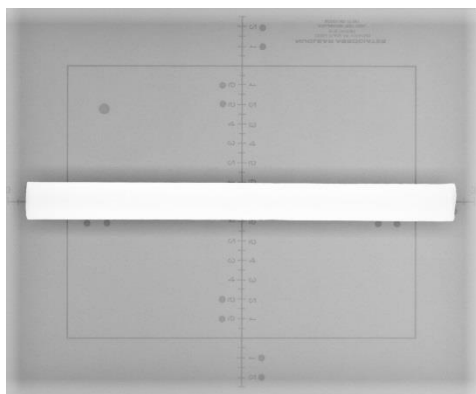


Figura 34 - Imagem obtida com DFF=107 cm sem inclinação do objeto

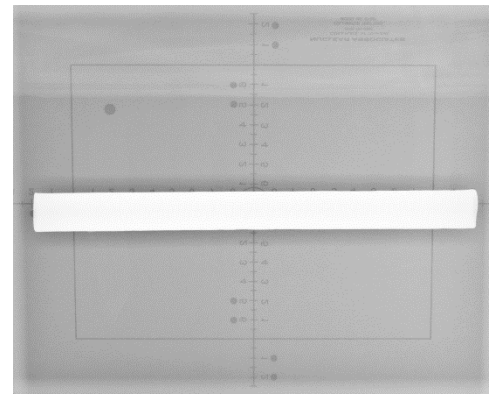


Figura 33 - Imagem obtida com DFF=107 cm e inclinação do objeto <

Pela análise das imagens obtidas é possível perceber que as suas dimensões não são alteradas relativamente à imagem sem inclinação, no entanto a “vista” do objeto é alterada, partes que originalmente não eram observáveis passam a ser e o inverso também acontece.

As Figuras 35, 36 e 37 são relativas à variação da inclinação da ampola. Nestes ensaios as distâncias foram mantidas sempre constantes.

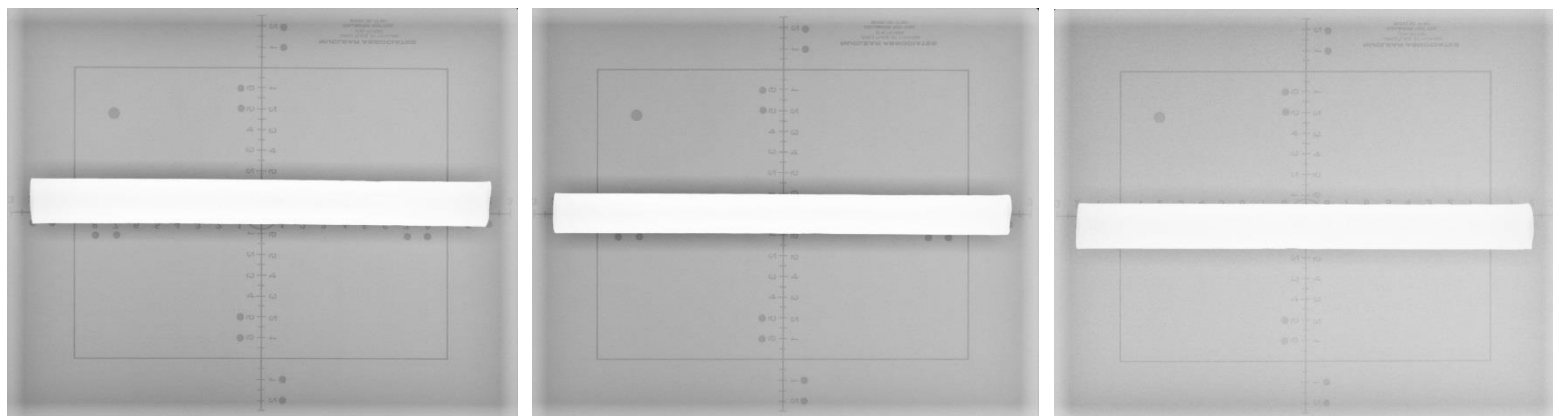


Figura 35 - Imagem obtida com DFF=107 cm e inclinação da ampola de -30° e Figura 37 - Imagem obtida com DFF=107 cm e inclinação da ampola de 0° e Figura 36 - Imagem obtida com DFF=107 cm e inclinação da ampola de $+30^\circ$

Pela observação das imagens, facilmente se percebe que as dimensões do objeto são adulteradas quando há a inclinação da ampola relativamente ao plano do objeto e do filme.

Para além disto é possível perceber que as formas do objeto também são alteradas quando há uma inclinação da ampola.

3.2. Ampliação

Em qualquer imagem projetada, esta irá sofrer o efeito de ampliação, resultante da projeção cónica do objeto (Figura 38).

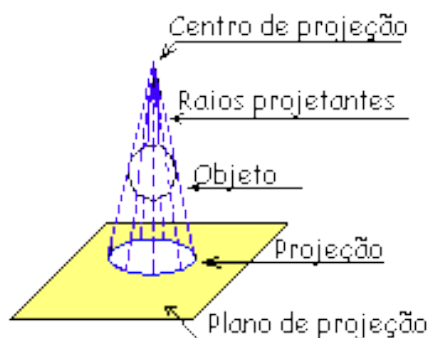


Figura 38 - Projeção cónica [32]

Uma imagem obtida como resultado da incidência radiológica, apresenta dimensões superiores às do objeto real (ampliação). A ampliação representa uma relação linear entre o tamanho aparente do objeto num plano paralelo ao filme e o seu tamanho verdadeiro, será então um valor adimensional.

Objetos posicionados num mesmo plano, paralelos ao plano do filme são ampliados igualmente e sem distorção.

Na maioria das imagens radiológicas o raio central (FO) proveniente do foco faz um ângulo de 90° com o filme, mas em determinadas situações este ângulo é alterado intencionalmente, provocando distorção, de forma a poderem ser melhor visualizadas determinadas estruturas anatómicas.

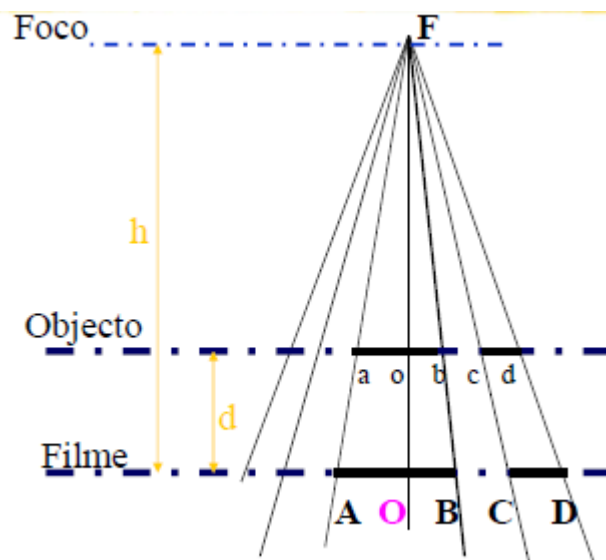


Figura 39 - Relação entre planos [33]

A ampliação pode ser dada pela seguinte equação:

$$\text{Ampliação} = \frac{AB}{ab} = \frac{OF}{of} = \frac{h}{h-d} \quad (11)$$

Em que:

h – Distância entre o foco e o filme (cm);

d – Distância entre o objeto e o filme (cm).

Aplicando o princípio de semelhança entre triângulos, objetos planos iguais, dispostos em planos paralelos, mas afastados, são projetados com diferentes ampliações.

3.2.1. Metodologia

Na realização dos ensaios experimentais, recorre-se à utilização de fantasmas, visto que o objeto necessita de ser sempre o mesmo, já que uma pessoa nunca conseguiria ser colocada sempre na mesma posição, de forma a que os valores obtidos não sejam falaciosos, assumindo que não seria realizado qualquer movimento durante o exame. Um outro motivo para não poder ser utilizado um ser humano será a quantidade de radiação-X que teria de ser absorvida pelo corpo.

Os dois parâmetros que influenciam a ampliação são: distância entre o foco e o filme e distância entre o objeto e o filme.

Inicialmente foram definidas três distâncias diferentes entre o foco e o filme, sem alteração da distância entre o objeto e o filme, para cada uma destas medidas foi calculada a ampliação.

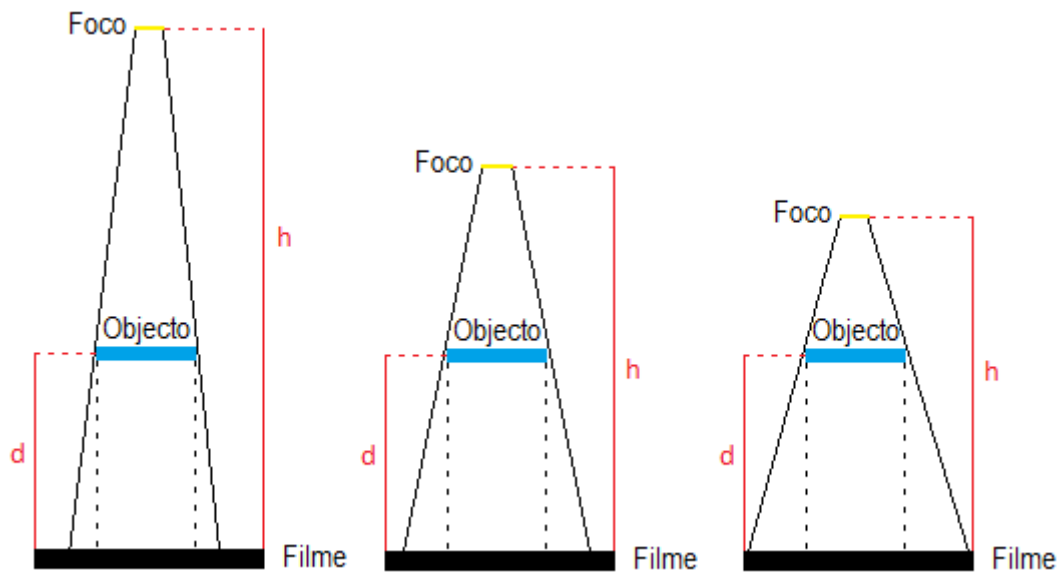


Figura 40 - Projeção para diferentes distâncias Foco – Filme

Em que:

$$d = 14,95 \text{ cm}$$

$$h1 = 135 \text{ cm}$$

$$h2 = 93 \text{ cm}$$

$$h3 = 60 \text{ cm}$$

Na segunda etapa foi a distância entre o foco e o filme mantida constante e foi alterada a distância entre o objeto e filme.

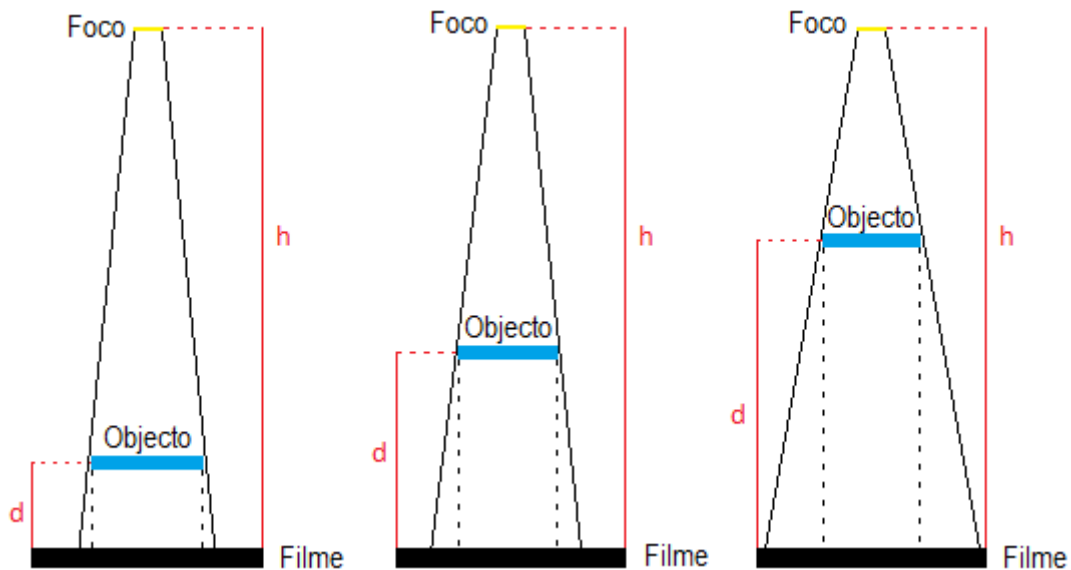


Figura 41 - Projeção para diferentes distâncias Objeto – Filme

Em que:

$$h = 107 \text{ cm}$$

$$d1 = 20,2 \text{ cm}$$

$$d2 = 27,9 \text{ cm}$$

$$d3 = 35,6 \text{ cm}$$

Para cada medição é calculado o erro associado seguindo a expressão 12.

$$\text{Erro} = \left| \frac{\text{Valor teórico} - \text{Valor experimental}}{\text{Valor teórico}} \right| \quad (12)$$

3.2.2. Resultados

Inicialmente, recorrendo à utilização do programa *Matlab* e ao *Excel*, foram determinados os parâmetros h e d , para os quais o valor da magnificação é mínima. Para tal foi necessário estabelecer limites de acordo com os parâmetros dos equipamentos e do local onde estes foram instalados. Chegando-se à conclusão que:

$$h = 135 \text{ cm}$$

$$d = 14,95 \text{ cm}$$

Na tabela seguinte estão compilados os dados relativos aos procedimentos realizados. A distância **Objeto – Filme** será dada pela soma das distâncias entre a mesa – filme e objeto – mesa. A distância **Foco – Filme** será dada pela adição das distâncias entre foco – mesa e mesa – filme.

Sendo que as primeiras três medições são relativas à variação entre o foco e o filme e as restantes são relativas à variação da distância entre o objeto e o filme.

Tabela 4 - Compilação das medições realizadas para avaliação da magnificação

MEDIÇÃO	MESA- FILME	OBJETO- MESA	FOCO- MESA	FOCO- OBJETO	ALTURA OBJETO	INCLINAÇÃO DA AMPOLA	OBJECTO INCLINADO
1	7	0	128	112,1	15,9	0	Não
2	7	0	86	70,1	15,9	0	Não
3	7	0	53	37,1	15,9	0	Não
4	7	20,2	100	63,9	15,9	0	Não
5	7	27,9	100	56,2	15,9	0	Não
6	7	35,6	100	48,5	15,9	0	Não

Para cada uma das experiências realizadas foi calculada a magnificação através da fórmula teórica, comparando-se com os valores obtidos experimentalmente.

Medição 1:

Relativamente ao primeiro ensaio em que a DFF é de 135 cm e a DOF é de 14,95 cm, obteve-se a seguinte imagem.

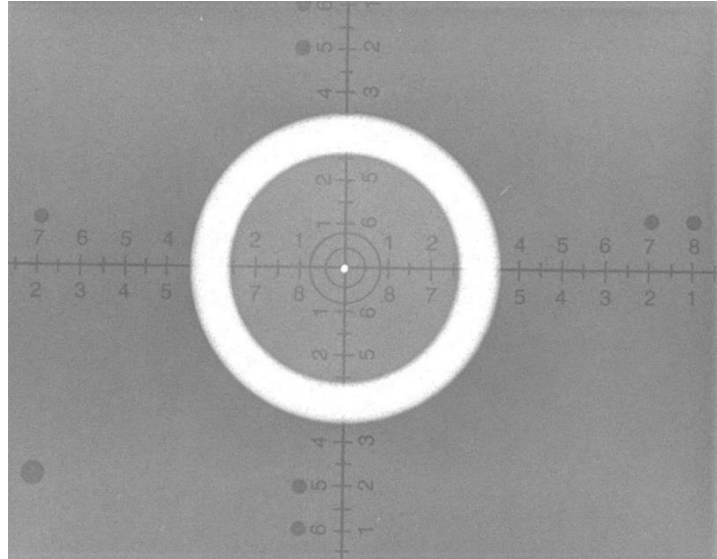


Figura 42 - Imagem obtida com DFF=135 cm e DOF=14,95 cm

Relativamente ao valor teórico, foi obtido segundo a seguinte fórmula

$$\text{Ampliação} = \frac{h}{h - d} = \frac{135}{135 - 14,95} = 1,12 \text{ cm}$$

Recorrendo à utilização da ferramenta *Matlab*, é possível uma análise da figura em termos de cor de forma a permitir perceber quais os pixels que pertencem à representação da figura e

quais os que não pertencem. Assim sendo a figura 43, é um histograma que permite saber quantos pixels existem de cada cor.

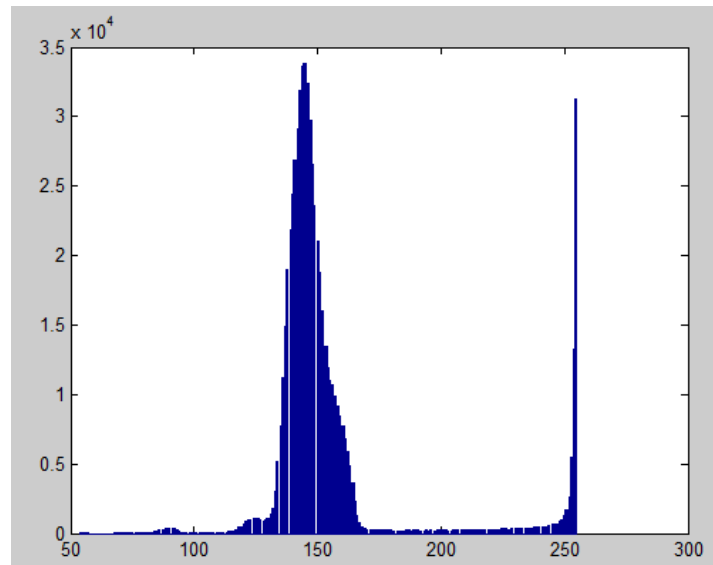


Figura 43 - Histograma cor do pixel vs. nº de pixels

Pela análise da Figura 43 é possível perceber que existem alguns pixels na escala dos cinzentos, como tal é necessário fazer uma delimitação da imagem obtendo assim uma imagem apenas com duas cores, o preto e o branco, o que permite ter uma melhor perceção da nova dimensão da imagem. Esta imagem é apresentada a seguir.

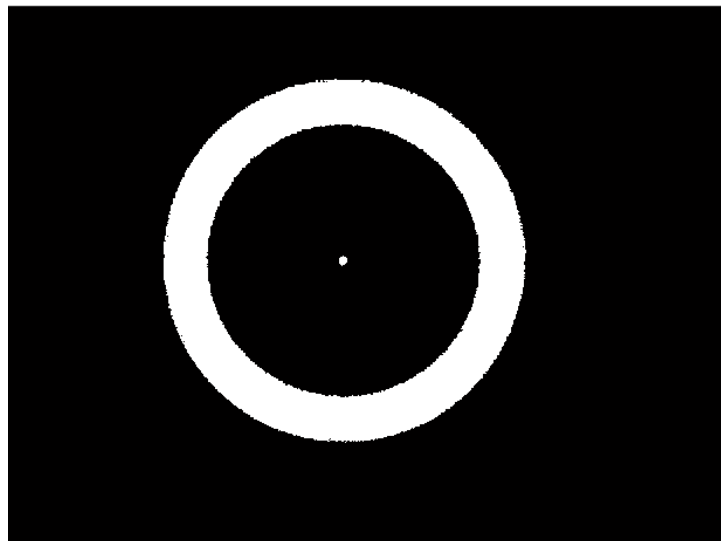


Figura 44 - Imagem com duas cores para uma DFF de 135 cm

Tendo em consideração que o raio da base do fantoma é de 3,5 cm a área da base do fantoma é de 38,48 cm². Assim sendo, o novo raio do objeto obtido experimentalmente, será de 3,6824 cm, pelo que a nova área é de 42,60 cm². Como tal a ampliação será de 1,11 e o erro será de:

$$\text{Erro}_{\text{exp1}} = \left| \frac{\text{Valor teórico} - \text{Valor experimental}}{\text{Valor teórico}} \right|$$

$$\text{Erro}_{\text{exp1}} = \frac{1,12 - 1,11}{1,12}$$

$$\text{Erro}_{\text{exp1}} = 0,0089$$

Medição 2:

Relativamente ao segundo ensaio em que a DFF é de 93 cm e a DOF é de 14,95 cm, obteve-se a seguinte imagem.

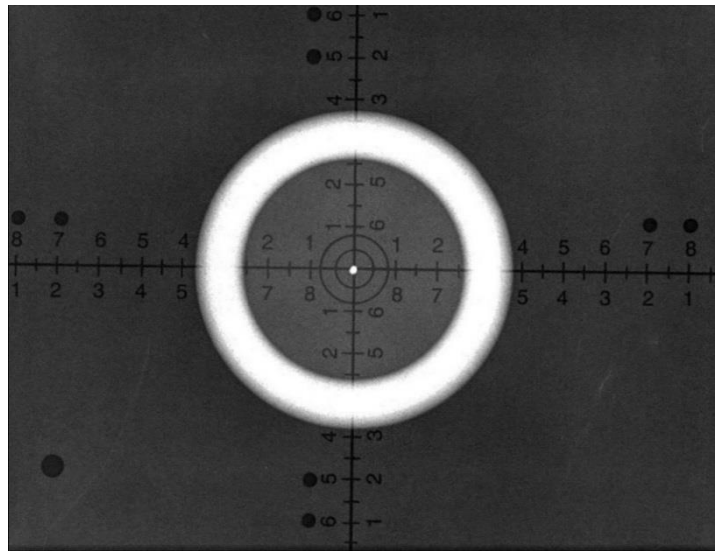


Figura 45 - Imagem obtida com DFF=93 cm e DOF=14,95 cm

Seguindo os mesmos passos da medição anterior a ampliação obtida teoricamente será dado por:

$$\text{Ampliação} = \frac{h}{h - d} = \frac{93}{93 - 14,95} = 1,19$$

Realizando o mesmo processo que na medição anterior, é possível chegar a imagem com apenas duas cores, que se encontra a seguir.

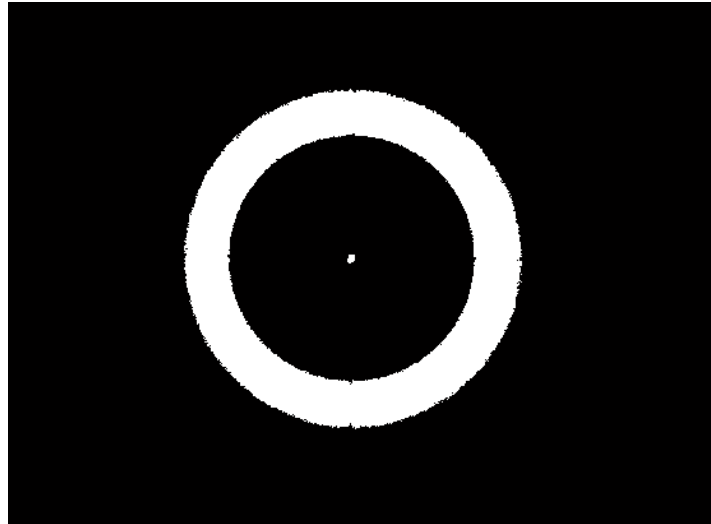


Figura 46 - Imagem com duas cores para uma DFF de 93 cm

Assim sendo o novo raio do objeto obtido experimentalmente, será de 3,8225 cm, pelo que a nova área é de 45,90 cm². Como tal a ampliação será de 1,19 e o erro é de:

$$\text{Erro}_{\text{exp2}} = \left| \frac{\text{Valor teórico} - \text{Valor experimental}}{\text{Valor teórico}} \right|$$

$$\text{Erro}_{\text{exp2}} = \frac{1,19 - 1,19}{1,19}$$

$$\text{Erro}_{\text{exp2}} = 0,00$$

Medição 3:

Relativamente ao terceiro ensaio em que a DFF é de 60 cm e a DOF é de 14,95 cm, obteve-se a seguinte imagem.

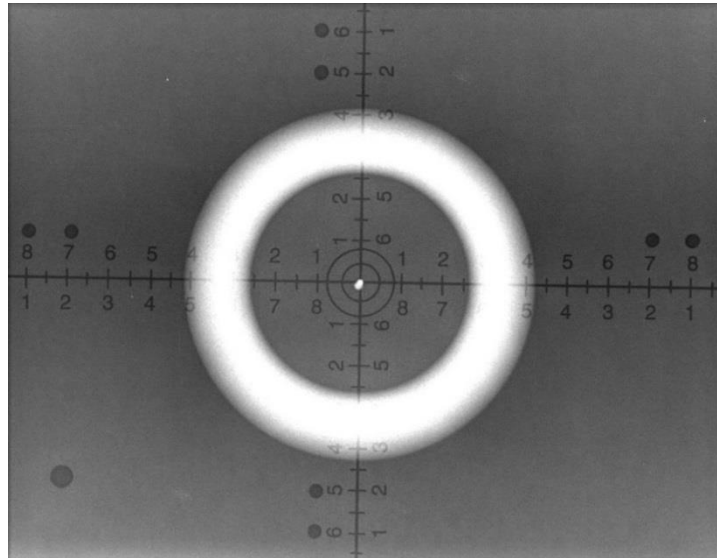


Figura 47 - Imagem obtida com DFF=60 cm e DOF=14,95 cm

Seguindo os mesmos passos da medição anterior a ampliação obtida teoricamente será dado por:

$$\text{Ampliação} = \frac{h}{h - d} = \frac{60}{60 - 14,95} = 1,33$$

Realizando o mesmo processo que na medição anterior, é possível chegar à imagem com apenas duas cores, que se encontra a seguir.

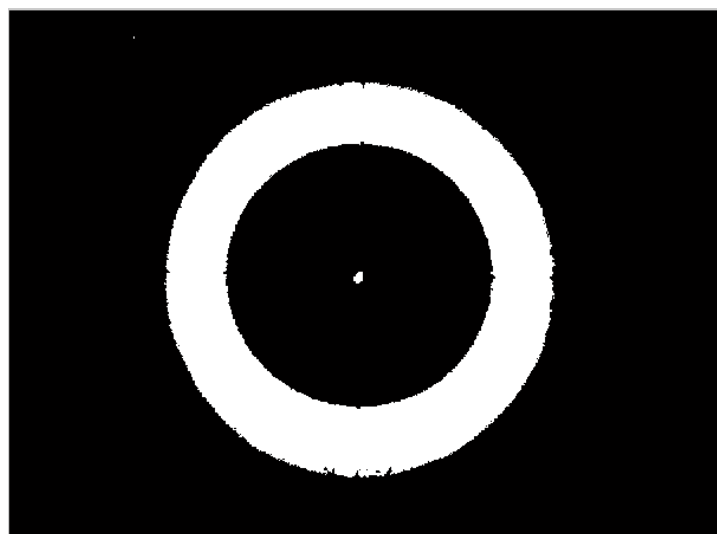


Figura 48 - Imagem com duas cores para uma DFF de 60 cm

Assim sendo o novo raio do objeto obtido experimentalmente, será de 4,1709 cm, pelo que a nova área é de 54,65 cm². Como tal a ampliação será de 1,42 e o erro é de:

$$\text{Erro}_{\text{exp3}} = \left| \frac{\text{Valor teórico} - \text{Valor experimental}}{\text{Valor teórico}} \right|$$
$$\text{Erro}_{\text{exp3}} = \frac{1,33 - 1,42}{1,33}$$
$$\text{Erro}_{\text{exp3}} = 0,07$$

Os resultados experimentais vão de encontro aos teóricos, erros inferiores a 7 %, indicando que com a diminuição da distância implica um aumento da ampliação.

Medição 4:

A Figura 49 foi obtida colocando o foco a uma distância de 100 cm da mesa, o que corresponde a uma DFF de 107 cm, o fantoma foi colocado a uma distância de 20,2 da mesa, o que implica que a DOF é de 35,15 cm.

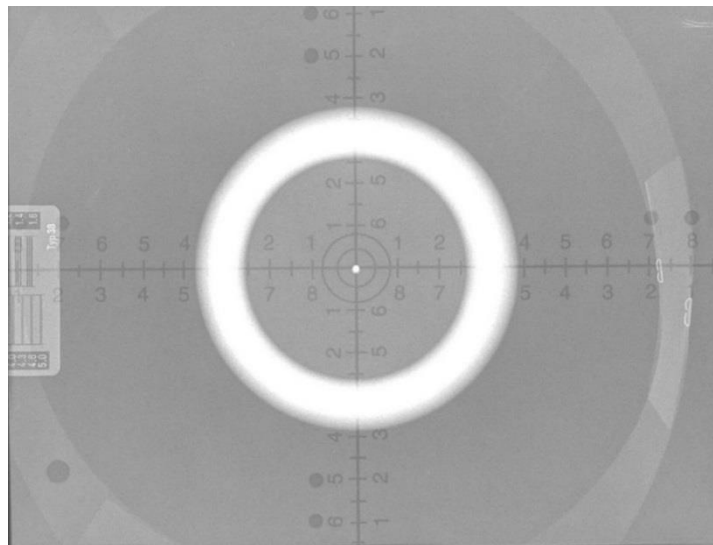


Figura 49 - Imagem obtida com DFF=107 cm e DOF=35,15 cm

Seguindo os mesmos passos da medição anterior a ampliação obtida teoricamente será dado por:

$$\text{Ampliação} = \frac{h}{h - d} = \frac{107}{107 - 35,15} = 1,49$$

Realizando o mesmo processo que na medição anterior, é possível chegar à imagem com apenas duas cores, que se encontra a seguir.

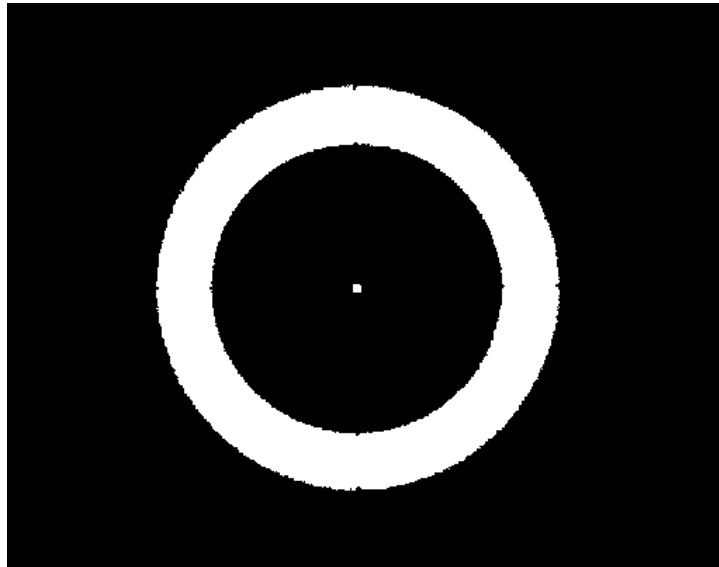


Figura 50 - Imagem com duas cores para uma DFF de 107 cm e DOF de 35,15 cm

Assim sendo o novo raio do objeto, obtido experimentalmente, será de 3,917 cm, pelo que a nova área é de 48,20 cm². Como tal a ampliação será de 1,25 e o erro é de:

$$\text{Erro}_{\text{exp4}} = \left| \frac{\text{Valor teórico} - \text{Valor experimental}}{\text{Valor teórico}} \right|$$

$$\text{Erro}_{\text{exp4}} = \frac{1,49 - 1,25}{1,49}$$

$$\text{Erro}_{\text{exp4}} = 0,16$$

Medição 5:

Relativamente ao quarto ensaio em que a DFF é de 107 cm e a DOF é de 42,85 cm, obteve-se a seguinte imagem.

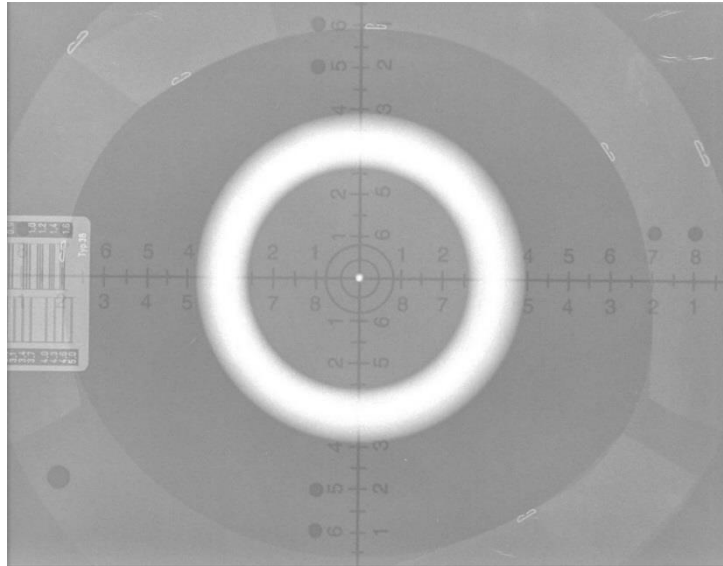


Figura 51 - Imagem obtida com DFF=107 cm e DOF=42,85 cm

Seguindo os mesmos passos da medição anterior a ampliação obtida teoricamente será dado por:

$$\text{Ampliação} = \frac{h}{h - d} = \frac{107}{107 - 42,85} = 1,67$$

Realizando o mesmo processo que na medição anterior, é possível chegar à imagem com apenas duas cores, que se encontra a seguir.

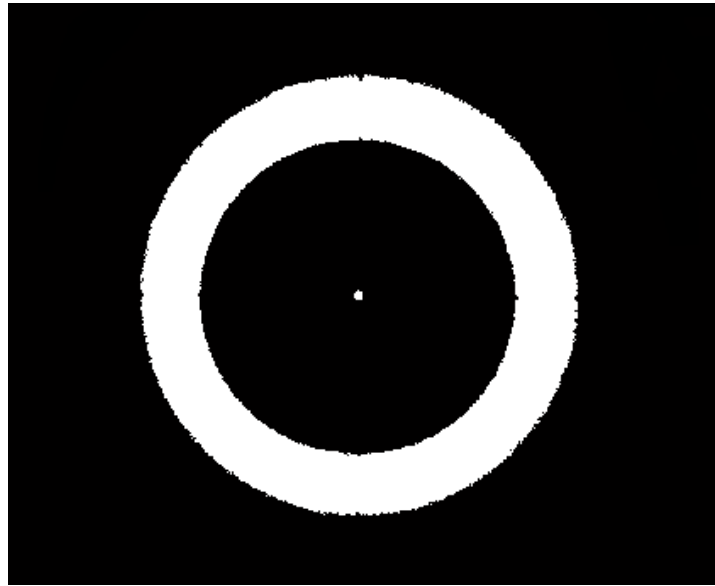


Figura 52 - Imagem com duas cores para uma DFF de 107 cm e DOF de 42,85 cm

Assim sendo o novo raio do objeto obtido experimentalmente, será de 4,0147 cm, pelo que a nova área é de 50,64 cm². Como tal a ampliação será de 1,31 e o erro é de:

$$\text{Erro}_{\text{exp5}} = \left| \frac{\text{Valor teórico} - \text{Valor experimental}}{\text{Valor teórico}} \right|$$

$$\text{Erro}_{\text{exp5}} = \frac{1,67 - 1,31}{1,67}$$

$$\text{Erro}_{\text{exp5}} = 0,22$$

Medição 6:

Relativamente ao quarto ensaio em que a DFF é de 107 cm e a DOF é de 50,55 cm, obteve-se a seguinte imagem.

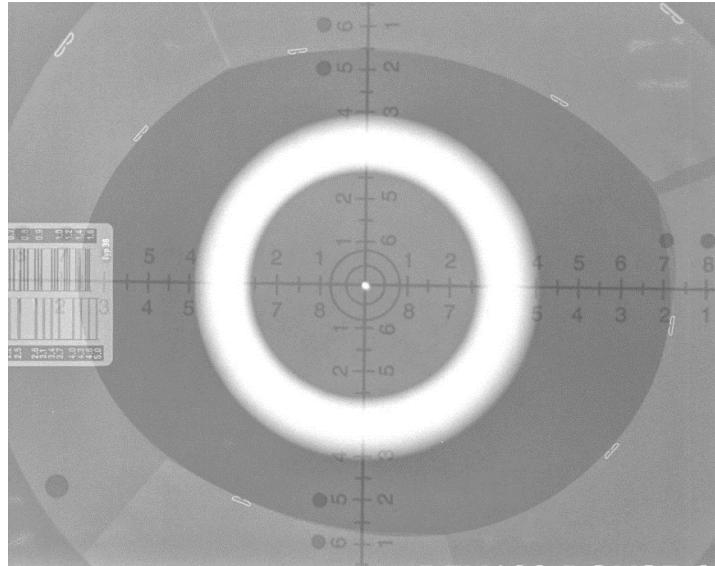


Figura 53 - Imagem obtida com DFF=107 cm e DOF=50,55 cm

Seguindo os mesmos passos da medição anterior a ampliação obtida teoricamente será dado por:

$$\text{Ampliação} = \frac{h}{h - d} = \frac{107}{107 - 50,55} = 1,90$$

Realizando o mesmo processo que na medição anterior, é possível chegar à imagem com apenas duas cores, que se encontra a seguir.

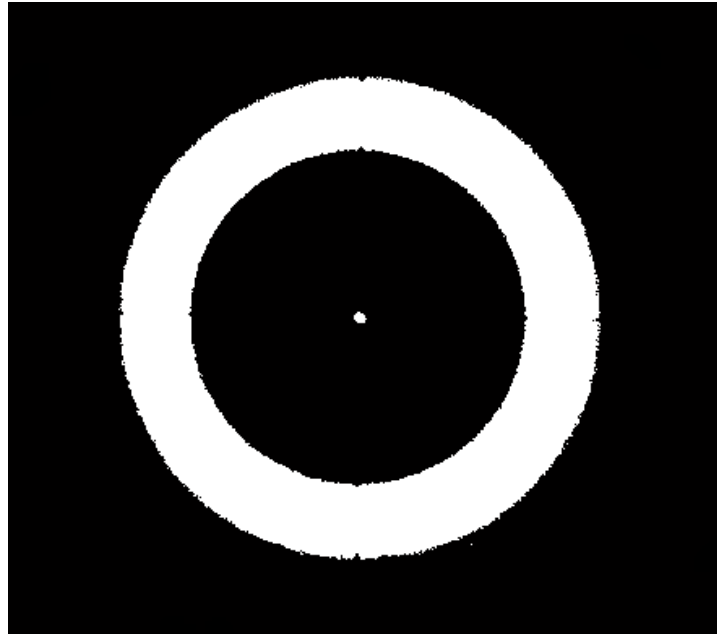


Figura 54 - Imagem com duas cores para uma DFF de 107 cm e DOF de 50,55 cm

Assim sendo o novo raio do objeto obtido experimentalmente, será de 4,0263 cm, pelo que a nova área é de 50,92 cm². Como tal a ampliação será de 1,32 e o erro é de:

$$\text{Erro}_{\text{exp6}} = \left| \frac{\text{Valor teórico} - \text{Valor experimental}}{\text{Valor teórico}} \right|$$
$$\text{Erro}_{\text{exp6}} = \frac{1,90 - 1,32}{1,90}$$
$$\text{Erro}_{\text{exp6}} = 0,31$$

Embora haja uma discrepância entre os valores reais e os obtidos teoricamente, erros entre 16 % e 31 %, é de notar a sua coerência, visto que com o aumento da distância entre o objeto e o filme, há um aumento da ampliação para ambos. Esta discrepância deve-se ao aumento de elementos que introduzem erros, como a medição da distância entre o objeto e o filme.

3.3. Efeito sombra “blur”

A penumbra é a evidência de que a radiação segue um caminho retilíneo. A penumbra pode ser referida como esbatimento e surgirá numa imagem como uma auréola a cinzento à volta do objeto, como ilustra a imagem seguinte.

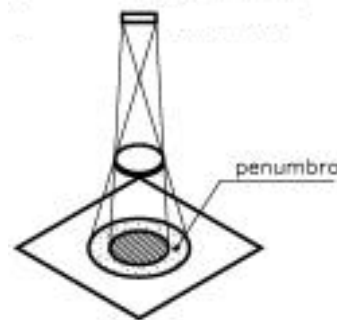


Figura 55 - Penumbra radiográfica [34]

Numa imagem radiográfica, isto acontece porque a radiação-X é gerada num local (anodo) e não num ponto, o que provoca um esbatimento na imagem produzida. Como a radiação vem de pontos diferentes do anodo, cada um dos fótons irá tomar rotas com ângulos ligeiramente diferentes, daqui é possível perceber empiricamente que diminuindo a abertura focal é possível diminuir a dispersão fotónica, sendo que esta noção será um ponto de enfoque nesta dissertação. Além do esbatimento provocado pelo foco, este também poderá ser causado pelo movimento do doente.

Como já foi referido anteriormente, a imagem produzida por um equipamento de raio-X é sempre uma forma ampliada da realidade, pelo que quando há um movimento por parte do doente, esse movimento será ampliado na mesma proporção que a imagem é ampliada. Como tal a penumbra obtida será superior. [28]

Assim sendo é necessário ter em consideração qual a dimensão da penumbra, para isso é utilizada uma fórmula que pondera as distâncias utilizadas e o tamanho do ponto focal. Para o cálculo da penumbra é então utilizada a seguinte equação:

$$Penumbra = F \times \frac{d}{h - d} \quad (13)$$

Em que:

F – Dimensão do ponto focal (cm);

d - Distância entre o objeto e o filme (cm);

h - Distância entre o foco e o filme (cm).

A mancha focal é a área do anodo onde ocorre a colisão de electrões. O tamanho da mancha focal irá determinar a qualidade da imagem, sendo que para cada tipo de exame (crânio, torax,...) este deve ser ajustado. Para isso a maioria dos fabricantes tem tamanhos fixos, o que não permite fazer ajustes finos. Para resolver este problema a Philips criou a tecnologia 'Variofocus' que cria um número de tamanhos novos à medida do tamanho de foco desejado, variando desde os tamanhos mais pequenos aos maiores pontos focais dum tubo de raio-X.

Devido à inclinação do anodo, a mancha focal projectada é menor que a área de colisão de electrões, este efeito pode ser visualizado na imagem seguinte.

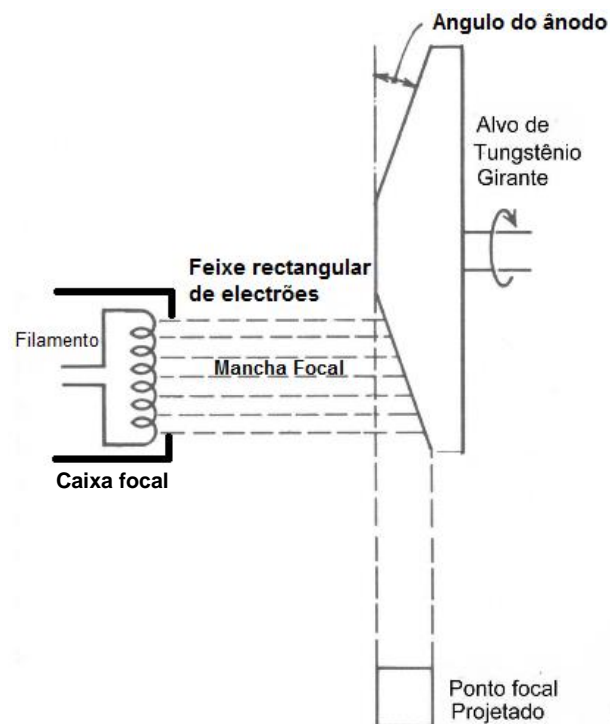


Figura 56 - Projeção focal (adaptada [35])

Desta forma, é sempre utilizado o ponto focal otimizado para um objeto, obtendo a melhor resolução geométrica. Para além disto, a vida útil do tubo de raio-X é prolongada devido ao carregamento focal uniforme. [29]

3.3.1. Metodologia

Tal como nas experiências anteriores, as características (distância foco - objeto e objeto - filme) foram variadas de forma a permitir obter imagens com diferentes graus de penumbra de forma a poder retirar conclusões relativamente à tipologia que deverá ser adotada. Uma boa forma de poder anular praticamente o efeito causado pela penumbra é o aumento da voltagem utilizada, no entanto isto implica um aumento da dose de radiação que o doente terá de suportar, passando a ser uma opção pouco viável.

Inicialmente o objeto foi colocado num ponto fixo e o que se alterou foi a distância entre o foco e o filme. No primeiro ensaio o foco foi colocado à distância de 135 cm do filme, no segundo esta distância foi reduzida para 93 cm e finalmente reduzida para 60 cm.

No segundo procedimento o foco foi colocado a uma distância de 107 cm do filme e o objeto num ponto intermédio, para cada disparo o objeto foi colocado numa posição diferente, devido à colocação de uma estrutura, entre o objeto e a mesa começando com uma distância de 20,2 cm, passando para 27,9 cm e por último 35,6 cm.

O terceiro e último ensaio será a variação do tamanho focal, para isso as distâncias entre o foco, o objeto e o filme, foram mantidas semelhantes a experiências anteriores para comparação futura. Nesta experiência também foram realizados dois disparos para diferentes manchas focais.

Mais uma vez associado à medição experimental da penumbra existe um erro experimental associado, o qual é determinado recorrendo à utilização da expressão 12.

3.3.2. Resultados

Inicialmente, recorrendo à utilização do programa *Matlab* e ao *Excel*, foram determinados os parâmetros F , h e d , para os quais o valor da penumbra é mínimo. Para tal foi necessário estabelecer limites de acordo com os parâmetros dos equipamentos e do local onde estes foram instalados. Chegando-se à conclusão que:

$$F = 0,06 \text{ cm}$$

$$h = 135 \text{ cm}$$

$$d = 14,95 \text{ cm}$$

Na tabela seguinte são apresentadas as medições realizadas para determinação do efeito penumbra. A distância **Objeto – Filme** será dada pela soma das distâncias entre a mesa – filme e objeto – mesa. A distância **Foco – Filme** será dada pela adição das distâncias entre foco – mesa e mesa – filme.

As primeiras três medições apresentadas na tabela são relativas à variação entre o foco e o filme, as medições 4, 5, 6 são relativas à variação da distância entre o objeto e o filme e as duas finais são relativas à variação da mancha focal, sendo que estas foram realizadas com foco fino.

Para estes testes foi utilizada a mesma configuração que nos primeiros ensaios apresentados no subcapítulo ‘Distorção’.

Tabela 5 - Compilação das medições realizadas para avaliação da penumbra

MEDIÇÃO	MESA- FILME	OBJETO- MESA	FOCO- MESA	FOCO- OBJETO	ALTURA OBJETO	INCLINAÇÃO DA AMPOLA	OBJETO INCLINADO	PONTO FOCAL
1	7	0	128	119,1	15,9	0	Não	Fino
2	7	0	86	77,1	15,9	0	Não	Fino
3	7	0	53	44,1	15,9	0	Não	Fino
4	7	20,2	100	63,9	15,9	0	Não	Fino
5	7	27,9	100	56,2	15,9	0	Não	Fino
6	7	35,6	100	48,5	15,9	0	Não	Fino
7	7	0	100	84,1	15,9	0	Não	Grosso
8	7	27,9	100	56,2	15,9	0	Não	Grosso

Para cada uma das experiências realizadas foi calculada a penumbra através da fórmula teórica, de forma a comparar com os valores obtidos experimentalmente. Na utilização da fórmula, as distâncias entre o objeto e o filme são sempre medidas partindo do ponto médio do objeto.

Medição 1:

Na primeira medição foram então consideradas as medidas entre o foco e a mesa de 128 cm o que dá uma distância **foco – filme** de 135 cm e o objeto diretamente sobre a mesa, o que significa que a distância **objeto – filme** é de 14,95 cm. Com estes parâmetros foi então obtida a seguinte imagem:

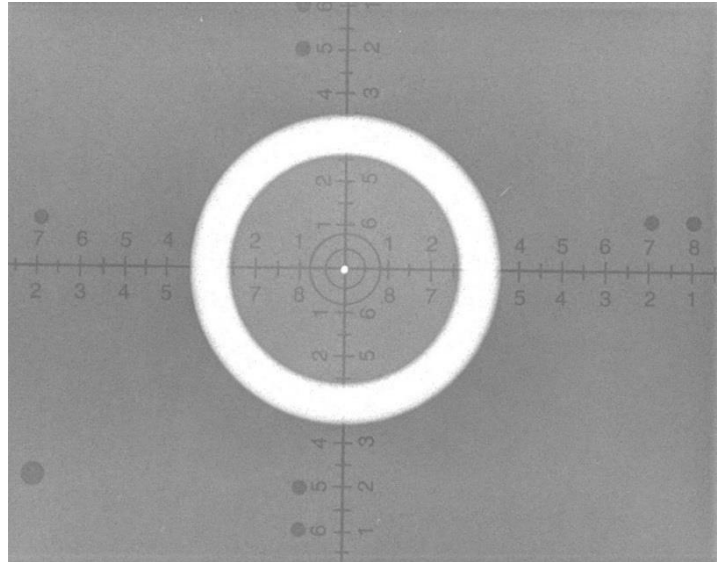


Figura 57 - Imagem obtida com DFF=135 cm e DOF=14,95 cm

Para esta situação o valor de penumbra obtido teoricamente é de:

$$Penumbra = F \times \frac{d}{h - d} = 0,06 \times \frac{14,95}{135 - 14,95} = 0,0075 \text{ cm}$$

Recorrendo à utilização do *Matlab* foi então possível determinar experimentalmente o valor da penumbra obtida. Para isso foi encontrado o centro da figura que será aqui reconhecido como

a impressão deixada pelas esferas de chumbo, e partindo deste ponto foi traçada uma reta com um determinado comprimento, demonstrado na figura seguinte.

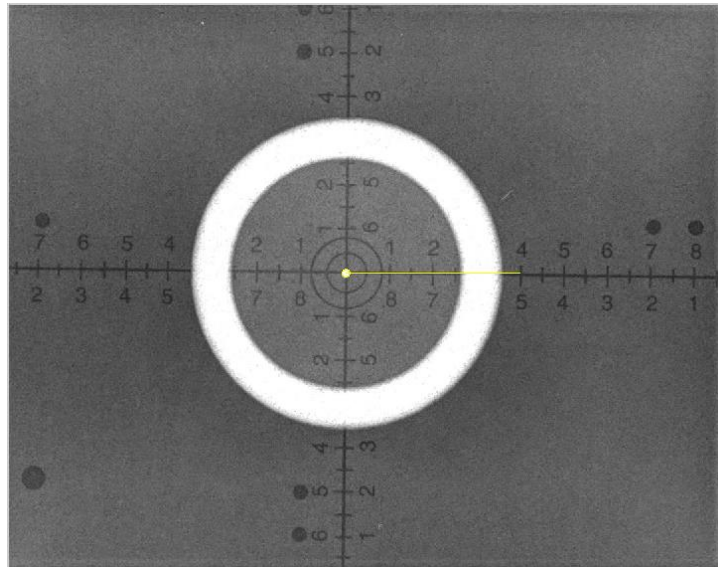


Figura 58 - Imagem obtida com DFF=135 cm e DOF=14,95 cm com reta de reconhecimento de pixels

Esta reta é utilizada de forma a reconhecer a cor de cada pixel pelo qual ela passa, permitindo traçar uma curva com a posição do pixel e a sua cor, sendo obtido o seguinte gráfico.

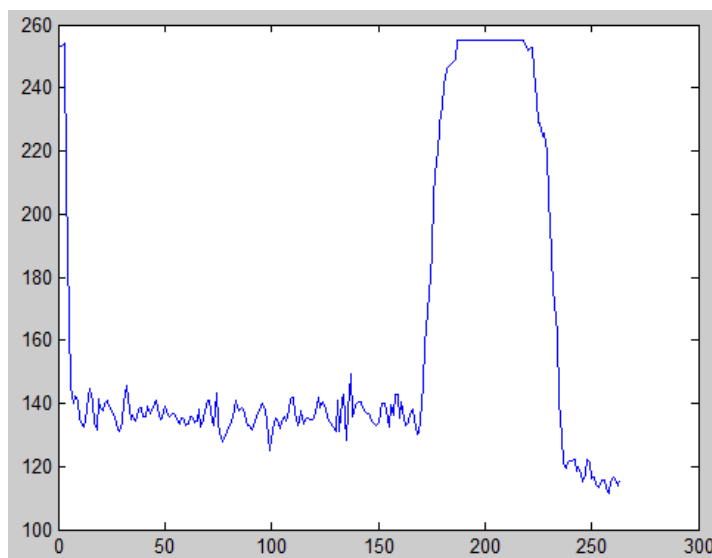


Figura 59 - Curva que relaciona a posição do pixel com a sua cor ao longo da reta, DFF=135 cm e DOF=14,95 cm

Analisando o gráfico anterior é possível determinar que a zona de penumbra pode ser reconhecida pela segunda mudança abrupta de cor, sendo que esta se encontra entre o pixel 224 e o pixel 235. Assim sendo a penumbra obtida será de 0,1673 cm.

Como a imagem obtida não é perfeitamente uniforme, foram traçadas retas de forma a cobrir 360°, sendo obtidas as seguintes imagens:

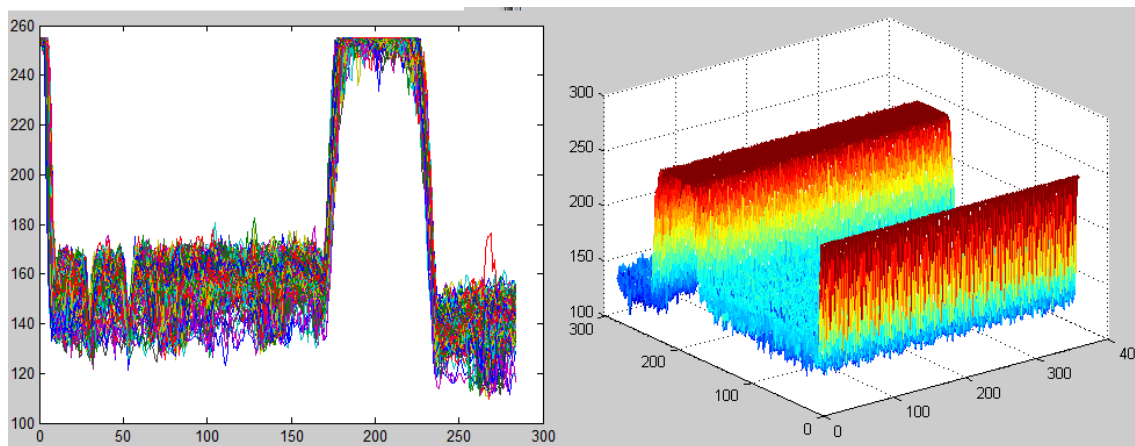


Figura 60 - Curvas que relacionam a posição do pixel com a sua cor ao longo da reta, DFF=135 cm e DOF=14,95 cm (0°-360°)

Realizando uma análise similar à executada anteriormente, conclui-se que a penumbra obtida é 0,1825 cm e o erro é de:

$$\text{Erro}_{\text{exp1}} = \left| \frac{\text{Valor teórico} - \text{Valor experimental}}{\text{Valor teórico}} \right|$$
$$\text{Erro}_{\text{exp1}} = \frac{0,0075 - 0,1825}{0,0075}$$
$$\text{Erro}_{\text{exp1}} = 23, (3)$$

Ainda recorrendo à utilização do *Matlab*, é possível determinar a área percentual de penumbra obtida relativamente ao objeto. Desta forma a percentagem de penumbra será de 0,1 %.

Medição 2:

No caso da segunda medição, realizada para uma DFF de 93 cm e uma DOF de 14.95 cm foi obtida a seguinte imagem:

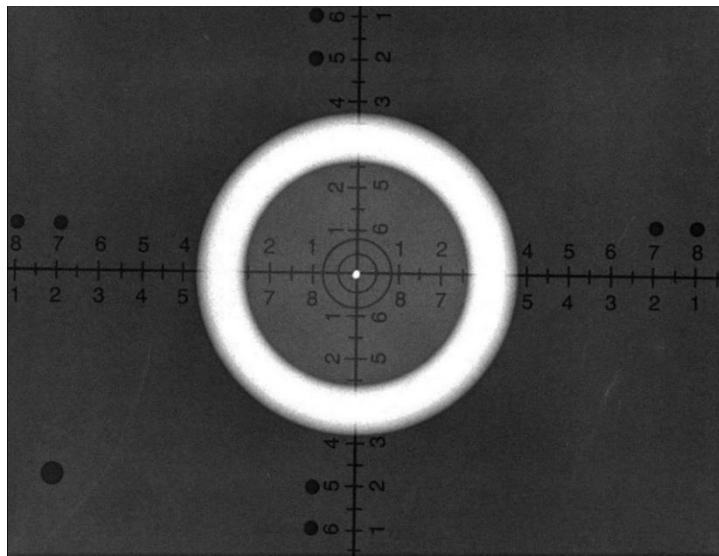


Figura 61 - Imagem obtida com DFF=93 cm e DOF=14,95 cm

Seguindo os mesmos passos da medição anterior a penumbra obtida teoricamente será dado por:

$$\text{Penumbra} = F \times \frac{d}{h - d} = 0,06 \times \frac{14,95}{93 - 14,95} = 0,0115 \text{ cm}$$

Para achar o valor real, mais uma vez recorreu-se à utilização do *Matlab*. Utilizando a imagem anteriormente apresentada, foi encontrado o centro do objeto e traçada uma reta desde o centro, com um determinado comprimento e com um ângulo de 0° e repetido até aos 360° de forma a obter a posição do pixel em função da sua cor. Desta forma foram então obtidos os seguintes gráficos:

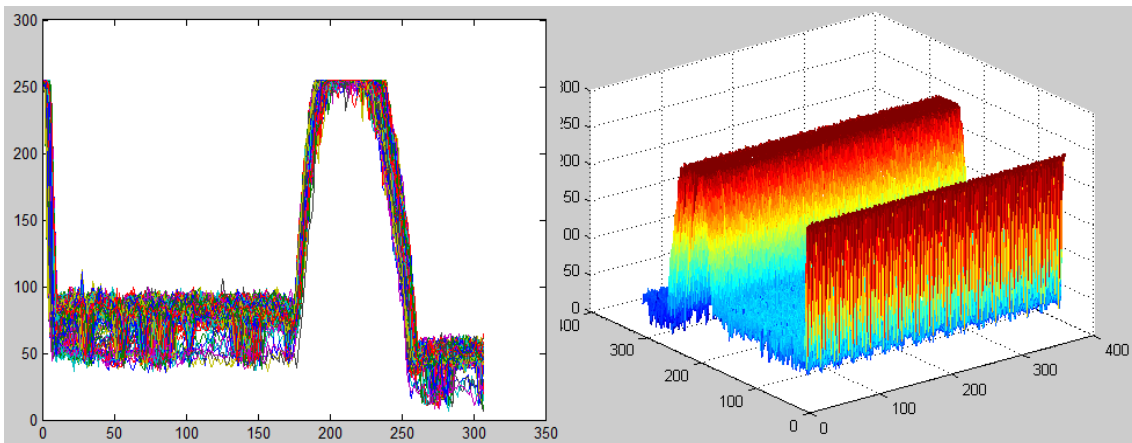


Figura 62 - Curvas que relacionam a posição do pixel com a sua cor ao longo da reta, DFF=93 cm e DOF=14,95 cm (0°-360°)

Realizando uma análise similar à executada anteriormente, conclui-se que a penumbra obtida é 0,3225 cm e o erro é de:

$$\text{Erro}_{\text{exp2}} = \left| \frac{\text{Valor teórico} - \text{Valor experimental}}{\text{Valor teórico}} \right|$$
$$\text{Erro}_{\text{exp2}} = \frac{0,0115 - 0,3225}{0,115}$$
$$\text{Erro}_{\text{exp2}} = 2,70$$

A área de penumbra percentual obtida é de 0,56 %. Pela análise dos valores compilados até este ponto pode referir-se que a penumbra obtida nesta medição é superior à medição anterior.

Medição 3:

Quanto à terceira medição, esta foi realizada com uma DFF de 60 cm e com uma DOF de 14,95 cm obtendo-se a seguinte imagem:

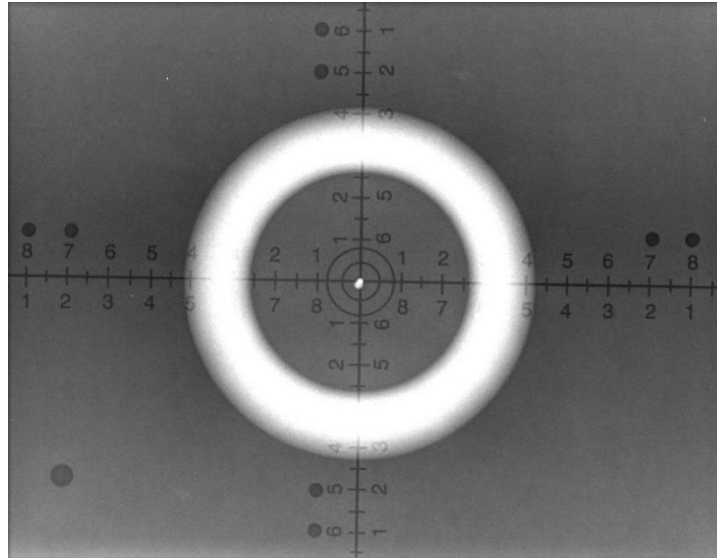


Figura 63 - Imagem obtida com DFF=60 cm e DOF=14,95 cm

Calculando o valor teórico de penumbra para o caso apresentado, obtém-se o seguinte valor:

$$Penumbra = F \times \frac{d}{h - d} = 0,06 \times \frac{14,95}{60 - 14,95} = 0,0199 \text{ cm}$$

Novamente foi utilizado o *Matlab*, recorrendo ao mesmo algoritmo referido anteriormente, foram obtidos os seguintes gráficos:

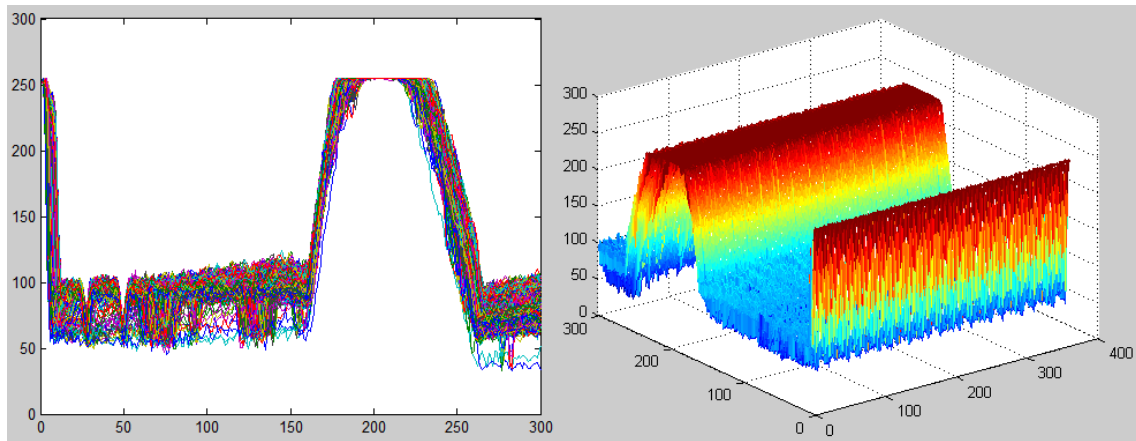


Figura 64 - Curvas que relacionam a posição do pixel com a sua cor ao longo da reta, DFF=60 cm e DOF=14,95 cm (0°-360°)

Analogamente ao que foi feito anteriormente obteve-se o valor de penumbra de 0,6709 cm. Em termos percentuais a área de penumbra relativamente à área da base do fantoma é de 4,58% e o erro é de:

$$\text{Erro}_{\text{exp3}} = \left| \frac{\text{Valor teórico} - \text{Valor experimental}}{\text{Valor teórico}} \right|$$
$$\text{Erro}_{\text{exp3}} = \frac{0,0119 - 0,6709}{0,0119}$$
$$\text{Erro}_{\text{exp3}} = 55,38$$

Pela análise dos valores obtidos, tanto teóricos como experimentais, constata-se que a penumbra obtida neste caso é superior aos casos anteriormente apresentados.

De seguida são apresentadas as medições realizadas com a DFF fixa e a DOF variável. Analogamente à experiência anterior as imagens foram obtidas com o fantoma de acrílico sobre a chapa.

Medição 4:

Para o primeiro caso a DFF foi de 107 cm e a DOF foi de 35,15 cm, o que corresponde à obtenção da seguinte imagem:

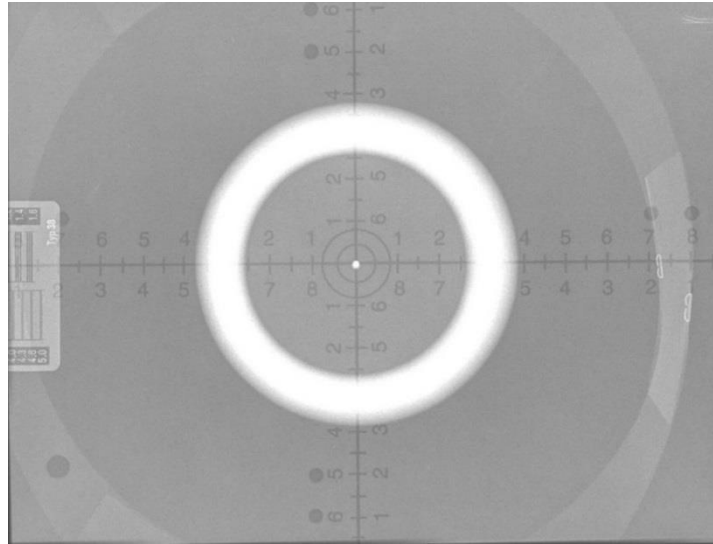


Figura 65 - Imagem obtida com DFF=107 cm e DOF=35,15 cm

Com esta variação de distâncias foi obtido um valor de penumbra de acordo com a fórmula seguinte.

$$Penumbra = F \times \frac{d}{h - d} = 0,06 \times \frac{35,15}{107 - 35,15} = 0,0294 \text{ cm}$$

Com esta configuração, em *Matlab*, foram obtidos os gráficos que relacionam a localização e cor do pixel, em várias direções, a seguir apresentados.

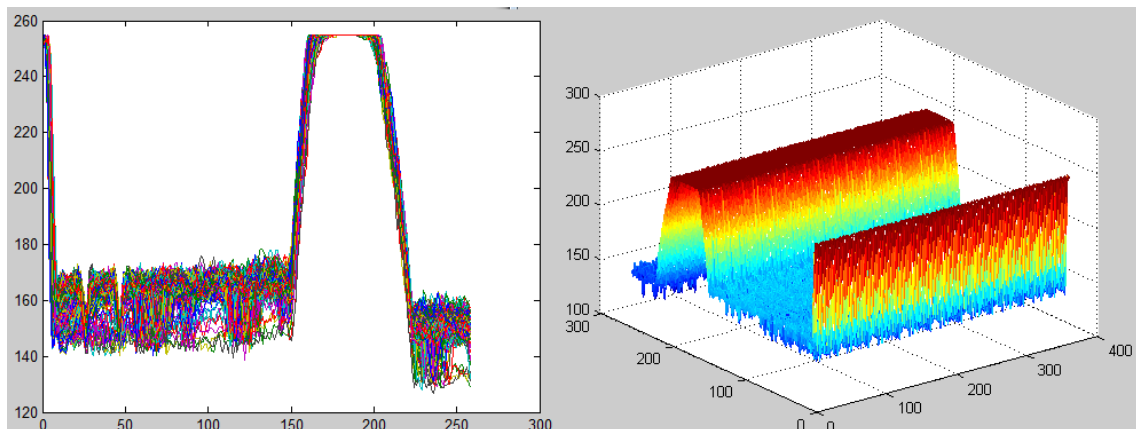


Figura 66 - Curvas que relacionam a posição do pixel com a sua cor ao longo da reta, DFF=107 cm e DOF=35,15 cm (0°-360°)

A utilização destes gráficos permite a determinação da penumbra existente. Conclui-se que o valor de penumbra é de 0,4170 cm, a área de penumbra é de 1,18 % da projeção objeto real no filme. O erro da medição experimental é de:

$$\text{Erro}_{\text{exp4}} = \left| \frac{\text{Valor teórico} - \text{Valor experimental}}{\text{Valor teórico}} \right|$$
$$\text{Erro}_{\text{exp4}} = \frac{0,0294 - 0,4170}{0,0294}$$
$$\text{Erro}_{\text{exp4}} = 13,18$$

Medição 5:

A imagem seguinte foi obtida colocando o foco a uma distância de 100 cm da mesa o que corresponde a uma DFF de 107 cm, o fantoma foi colocado a uma distância de 27,9 da mesa, o que implica que a DOF é de 42,85 cm.

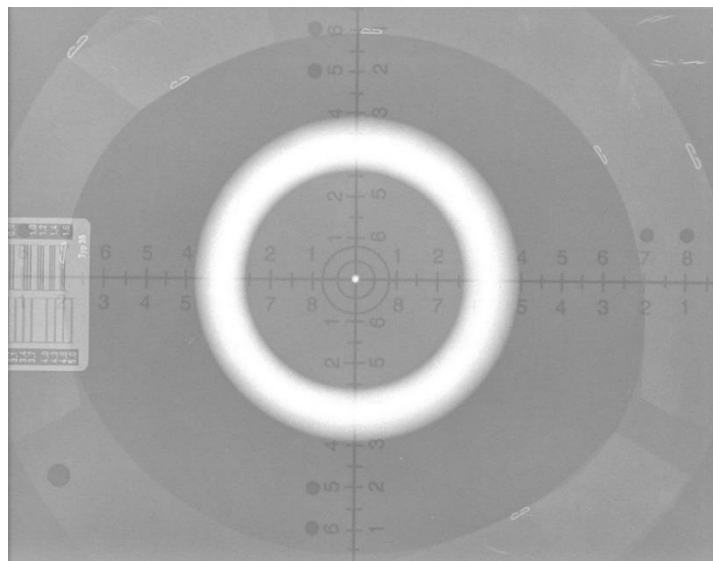


Figura 67 - Imagem obtida com DFF=107 cm e DOF=42,85 cm

Com esta variação de distâncias foi obtido um valor de penumbra de acordo com a fórmula seguinte.

$$\text{Penumbra} = F \times \frac{d}{h - d} = 0,06 \times \frac{42,85}{107 - 42,85} = 0,0401 \text{ cm}$$

Para a imagem apresentada, foram obtidos os seguintes gráficos relativos à cor do pixel e à sua localização.

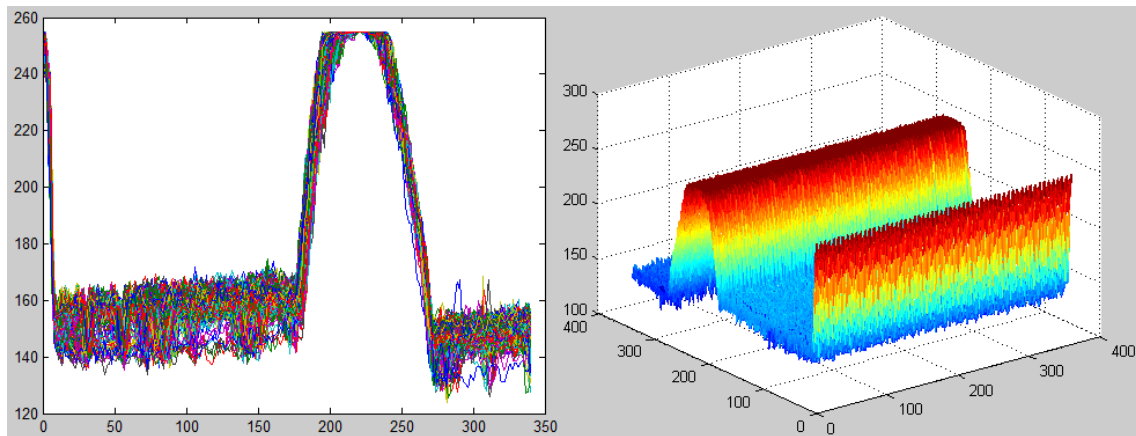


Figura 68 - Curvas que relacionam a posição do pixel com a sua cor ao longo da recta, DFF=107 cm e DOF=42,85 cm (0°-360°)

Com as condições referidas anteriormente utilizando o *Matlab* foi obtido um valor de penumbra de 0,5147 cm, ou seja 2,23 % do tamanho real do objeto. O erro da medição experimental é de:

$$\text{Erro}_{\text{exp4}} = \left| \frac{\text{Valor teórico} - \text{Valor experimental}}{\text{Valor teórico}} \right|$$
$$\text{Erro}_{\text{exp4}} = \frac{0,0401 - 0,5147}{0,0401}$$
$$\text{Erro}_{\text{exp4}} = 11,84$$

Medição 6:

A imagem seguinte foi obtida colocando o foco a uma distância de 107 cm da mesa o que corresponde a uma DFF de 107 cm, o fantoma foi colocado a uma distância de 35,6 da mesa, o que implica que a DOF é de 50,55 cm.

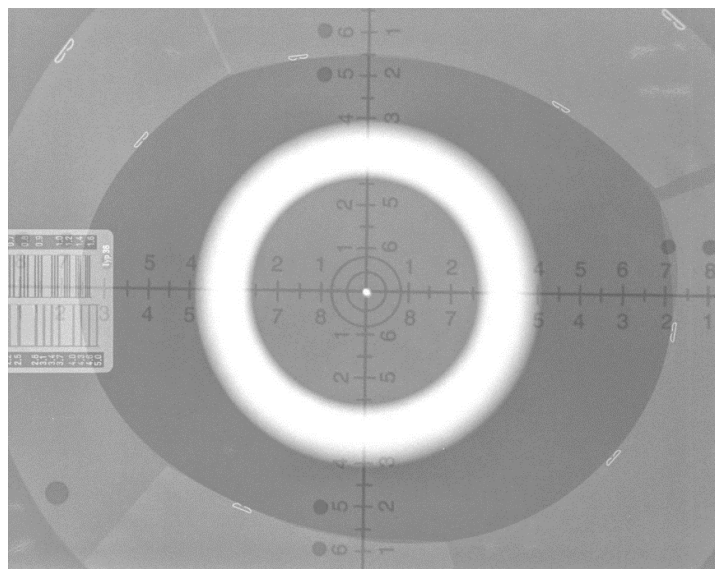


Figura 69 - Imagem obtida com DFF=107 cm e DOF=50,55 cm

Com distâncias utilizadas para esta medição, foi obtido um valor de penumbra de acordo com a fórmula seguinte.

$$Penumbra = F \times \frac{d}{h - d} = F \times \frac{50,55}{107 - 50,55} = 0,0537 \text{ cm}$$

Para imagem apresentada, foram obtidos os seguintes gráficos relativos à cor do pixel e à sua localização.

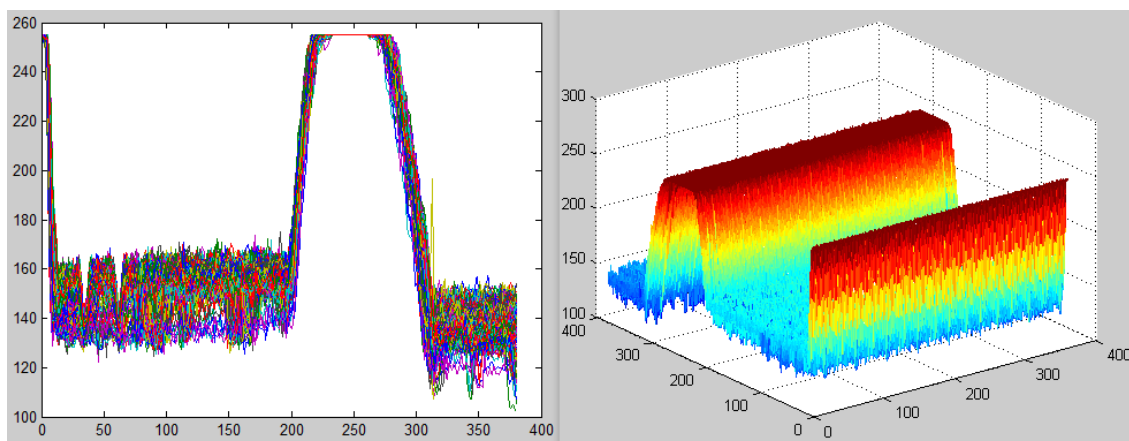


Figura 70 - Curvas que relacionam a posição do pixel com a sua cor ao longo da reta, DFF=107 cm e DOF=50,55 cm (0°-360°)

Com as condições anteriormente referidas utilizando o *Matlab* obteve-se um valor de penumbra de 0,5263 cm, ou seja 2,40 % do tamanho real do objeto. O erro experimental é de:

$$\text{Erro}_{\text{exp5}} = \left| \frac{\text{Valor teórico} - \text{Valor experimental}}{\text{Valor teórico}} \right|$$
$$\text{Erro}_{\text{exp5}} = \frac{0,0537 - 0,5263}{0,0537}$$
$$\text{Erro}_{\text{exp5}} = 8,80$$

Pela análise dos valores obtidos, tanto teóricos como experimentais, constata-se que a penumbra obtida com DFF de 107 cm, no caso da DOF de 50,55 cm, é superior aos casos de DOF de 42,85 cm e de DOF de 35,15 cm (anteriormente apresentados).

Medição 7:

A imagem seguinte teve como parâmetros, DFF de 107 cm e distância DOF de 14,95 cm, em muito semelhante à medição 1, no entanto esta foi realizada com foco grosso.

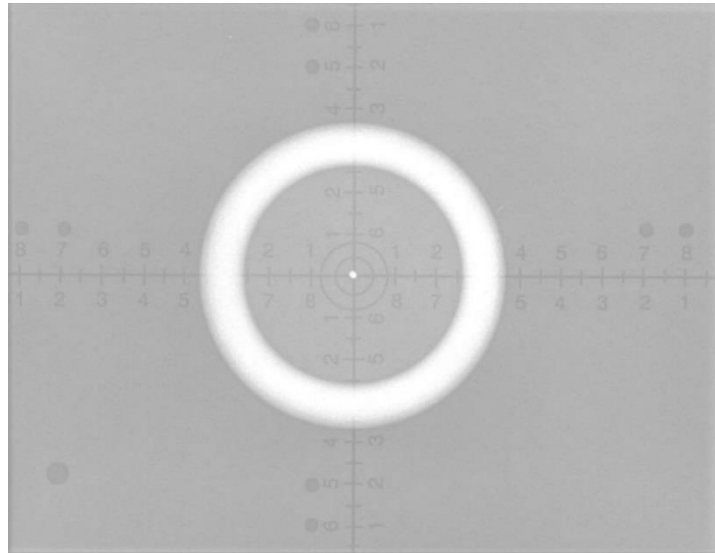


Figura 71 - Imagem obtida com DFF=107 cm e DOF=14,95 cm foco grosso

Com distâncias utilizadas para esta medição, foi obtido um valor de penumbra de acordo com a fórmula seguinte.

$$Penumbra = F \times \frac{d}{h - d} = 0,12 \times \frac{14,95}{107 - 14,95} = 0,0195 \text{ cm}$$

Com as condições descritas foram obtidos os seguintes gráficos relativos à cor do pixel e à sua localização.

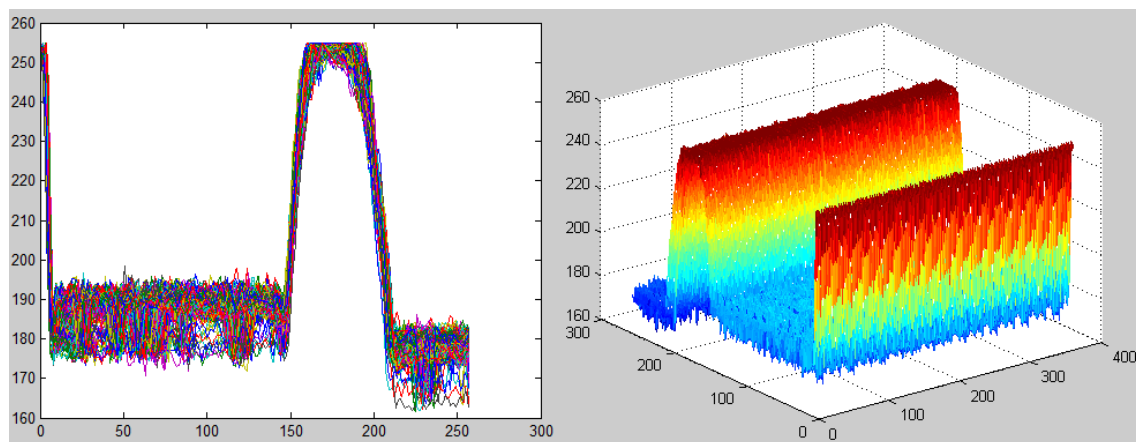


Figura 72 - Curvas que relacionam a posição do pixel com a sua cor ao longo da reta, DFF=107 cm e DOF=14,95 cm (0°-360°) foco grosso

Pela análise dos gráficos obtidos chega-se a um valor de penumbra de 0,4086, o que equivale a 0,01 % da área da base do fantoma utilizado. O erro experimental é de:

$$\text{Erro}_{\text{exp7}} = \left| \frac{\text{Valor teórico} - \text{Valor experimental}}{\text{Valor teórico}} \right|$$
$$\text{Erro}_{\text{exp7}} = \frac{0,0195 - 0,4086}{0,0195}$$
$$\text{Erro}_{\text{exp7}} = 19,95$$

Comparativamente à imagem tirada aproximadamente nas mesmas condições (distâncias), apenas variando a grossura do foco, há um aumento da penumbra na imagem.

Medição 8:

A imagem seguinte teve como parâmetros, DFF de 107 cm e distância DOF de 42,85 cm, em muito semelhante à medição 5, no entanto esta foi realizada com foco grosso.

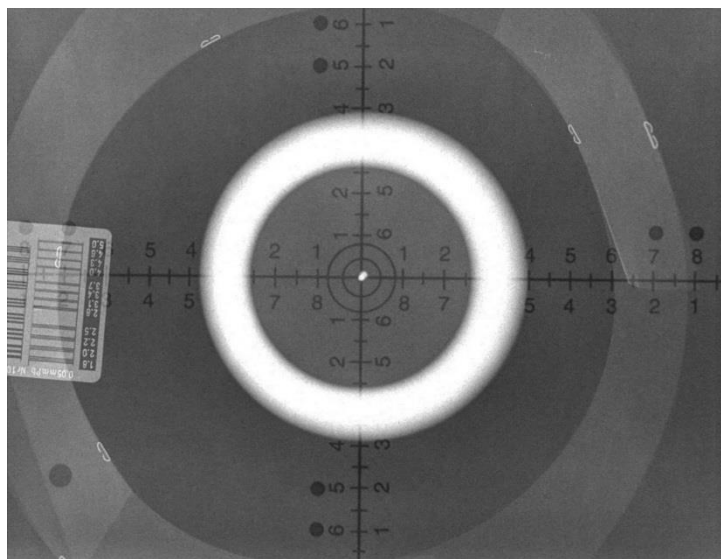


Figura 73 - Imagem obtida com DFF=107 cm e DOF=42,85 cm foco grosso

Com distâncias utilizadas para esta medição, foi obtido um valor de penumbra de acordo com a fórmula seguinte.

$$\text{Penumbra} = F \times \frac{d}{h - d} = 1,2 \times \frac{42,85}{107 - 42,85} = 0,0802 \text{ cm}$$

Com as condições descritas obtiveram-se os seguintes gráficos relativos à cor do pixel e à sua localização.

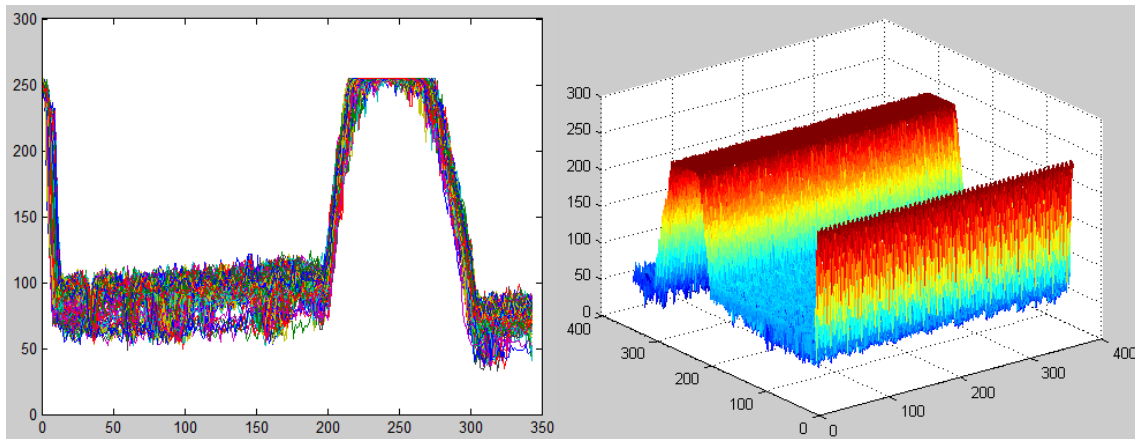


Figura 74 - Curvas que relacionam a posição do pixel com a sua cor ao longo da reta, DFF=107 cm e DOF=42,85 cm (0°-360°) foco grosso

Pela análise dos gráficos obtidos chega-se a um valor de penumbra de 0,6268, o que equivale a 3,71 % da área da base do fantoma utilizado. O erro experimental é de:

$$\text{Erro}_{\text{exp8}} = \left| \frac{\text{Valor teórico} - \text{Valor experimental}}{\text{Valor teórico}} \right|$$

$$\text{Erro}_{\text{exp8}} = \frac{0,0802 - 0,6268}{0,0802}$$

$$\text{Erro}_{\text{exp8}} = 6,82$$

Comparativamente à imagem tirada nas mesmas condições (distâncias), apenas variando a grossura do foco, há um aumento da penumbra na imagem de 0,9 %.

4. Conclusão

As primeiras experiências realizadas mostram que quanto maior a distância entre o foco e o filme menor será a distorção e que quanto menor a distância entre o objeto e o filme menor será a distorção. O que sugere que o doente deveria ser colocado diretamente sobre o filme, isto não pode ocorrer devido a três fatores: ao colocar doente seria impossível garantir que não existiria movimentação do filme; o alinhamento entre o foco e o filme não seria possível; e o doente não ficaria perfeitamente na horizontal.

Quando são analisadas as imagens obtidas, pode verificar-se que quando um objeto não se encontra exatamente paralelo ao filme e ao foco, as estruturas são alteradas, o que poderá induzir em erro o diagnóstico. O mesmo se passa quando são realizados exames em que o RC não é perfeitamente perpendicular ao objeto, as imagens obtidas não são fiéis à realidade, sendo que as estruturas ficam desproporcionais. Embora este tipo de procedimentos induzam em erro, em certas situações é necessário que sejam realizados, de forma a que certas partes anatómicas sejam visualizadas com maior pormenor

Pela análise das imagens obtidas, bem como pelos resultados teóricos é possível verificar que a menor ampliação será conseguida quando a distância entre o foco e o filme é máxima e a distância entre o objeto e o filme é mínima.

No caso da penumbra esta será reduzida ao mínimo, quando se reúnem três condições, a mancha focal é reduzida, a distância objeto filme é tanto menor quanto possível e a distância foco – filme é o maior valor possível.

Daqui se conclui que as condições ótimas tanto para a ampliação como para a penumbra são as mesmas, o que significa que não é necessário comprometer um aspeto para que o outro seja melhorado. A melhor imagem é obtida quando a distância entre o foco e o filme é de 1,35 m e a mancha focal de 0,6 mm, quanto à distância entre o objeto e o filme, não é possível definir uma distância exata (visto que depende da espessura do doente), mas esta deverá ser a mínima possível. Em teoria estes são os valores que permitem uma melhor qualidade de imagem, no entanto não podem ser aplicados cegamente. Imagens de um tórax fosse realizado com as mesmas distâncias que um braço, isto implicaria que a imagem do tórax ficasse cortada devido às

suas dimensões. Como tal os limites utilizados para o cálculo têm de ser adaptados, não só ao equipamento utilizado e ao local de implantação, mas também à parte do corpo em questão.

Comparando os valores obtidos teoricamente com os experimentais, é possível perceber que existe uma grande discrepância entre ambos, no entanto a sua variação de ensaio para ensaio é coerente. Quando há um aumento nos valores teóricos o mesmo acontece no caso dos valores experimentais. Esta diferença pode ser explicada pelas dimensões dos valores considerados que são muito diminutas e a precisão dos instrumentos de medida, em que uma pequena variação na medição das distâncias tem um impacto muito significativo no valor de penumbra obtido. Para além das medições efetuadas existe também a incerteza relativa à dimensão da mancha focal, visto que esta não pode ser medida, tendo sido consultado o manual do fabricante. Existe também o aspeto de que atualmente as imagens obtidas são digitais, ou seja, o que vemos no final não é exatamente aquilo que foi capturado, mas sim uma conversão da imagem obtida em digital, que passam por filtros antes de serem apresentadas ao utilizador.

Analisando as imagens obtidas utilizando o foco fino e o foco grosso, é possível perceber que o disparo realizado com o foco grosso provoca uma diminuição na qualidade da imagem. Com esta conclusão o mais lógico seria que todos os exames realizados em imagiologia utilizassem o foco fino, na realidade isto não acontece, exceto em caso de ser necessária a visualização de várias estruturas de dimensões reduzidas, não porque haja um maior risco para o doente, mas pela questão monetária já que quando é utilizado um foco fino repetidamente este terá tendência a quebrar mais rapidamente que o foco grosso, levando a substituições frequentes.

Quando analisadas as imagens obtidas é possível verificar uma certa discrepância entre os quadrantes da imagem. Este efeito pode ser pela posição relativa do anodo na ampola, que faz um determinado ângulo com o resto da estrutura. O que provoca a diferença de intensidade de

radiação que irá atravessar o objeto, diminuindo a qualidade de imagem no lado de menor intensidade, este efeito é diminuído quando a dose de radiação é aumentada.

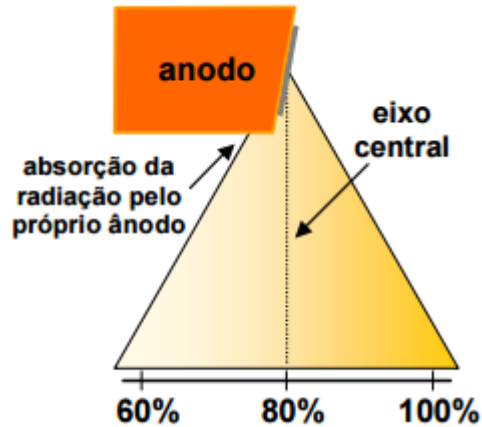


Figura 75 - Efeito anódico [36]

A imagem anterior ilustra esta situação, em que o RC apresenta uma intensidade de feixe de 80 %, havendo um aumento de intensidade no lado direito da imagem (100 %) e uma diminuição do lado esquerdo da imagem (60%).

5. Referências Bibliográficas

- [1] Philips, <http://www.philips.pt/about/company/index.page>.
- [2] L. Silva, A radiação "X" - sua origem e efeitos, 2009.
- [3] P. S. Jr, Physical Principles of medical imaging, Aspen Publication, 1987.
- [4] Técnico em Radiologia, <http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/index.php/radiologia-intervencionista/tecnologias-funcionamento-e-formacao-de-imagens-inter/tubo-de-raios-x>.
- [5] Sprawls Educational Foundation, <http://www.sprawls.org/ppmi2/SCATRAD/>.
- [6] Tecnologia Radiologica, http://www.tecnologiaradiologica.com/materia_c_imagem.htm.
- [7] Curso Técnico de Radiologia, <http://pt.slideshare.net/xandigi/apostila-de-radiologia-25137150>.
- [8] B. Ramires, "General Presentation os X-ray + Equipment".
- [9] JPI Healthcare, http://www.jpi.co.kr/english/03_technical_information/grid_information.html.
- [10] R. Far and A.-R. Pj, Physics for medical imaging, Saunders, 1997.
- [11] Philips, Digital Radiology, Philips Medical System, 2005.
- [12] A. Campilho, in *Instrumentação Eletrónica. Métodos e Técnicas de Medição*, FEUP edições, 2013.
- [13] B. Ramires, Equipamentos em imagiologia, ISAVE.
- [14] Texas Heart Institute, http://www.texasheart.org/HIC/Topics_Esp/FAQ/wicvradiol_sp.cfm.
- [15] J. A. Kaufman, J. A. Reekers, J. P. Burnes, A. Al-Kutoubi, C. A. Lewis, B. W. Hardy, S. Kuribayashi and S. Sharma, Global Statement Defining Interventional Radiology, 2010.
- [16] Ensino de Física Médica, <http://ensinodefisicamedica.blogspot.pt/2010/10/principio-alara-ou-principio-de.html>.
- [17] Técnico em Radiologia, <http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/index.php/radiologia-intervencionista/tecnologias-funcionamento-e-formacao-de-imagens-inter/modos-de-operacao-em-fluoroscopia>.
- [18] M. C. Soares, C. A. Ferreira, A Importância do Conhecimento Sobre Radioproteção Pelos Profissionais da Radiologia, CEFET/SC, 2011
- [19] The Chinese University of Hong Kong, <http://www.droid.cuhk.edu.hk/service/angio/dsa.htm>.

- [20] B. Ramires, Composer, *MX16 Evo!... Um míssil, um TAC ou o nome de um evento interno*. [Sound Recording]. Quinta das Ideias. 2014.
- [21] Ebah, <http://www.ebah.com.br/content/ABAAAgA7cAA/telecurso-2000-ensaio-materiais-ensaio-materiais-cap-24>.
- [22] SciELO, http://www.scielo.cl/scielo.php?pid=S0034-98872008000400012&script=sci_arttext.
- [23] B. Ramires, *Princípios Físicos das Imagens de Ressonância Magnética Nuclear*.
- [24] B. Ramires, *Módulo - Princípios Físicos, Instalações Imagem e Segurança*, 2011.
- [25] Radiologia Médica, <http://radiologiamedicatnl.blogspot.pt/2012/03/3.html>.
- [26] A. Silva, *Princípios Básicos de Ressonância Magnética Nuclear do Estado Sólido*, edição do autor, 2005.
- [27] B. Ramires, *Tecnologia de Eq. Em Radiologia (TER) – Gerador Rx*, ISAVE, 2009.
- [28] XRayPhysics - Radiology Physics with Simulations, <http://xrayphysics.com/radio.html>.
- [29] ActiveXray, <http://activexray.com/philips-buckydiagnost.htm>.
- [30] Ebah, <http://www.ebah.com.br>.
- [31] CETAC, http://www.cetac.com.br/informacoes_academicas3.htm.
- [32] Universidade Estadual de Londrina, http://www.uel.br/cce/mat/geometrica/php/gd_t/gd_1t.php.
- [33] B. Ramires, *Geradores de RX*, ISAVE.
- [34] Ebah, <http://www.ebah.com.br/content/ABAAAgA7cAA/telecurso-2000-ensaio-materiais-ensaio-materiais-cap-24>.
- [35] Bertolo, http://www.bertolo.pro.br/Biofisica/Apostila_1/RAIO-X/RAIO-X.swf.
- [36] F. Augusto and P. Soares, *Produção de raios-X em ampolas radiográficas: estudo do tomógrafo computadorizados do hospital regional de São José/SC*, 2006.
- [37] EM Lyceum, <http://emlyceum.com/2011/09/08/acute-coronary-syndromes-answers/>.