



Universidade Católica Portuguesa  
Faculdade de Engenharia  
Campus de Sintra

## **CONTROLO AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO (CAE): DOSE NO DOENTE E QUALIDADE DE IMAGEM**

José Filipe Henriques Soares

**Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em  
Engenharia da Saúde**

### **Júri**

**Presidente:** Prof. Doutor Manuel José Martinho Barata Marques – Professor Catedrático da Faculdade de Engenharia da Universidade Católica Portuguesa;

**Vogais:** Prof. Doutor João José Pedroso de Lima – Professor Catedrático Jubilado da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra;

Prof. Doutor Francisco José Cerqueira Alves – Professor Adjunto da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Instituto Politécnico de Coimbra (Orientador).

Novembro  
2012



**Universidade Católica Portuguesa  
Faculdade de Engenharia  
Campus de Sintra**

**CONTROLO AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO (CAE):  
DOSE NO DOENTE E QUALIDADE DE IMAGEM**

José Filipe Henriques Soares

MESTRADO EM ENGENHARIA DA SAÚDE

Novembro  
2012



*A todos os que questionam!*



*“Imagination will often carry us to worlds that never were.  
But without it we go nowhere”*

*Carl Sagan (1934 – 1996)*



## RESUMO

O controlo automático de exposição (CAE) é o sistema que suporta a definição dos parâmetros que vão conduzir a exposição e a dose no doente. Considerando que o circuito de medida é único e efectua o cálculo (e conseqüente corte) através da média do sinal recebido, sem ter em conta o gradiente de assimetria das densidades coincidentes com o campo dos respectivos detectores, formulou-se como objectivo o determinar a influência de diversas configurações do CAE na dose no doente e na qualidade da imagem num sistema de Radiologia Computadorizada (CR), em três regiões de um fantôma antropomórfico: tórax, abdómen e bacia. Seguiram-se os critérios recomendados por *Guidelines* internacionais e as imagens obtidas foram gravadas em Dicom e identificadas para posterior análise em software OsiriX. Os valores de cada exposição foram tratados no software Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) e determinada a média, o desvio padrão, o erro padrão, a variância e realizado o teste de Tukey (HSD).

No tórax, verificou-se que, utilizando o CAE direito se obtém menor dose absorvida no que noutras configurações: – 6,1% em relação ao esquerdo, – 39,7% do que quando se utiliza o central e de – 8,6% e de – 26,8% em relação à utilização dos dois laterais e aos três em simultâneo, respectivamente. No abdómen obteve-se a menor dose absorvida utilizando o CAE esquerdo: em relação ao direito de – 6,4%, em relação ao central de – 22,2%, em relação aos dois laterais e três em simultâneo de – 2,5% e de – 8,2%. Na bacia a menor dose absorvida foi obtida com a selecção do CAE central: tanto em relação a qualquer um dos laterais como dos três em simultâneo, com valores – 55,2% e – 30,8% respectivamente. Considerando uma prótese parcial na anca esquerda as diferenças acentuam-se em relação à selecção dos dois e dos três detectores em simultâneo para – 58,1% e – 30,1% e ao coincidente com a prótese de – 83,3%.

Conclui-se que a importância dada à selecção do/s detector/es do CAE tem acção directa na redução da dose no doente, sem alterar a qualidade da imagem e que que as recomendações das *Guidelines* nem sempre estão de acordo com o Princípio da Optimização (Directiva 97/43 da Euratom). Os resultados obtidos indicam a necessidade de reapreciação das configurações do CAE sugeridas pela Dimond III e das *European Guidelines* o que poderá ser comprovado com um estudo relacionando os valores obtidos no fantôma com um cadáver, que se sugere como trabalho futuro.

Palavras chave: Controlo Automático de Exposição, dose absorvida, índice de exposição, optimização da exposição, ALARA, CAE.



## ABSTRACT

The automatic exposure control (AEC) is the system that supports the definition of the parameters that will lead to exposure and dose to the patient. Whereas the measuring circuit system that is unique and is calculated (and consequent cutting) by averaging the received signal, without regard to the asymmetry of the density gradient coincident with the field of the respective exposure detectors, formulated as objective to determine the influence of various configurations of the EAC in the patient dose and image quality in a system of Computed Radiography (CR) in three regions of an anthropomorphic phantom: chest, abdomen and pelvis. Followed the criteria recommended by international Guidelines and the images were saved in Dicom and identified for further analysis in software OsiriX. The values for each exposure were treated in the Statistical Package for Social Sciences (SPSS) and determined the mean, standard deviation, standard error, variance and performed the Tukey test (HSD).

In the thorax, it was found that, using the obtained lower right AEC absorbed dose in other configurations: – 6,1% on the left – 39,7% than when using the central and – 8,6% and – 26,8% compared to the use of two to three sides and at the same time, respectively. The abdomen was obtained using the lowest dose absorbed AEC left: on the right – 6,4%, relative to center – 22,2% on the two sides and three simultaneous – 2,5% and – 8,2%. In the lower bowl the absorbed dose was obtained by selection of AEC central, both in relation to any of the three sides and simultaneously, with values – 55,2% and – 30,8%, respectively. Whereas a partial prosthesis on the left hip accentuate differences in relation to the selection of the two and three detectors for simultaneously – 58,1% and – 30,1% and coincident with a value of the prosthesis – 83,3%.

It is concluded that the importance given to the selection detector/s AEC has direct action in reducing the dose to the patient, without changing the image quality and that the recommendations of the Guidelines are not always in accordance with the Principle of Optimization (Directive 97/43 Euratom). The results indicate the need to review the settings suggested by AEC Dimond III and European Guidelines which can be proven with a study correlating the values obtained in the phantom with a corpse, which is suggested as future work.

Keywords: Automatic Exposure Control, absorbed dose, the index of exposure, exposure optimization, ALARA, AEC.



## AGRADECIMENTOS

Ao IMI, Imagens Médicas Integradas na Av. da República em Lisboa, pela amabilidade e empenho do Dr. Fernando Cardoso, Director Técnico, ao autorizar a utilização das referidas instalações e equipamento radiológico, à Dra. Rita Isabel Rodrigues Vidigal, Técnica Coordenadora, pela disponibilidade e colaboração prestada e à Dra. Alexandra Maria Cristão Chéu, Técnica Radiologista, pela disponibilidade e assistência técnica dedicadas à realização da parte experimental deste estudo durante todas aquelas horas de trabalho em que foram adquiridas, gravadas, registadas e medidas cerca de duzentas imagens daqueles pesados fantômas, a minha gratidão e acima de tudo a constatação da existência de pessoas de qualidades humanas acima da média existentes nessa prestigiada Instituição.

Ao Senhor Alcino Santos, Técnico da Siemens Healthcare, que realizou a calibração do equipamento radiológico para garantir o rigor dos resultados obtidos.

À MedicalConsult e muito especialmente ao Professor Doutor Nuno Teixeira, Prof. Coordenador na ESTeSL, pelo empréstimo do equipamento utilizado nas medições das doses de radiação.

À Senhora Dra. Paula Soares, Directora do Serviço de Radioterapia dos HUC, Coimbra e ao Eng. Físico Paulo Jorge Rachinhas, pela disponibilização do primeiro fantôma utilizado nos estudos preliminares.

Ao Ex. mo Senhor Presidente da ESTeSL, Prof. Coordenador João Lobato, pela autorização concedida no empréstimo do fantôma Pixy e à Dra. Margarida Ribeiro, Prof<sup>a</sup> Adjunta na Área Científica de Radiologia pelo empenho no processo de transferência do referido fantôma bem como à amabilidade demonstrada em encontrar as melhores soluções que permitiram a sua utilização.

Ao meu amigo Dr. Carlos Ferreira, cirurgião ortopedista no HPP Hospital de Cascais Dr. José de Almeida, pela confiança demonstrada através do empréstimo da prótese de Thompson.

Ao Vitor Sábio Tomaz, Webmaster e meu prezado amigo de infância, pela disponibilidade pessoal, colaboração e apoio em software para tratamento e processamento das imagens relativas à parte gráfica deste trabalho.

Ao meu prezado amigo de longa data e colega, Dr. Jorge Manuel Frutuoso, pela disponibilização do software de tratamento estatístico e apoio prestado desde o primeiro dia.

Ao Ex. mo Senhor Professor Doutor Manuel Barata Marques, Director da FEUCP, Lisboa, o meu mais profundo agradecimento por todo o apoio e empenho pessoal nos contactos com outras Instituições relativos à disponibilização dos fantômas utilizados na parte experimental desta dissertação e também um obrigado muito especial pela sua dedicação e interesse muito particular nos alunos da FE que tão ilustremente dirige.

Ao Ex. mo Senhor Professor Doutor Francisco José Cerqueira Alves, Prof. de Física e Biofísica na ESTeSC do Instituto Politécnico de Coimbra e Físico Chefe das Operações de Pesquisa do Ciclotrão no ICNAS Coimbra, além do meu mais profundo reconhecimento por ter aceitado orientar esta dissertação, fica o reforço da amizade e da minha admiração pessoal que vem de longa data.

À Helena, minha mulher, pelo apoio sempre presente.

## ÍNDICE

|   |           |
|---|-----------|
| RESUMO .....  | VI        |
| ABSTRACT .....  | VIII      |
| AGRADECIMENTOS .....  | X         |
| LISTA DE TABELAS .....  | XVII      |
| LISTA DE FIGURAS .....  | XIX       |
| LISTA DE GRÁFICOS .....   | XXI       |
| LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS .....                            | XXII      |
| <b>CAPÍTULO 1.....</b>  | <b>1</b>  |
| INTRODUÇÃO.....   | 1         |
| 1.1 <i>Objectivo</i> .....                                      | 2         |
| 1.2 <i>Método</i> .....   | 2         |
| 1.2.1 <i>Análise dos Dados</i> .....                            | 3         |
| 1.2.2 <i>Limitações do Estudo</i> .....                         | 4         |
| 1.3 <i>Estrutura</i> .....                                      | 5         |
| <b>CAPÍTULO 2.....</b>  | <b>7</b>  |
| DESENVOLVIMENTO, APLICAÇÃO E PRODUÇÃO DOS RAIOS X .....         | 7         |
| 2.1 <i>Primeiras Ampolas</i> .....                              | 7         |
| 2.2 <i>Aplicação dos Raios X: a Primeira Radiografia</i> .....  | 9         |
| 2.3 <i>Radiação Electromagnética</i> .....                      | 9         |
| 2.4 <i>Produção de Raios X</i> .....                            | 12        |
| 2.4.1 <i>Tensão Aceleradora e Corrente Anódica Máxima</i> ..... | 16        |
| 2.4.2 <i>Filtragem do Feixe de Raios X</i> .....                | 17        |
| <b>CAPÍTULO 3.....</b>  | <b>19</b> |
| INTERACÇÃO DOS RAIOS X COM A MATÉRIA .....                      | 19        |
| 3.1 <i>Sem Qualquer Interação</i> .....                         | 19        |
| 3.2 <i>Efeito Fotoeléctrico</i> .....                           | 20        |
| 3.3 <i>Efeito Rayleigh-Thomson</i> .....                        | 20        |
| 3.4 <i>Efeito Compton</i> .....                                 | 21        |
| 3.5 <i>Lei da Atenuação</i> .....                               | 21        |

|   |           |
|---|-----------|
| <b>CAPÍTULO 4.....</b>  | <b>23</b> |
| DOSIMETRIA, EFEITOS BIOLÓGICOS E PRINCÍPIOS GERAIS DE PROTECÇÃO ..... | 23        |
| 4.1 Dose Transferida e Dose Absorvida .....                           | 23        |
| 4.1.1 Dose Equivalente .....  | 24        |
| 4.1.2 Dose Efectiva .....   | 24        |
| 4.2 Efeitos Biológicos dos Raios X .....                              | 26        |
| 4.2.1 Efeitos Somáticos e Hereditários .....                          | 26        |
| 4.2.2 Considerações Especiais para o Embrião / Feto .....             | 28        |
| 4.3 O Primeiro Conselho Sobre Protecção Radiológica .....             | 29        |
| 4.3.1 Princípios Gerais de Protecção Radiológica .....                | 30        |
| 4.3.2 Conceito ALARA .....  | 31        |
| <b>CAPÍTULO 5.....</b>  | <b>33</b> |
| DESENVOLVIMENTO DO CONTROLO DE EXPOSIÇÃO .....                        | 33        |
| 5.1 Câmara de Ionização e Phototimer .....                            | 33        |
| 5.2 Controlo Automático de Exposição (CAE) .....                      | 35        |
| 5.2.1 Potter-Bucky e Disposição dos Detectores (CAE) .....            | 37        |
| 5.2.2 Utentes Pediátricos .....                                       | 37        |
| 5.2.3 Limite de Segurança .....                                       | 38        |
| 5.2.4 Utilização Adequada e Controlo de Qualidade .....               | 38        |
| <b>CAPÍTULO 6.....</b>  | <b>39</b> |
| IMAGENS RADIOGRÁFICAS E PROPRIEDADES DOS DETECTORES .....             | 39        |
| 6.1 Imagens Radiográficas.....  | 39        |
| 6.2 Imagens Digitais .....  | 43        |
| 6.2.1 Teorema de Nyquist .....  | 43        |
| 6.3 Propriedades dos Detectores .....                                 | 46        |
| 6.3.1 Eficiência do Detector .....                                    | 46        |
| 6.3.2 Resolução Espacial e Contraste .....                            | 49        |
| 6.3.3 Características do Ruído .....                                  | 50        |
| 6.3.4 Intervalo de Resposta e Gama Dinâmica .....                     | 53        |
| 6.3.5 Outras Características Físicas dos Detectores .....             | 54        |
| <b>CAPÍTULO 7.....</b>  | <b>57</b> |
| SISTEMAS DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS RADIOGRÁFICAS .....                  | 57        |
| 7.1 Cassete - Filme .....   | 57        |
| 7.2 Radiologia Computorizada (CR) .....                               | 59        |
| 7.3 Radiologia DR de Aquisição Indirecta e Directa .....              | 61        |

|  |            |
|--|------------|
| <b>CAPÍTULO 8.....</b>   | <b>63</b>  |
| CONTROLO DA DOSE NO DOENTE E QUALIDADE DE IMAGEM .....                                 | 63         |
| 8.1 <i>Índice de Exposição (IE)</i> .....  | 63         |
| 8.1.1 Imprecisão do IE .....   | 65         |
| 8.2 <i>Guidelines Europeias</i> .....  | 66         |
| <b>CAPÍTULO 9.....</b>   | <b>67</b>  |
| EFEITOS DA SELECÇÃO DO CAE NA DOSE NO DOENTE E NA QUALIDADE DE IMAGEM.....             | 67         |
| 9.1 <i>Método Utilizado no Teste de Calibração dos Detectores Exposimétricos</i> ..... | 67         |
| 9.1.1 Análise dos Resultados da Calibração do CAE .....                                | 68         |
| 9.2 <i>Efeitos da Selecção do CAE na Dose no Tórax e na Qualidade da Imagem</i> .....  | 71         |
| 9.2.1 Método .....   | 71         |
| 9.2.2 Análise dos Resultados do Tórax e Imagens Correspondentes.....                   | 73         |
| 9.2.2.1 Análise Comparativa dos Resultados do Tórax .....                              | 76         |
| 9.2.2.2 Análise Estatística dos Resultados do Tórax.....                               | 78         |
| 9.3 <i>Efeitos da Selecção do CAE na Dose no Abdómen e Qualidade da Imagem</i> .....   | 81         |
| 9.3.1 Método .....   | 81         |
| 9.3.2 Análise dos Resultados do Abdómen e Imagens Correspondentes .....                | 83         |
| 9.3.2.1 Análise Comparativa dos Resultados do Abdómen.....                             | 86         |
| 9.3.2.2 Análise Estatística dos resultados do Abdómen.....                             | 88         |
| 9.4 <i>Efeitos da Selecção do CAE na Dose na Bacia e na Qualidade de Imagem</i> .....  | 91         |
| 9.4.1 Método .....   | 91         |
| 9.4.2 Análise dos Resultados da Bacia e Imagens Correspondentes .....                  | 93         |
| 9.4.2.1 Análise Comparativa dos Resultados da Bacia.....                               | 96         |
| 9.4.2.2 Análise Estatística dos Resultados da Bacia.....                               | 98         |
| 9.5 <i>Efeitos da Selecção do CAE na Bacia com Prótese e Qualidade de Imagem</i> ..... | 101        |
| 9.5.1 Método .....   | 101        |
| 9.5.2 Análise dos Resultados da Bacia com Prótese e imagens Correspondentes.....       | 103        |
| 9.5.2.1 Análise Comparativa dos Resultados da Bacia Com Prótese .....                  | 106        |
| 9.5.2.2 Análise Estatística dos Resultados da Bacia com Prótese .....                  | 108        |
| <b>CAPÍTULO 10 .....</b>   | <b>109</b> |
| CONSIDERAÇÕES FINAIS E CONCLUSÃO .....   | 109        |
| 10.1 <i>Considerações Finais</i> .....   | 109        |
| 10.2 <i>Conclusão</i> .....  | 111        |
| <b>REFERÊNCIAS.....</b>  | <b>113</b> |

|  |     |
|--|-----|
| <b>ANEXOS</b> .....  | 119 |
| 1. <i>Decretos Lei</i> .....   | 121 |
| 2. <i>Folhas de Registo de Dados</i> .....                               | 123 |
| 2.1 Testes de Calibração CAE.....  | 123 |
| 2.2 Registo de Testes do CAE.....  | 124 |
| 3 <i>Estatística Descritiva da Exposição do Tórax</i> .....              | 125 |
| 3.1 Post Hoc Tórax (mAs) .....   | 126 |
| 3.2 Post Hoc Tórax (ms).....   | 127 |
| 3.3 Post Hoc Tórax Dose Absorvida.....                                   | 128 |
| 3.4 Post Hoc Tórax Índice Exposição .....                                | 129 |
| 4. <i>Estatística Descritiva da Exposição do Abdómen</i> .....           | 131 |
| 4.1 Post Hoc Abdómen (mAs).....  | 132 |
| 4.2 Post Hoc Abdómen (ms).....   | 133 |
| 4.3 Post Hoc Abdómen Dose Absorvida.....                                 | 134 |
| 4.4 Post Hoc Abdómen Índice de Exposição .....                           | 135 |
| 5. <i>Estatística Descritiva da Bacia</i> .....                          | 137 |
| 5.1 Post Hoc Bacia (mAs) .....   | 138 |
| 5.2 Post Hoc Bacia (ms).....   | 139 |
| 5.3 Post Hoc Bacia Dose Absorvida.....                                   | 140 |
| 5.4 Post Hoc Bacia Índice Exposição .....                                | 141 |
| 6. <i>Estatística Descritiva da Exposição da Bacia com Prótese</i> ..... | 143 |
| 6.1 Post Hoc Bacia com Prótese (mAs).....                                | 144 |
| 6.2 Post Hoc Bacia com Prótese (ms).....                                 | 145 |
| 6.3 Post Hoc Bacia com Prótese Dose Absorvida.....                       | 146 |
| 6.4 Post Hoc Bacia com Prótese Índice de Exposição .....                 | 147 |
| 7. <i>Resumo dos Valores Médios dos Testes</i> .....                     | 149 |
| 8. <i>Fotos Diversas</i> .....   | 151 |
| 8.1 Transporte do fantôma Pixy.....                                      | 151 |
| 8.2 Fantôma Pixy na Caixa .....  | 151 |
| 8.3 Testes de Calibração do equipamento IMI .....                        | 152 |
| 8.4 Fantôma pixy na Mesa da Sala de Radiologia do IMI .....              | 153 |



## LISTA DE TABELAS

|   |     |
|---|-----|
| Tabela 1-1: guidelines europeias sobre a utilização do CAE.....                       | 1   |
| Tabela 2-1: alterações no feixe de raios X em qualidade e quantidade. ....            | 17  |
| Tabela 2-2: filtração recomendada para raios X de diagnóstico. ....                   | 17  |
| Tabela 4-1: factores de correcção da radiação. ....                                   | 24  |
| Tabela 4-2: factor correctivo para os tecidos. ....                                   | 25  |
| Tabela 4-3: relações exposimétricas.....  | 25  |
| Tabela 4-4: factor multiplicativo de risco por grupo de idade. ....                   | 26  |
| Tabela 4-5: possibilidades de ocorrência de efeitos determinísticos no útero. ....    | 28  |
| Tabela 4-6: limites de dose recomendados pela ICRP. ....                              | 30  |
| Tabela 6-1: número de bits – número de níveis .....                                   | 45  |
| Tabela 9-1: Tx valores relativos à CAE Dta. e corresp. Imagem.....                    | 73  |
| Tabela 9-2: Tx valores relativos à CAE Esq. e corresp. Imagem .....                   | 73  |
| Tabela 9-3: Tx valores relativos à CAE Cent. e corresp. Imagem.....                   | 74  |
| Tabela 9-4: Tx valores relativos à CAE Dta. + Esq. e corresp. Imagem .....            | 75  |
| Tabela 9-5: Tx valores relat. à CAE Dta.+Esq.+Dta.+Cent. e corresp. Imagem .....      | 75  |
| Tabela 9-6: valores médios de DEP e IE nas diferentes config. CAE no Tórax.....       | 78  |
| Tabela 9-7: Tórax, recomendações Dimond III e European Guidelines.....                | 79  |
| Tabela 9-8: Ab. valores relativos à CAE Dta. e corresp. Imagem .....                  | 83  |
| Tabela 9-9: Ab. valores relativos à CAE Esq. e corresp. Imagem.....                   | 83  |
| Tabela 9-10: Ab. valores relativos à CAE Cent. e corresp. Imagem .....                | 84  |
| Tabela 9-11: Ab. valores relativos à CAE Dta.+Esq. e corresp. Imagem.....             | 85  |
| Tabela 9-12: Ab. valores relativos à CAE Dta.+Esq.+Cent. e corresp. Imagem .....      | 85  |
| Tabela 9-13: valores médios de DEP e IE nas diferentes config. CAE no abdómen.....    | 88  |
| Tabela 9-14: Ab. recomendações Dimond III e European Guidelines .....                 | 89  |
| Tabela 9-15: Bacia valores relativos à CAE Dta. e corresp. Imagem.....                | 93  |
| Tabela 9-16: Bacia valores relativos à CAE Esq. e corresp. Imagem.....                | 93  |
| Tabela 9-17: Bacia valores relativos à CAE Cent. e corresp. Imagem .....              | 94  |
| Tabela 9-18: Bacia valores relativos à CAE Dta.+Esq.+Cent. e corresp. Imagem.....     | 95  |
| Tabela 9-19: Bacia valores relativos à CAE Dta.+Esq.+Cent. e corresp. Imagem.....     | 95  |
| Tabela 9-20: valores médios de DEP e IE nas diferentes config. CAE na Bacia .....     | 98  |
| Tabela 9-21: Bacia recomendações Dimond III e European Guidelines.....                | 99  |
| Tabela 9-22: Bacia c/ prótese à esq. val. relativos à CAE Dta. e corresp. Imagem..... | 103 |
| Tabela 9-23: Bacia c/ prótese à esq. val. relativos à CAE Esq. e corresp. Imagem..... | 103 |

|  |     |
|--|-----|
| Tabela 9-24: Bacia c/ prótese à esq. val. relativos à CAE Cent. e corresp. Imagem .....    | 104 |
| Tabela 9-25: Bacia c/ prótese à esq. val. relativos à CAE Dta.+Esq. e corresp. Imagem..... | 105 |
| Tabela 9-26: Bacia c/ prótese à esq. val. relativos à CAE Dta. e corresp. Imagem .....     | 105 |
| Tabela 9-27: valores médios de DEP e IE nas diferentes config. na bacia c/ prótese.....    | 108 |

## LISTA DE FIGURAS

|  |    |
|--|----|
| Figura 2-1: tubo Cruz de Malta de Crooks.....  | 7  |
| Figura 2-2: Coolidge e o primeiro tubo de raios X (1926).....                                      | 8  |
| Figura 2-3: laboratório de Roentgen e a primeira radiografia.....                                  | 9  |
| Figura 2-4: natureza da radiação electromagnética.....   | 9  |
| Figura 2-5: espectro e características da radiação electromagnética.....                           | 10 |
| Figura 2-6: ampola de raios X.....   | 12 |
| Figura 2-7: acção do eléctrodo de focagem.....   | 13 |
| Figura 2-8: interacções dos electrões incidentes com um átomo alvo.....                            | 14 |
| Figura 2-9: distribuição da energia emitida por uma ampola de raios X.....                         | 15 |
| Figura 2-10: quantidade fotões X depende da intensidade da corrente anódica.....                   | 16 |
| Figura 2-11: qualidade do feixe de raios X depende da tensão aceleradora na ampola.....            | 16 |
| Figura 2-12: distribuição da energia emitida por ampola de raios X.....                            | 18 |
| Figura 3-1: interacção dos raios X com a matéria.....  | 19 |
| Figura 3-2: efeito fotoeléctrico.....  | 20 |
| Figura 3-3: efeito Compton.....  | 21 |
| Figura 4-1: curva efeitos estocásticos e determinísticos.....                                      | 27 |
| Figura 5-1: câmara de ionização.....   | 33 |
| Figura 5-2: circuito de um sistema “photofluorograph”.....   | 34 |
| Figura 5-3: CAE entre o doente e o receptor de imagem.....   | 35 |
| Figura 5-4: diagrama de um sistema AEC.....  | 36 |
| Figura 5-5: Potter-Bucky, disposição das câmaras CAE e o FPD.....                                  | 37 |
| Figura 6-1: percentagem de incerteza relativa a duas funções de poisson.....                       | 40 |
| Figura 6-2: efeitos da contagem na percepção do contraste.....                                     | 41 |
| Figura 6-3: implicação do erro de poisson no contraste do objecto.....                             | 42 |
| Figura 6-4: diagrama esquemático de um sistema de radiologia digital.....                          | 43 |
| Figura 6-5: digitalização de sinais analógicos – Diagrama de Blocos.....                           | 44 |
| Figura 6-6: aliasing devido a frequência de amostragem inadequada.....                             | 44 |
| Figura 6-7: amostragem de um sinal analógico.....  | 45 |
| Figura 6-8: DQE em várias espessuras de detectores de fósforo.....                                 | 47 |
| Figura 6-9: DQE em várias espessuras de detectores de conversão directa.....                       | 48 |
| Figura 6-10: Função de Resposta do Sistema a um Ponto (FRP).....                                   | 49 |
| Figura 6-11: detector com abertura de 50 $\mu\text{m}$ e respectiva FTM do receptor de imagem..... | 50 |
| Figura 6-12: Espectro de Wiener para três imagens com diferentes frequências espaciais.....        | 51 |

|   |     |
|---|-----|
| Figura 6-13: S/N Modelo de A. Rose.....   | 52  |
| Figura 6-14: intervalo de resposta de um detector. ....                                       | 53  |
| Figura 6-15: Influência da espessura de um detector fluorescente na FRP.....                  | 54  |
| Figura 6-16: influência do tipo de detector na FRP. ....                                      | 54  |
| Figura 6-17: área sensível de um detector.....  | 55  |
| Figura 6-18: resposta não uniforme de um sistema detector.....                                | 55  |
| Figura 7-1: curva característica de exposição de um filme radiológico.....                    | 57  |
| Figura 7-2: comparação alcance dinâmico entre cassete – filme e detectores digitais .....     | 58  |
| Figura 7-3: visão esquemática dos diversos tipos de detectores digitais. ....                 | 59  |
| Figura 7-4: foto estimulação e emissão de luz .....   | 59  |
| Figura 7-5: sistema CR baseado no armazenamento de energia pelo IP.....                       | 60  |
| Figura 7-6: radiologia DR, conversão directa e indirecta. ....                                | 61  |
| Figura 7-7: sistema de radiologia digital (DR).....   | 62  |
| Figura 8-1: índice de escalas de exposição .....  | 63  |
| Figura 8-2: grandezas relacionadas com a dose. ....   | 65  |
| Figura 9-1: procedimento para o teste de calibragem do CAE .....                              | 67  |
| Figura 9-2: Unfors Mult-O-Meter 407L.....   | 67  |
| Figura 9-3: tórax do fantôma c/ os 3 CAE seleccionados e localização do detector .....        | 71  |
| Figura 9-4: imagens do tórax do fantôma e de um adulto sexo masculino de 86 anos.....         | 72  |
| Figura 9-5: abdómen do fantôma com os 3 CAE seleccionados e localização do detector.....      | 81  |
| Figura 9-6: Imagens do Abd. do fantôma e de um adulto do sexo masculino de 46 anos.....       | 82  |
| Figura 9-7: Bacia do fantôma com os 3 CAE seleccionados e localização do detector.....        | 91  |
| Figura 9-8: Imagens da bacia do fantôma e de um adulto do sexo feminino de 68 anos.....       | 92  |
| Figura 9-9: Bacia do fantôma c/ os 3 CAE seleccionados e localiz. da prótese e do detector... | 101 |
| Figura 9-10: Imag. da bacia do fantôma e de um adulto sexo fem. 78 anos c/ prótese à esq. ... | 102 |

## LISTA DE GRÁFICOS

|  |     |
|--|-----|
| Gráfico 9-1: distribuição dos valores em carga.....  | 68  |
| Gráfico 9-2: distribuição dos valores em tempo .....   | 68  |
| Gráfico 9-3: distribuição dos valores em dose absorvida .....                                | 69  |
| Gráfico 9-4: distribuição dos valores de IE.....   | 70  |
| Gráfico 9-5: Tx distribuição dos valores em carga .....                                      | 76  |
| Gráfico 9-6: Tx distribuição dos valores em tempo .....                                      | 76  |
| Gráfico 9-7: Tx distribuição dos valores em dose absorvida .....                             | 77  |
| Gráfico 9-8: Tx distribuição dos valores de IE .....   | 77  |
| Gráfico 9-9: Ab. distribuição dos valores em carga.....                                      | 86  |
| Gráfico 9-10: Ab. distribuição dos valores em tempo .....                                    | 86  |
| Gráfico 9-11: Ab. distribuição dos valores em dose absorvida.....                            | 87  |
| Gráfico 9-12: Ab. distribuição dos valores de IE.....  | 87  |
| Gráfico 9-13: Bacia distribuição dos valores em carga.....                                   | 96  |
| Gráfico 9-14: Bacia distribuição dos valores em tempo .....                                  | 96  |
| Gráfico 9-15: Bacia distribuição dos valores em dose absorvida .....                         | 97  |
| Gráfico 9-16: Bacia distribuição dos valores de IE.....                                      | 97  |
| Gráfico 9-17: Bacia com prótese à esquerda, distribuição dos valores em carga .....          | 106 |
| Gráfico 9-18: Bacia com prótese à esquerda, distribuição dos valores em tempo.....           | 106 |
| Gráfico 9-19: Bacia com prótese à esquerda, distribuição dos valores em dose absorvida ..... | 107 |
| Gráfico 9-20: Bacia com prótese à esquerda, distribuição dos valores em IE .....             | 107 |

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AEC – Automatic Exposure Control

ALARA – As low as reasonably achievable

C – Coulomb (S.I.) unidade de carga eléctrica

CAE – Controlo Automático de Exposição

CCD: *charge-coupled device*

CCD – Cold cathode detector (Detector Fotoelétrico)

CGS – Centímetro, grama, segundo (Sistema de unidades de medidas físicas)

CMOS – Complementary metal oxide (tipo de semiconductor)

CR – Computed Radiology

DFF – Distância Foco - Filme

DICOM – Digital Imaging and Communication in Medicine

DM – Diferença Média

DR – Digital Radiography

DQE – Eficiência quântica de detecção

EI – Exposure Index (Índice de Exposição)

EP – Erro Padrão

ESE – Entrance skin exposure

Esu – electrostatic unit of charge (CGS sistema unitário de carga eléctrica)

FTM – função de transferência de modulação

FPD – flat panel detector

GSDF – Grayscale Standard Display Function

Gy – Gray (S.I Unit of radiation)

IAEA – International Atomic Energy Agency

ICRP – International Commission on Radiological Protection

ICRU – International Commission on Radiation Units

IP – Imaging plate

IR – Image Receptor

ISO – International Standards Organisation

JPG - Joint Photographic Experts Group, nome do grupo que criou esse formato. Trata-se de uma compressão de imagens, tanto de cores como a preto e branco tons de cinza, com alta qualidade.

KeV – Kilo electrão Volt

Kgs – Kilogramas

kVp – kilo Volt pico  
 LCD – Liquid Cristal display  
 mSv – miliSievert  
 MEE – Medical Electrical Equipment  
 NRD – Níveis de Referência de Diagnóstico  
 OD – Optical Density  
 (p) – Probabilidade estatística de erro  
 $\alpha$  – Significância  
 PA – Pósterio-Anterior  
 PACS – Picture Archiving and Communications System  
 PEP – Patient Equivalent Phantom  
 Pixel – Picture element  
 PMT – Photomultiplier Tube  
 PSD – Pixel standard deviation  
 PSL – Photostimulated luminescence  
 PSP – Photostimulable storage phosphor  
 QHP – Qualified Health Physicist  
 OSI – Open System Interconnection  
 OsiriX – é simultaneamente uma ferramenta avançada de processamento de imagens e uma estação PACS DICOM. Tem uma arquitectura de plug-in que permite uma expansão fácil das suas capacidades, tornando-a um sistema para as necessidades médicas altamente versátil e eficiente.  
 R – Roentgen (Unidade tradicional de dose de exposição)  
 RC – Raio Central  
 ROI – Region of interest  
 ROP – Remote operators panel (Kodak)  
 S.I. – International system of measuring units  
 S.I.D – Source to image distance  
 SNR – Signal to noise ratio  
 S/R – Sinal /Ruído  
 statC – stat Coulomb, unidade de carga eléctrica (CGS)  
 Teste de Tukey (THSD – Tukey Significant Difference) teste da diferença honestamente significativa. Consiste em medir a menor diferença significativa.  
 TFT – *thin-film transistor*.  
 UNSCEAR – United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation

# CAPÍTULO 1

## Introdução

A inovação e o desenvolvimento dos equipamentos para os exames de imagem por raios X têm melhorado a qualidade de vida dos utentes e continuam a revolucionar o diagnóstico médico. Esta utilização cada vez mais generalizada tem resultado num aumento da exposição cumulativa da população à radiação artificial. É um facto que nos coloca a questão: será que isso vai acabar por ter um efeito nefasto na população como um todo?

A resposta a essa pergunta está em debate e a presunção é que vai [1]. Consequentemente, há um crescente interesse internacional pelo controlo da dose de radiação a partir dos procedimentos de imagem.

O *ICRP Committee 4, Task Group on Optimisation on Protection* [2] refere que é importante que cada profissional envolvido coloque a seguinte questão a si próprio: “*será que fiz tudo o que me era possível para evitar ou reduzir a exposição*”? Esta obrigação consta na Directiva 97/43 da Euratom, [3] onde se estabelece que “*todas as doses devidas a exposições para fins radiológicos (...) com excepção dos procedimentos terapêuticos por radiação, devem ser mantidos tão baixo quanto razoavelmente possível, desde que se possa obter a informação de diagnóstico necessária...*”.

|  | European Commission Dimond III (2004)             | European Guidelines On Quality Criteria For Diagnostic Radiographic Images (1996) |
|--|---|---|
| Chest/lungs and heart – PA projection, wall stand      | AEC selected: both lateral chambers (pg. 26)      | AEC selected: right lateral. (pg. 20)   |
| Abdomen – PA projections, grid table or vertical stand | AEC selected: central or lateral chamber (pg. 42) | AEC selected: central or lateral chamber (pg. 28)                                 |
| Pelvis – PA/AP projection                              | AEC selected: central chamber (pg. 35)            | AEC selected: central or lateral chamber (pg. 27)                                 |

Tabela 1-1: guidelines europeias sobre a utilização do CAE

A Tabela 1-1 mostra as recomendações sobre a utilização do Controlo Automático de Exposição (CAE), para a optimização da exposição, em que as *Guidelines* Dimond III apresentam alterações relativamente às *European Guidelines* [4,5].

Nas regiões anatómicas consideradas, a bacia tem o sacro e o cóccix ao centro e os conjuntos coxo-femorais que nalguns casos estão substituído/s por prótese/s lateralmente, o tórax e o abdómen, são regiões anatómicas de densidades bilateralmente diferentes, em que na posição central ambas têm em comum a coluna vertebral. No tórax, sobre o lado esquerdo a crossa da aorta e o ventrículo esquerdo do coração. No abdómen, genericamente, o fígado no quadrante superior direito e a câmara de ar gástrica no quadrante superior esquerdo.

A importância dada à selecção do CAE e centragem na zona anatómica de interesse terão uma consequente relação entre a imagem obtida e a optimização da dose de radiação no doente. Nesse sentido, os fabricantes dos equipamentos radiológicos têm os *Potter – Buckys*<sup>1</sup> claramente identificados com a posição dos detectores do CAE para permitir a liberdade da melhor opção.

## 1.1 Objectivo

O objectivo deste estudo é responder à seguinte questão: nas regiões anatómicas referidas, qual a melhor configuração do CAE de forma a optimizar a exposição do doente, mantendo a qualidade da imagem?<sup>2</sup>

## 1.2 Método

Este estudo foi realizado no IMI (Imagens Médicas Integradas) da Avenida da República em Lisboa, com equipamento radiológico Siemens ICONOS R 200 e sistema CR de aquisição indirecta Kodak Directview CR 850 system. O equipamento de medida utilizado foi um Unfors Mult-O-Meter 407L.

---

<sup>1</sup> Vide: 5.2.1, Figura 5-5

<sup>2</sup> De Lima, [25] define imagem médica ideal como: “aquela com máximo contraste, máximo pormenor, máxima especificidade, ruído nulo, obtida com máxima sensibilidade e com total ausência de efeitos nocivos sobre o doente e os trabalhadores. Nas condições reais, um sistema de imagem médica está longe de uma execução perfeita sendo o produto final um compromisso, muitas vezes grosseiro, entre as referidas grandezas” .

A metodologia seguida consistiu em radiografar um *fantôma* antropomórfico de corpo inteiro Pixy RS-102, representando um ser humano adulto do sexo feminino com tecido de densidade equivalente e respectivas estruturas anatómicas. Utilizou-se um estudo *quasi-experimental* em que os dados quantitativos medidos e registados, para as diferentes configurações CAE analisadas, foram os kVp, mAs, ms, dose absorvida e IE em cada aquisição, no total de 240 medidas.

Para maior rigor foram adquiridas três imagens radiológicas do tórax, do abdómen, da bacia com e sem prótese parcial da articulação coxo-femoral esquerda com as seguintes configurações de CAE: direita, esquerda, centro, direita mais esquerda e as três em simultâneo, totalizando 60 radiografias. Os critérios de qualidade seguidos foram os recomendados nas European Guidelines, Dimond III e Tratado de Técnica Radiológica de Bontrager. A análise, por critérios padronizados nas referidas Guidelines, das imagens obtidas teve como objectivo concluir comparativamente sobre a qualidade diagnóstica das imagens relativas às diversas aquisições, através do software OsiriX.

### **1.2.1 Análise dos Dados**

Os dados experimentais medidos, foram estatisticamente tratados em Statistical Package for the Social Sciences (SPSS versão 17.0). Para cada sub – grupo (estrutura/variáveis), calculou-se a média, o desvio padrão e o erro padrão. Realizou-se também uma análise Uni – ANOVA, análise da variância de um só factor (média), com o teste de Tukey – HSD por ser o mais utilizado em comparação de médias, tanto por ser rigoroso como pela facilidade de aplicação<sup>3</sup>.

Para a identificação das médias que diferiam significativamente, estabeleceu-se uma significância de  $\alpha = 0,05$  e considerou-se um limite de probabilidade de erro  $p < 0,05$  (5%). Os resultados de  $p < \alpha$  foram considerados estatisticamente significativos e todos os restantes como estatisticamente não significativos.

---

<sup>3</sup> Vide ELMORE NHaA. Effects of AEC Chamber Selection On Patient Dose and Image Quality. Radiologic Technology. 2009.

### 1.2.2 Limitações do Estudo

As vantagens em utilizar um *fantôma* são: além da variabilidade do doente humano ser eliminada e a repetibilidade das medidas adquiridas serem muito próximas, dado que o sinal de entrada é invariavelmente o mesmo, não se colocam as questões éticas inerentes à irradiação de doentes e/ou voluntários. Isto permitiu uma investigação mais completa e eliminou o problema de definir globalmente o doente de tamanho padrão.

Uma importante limitação inerente às medições com recurso a *fantômas* é o facto de não poderem ser avaliados doentes de vários tamanhos, patologias e idades o que permitiria uma análise mais realista e abrangente dos procedimentos empregues. Também o facto de o fantôma em questão apresentar uma anormal luxação nas articulações coxo-femorais e uma acentuada assimetria das omoplatas, provavelmente, poderá ter contribuído para diferenças nos dados obtidos em relação ao mesmo fantôma em melhor estado de conservação, contudo sem comprometer as conclusões finais conforme se poderá comprovar pela análise das imagens.

Salienta-se ainda que as tensões radiográficas utilizadas são as recomendadas pela European Guidelines e Dimond III para um adulto com 70 kilos de peso e o fantôma pesa 48 kilos. Existe uma diferença de menos 22 kilos no total que se reflete principalmente na menor densidade do tórax, abdómen e bacia. No primeiro caso há ainda a acrescentar o facto do tórax estar a uma distância foco filme (DFF) de 1,5 metros (Guidelines recomendam entre 1,4 e 2,0 metros), devido a limitações do próprio fantôma em se colocar na posição ortostática. No segundo caso, maior massa corporal, teria acentuado mais as diferenças exposimétricas no abdómen entre as imagens realizadas com o CAE esquerdo ou direito activos, bem como na bacia em relação aos detectores exposimétricos laterais e central.

Por outro lado, a utilização de um valor de mais dois no set point do controlo automático de exposição em todas as exposições efectuadas, norma da Instituição que não contestámos, contribuiu para o valor do IE se situar sempre acima de 2000, sem prejuízo tanto para o fantôma como para o estudo dado o objectivo em questão. O equipamento utilizado está sob um rigoroso controlo de qualidade como o demonstram os resultados medidos relativos à calibração dos detectores de exposimetria automática o que para o presente estudo foi o mais importante.

### 1.3 Estrutura

Tratando-se de uma dissertação de engenharia e não de radiologia pura, entendeu-se ser interessante fazer uma introdução aos aspectos determinantes da radiologia para facilitar a compreensão a um leitor de engenharia da saúde.

Provavelmente alongámo-nos um pouco, mas o facto é que facilmente nos vamos apercebendo que a partir de uma visão da física e da tecnologia da radiologia de diagnóstico até ao procedimento para avaliar os efeitos da selecção do CAE na dose no doente e na qualidade da imagem, facilmente nos entusiasmos na análise dos resultados, conclusão e sugestões para estudos futuros, como se descreve resumidamente nos capítulos seguintes:

Capítulo 2, *Desenvolvimento da Produção e Aplicação dos Raios X*: este estudo inicia-se, com uma breve história sobre a evolução das ampolas de raios catódicos, o interesse de Roentgen por esta radiação a que chamou raios X aplicando-os na obtenção de imagens radiográficas. Descrevem-se os efeitos físicos que conduzem à produção dos raios X, os efeitos da tensão aceleradora, da corrente do filamento e do número atómico do ânodo.

Capítulo 3, *Interação dos Raios X com a Matéria*: trata-se de um capítulo que mostra os diversos efeitos da radiação ionizante sobre um absorvente, fala-se dos conceitos de transferência, absorção de energia e do efeito radiológico.

Capítulo 4, *Dosimetria, Efeitos Biológicos e Princípios Gerais de Protecção*: entra-se no campo da metrologia das radiações em que a palavra dose aparece associada à radiação ionizante e descreve-se como os investigadores foram adquirindo conhecimentos capazes de garantir que a radiação ionizante a par dos incontáveis benefícios que propicia é indubitavelmente perigosa e capaz de eventualmente produzir efeitos deletérios de natureza somática e genética. Surgem as normas internacionais desenvolvidas por organizações científicas e de engenharia que têm em comum o objectivo de proporcionar à humanidade padrões de protecção e de segurança, sem contudo limitar os benefícios das práticas que impliquem a exposição às radiações.

Capítulo 5, *Desenvolvimento do Controlo de Exposição*: ditados por necessidades médicas e pela crescente lista de mártires da radiação, muitos e significativos avanços foram feitos em equipamentos radiográficos e de fluoroscopia. Desenvolvido na década de 1940 o *phototimer* [6] foi um dos principais percursores dos actuais dispositivos de CAE. A sua

utilização adequada, o programa obrigatório de controlo de qualidade, os *Potter – Buckys* e a relação dos CAE com os utentes pediátricos são explanados neste capítulo.

*Capítulo 6, Imagens: Radiográficas, Digitais e Propriedades dos Detectores:* a aleatoriedade da formação das imagens por radiação descrita pela estatística de Poisson, a passagem de um sinal analógico a digital, o contraste e a resolução espacial, a uniformidade de resposta, a gama dinâmica e características do ruído bem como considerações sobre a física subjacente que define o desempenho dos detectores de raios-X para imagens radiográficas são referidos neste capítulo.

*Capítulo 7, Sistemas de Aquisição de Imagem:* de uma forma geral, existem técnicas de aquisição de imagem passivas e activas. Relativamente às activas, englobam as modalidades de CR e DR que por sua vez se enquadram numa terceira categoria que distingue as imagens analógicas das digitais. As imagens digitais são as que nos interessam além das razões que têm levado os sistemas digitais a tomar o lugar da radiologia analógica (cassete – filme), este capítulo aborda as semelhanças e diferenças mais importantes entre CR e DR, as tecnologias envolvidas e as técnicas que podem ajudar a maximizar a segurança e a “força de diagnóstico” destas modalidades.

*Capítulo 8, Controlo da Dose no Doente e Qualidade de Imagem:* devido à ampla gama dinâmica das modalidades CR e DR, tem-se consciência da necessidade de controlar a dose no doente relativamente à qualidade da imagem obtida. Algumas das formas de o fazer passam pelo índice de exposição (EI) e por seguir as *Guidelines* (NRD).

*Capítulo 9, Efeitos da Selecção das AECs:* são estudadas as diferenças exposimétricas entre cinco possíveis configurações de CAE, para o tórax, o abdómen e a bacia com e sem prótese parcial da articulação coxo-femoral esquerda. Apresentam-se os respectivos resultados através do tratamento estatístico da média, desvio padrão, erro padrão, variância e teste de Tukey (HSD).

*Capítulo 10, Considerações Finais e Conclusão,* analisam-se os resultados e sugerem-se trabalhos futuros.

## CAPÍTULO 2

### Desenvolvimento, Aplicação e Produção dos Raios X

Na sequência da utilização dos tubos de produção de raios catódicos e posterior interesse por Roentgen que lhes chamou raios X em 1885, passou-se da sua utilização mais bizarra, devido ao desconhecimento dos riscos envolvidos, até aos fins médicos para demonstrar fracturas e corpos estranhos nos doentes. Desde então, tanto os equipamentos como as tecnologias empregues para a utilização de raios X foram-se desenvolvendo: tornaram-se mais eficazes no processamento da imagem, no contraste, na melhoria da resolução, na diminuição da dose utilizada e actualmente a produção da radiação X e as suas aplicações tornaram-se mais seguras tanto para os profissionais envolvidos como para os doentes.

#### 2.1 Primeiras Ampolas

A ampola de raios X evoluiu dos tubos experimentais de William Crookes (1832 – 1919). O gás residual no seu interior era ionizado pelos electrões acelerados pela diferença de potencial entre os eléctrodos, e em consequência era emitida radiação de fluorescência, num efeito particular que popularizou este aparelho e a expressão tubo de raios catódicos. Alguns dos electrões acelerados – os raios catódicos – colidiam com o vidro, dando origem à produção dos raios X, que eram emitidos em todas as direcções devido ao tubo ser desprovido de blindagem, dado que na altura se desconheciam as propriedades da radiação em causa. Figura 2-1.

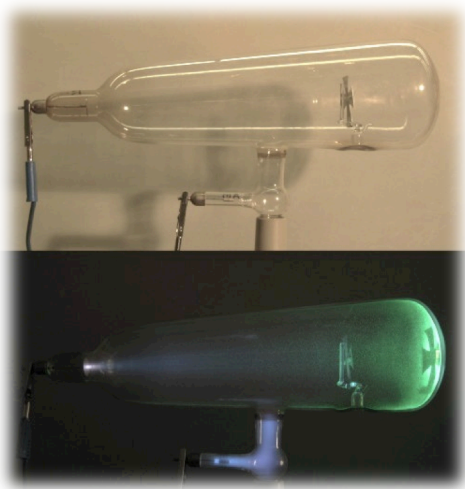


Figura 2-1: tubo Cruz de Malta de Crooks.

Quando William Coolidge (1873-1975) [7] resolve um dos maiores problemas da época, o desenvolvimento de um filamento incandescente para lâmpadas eléctricas — na altura utilizavam fibras de carbono — descobre um processo para tornar dúctil o tungsténio e revoluciona o fabrico das lâmpadas de incandescência que, embora obsoletas, ainda hoje utilizam esse material.

Continuando a sua investigação, Coolidge inventa o tubo de raios X que consiste, basicamente, num alvo de tungsténio que é bombardeado no vácuo por uma corrente de electrões. Patentada em 1913, esta tecnologia permitiu um controlo mais preciso sobre o comprimento de onda e utilizar diferenças de potencial superiores aumentando a potência da radiação emitida. Mas em consequência, a produção de calor.

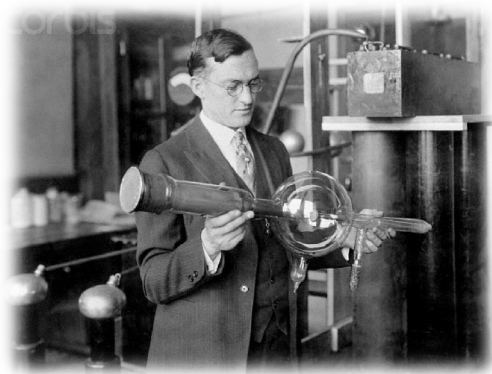


Figura 2-2: Coolidge e o primeiro tubo de raios X (1926).

O tungsténio com o número atómico  $74^4$  provou ser um dos materiais preferidos e permanece em utilização até hoje em conjunto com o aumento da massa do ânodo, para uma melhor dissipação térmica.

Na década de 1930, desenvolveu-se o tubo de ânodo rotativo. Esta evolução permitiu que a posição do alvo mudasse de forma contínua e eficaz aumentando a área utilizável e, sobretudo, a dissipação de calor. Todas estas inovações e desenvolvimentos contribuíram para a concepção dos actuais tubos de raios X, Figura 2-6.

---

<sup>4</sup> Vide: 2-4 Produção de raios X

## 2.2 Aplicação dos Raios X: a Primeira Radiografia

A radiografia tornou-se possível praticamente em simultâneo com a descoberta dos raios X em Novembro de 1895 por Wilhelm Conrad Roentgen, o que lhe valeu o primeiro prémio Nobel da Física em 1901 [8].

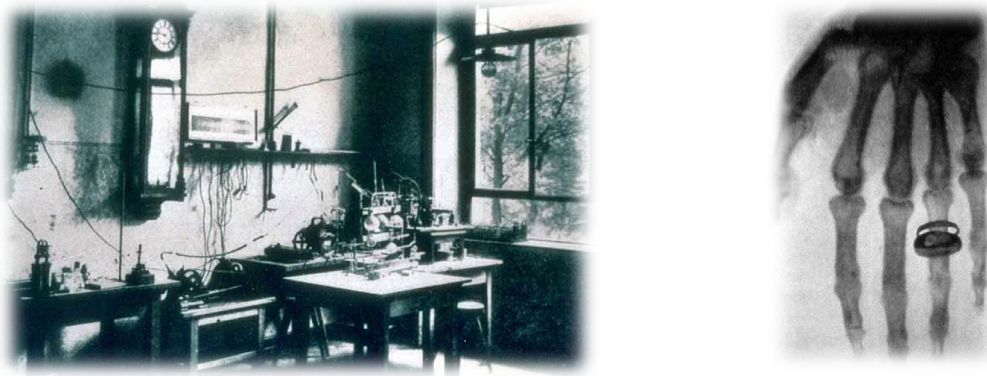


Figura 2-3: laboratório de Roentgen e a primeira radiografia

A primeira radiografia foi feita por Roentgen que expôs aos raios X a mão da sua mulher, em cima de uma película fotográfica, durante aproximadamente 15 minutos, Figura 2-3. A descoberta dos raios X tem uma história rica em factos curiosos que vieram a demonstrar a perspicácia e criatividade de Roentgen. Mais de um século se passou, desde essa altura, mas o fundamento para a formação da imagem radiológica útil continua o mesmo: é o resultado da radiação electromagnética X que atravessou a matéria sem sofrer qualquer efeito físico!

## 2.3 Radiação Electromagnética

A radiação electromagnética é caracterizada como periódica e sinusoidal em que a variação de um campo eléctrico produz um campo magnético em ondas cíclicas que podem ser descritas em termos de: tempo (período) e espaço (comprimento de onda).

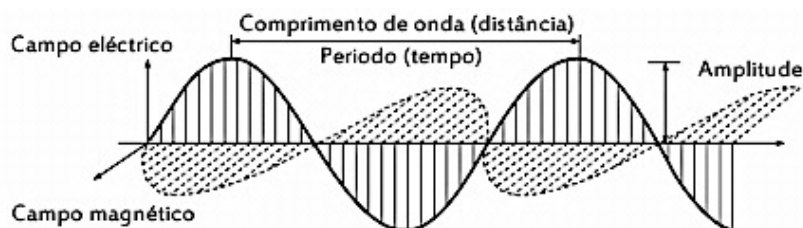


Figura 2-4: natureza da radiação electromagnética.

Na Figura 2-4, o ciclo representa a unidade de repetição da onda electromagnética. Viaja a uma velocidade ( $c$ ) de  $3 \times 10^8 \text{ m/s}$  que é constante no vácuo mas pode variar noutros meios. À distância entre picos de um ciclo corresponde o comprimento de onda ( $\lambda$ ) que normalmente se mede em nanómetros ( $10^{-9} \text{ m}$ ) que é o produto da velocidade pelo período ( $\lambda = c \times t$ ) e, portanto, é inversamente proporcional à frequência. A relação entre velocidade, comprimento de onda e frequência é dada por:

$$c = \lambda \times f \quad 2-1$$

Mesmo que que as propriedades básicas sejam comuns a todas as radiações electromagnéticas, o espectro de frequências é tão vasto que a sua influência sobre o homem é diferente, Figura 2-5. Os raios X têm energia superior a onze electrões Volt (eV) e por isso têm a capacidade de ionizar estruturas biológicas [9].

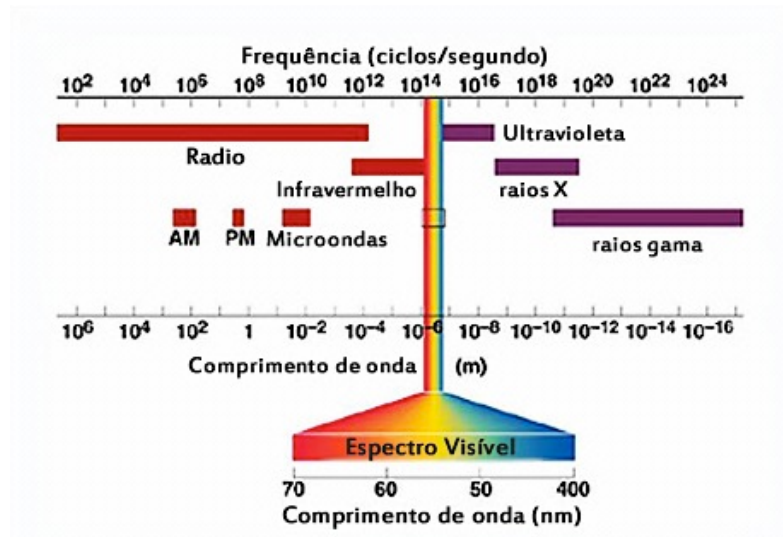


Figura 2-5: espectro e características da radiação electromagnética.

As aplicações médicas dos raios X utilizam fótons que vão de 15 a 500 KeV, dependendo da aplicação em radiodiagnóstico ou radioterapia<sup>5</sup>.

---

<sup>5</sup> Em terapêutica os raios X de 15 a 50 KeV são chamados de raios de Grenz, de 50 a 150 KeV de raios X superficiais e de 150 a 500 KeV de raios X de ortovoltagem [8].

Os raios X tradicionalmente definem-se como radiação electromagnética na gama das frequências de  $10^{16}$  a  $10^{20}$  Hertz. No entanto, para se ser cientificamente correcto, devem-se caracterizar a partir da origem que será a única forma de os diferenciar da radiação gama que é fisicamente idêntica e sobrepõe-se no intervalo de energia que lhes corresponde conforme se pode ver na Figura 2-5.

Enquanto a radiação gama é de origem nuclear e provem de um nuclideo instável que emite radiação através do decaimento radioactivo de estados excitados para energias mais baixas, a radiação X é de origem mais atómica e é produzida pela interacção de um electrão com elevada energia cinética com electrões orbitais ou com o núcleo (*bremstrahlung*). Até esta interacção, *bremstrahlung*, é regida pela força de Coulomb, eléctrica, e não pelas forças nucleares como na radiação gama.

Os raios X são o resultado da conversão do princípio da conservação da energia e produzidos pelo bombardeamento de um eléctrodo com feixes de electrões de elevada energia cinética no vácuo em que se os electrões são acelerados a partir do repouso por uma diferença de potencial (V), a sua energia cinética é (eV). Os electrões perdem parte ou a totalidade da sua energia cinética quando esta é convertida num único fotão ou quando [9]:

$$hf_{max} = eV \quad 2-1$$

Como a frequência:  $\nu = \frac{c}{\lambda}$  e, eV é a energia cinética que um electrão adquire quando acelerado pela diferença de potencial de 1 Volt:

$$E_{max} = \frac{hc}{\lambda_{min}} = eV \quad \text{e} \quad \lambda = \frac{hc}{eV} \quad 2-2$$

Os raios X são o resultado da conversão da energia cinética de electrões acelerados pela diferença de potencial (V) em radiação electromagnética como resultado de interacções com um alvo.

## 2.4 Produção de Raios X

A ampola de raios X e o gerador são os principais componentes para produzir radiação X de forma controlada: a primeira fornece os componentes e o ambiente adequado à produção enquanto o segundo fornece a fonte e o controlo da tensão eléctrica através da interface de comando entre o operador e o sistema.

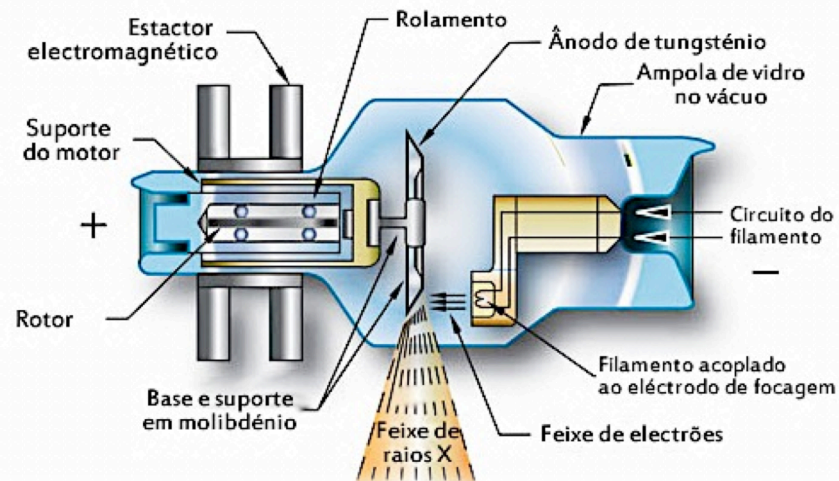


Figura 2-6: ampola de raios X

Os componentes básicos de uma ampola de raios X são ilustrados na Figura 2-6. Dois eléctrodos, o cátodo e o ânodo, estão situados a pouca distância (cerca de 1 a 2 cm) numa ampola de vidro no vácuo ( $< 10^{-6}$  mmHg), ligados ao cátodo (negativo) e ao ânodo (positivo) estão os cabos de alta tensão a partir do gerador.

Um circuito separado e isolado conecta ao cátodo o filamento em tungsténio que está inserido num elemento de focagem, o filamento funciona com baixa tensão (6 a 18 Volts) e o ânodo está acoplado a um motor de indução (estactor / rotor). A ampola de vidro está banhada em óleo para a dissipação do calor gerado, através do involucro que também tem a função de protecção contra a fuga de radiação. O gerador é controlado pelo operador e fornece a energia para a ampola de raios X relativa à realização das técnicas radiológicas através da variação da tensão (kVp), da corrente (mA) e do tempo de exposição (ms).

O primeiro passo para a produção de raios X consiste em activar o circuito do filamento para, pelo efeito de Joule<sup>6</sup>, provocar o seu aquecimento e permitir o efeito termoiónico<sup>7</sup>. Os electrões livres são mantidos em equilíbrio no campo de carga negativa em torno do eléctrodo de focagem [9], Figura 2-7.

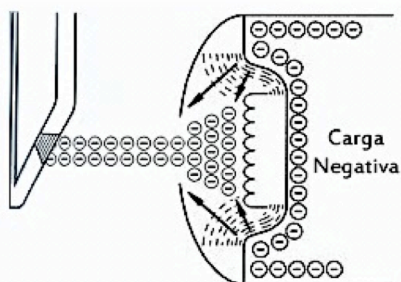


Figura 2-7: acção do eléctrodo de focagem

Na segunda etapa a aplicação de uma elevada diferença de potencial (50 - 150 kV), fornecida pelo gerador, entre o cátodo e o ânodo acelera os electrões que devido à acção do eléctrodo de focagem (Figura 2-7) são dirigidos sobre uma área mínima do ânodo, chamada foco, idealmente pontual, cedendo aí a sua energia cinética [9]. A emissão de electrões é contínua e continua a partir da superfície do filamento a uma taxa dependente da sua temperatura (ou seja da corrente de filamento). A corrente da ampola é definida como o número de electrões que viajam entre os eléctrodos e é expressa em miliamperes (mA) onde  $1 \text{ mA} = 6,24 \times 10^{15}$  electrões/s. Cada electrão atinge uma energia cinética (em keV) igual à tensão aplicada na ampola, dependendo do exame radiológico e do tipo de ampola. Assim, a tensão do tubo (kV), corrente do tubo (mA), e tempo de exposição (ms) são os parâmetros seleccionáveis pelo operador para a produção de raios X.

Terceira etapa, da colisão dos electrões com elevada energia cinética até às centenas de KeV com o ânodo do tubo de raios-X (alvo) pode resultar na libertação de diversas formas de energia, as que nos interessam são a térmica e a radiação X.

Contudo quanto maior a proximidade do núcleo menor é a probabilidade do evento

---

<sup>6</sup> Efeito de Joule é uma lei física que expressa a relação entre o calor gerado e a corrente eléctrica que percorre um condutor num determinado tempo.

<sup>7</sup> Efeito termoiónico é o aumento do fluxo de electrões que saem de um metal, devido ao aumento da temperatura.

acontecer, só em casos extremamente raros é que o electrão incidente cede toda a sua energia cinética parado pelo núcleo, produzindo o máximo de energia possível de raios X. O resultado é um espectro contínuo com a energia máxima em keV determinada pela diferença de potencial em kVp [10].

Na Figura 2-8, os eventos 1, 2 e 3 representam os electrões incidentes interagindo nas proximidades do núcleo-alvo, resultando na produção de espectro contínuo (*bremsstrahlung*), causado pela desaceleração e brusca mudança de direcção. O evento 4 demonstra a emissão de radiação característica, onde um electrão incidente com energia superior ao nível K colide com a energia de ligação e ejecta o electrão interno criando ionização no átomo. Uma camada externa de transições de electrões para a camada interna causa a emissão de raios X com energia igual à diferença de energias de ligação das camadas de electrões M, L e K, neste caso, características do tungsténio.

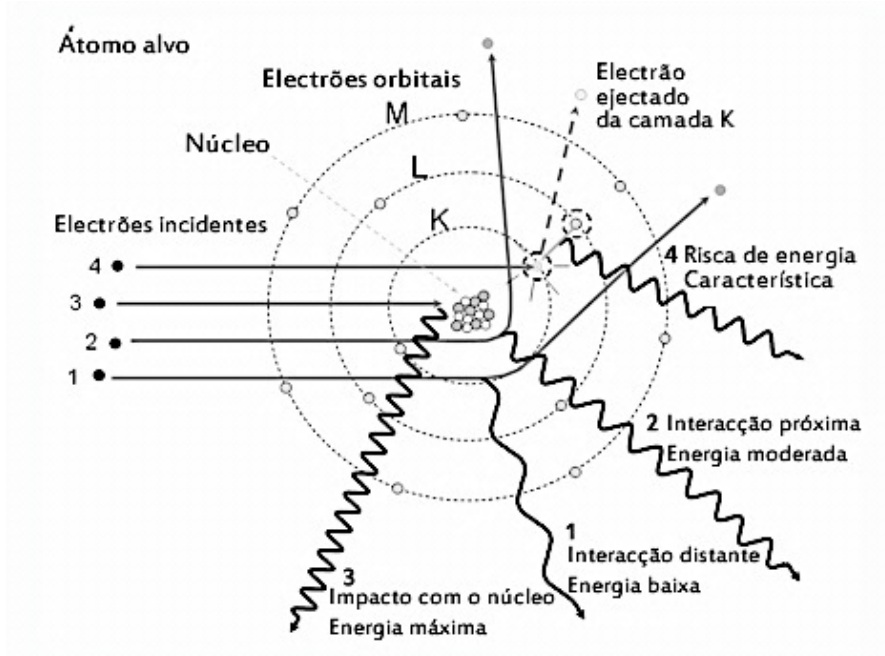


Figura 2-8: interações dos electrões incidentes com um átomo alvo.

Como mostra a Figura 2-8, os electrões incidentes no ânodo podem produzir quatro efeitos: excitação nas camadas mais externas, ionização nas camadas mais internas e ou nas camadas mais externas e efeito *bremsstrahlung*. Tanto a excitação como a ionização das camadas mais externas apenas produz calor dado que ocorrem para energias muito baixas, o rendimento, de uma forma geral, é de cerca de 1%, o restante é energia térmica [9].

O maior número de fótons X de baixas energias produzidos no espectro são devidos à menor probabilidade de interação quanto maior for a proximidade do núcleo.

Assim, um espectro de raios X é produzido com um número mínimo de fótons de elevada energia na parte mais elevada da curva cujas riscas correspondem às interações com os electrões mais próximos do núcleo, em alvos de número atómico elevado são riscas K, L, ou M e de forma linear a aumentar em número com a diminuição da sua energia (espectro *bremsstrahlung*) Figura 2-9.

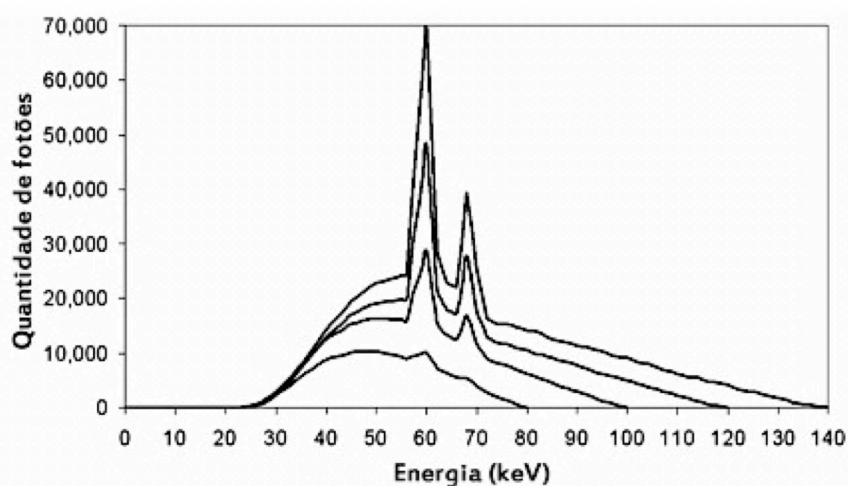


Figura 2-9: distribuição da energia emitida por uma ampola de raios X

A Figura 2-9 mostra os picos do espectro medidos na energia média da faixa de utilização em diagnóstico para diversos espectros produzidos com diferentes tensões de aceleração [10].

### 2.4.1 Tensão Aceleradora e Corrente Anódica Máxima

Mantendo a diferença de potencial constante, entre os eléctrodos da ampola, e aumentando a corrente do filamento (I) a energia do feixe de raios X é constante, mas a quantidade (D) dos fotões no feixe aumentam, Figura 2-10.

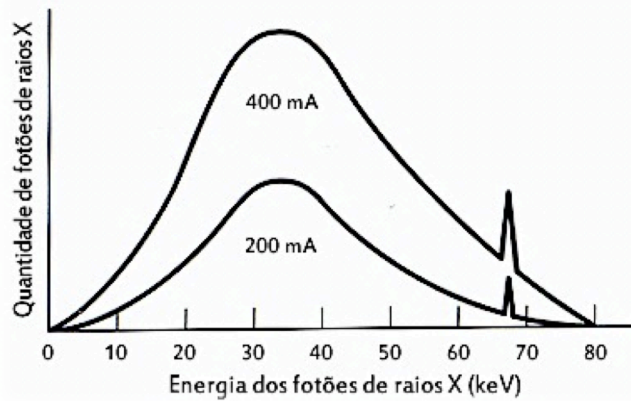


Figura 2-10: quantidade fotões X depende da intensidade da corrente anódica.

Para uma tensão aceleradora constante, a variação da intensidade anódica, número de electrões que por segundo atingem o ânodo, é proporcional à intensidade da corrente de aquecimento do filamento. Mantendo Ia constante e aumentando a diferença de potencial entre os eléctrodos da ampola, aumenta a energia e a quantidade dos fotões X, Figura 2-11.

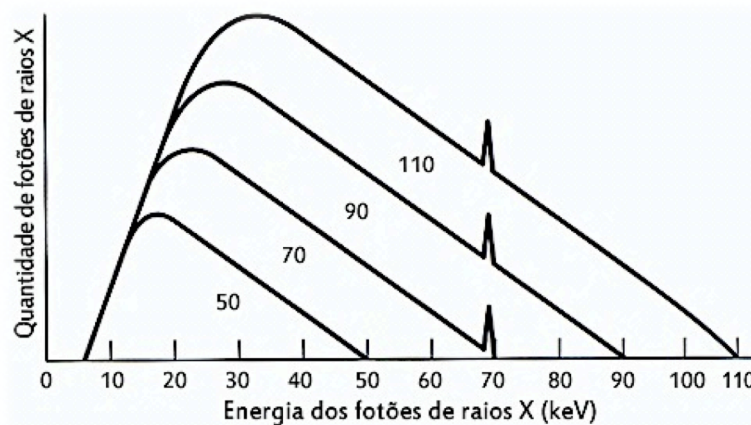


Figura 2-11: qualidade do feixe de raios X depende da tensão aceleradora na ampola.

A densidade de fotões (D) é directamente proporcional à corrente anódica (Ia):

$$\frac{Ia_1}{Ia_2} = \frac{D_1}{D_2} \quad 2-3$$

Enquanto que a energia total irradiada (E) varia com o quadrado da tensão anódica (V) para uma mesma Ia:

$$\frac{E_1}{E_2} = \left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 \quad 2-4$$

| Alterações no feixe de raios X em qualidade e quantidade |  |
|--|--|
| Aumento de:  | Resultado:                               |
| Intensidade (mA)   | Aumenta a quantidade                     |
| Tensão (kVp)   | Aumenta a quantidade e a energia         |
| Adicionando filtragem                                    | Diminui a quantidade e aumenta a energia |
| (Z) do alvo  | Aumenta a quantidade e energia           |
| Rectificação da Tensão                                   | Aumenta a qualidade                      |

Tabela 2-1: alterações no feixe de raios X em qualidade e quantidade.

#### 2.4.2 Filtragem do Feixe de Raios X

Um dos princípios mais importantes da protecção é que a radiação do feixe primário deve passar por um atenuador de baixas energias antes de chegar ao doente. Nas ampolas de raios X essa garantia é dada pela United States of America Food and Drug Administration (FDA). Algumas das responsabilidades específicas da FDA, através do Department of Health and Human Services (DHHS) incluem regulamentar as normas de fabrico dos equipamentos de raios X [11].

| Faixa de utilização | HVL (mm) Alumínio |
|---------------------|-------------------|
| > 70 kVp            | 2,5               |
| Entre 50 – 70 kVp   | 1,5               |
| < 50 kVp            | 0,5               |

Tabela 2-2: filtração recomendada para raios X de diagnóstico. Adaptado de: (FDA) DHHS regulations 21 CFR.

Os equipamentos de raios X de uso geral têm uma filtragem adicional de 2,5 mm de Al e a dose a 1 metro do foco deve ser superior a 25 mGy/mAs, para uma tensão de 80 kVp.

As consequências mais directas do aumento da filtração são a diminuição da dose no doente mas à custa da diminuição do contraste no feixe emergente [9].

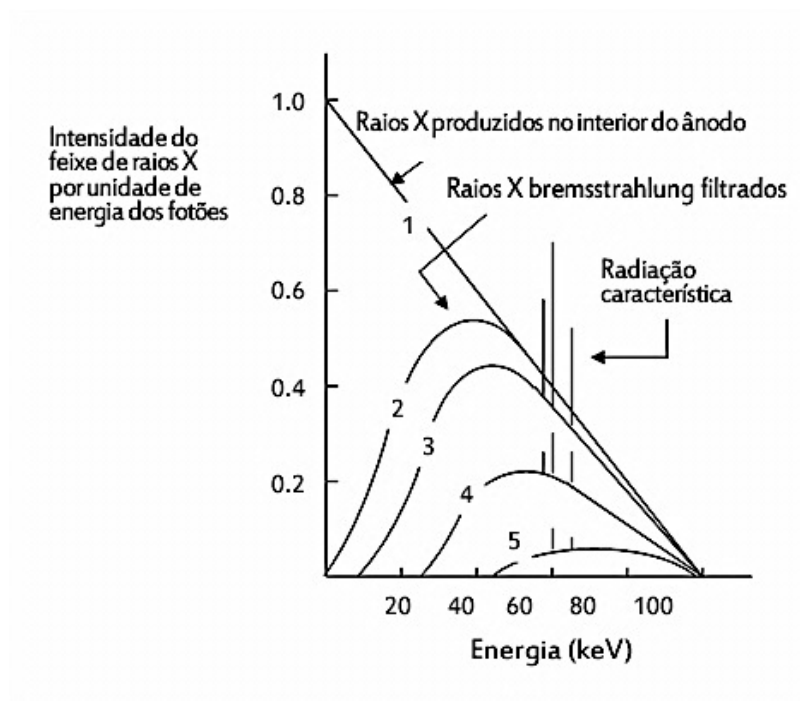


Figura 2-12: distribuição da energia emitida por ampola de raios X.

Legenda:

- 1- Produção teórica de raios X no interior do ânodo;
- 2- Espectro de energia à saída do ânodo;
- 3- Espectro de energia com a filtragem inerente;
- 4- Espectro com filtragem adicional equivalente a 2,5 mm Al;
- 5- Espectro de energia emergente do doente.

## CAPÍTULO 3

### Interação dos Raios X Com a Matéria

As interações dos raios X com electrões orbitais podem ser: A: sem qualquer interacção, B: efeito fotoeléctrico, C: efeito de Rayleigh-Thompson e D: efeito Compton, Figura 3-1.

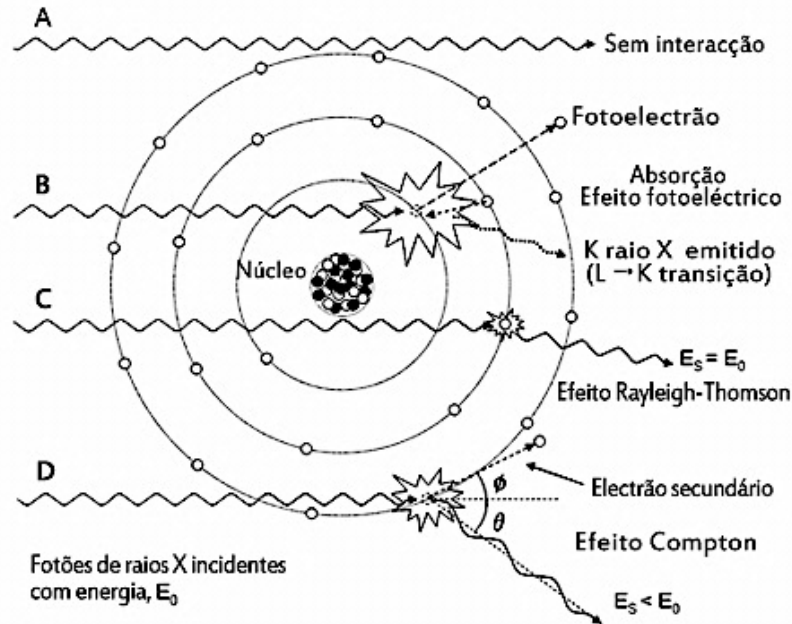


Figura 3-1: interacção dos raios X com a matéria.

Estes processos relativos às alterações que pode sofrer um fotão X ao atravessar um meio material absorvente é referido como absorção diferencial, em que para a obtenção da imagem radiológica os efeitos principais são o efeito fotoeléctrico e o efeito Compton. Estes dois processos são os responsáveis pelo efeito radiológico: maximizar as diferenças do efeito fotoeléctrico mantendo o efeito Compton tão baixo quanto possível.

#### 3.1 Sem Qualquer Interação

Em “A” o fotão atravessa o material absorvente sem qualquer interacção, não sofre efeito nenhum. O fotão emergente tem a mesma energia e direcção de propagação que o fotão incidente, é o fotão que contribui para a imagem útil.

### 3.2 Efeito Fotoelétrico

Em “B” um fóton X transmite toda a sua energia cinética a um electrão deixando de existir. O electrão (fotoelectrão) é emitido com uma energia cinética dada pela expressão:

$$E_c = h \nu - W \text{ em que: } W = h \nu_0 \quad 3-1$$

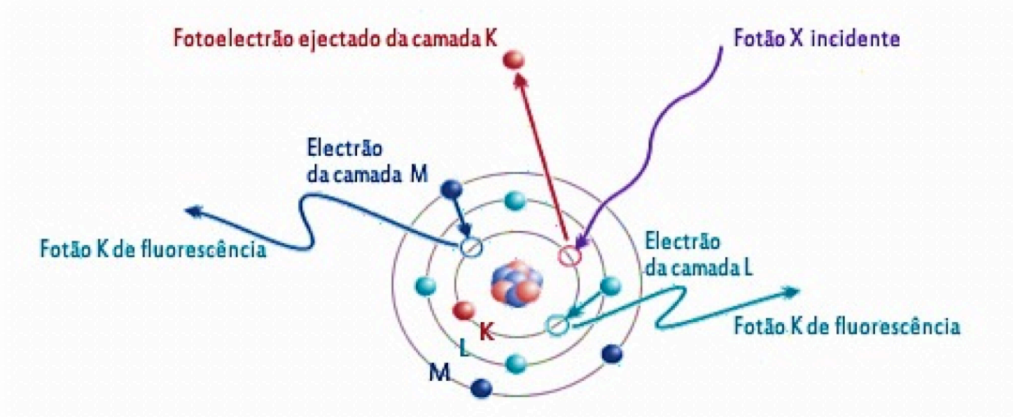


Figura 3-2: efeito fotoelétrico.

### 3.3 Efeito Rayleigh-Thomson

Em “C” quando a energia do fóton é menor do que a necessária para desalojar o electrão da sua órbita ( $< 10 \text{ keV}$ ), o fóton é apenas “deflectido”. Tal deve-se ao facto da colisão fóton-electrão ser considerada elástica e portanto conservar a energia cinética, havendo apenas uma mudança na sua direcção [12].

Este processo dá-se com materiais de baixo  $Z$  não contribuindo para a dose no doente devido ao facto de não ocorrer ionização no átomo com que o fóton interage.

A dispersão Rayleigh-Thomson só acontece numa baixa percentagem e em raios X de diagnóstico de baixa energia utilizado em mamografia (22 aos 30 keV) [9].

### 3.4 Efeito Compton

Em “D” o fóton X transmite parte da sua energia ao electrão e muda de trajectória: resulta um electrão secundário e um fóton de maior comprimento de onda. Acontece nas camadas mais periféricas da electrosfera atómica, em que:

$$\lambda_f - \lambda_i = \Delta\lambda = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \theta) \quad 3.3$$

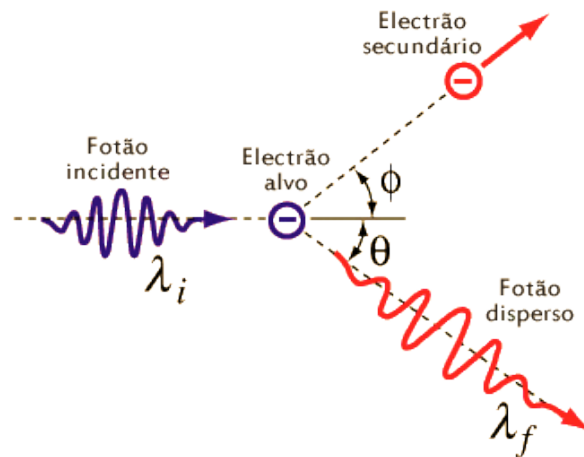


Figura 3-3: efeito Compton.

### 3.5 Lei da Atenuação

O conhecimento dos mecanismos de interacção da radiação com a matéria permitiu desenvolver diversas tecnologias que têm contribuído para o progresso da humanidade. Entre elas, as radiografias em que os raios X atravessam diversas regiões do corpo humano com diferentes composições atómicas e densidades são mais ou menos absorvidos permitindo traduzir esses gradientes de atenuação em imagem.

No entanto, o resultado final dessas interacções, para além do aquecimento do meio, promove o desenvolvimento de processos químicos e biológicos que podem ser nefastos para os seres vivos.

Quando um feixe de fótons monoenergético interage com uma espessura de absorvente homogéneo dá-se a atenuação do feixe segundo a expressão:

$$I = I_0 e^{-\mu x} = I = I_0 e^{-\frac{\mu}{n} nx} \quad 3-4$$

Em que  $\mu$  é o coeficiente de atenuação linear que traduz a probabilidade de interação por  $cm^3$  de absorvente. E  $nx$  é o número de átomos num prisma com  $1\text{ cm}^2$  de secção e altura  $x$ .

Se considerarmos o número de electrões por  $cm^3$  de absorvente:

$$\mu = \tau + \tau + K \quad 3-5$$

Isto é: o coeficiente de atenuação linear resulta do efeito fotoeléctrico mais o efeito Compton e mais o efeito de produção de pares, em que a probabilidade de ocorrer os referidos efeitos é, pela ordem referida:

$$\propto \rho Z^3 / E^3 \quad 3-6$$

$$\propto \rho Z / E \quad 3-7$$

$$\propto Z^2 (E - 1,022) \text{ MeV} \quad 3-8$$

É nesta diferença de probabilidades dos respectivos diferenciais de atenuação, da radiação X através do absorvente, que reside a possibilidade de se obter a imagem radiológica tal como a conhecemos.

A probabilidade de ocorrer o efeito de produção de pares não considera a massa específica porque a interacção é com o núcleo. Este efeito não se aplica em energias utilizadas em diagnóstico muito simplesmente porque só pode ocorrer acima dos 1.022 KeV, energia acima das usadas em diagnóstico [9].

## CAPÍTULO 4

### Dosimetria, Efeitos Biológicos e Princípios Gerais de Protecção

Os efeitos, anteriormente descritos, mostram que a radiação electromagnética pode ser ionizante quando interage com a matéria, um dos efeitos dessa interação é a transferência de energia que nem sempre é toda absorvida devido à variedade de modos de interação e à natureza do absorvente. Trata-se de uma quantidade aleatória, probabilística e que foi necessário quantificar [9].

#### 4.1 Dose Transferida e Dose Absorvida

A radiação ionizante interage com a matéria através de um processo com dois estágios: no primeiro produzindo partículas carregadas e no segundo estas interagem com a matéria depositando nela a energia cinética recebida. O primeiro estágio é medido pelo Kerma e o segundo é medido pela dose absorvida [9]. O Kerma e a dose absorvida igualam-se quando há equilíbrio electrónico, isto é: quando toda a energia transferida é absorvida no meio considerado. Considera-se que a energia da radiação X ou  $\gamma$  é transmitida das seguintes formas para o absorvente:

- a) Um fóton transfere a sua energia para um electrão que é arrancado ao átomo;
- b) Esse electrão dissipa a sua energia cinética ao longo do seu percurso em diversas interacções com outros electrões.

À quantidade de energia transferida dos fótons X ou  $\gamma$  para a electrosfera por grama de absorvente é designada por *Kerma* (Kinetic Energy Released to Matter), refere-se à energia total transferida para o meio por unidade de massa nas vizinhanças de um ponto, só faz sentido para fótons e é expresso em Joule / kilo (SI). Trata-se de uma grandeza que representa a primeira forma como os fótons liberam a energia cinética para a matéria (a).

No segundo passo (b), a dissipação de energia pelos electrões secundários é traduzida por outra grandeza: dose absorvida. Assim, a dose absorvida de qualquer radiação ionizante é a quantidade de energia que é absorvida por essa unidade de massa de matéria irradiada no local considerado.

Dose absorvida (SI): Gray = 1 Joule / kilo

#### 4.1.1 Dose Equivalente

A dose equivalente ( $H_T$ ) refere-se à dose absorvida pelo tecido vezes um factor de correcção da radiação ( $W_R$ ): a unidade é o Sievert (Sv).

| Tipos de Radiação                  | $W_R$                        |
|------------------------------------|------------------------------|
| Todos os fótons, electrões e muões | 1                            |
| Neutrões                           | 5-20 (dependendo da energia) |
| Protões                            | 5                            |
| Partículas alfa                    | 20                           |

Tabela 4-1: factores de correcção da radiação.  
Adaptado de: De Lima, 2005 [9]

Dose equivalente a unidade é o Sievert (Sv) = 1 Gray (Gy) / eficácia biológica relativa (EBR). Para fótons, o Sievert é numericamente igual ao Gray.

#### 4.1.2 Dose Efectiva

A avaliação da quantidade de radiação absorvida por uma pessoa quando está na proximidade de uma fonte radioativa, durante um certo período de tempo, pode ser feita utilizando um detector apropriado ou um modelo de cálculo para obter o valor de uma grandeza radiológica que a expresse.

Cada tipo de tecido reage de modo diferente a cada tipo de radiação. Esta especificidade é atribuída através dos factores de ponderação tecidulares.

A dose efectiva, define-se como a soma das doses equivalentes para cada tecido/órgão vezes os factores de correcção para o órgão [16].

Diferentes tecidos e órgãos são afetados de forma diferente pela radiação. A fim de explicar os diferentes níveis de sensibilidade, a dose equivalente é multiplicada por um factor de ponderação dos tecidos (Tabela 4-2), a unidade resultante é a dose efectiva, é medido em Sievert (Sv).

$$\text{Dose efectiva (E): } E = \sum_T W_T H_T$$

| Tecido/Orgão    | Factor de correcção $W_T$ |
|-----------------|---------------------------|
| Gónadas         | 0,20                      |
| Medula vermelha | 0,12                      |
| Cólon           | 0,12                      |
| Pulmão          | 0,12                      |
| Estômago        | 0,12                      |
| Bexiga          | 0,05                      |
| Mama            | 0,05                      |
| Fígado          | 0,05                      |
| Esófago         | 0,05                      |
| Tiróide         | 0,05                      |
| Pele            | 0,01                      |
| Superfície osso | 0,01                      |
| Restantes       | 0,05                      |

Tabela 4-2: factor correctivo para os tecidos.  
Adaptado de: Botelho, M. F. Univ. Coimbra.

O factor correctivo é baseado no tipo de tecido e na qualidade da radiação, que o afecta externa e internamente, e é usado para contabilizar a eficiência relativa dos diferentes tipos de radiação na indução dos efeitos na saúde.

| Dose                             |                    |                                       |  |   |
|----------------------------------|--------------------|---------------------------------------|--|---|
| Energia                          | <b>Transferida</b> | <b>Absorvida</b>                      | <b>Equivalente</b>                       | <b>Efectiva</b>                             |
|                                  | Kerma<br>Joule/Kg  | Joule/Kg<br>Gray                      | Ponderar<br>a radiação                   | Ponderar o tecido<br>irradiado              |
| Carga                            | <b>Exposição</b>   | <b>Densidade Mássica<br/>de Carga</b> | EBR = 1<br>(para fótons)<br>Sievert (Sv) | Tabela 4-2<br>(para fótons)<br>Sievert (Sv) |
| Iguais em Equilíbrio Electrónico |                    |                                       |  |   |

Tabela 4-3: relações exposimétricas

A Tabela 4-3 resume os conceitos anteriormente referidos relativamente ao campo da metrologia das radiações em que a palavra dose aparece associada à radiação ionizante.

## 4.2 Efeitos Biológicos dos Raios X

Os efeitos biológicos provocados pela radiação ionizante são de natureza bastante variável e dependem de factores como a dose total recebida, se foi fraccionada ou recebida de uma vez só, se localizada ou de corpo inteiro.

Pessoas expostas à mesma dose de radiação não apresentam, necessariamente os mesmos danos nem o mesmo tempo de resposta. Por exemplo: o indivíduo é mais vulnerável à radiação quando criança (processo de multiplicação celular maior) ou quando idoso (processos de regeneração celular pouco eficientes).

| Grupo de Idade | Factor de Risco                             |
|----------------|---|
| < 10           | × 3   |
| 10 - 20        | × 2   |
| 20 - 30        | × 1,5                                       |
| 30 - 50        | × 0,5                                       |
| 50 - 80        | × 0,3                                       |
| > 80           | Baixo (relacionado com a esperança de vida) |

Tabela 4-4: factor multiplicativo de risco por grupo de idade.  
Adaptado de: ICRP, 1991.

A partir dos 80 anos, o risco de cancro é baixo devido ao período de latência que ocorre entre a exposição e a manifestação da doença que, provavelmente, irá exceder a esperança de vida do indivíduo exposto.

Contrariamente, o tecido celular dos jovens é mais radiosensível e a esperança de vida ultrapassa de longe o período latente. Contudo, a International Commission on Radiological Protection (ICRP) adverte que algumas consequências para a saúde associadas à radiação, particularmente alguns efeitos diferentes do cancro, ainda não se encontram suficientemente esclarecidos para serem atribuídos a algumas das categorias referidas [13].

### 4.2.1 Efeitos Somáticos e Hereditários

Não foram cientificamente comprovados nos seres humanos, os efeitos da radiação induzidos por hereditariedade. No entanto, foram demonstrados em estudos com animais. É,

assim, prudente assumir para fins de protecção contra as radiações que um indivíduo exposto poderá transmitir informações incorrectas por via da reprodução para os descendentes [14].

A exposição a radiações além de poder realizar mutações, pode também apresentar efeitos no soma (corpo), quando ocorrem no tecido somático dos indivíduos irradiados: o cancro, a leucemia e os eritemas, são exemplos de efeitos somáticos das radiações. A gravidade de espontaneamente ocorrerem distúrbios hereditários podem variar de apenas detectáveis até colocarem a vida em risco. Estes efeitos somáticos e hereditários são chamados estocásticos (de natureza aleatória ou estatística) pela ICRP [14].

Nos efeitos estocásticos a probabilidade de ocorrência do efeito e não a sua gravidade são funções lineares da dose não apresentando limiar<sup>8</sup>. O conceito efeito estocástico aceita que mesmo pequenas doses envolvem um certo risco. Nos efeitos determinísticos a severidade do efeito varia com a dose, pode ocorrer limiar e pode-se estabelecer claramente uma relação causa-efeito.

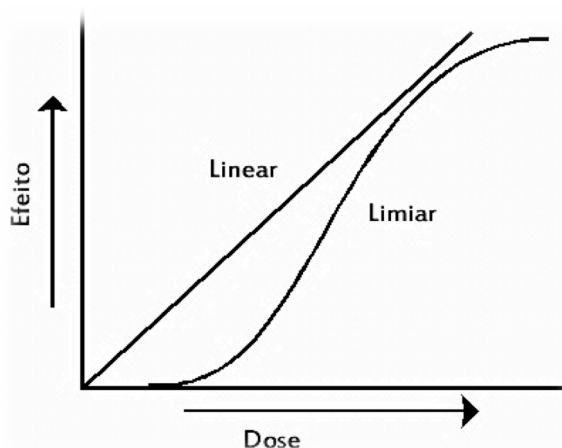


Figura 4-1: curva efeitos estocásticos e determinísticos.

Em geral os efeitos produzidos pelas radiações ionizantes são de natureza deletéria<sup>9</sup>: podem provocar mal formações congénitas, esterilidade, infertilidade, cancro, leucemia, cataratas, acelerar o envelhecimento e até causar a morte.

---

<sup>8</sup> Limiar: algumas consequências, para se manifestarem, necessitam que a dose de radiação seja superior a uma dose mínima. Exemplo: o efeito eritema é observado para uma dose limiar da ordem de 2 Sv [8].

<sup>9</sup> Natureza deletéria: provoca perigo de vida.

#### 4.2.2 Considerações Especiais para o Embrião / Feto

A vida no seu estado inicial e precoce é um momento em que decorrem rápidas e variadas diferenciações celulares. Por essa razão, a protecção contra radiações deve ser considerada de forma diferente relativamente ao público em geral. A Tabela 4-5 apresenta um resumo dos efeitos determinísticos que podem ocorrer no embrião / feto após exposição a diferentes níveis de radiação. Abaixo de uma dose absorvida de 0,1 Gy não são encontrados, mesmo no embrião / feto efeitos determinísticos.

| Possibilidades de Ocorrência de Efeitos Determinísticos no Útero |  |           |  |   |
|--|--|-----------|--|---|
| Idade Menstrual ou Gestacional                                   | Idade da Concepção                       | < 0.05 Gy | 0,05 – 0,1 Gy  | > 0,1 Gy  |
| 0 – 2 Semanas  | Antes da Concepção                       | Nenhum    | Nenhum   | Nenhum  |
| 3 <sup>a</sup> e 4 <sup>a</sup> Semana                           | 1 <sup>a</sup> e 2 <sup>a</sup> Semana   | Nenhum    | Provavelmente nenhum   | Possível aborto espontâneo  |
| 5 <sup>a</sup> - 10 <sup>a</sup> Semana                          | 3 <sup>a</sup> - 8 <sup>a</sup> Semana   | Nenhum    | Potenciais efeitos cientificamente incertos e, provavelmente, demasiado subtis para serem clinicamente detectáveis | Possível aumento de malformações em risco com o aumento da dose   |
| 11 <sup>a</sup> - 17 <sup>a</sup> Semana                         | 9 <sup>a</sup> - 15 <sup>a</sup> Semana  | Nenhum    | Potenciais efeitos cientificamente incertos e, provavelmente, demasiado subtis para serem clinicamente detectáveis | Maior risco de atraso mental ou <i>déficit</i> de QI, que aumentam em frequência e gravidade com o aumento da dose. |
| 18 <sup>a</sup> - 27 <sup>a</sup> Semana                         | 16 <sup>a</sup> – 25 <sup>a</sup> Semana | Nenhum    | Nenhum   | <i>Déficits</i> de QI não detectáveis em doses de diagnóstico   |
| > 27 Semanas   | > 25 Semanas                             | Nenhum    | Nenhum   | Não aplicável em diagnóstico médico   |

Tabela 4-5: possibilidades de ocorrência de efeitos determinísticos no útero. Adaptado de: ICRP 84 (2001) e 90 (2004).

Embora os efeitos determinísticos não sejam detectados com doses baixas no embrião / feto, os efeitos estocásticos de irradiação pré-natal resultaram numa elevada taxa de cancro nos descendentes dos sobreviventes das bombas atómicas em Hiroshima e Nagasaki. Presume-se que, para o embrião / feto, mesmo baixos níveis de exposição à radiação certamente aumentam a probabilidade de risco de cancro infantil (Vide, UNSCEAR 2001 Report). Os princípios de protecção encontram-se transpostos para a Lei portuguesa [15].

### 4.3 O Primeiro Conselho Sobre Protecção Radiológica

Apenas um ano após a descoberta por Roentgen dos raios X o engenheiro norte-americano Fuchs Wolfram (1896) deu, o que é geralmente reconhecido como, o primeiro conselho de protecção. Foi o seguinte:

- Tornar a exposição tão curta quanto possível;
- Não fique na proximidade de 12 polegadas (30 cm) do tubo de raios X e
- cobrir a pele com vaselina (ou uma “geleia” de petróleo) e deixar uma camada extra na maioria da área exposta.

Assim, um ano após o contacto com radiação, os três princípios básicos de protecção radiológica - tempo, distância e blindagem - tinham sido criados!

No início dos anos 1920, houve regulamentos de protecção contra radiações preparados em vários países, mas só em 1925 é que o primeiro Congresso Internacional de Radiologia (CIR) teve lugar e considerou estabelecer normas de protecção internacional [17].

Actualmente a protecção radiológica é baseada em probabilidades de risco para os efeitos estocásticos e na gravidade do dano biológico acima da dose limiar para os efeitos determinísticos. No homem, a maioria dos dados sobre os efeitos determinísticos provêm de estudos relativos aos sobreviventes das bombas atómicas de Hiroshima e Nagasaki e da larga experiência da utilização de radiação em radioterapia. Doses elevadas de radiação ionizante trazem riscos para a saúde e provocam queimaduras na pele.

Diversos efeitos maléficos foram reportados logo após a descoberta dos raios X. Naquela época (1895 – 1896), era prática comum verificar a intensidade dos raios X expondo trabalhadores à radiação emitida e medindo o tempo transcorrido até que a região exposta apresentasse irritação da pele [18].

Durante as décadas seguintes, acumulou-se um grande número de informações sobre os efeitos deletéricos da radiação ionizante e, conseqüentemente, nasceu a necessidade de regulamentar não só a exposição dos indivíduos bem como de regular as técnicas empregues pelo uso de colimadores, contentores, filtros, blindagens, etc.

### 4.3.1 Princípios Gerais de Protecção Radiológica

Impulsionado pela Segunda Guerra Mundial, o crescente interesse pela energia nuclear na década de 50, trouxe avanços importantes na área da protecção radiológica. Entre eles a adopção de uma visão cautelosa, segundo a qual toda a radiação, por menor que seja, causa danos. A taxa de exposição máxima permissível para indivíduos ocupacionalmente expostos foi reduzida para 0,3 R por semana, correspondendo, para radiação X ou  $\gamma$ , a uma dose de 15 rem/ano (0,15 Sv/ano). (ICRP Sixth International Congress of Radiology, London, July 1950).

Em 1956, foi recomendada nova redução passando esta a 5 rem/ano. Já em 1958, estabeleceu-se que o limite de dose acumulada até a idade N não poderia exceder o valor 5 (N – 18), tendo também sido adoptado o limite trimestral de 3 rem. O conceito de detrimento introduzido pela ICRP-26, em 1971, passou a aceitar que qualquer dose, por menor que seja, está associada à probabilidade de ocorrência de danos (efeitos estocásticos) e adopta três princípios básicos:

**Princípio da Justificação:** qualquer atividade envolvendo radiação ou exposição deve ser justificada em relação a outras um benefício líquido para a sociedade;

**Princípio da Optimização:** as exposições devem ser tão reduzidas quanto razoavelmente exequíveis (ALARA: As Low As Reasonably Achievable), levando-se em consideração fatores sociais e económicos;

**Princípio da Limitação da Dose Individual:** as doses individuais de trabalhadores e indivíduos do público não devem exceder os limites anuais de dose estabelecidos pela directiva 96/86 EURATON, em particular, 50 mSv para trabalhadores e 1 mSv para os indivíduos do público.

| Tipo de Limite | Ocupacional   | Público  |
|----------------|---|--|
| Dose Efectiva  | 20 mSv/ano, medido em períodos de 5 anos consecutivos.<br>A dose efectiva não deve exceder os 50 mSv/ano. | 1 mSv/ano<br>Pode ser excedido num determinado ano, desde que a dose média ao longo de 5 anos consecutivos não exceda 1 mSv/ano. |

Tabela 4-6: limites de dose recomendados pela ICRP.  
Adaptado de: ICRP (2007).

Actualmente, a tendência mundial tem sido a de adoptar limites de dose mais restritivos.

### 4.3.2 Conceito ALARA

No ano de 1928, alguns efeitos deletérios de altas doses de radiação ionizante foram claramente observados. Nessa altura um grupo internacional de trabalhadores com materiais radioativos reuniu-se para estabelecer algumas normas de protecção contra as radiações e recomendaram alguns valores numéricos para doses máximas permitidas, mas, porque não lhes foi possível estabelecer um limiar para os efeitos da radiação, chegaram à seguinte conclusão:

"A abordagem mais conservadora seria assumir que não existe um limite e não há recuperação, há casos em que mesmo as baixas doses acumuladas induziriam leucemia em alguns indivíduos suscetíveis e a incidência pode ser proporcional à dose acumulada"<sup>10</sup>.

A ICRP usou essa afirmação sobre o que nós chamamos agora a hipótese de não-linear e limiar e declarou-a como:

"Um tal pressuposto básico é que não há uma relação linear sem limiar entre a dose e a probabilidade de um efeito"<sup>11</sup>.

O Conselho Nacional de Protecção Radiológica e Medidas (NCRP) declarou a hipótese de que: "No interesse de uma estimativa dos efeitos em seres humanos de forma conservadora, é razoável seguir a hipótese de relação linear entre dose e efeito nas regiões de baixa dose para os quais os dados de observação directa não estão disponíveis"<sup>12</sup>.

Estas constatações deram origem ao conceito: as low as reasonably achievable (ALARA) e dose colectiva (CD) [19].

Ionising Radiations Regulations, UK 1999 (IRR99), têm um conceito similar – the ALARP principle – as low as reasonably practicable [20].

---

<sup>10</sup> ICRP-1, Recommendations of the International Commission Radiological Protection, Adopted September 9, 1958, pg. 4, paragraph 5.

<sup>11</sup> ICRP-26, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, paragraph 27, 1977.

<sup>12</sup> NCRP-39, Basic Radiation Protection Criteria, pg. 55, 1971.



## CAPÍTULO 5

### Desenvolvimento do Controlo de Exposição

#### 5.1 Câmara de Ionização e *Phototimer*

Antes do desenvolvimento dos dispositivos de CAE, todos os exames radiográficos eram realizados de acordo com estimativas da exposição. Os ajustes dependiam do tamanho do doente, da patologia e eram realizados na tensão do tubo de raios X (kVp), na corrente do filamento (mA) e no tempo de exposição (s).

O valor da kVp relativo à energia dos fótons no espectro produzido pelo tubo de raios X num alvo de tungsténio é mostrado na Figura 2-9. Porém, para uma exposição a um determinado valor de KVp a imagem radiográfica útil só é alcançada se os restantes factores de exposição, como a corrente (mA) e o tempo (ms), se combinarem para o volume anatómico em estudo. No início utilizavam-se temporizadores manuais e controlados mecanicamente.

A invenção da câmara de ionização na década de 1920 foi o precursor do desenvolvimento dos dispositivos CAE para medir e controlar o tempo de exposição durante os procedimentos de aquisição de imagem através da radiação X [21].

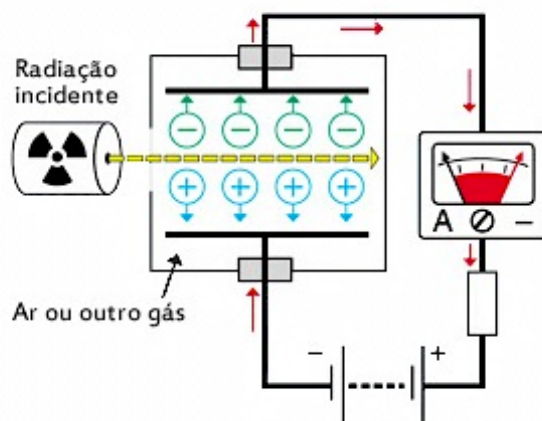


Figura 5-1: câmara de ionização

A câmara de ionização (Figura 5-1) está localizada no percurso do feixe de raios X e produz uma pequena corrente eléctrica (da ordem dos mA). Essa corrente é utilizada para carregar um condensador que quando atinge uma carga predeterminada actua electronicamente sobre o corte da tensão na ampola de raios X e a exposição é encerrada.

Na década de 1940, sob a supervisão de Hodges, que criou um departamento de investigação para o efeito na Universidade de Chicago, Russell Morgan começou a trabalhar num *phototimer* [6].

O primeiro *phototimer* de Morgan comercializado pela Westinghouse em 1945 foi inicialmente projectado para dispositivos *fluorographic*. Estes dispositivos incluíam uma unidade de raios X por fluoroscopia e uma câmara fotográfica destinada a fotografar a imagem fluoroscópica da zona anatómica em observação. Uma unidade de raios X fluoroscópica usa uma tela fluorescente para visualizar imagens em tempo real.

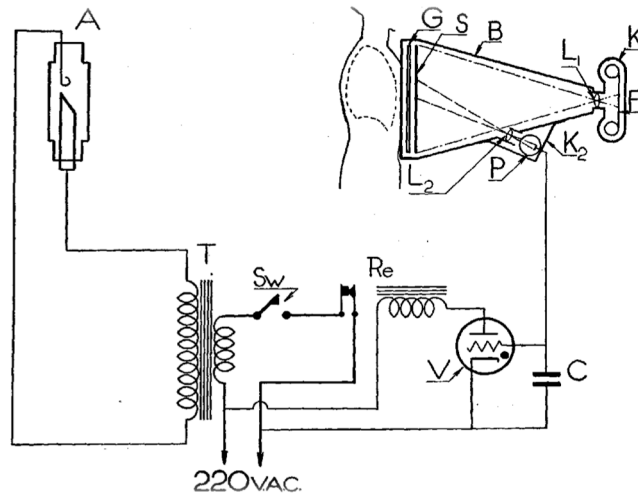


Figura 5-2: circuito de um sistema “photofluorograph”.

Legenda: A – ampola de raios X; B – pirâmide do *photofluorograph*; C – condensador; F – filme *photofluorographic*; G – grelha; L – lentes da câmara fotográfica; S – ecrã fluorescente; K<sub>1</sub> – câmara fotográfica; K<sub>2</sub> – janela de observação; P – *phototube*; Re – *relay*; Sw – *exposure switch*; T – transformador de alta tensão; V – *thyatron*.

Na Figura 5-2, a exposição de uma tela fluorescente aos raios X faz com que seja emitida luz colocada atrás do filme radiográfico. Essa luz activava um dispositivo de fotoreceptores localizados na frente da tela fluorescente. O sinal eléctrico produzido nesse dispositivo, proporcional a essa luz, é aplicado num circuito de corte de corrente capacitivo de maneira semelhante ao da câmara de ionização descrito anteriormente.

A vantagem estava em evitar a perda de tempo nas medidas da espessura do tórax e abdómen de cada doente, nos ajustes da corrente e do tempo de exposição e assim evitar métodos exposimétricos morosos e menos exactos.

## 5.2 Controlo Automático de Exposição (CAE)

Os dispositivos CAE são utilizados em equipamentos de raios X para controlar a exposição. A sua função é obter qualidade de diagnóstico, minimizando a exposição do doente através da produção de um sinal eléctrico proporcional ao fluxo de raios X no receptor de imagem. A detecção pode ser composta por vários detectores separados, normalmente três, e o sinal para o controlo de exposição poderá vir de qualquer um ou da combinação entre eles.

São constituídos por duas partes, os detectores e o comparador que trabalham em conjunto para que, quando uma determinada exposição atinge uma densidade óptica (DO) pré-determinada, o gerador seja cortado automaticamente. Isto significa que para o doente, com o posicionamento adequado e o detector (ou detectores) devidamente seleccionado(s) no percurso da região anatómica de interesse, é utilizada a dose mínima para se obter uma imagem radiológica capaz de produzir diagnóstico.

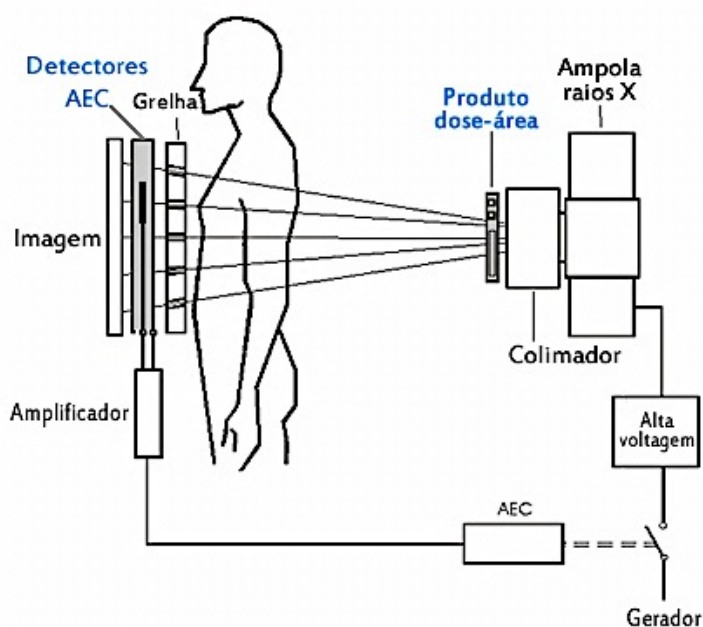


Figura 5-3: CAE entre o doente e o receptor de imagem.

O método de controlo de exposição automática mais comum actualmente usa os detectores exposimétricos colocadas entre o doente e o detector de imagem, Figura 5-3. Os detectores de estado sólido que utilizam cristais de silício ou germânio são os tipos mais sensíveis de detectores e são projectados de forma a que qualquer variação na absorção ao longo da sua área seja suficiente pequena para evitar artefactos na imagem detectada.

O segundo componente funcional do aparelho de CAE é a comparação. Um comparador é basicamente um dispositivo electrónico que recebe o sinal do detector num condensador que armazena a corrente durante a exposição, de modo a que quando a tensão atinge o *set point*, o gerador termina a exposição.

Através do circuito comparador pode-se ajustar a corrente de corte na consola de comando. Aumentando a tensão pré-ajustada de comparação, que é a tensão de referência para encerrar a exposição, irá resultar num aumento no tempo de exposição. Na consola, a tensão de referência de comparação é em unidades inteiras discretas de: -4, -3, -2, -1, 0, +1, +2, +3, +4.

Com (0) o CAE responde ao *set point* pré-programado. Cada etapa irá ajustar a tensão de referência em  $\pm 20\%$  (dependendo das marcas e pré ajustes dos equipamentos), que corresponderá também a gradientes na densidade óptica, Figura: 5-4.

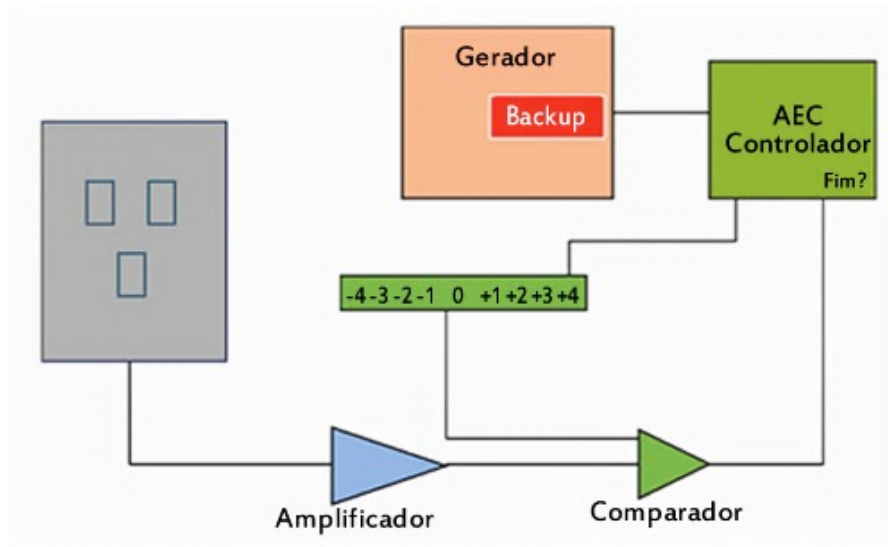


Figura 5-4: diagrama de um sistema AEC  
Adaptado de: The Essential Physics of Medical Imaging, 2002.

A Figura 5-4 representa o diagrama de um sistema de CAE cuja função é regular a exposição total tendo em conta os kVp utilizados, é “cego” a eventuais particularidades de cada doente. É que o circuito de medida é só um e efectua o cálculo (e conseqüente corte) através da média do sinal recebido no comparador sem ter em conta as assimetrias das densidades anatómicas, próteses ou quaisquer artefactos que possam prolongar a exposição, ou até atingir o seu limite de segurança.

### 5.2.1 Potter-Bucky e Disposição dos Detectores (CAE)

A grelha antidifusora, criada por Gustav Bucky, consiste num conjunto de finas lâminas de chumbo separadas por um material de muito baixa densidade. Possui a função de absorver radiação secundária (resultante do efeito Compton) originada a partir da interação do feixe de raios X com a área anatómica de interesse do corpo do doente. Existem grelhas fixas (Gustav Bucky) e móveis (Hollis E. Potter e Gustav Bucky – sistema Potter-Bucky) [22].

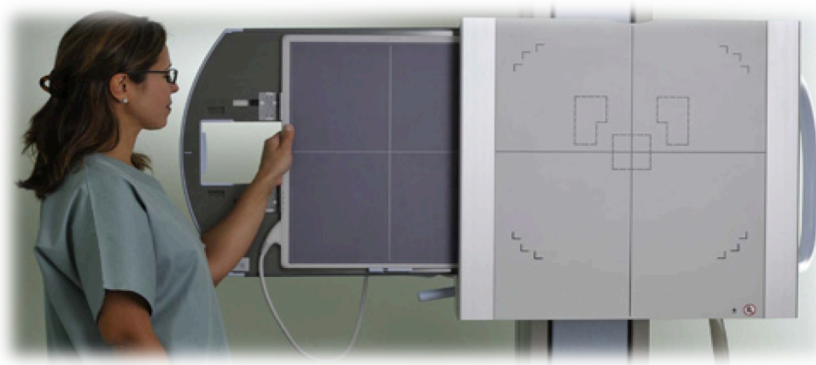


Figura 5-5: Potter-Bucky, disposição das câmaras CAE e o FPD.

O Potter-Bucky, Figura 5-5, é um dispositivo mecânico que contém a grelha antidifusora, o painel de AEC e a gaveta que apoia o receptor de imagem no trajecto do feixe de raios X. Existem dois sistemas para acomodar uma ampla gama de técnicas de exposição: é incorporado na mesa de tampo flutuante para permitir imagens do doente em decúbito e numa torre vertical para permitir posicionar o doente em pé ou sentado. As finalidades prendem-se com as limitações do doente e dos próprios objectivos dos exames.

### 5.2.2 Utentes Pediátricos

As *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics* [23] não recomendam a utilização dos dispositivos CAE em utentes pediátricos. A razão prende-se com a relação entre a área anatómica dos lactentes e crianças pequenas não possibilitarem o correcto posicionamento da zona de interesse, em relação a esses dispositivos. Há estudos que demonstram que a utilização do CAE em pediatria, sem qualquer ajuste correctivo, provoca exposições excessivas [24].

### 5.2.3 Limite de Segurança

O CAE é regulado pela Directiva nº 97/43/EURATOM transposta para o Decreto-Lei nº 180/2002 de 8 de Agosto e deve ser capaz de ajustar a exposição para qualquer mA selecionado no painel de controlo com um erro máximo de  $\approx 10\%$  do valor pré-determinado.

Além disso, devido ao dispositivo CAE depender de um detector e um comparador electrónico para encerrar a exposição, tanto a EURATOM como a FDA exigem que essas unidades estejam equipadas com um temporizador de *back-up* em caso de falha do sistema. Caso isso aconteça, a exposição deve ser encerrada aos 600 mAs, ou 6 aos segundos, o que ocorrer primeiro [11].

A ampola de raios X também está protegida, através do corte automático de alta tensão, em caso de sobre aquecimento que possa danificar o ânodo.

### 5.2.4 Utilização Adequada e Controlo de Qualidade

A utilização adequada dos dispositivos de CAE devidamente calibrados e ajustados é útil para otimizar a exposição. No entanto, se os detectores não estão devidamente calibrados e correctamente localizados dentro da área anatómica em estudo, irá resultar numa exposição errada [25]. A AAPM Report nº 14 recomenda  $\pm 5\%$  em todas as combinações [26].

O Decreto-Lei nº 180/2002 de 8 de Agosto estabelece as regras relativas à protecção da saúde das pessoas contra os perigos resultantes de radiações ionizantes em exposições radiológicas médicas<sup>13</sup>.

O Anexo IV do citado Decreto-Lei nº 180/2002 de 8 de Agosto, refere que os Serviços de Saúde com Radiações (Medicina Nuclear, Radiologia - Imagiologia, Radioterapia) devem possuir um programa de Controlo de Qualidade – geralmente integrado num programa de Garantia da Qualidade – que verifique periodicamente os requisitos dos equipamentos constantes no mesmo diploma.

---

<sup>13</sup> Vide Anexos, Capítulo 1.

## CAPÍTULO 6

### Imagens Radiográficas e Propriedades dos Detectores

#### 6.1 Imagens Radiográficas

As imagens radiográficas são o resultado, da projecção num plano, da atenuação de um feixe de fotões X através de uma determinada região anatómica em estudo. O contraste é devido a variações na espessura e composição da anatomia interna. Trata-se de um fenómeno aleatório resultante dos fotões X colectados em cada elemento dessa imagem o *pixel* (*picture element*), ao qual corresponde um valor do coeficiente de atenuação médio no volume desse elemento o *voxel*.

A detecção e contagem de fotões ocorrida num *pixel*, para condições idênticas, é regida pela estatística de Poisson [9]. Em valores absolutos, o erro será tanto maior quanto maior for a contagem. Trata-se do erro de Poisson que nos diz que, na medida de uma contagem o erro é igual à raiz quadrada dessa contagem. No entanto o que realmente nos interessa é o erro relativo, o erro ponderado à própria contagem. Assim, quando se acumulam N detecções, o desvio padrão ( $\sigma$ ) associado é  $\sqrt{N}$ .

O desvio padrão relativo  $\sigma_r$  é então [27]:

$$\sigma_r = \frac{\sqrt{N}}{N} = \frac{1}{\sqrt{N}} \quad 6-1$$

Significa que o  $\sigma_r$  diminui com o aumento de N.

Uma distribuição de Poisson caracteriza-se por ter uma variância igual ao valor esperado, ou seja: igual à média. Assim, associada à detecção de N fotões num intervalo de tempo t existe uma incerteza R que corresponde ao ruído estatístico ou ruído quântico. À medida que são colectados mais fotões por *pixel*, o erro absoluto  $\sqrt{N}$  aumenta mas o relativo  $1/\sqrt{N}$  diminui tal como o ruído estatístico, correspondendo a um aumento do contraste C no objecto.

Este conceito é ilustrado na Figura 6-1, uma contagem total pequena tem uma ampla dispersão em relação a uma contagem grande tendo em consideração o  $\sigma_r$ . Como resultado, para

uma mesma intensidade de fótons o  $\sigma_r$  duplica quando a área do elemento de resolução se reduz para um quarto [9].

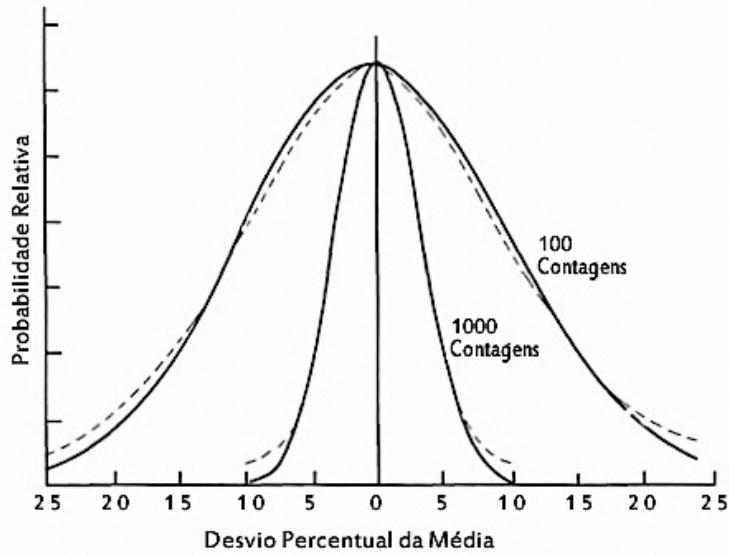


Figura 6-1: percentagem de incerteza relativa a duas funções de poisson.  
Adaptado de: Hendee WR, Medical Physics (1992)

A Figura: 6-1 mostra duas funções com densidades de probabilidades de Poisson (linhas a cheio e de Gauss a tracejado) cujos valores médios são 100 e 1000. Os desvios padrão foram calculados pela raiz quadrada da média para coincidir com a distribuição de Poisson e o eixo x foi normalizado para representar o desvio porcentual do valor médio. Com o aumento médio das contagens verifica-se que a dispersão relativa dos valores em torno da média diminui numa base percentual [28].

O modelo de Albert Rose [29] diz-nos que o contraste é dado por:

$$C = \sqrt{\Phi \times A} \quad 6-2$$

Onde  $\Phi$  é a fluência de fótons (número de fótons por unidade de área) e  $A$  a área da região de interesse, ou mais especificamente, o tamanho do menor objecto que queremos detectar. Note-se que  $\Phi$  é a definição de uma densidade de informação, representa o número de contagens por unidade de área ou por *pixel*.

O modelo de A. Rose demonstra que a relação sinal-ruído S/R depende do contraste na imagem, da dimensão do objecto e da densidade de informação. Como resultado, para um mesmo número de fótons colectados a duplicação das dimensões da matriz reduzem a densidade de informação por um factor de quatro. Neste caso aumenta o ruído e diminui a resolução.

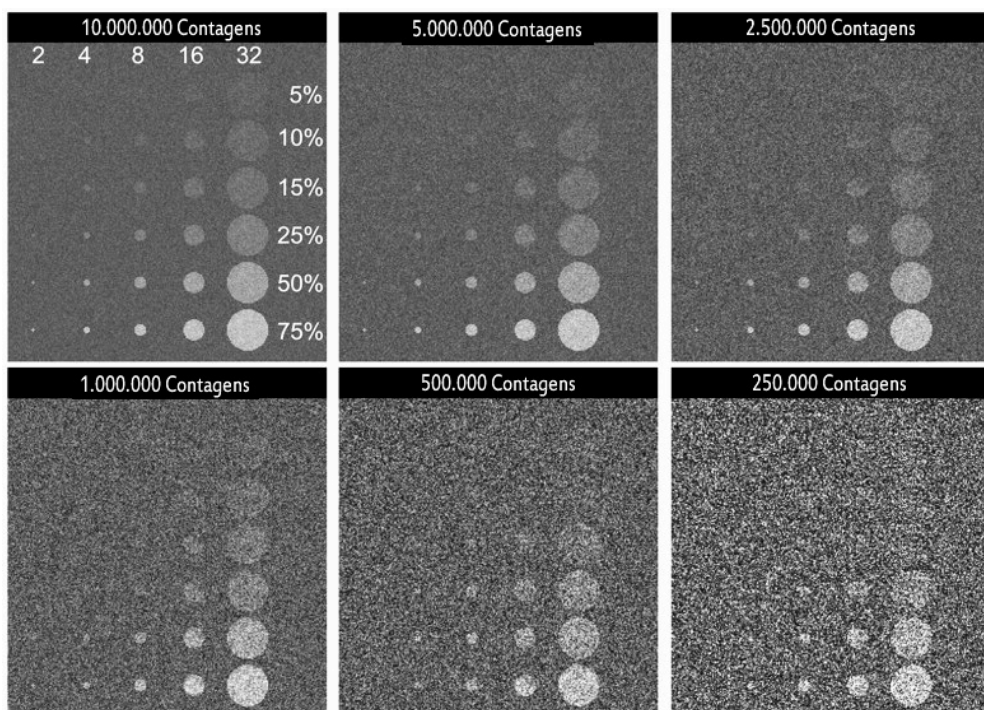


Figura 6-2: efeitos da contagem na percepção do contraste.  
Adaptado de: Imaging & Therapeutic Technology, Vol. 19, nº3 (Mai./Jun. 1999).

Na Figura 6-2, apresentam-se seis matrizes de  $256 \times 256$  com imagens simuladas e com diâmetros de 2, 4, 8, 16 e 32 píxeis, que mostram seis diferentes níveis de ruído em que a linha de demarcação para a detecção dos objectos é uma linha diagonal do canto inferior esquerdo para o canto superior direito de cada imagem, como o previsto pelo modelo de Rose. Como se pode observar, a linha da detectabilidade objecto é alterada pelo ruído que se desloca para a esquerda.

Além do ruído numa imagem por radiação ser dependente do número total de fótons colectados, claramente se percebe que será necessário existir uma densidade mínima de informação (colectas) para se poder fazer a distinção entre duas estruturas em que o coeficiente de atenuação à radiação X seja muito próximo devido à diferença entre o valor do erro de Poisson e o erro ponderado à própria contagem.

A linha de demarcação entre a detecção e não detecção de um objecto, através do contraste, pode demonstrar-se graficamente através da Figura 6-3. À medida que o tamanho desse objecto diminui o contraste deverá aumentar para que o mesmo possa ser reconhecível. No entanto, eventualmente, mesmo um contraste de 100% poderá ser insuficiente para que seja observável. Nesse ponto, o recurso será aumentar o número da contagem e conseqüentemente o erro absoluto para tornar o objecto estatisticamente distinguível.

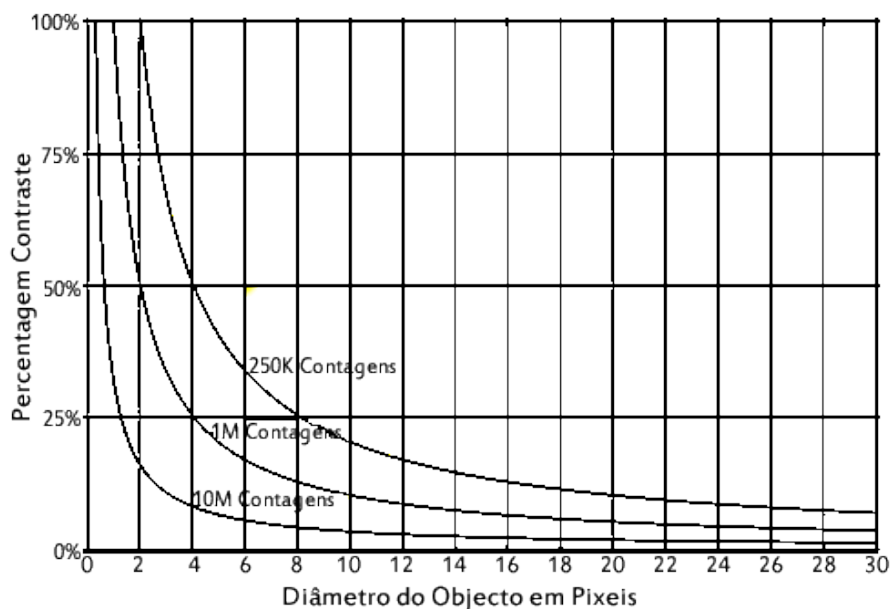


Figura 6-3: implicação do erro de poisson no contraste do objecto. Adaptado de: Imaging & Therapeutic Technology, Vol. 19, nº3 (Mai./Jun. 1999).

A Figura 6-3 mostra as linhas de demarcação onde um objecto é percebido apenas numa imagem. Às três curvas correspondem contagens de 250 mil, 1 milhão e 10 milhões de fótons. Para uma dada curva os objectos à direita ou acima da linha são percebidos na imagem, objectos à esquerda ou abaixo da linha não podem ser percebidos.

O ruído estatístico e a perda de contraste serão os dois factores mais significativos que afectam a qualidade da imagem radiológica. Para diminuir o ruído é necessário aumentar a colecta de fótons, trata-se de uma relação válida para todas as modalidades de aquisição de imagens por radiação. Pese embora o facto de que a colimação da área de interesse ajude a aumentar o contraste na imagem, esta melhoria virá sempre à custa do aumento de dose no doente ou da área colectável (pixel). Torna-se evidente que qualquer imagem por radiação resulta de num compromisso entre a resolução, relacionada com a dimensão e distância entre píxeis, e contraste mínimo detectável para doses aceitáveis no doente [9].

## 6.2 Imagens Digitais

Os sinais analógicos são lidos de forma directa, pois as variáveis são observadas directamente. Esse processamento implica um conjunto de dispositivos electrónicos projectados e implementados para cada aplicação específica. Na prática, os sinais adquiridos vêm corrompidos com ruído. Sendo  $y(t)$  o sinal adquirido,  $x(t)$  o sinal a medir e  $n(t)$  o ruído (electrónico), em geral considera-se:

$$y(t) = x(t) + n(t) \quad 6-3$$

Isto é: o ruído é aditivo [30]

Na Figura 6-4 o receptor de imagem analógica é substituído por um detector que converte a energia transmitida pelo feixe emergente dos raios X em sinais eléctricos que são digitalizados e gravados num computador. A imagem pode então ser processada, exibida, transmitida ou arquivada utilizando um padrão de comunicação digital.

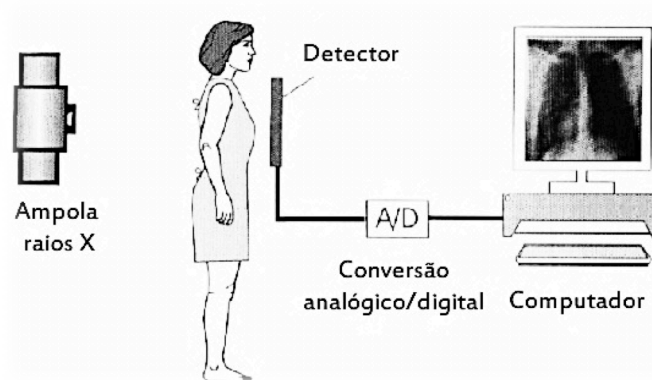


Figura 6-4: diagrama esquemático de um sistema de radiologia digital

### 6.2.1 Teorema de Nyquist

Para digitalizar um sinal analógico são necessárias, de uma forma geral, três etapas, Figura 6-5:

1. Filtragem anti-aliasing; 2. Amostragem: discretização do sinal analógico no tempo; 3. Quantificação: discretização da amplitude do sinal amostrado.

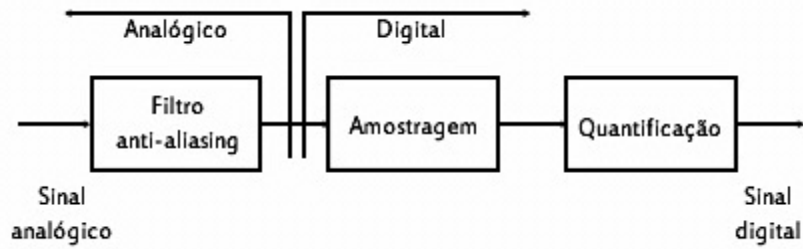


Figura 6-5: digitalização de sinais analógicos – Diagrama de Blocos.

**Filtragem *anti-aliasing*:** normalmente utiliza-se um filtro *anti-aliasing* que consiste num filtro passa-baixo no sinal analógico, antes de o digitalizar, afim de evitar o fenómeno com o mesmo nome [9].

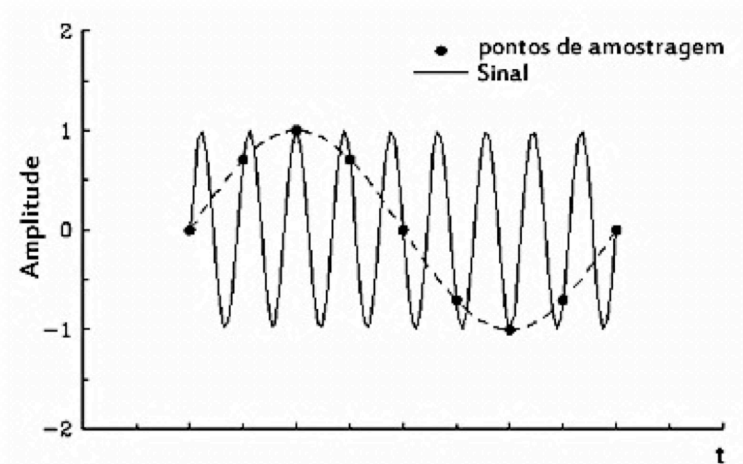


Figura 6-6: aliasing devido a frequência de amostragem inadequada.

Amostragens com frequências inferiores à frequência de *Nyquist* originam a perda de informação de alta-frequência ou *aliasing*. Quando a frequência do sinal é  $f_s$  e a frequência de amostragem é  $f_a$  e a condição de  $f_s > f_a > 2 f_s$ , prevalece a frequência de batimento (*aliasing*, Figura 6-6) que é  $f_b$  [9].

$$f_b = f_a - f_s \quad 6-4$$

**Amostragem:** (Figura 6-7) O período de amostragem  $T_s$  e a frequência de amostragem  $f_s$  estão relacionados da seguinte forma [31] :

$$f_s [Hz] = \frac{1}{T[s]} \quad 6-5$$

Para não haver perda de informação a frequência de amostragem deve ser pelo menos dupla da maior frequência que se pretende recuperar no sinal. É a chamada frequência crítica de amostragem ou de Nyquist [9].

$$f_{Nyquist} > 2 f_{S\text{Máximo}} \quad 6-6$$

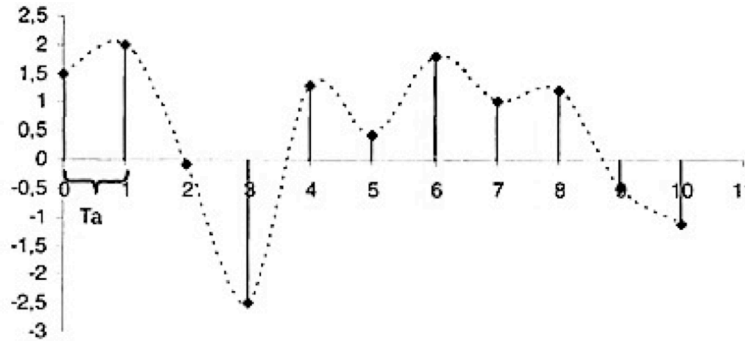


Figura 6-7: amostragem de um sinal analógico.

**Quantificação [30]:** consiste em converter cada amostra da amplitude do sinal amostrado, por arredondamento, para um nível do quantificador.

Tabela 6-1: número de bits – número de níveis

| Nº bits | Nº Níveis |
|---------|-----------|
| 8       | 256       |
| 10      | 1024      |
| 12      | 4096      |

O número de *bits* é calculado por:  $2^{n^{\circ} \text{ bits}}$

O erro de quantificação  $e_q$  é dado por:

$$e_q = \frac{1}{2} \frac{\text{gama dinâmica do quantizador}}{n^{\circ} \text{ de níveis} - 1} \quad 6-7$$

O erro de quantificação deve ser expresso como uma percentagem do valor máximo do sinal e é conhecido como ruído de quantificação. O sinal analógico deverá ser “acondicionado” de forma a aproveitar toda a gama do conversor: se a gama dinâmica do sinal for superior à do conversor, o sinal é cortado (saturação do conversor) e existe o risco de danificar o conversor; se a gama dinâmica do sinal for muito inferior à do conversor, o erro de quantização relativo será muito elevado. A utilização de um conversor analógico/digital com mais *bits* (mais caro) reduz o erro de quantificação.

### 6.3 Propriedades dos Detectores

As propriedades de um detector de imagem são [27]:

- Eficiência do detector;
- Resolução espacial e contraste;
- Características do ruído;
- Intervalo de resposta e gama dinâmica.

Propriedades como uniformidade, velocidade de aquisição, abertura de campo, número de imagens por segundo e características geométricas estruturais também são importantes [9].

#### 6.3.1 Eficiência do Detector

A eficiência do detector mede a fracção da energia emitida pelo objecto que é efectivamente utilizada, pelo detector, para produzir a imagem. Depende do número atómico e da espessura do detector e poderá ser dividida em três componentes: eficiência geométrica, que é a relação entre o ângulo sólido recebido no detector e o ângulo sólido de emissão; eficiência quântica de detecção (DQE) que é a fracção da energia incidente no detector que é absorvida e a eficiência de conversão que mede o rendimento no processo de transformação da energia absorvida pelo detector em sinal útil [27].

A DQE será a medida mais representativa da qualidade da imagem em termos do observador extrair informação. Avalia o efeito combinado do ruído e das operações inerentes do sistema de imagem na transferência de contraste em função da frequência espacial. É um dos indicadores de referência de quando se comparam detectores de raios X [9]. As imagens obtidas com detectores de elevado DQE deverão oferecer melhor detectabilidade de detalhes, para doses reduzidas, do que as obtidas com detectores de baixo DQE.

A fim de produzir um sinal, os fotões de raios X precisam de interagir com o material que compõe o detector. Essa probabilidade de interacção ou eficiência quântica da energia  $E = hv$  é dada por:

$$\eta = 1 - e^{-\mu(E)T} \quad 6-8$$

Em que  $\mu$  é o coeficiente de atenuação linear do material que constitui o detector e  $T$  é a espessura activa do detector. Como as fontes de raios X são polienergéticas a eficiência quântica deve ser especificada em cada valor específico de energia incidente no detector, esse espectro pode ser influenciado pela própria atenuação do doente tornando-o mais penetrante [32].

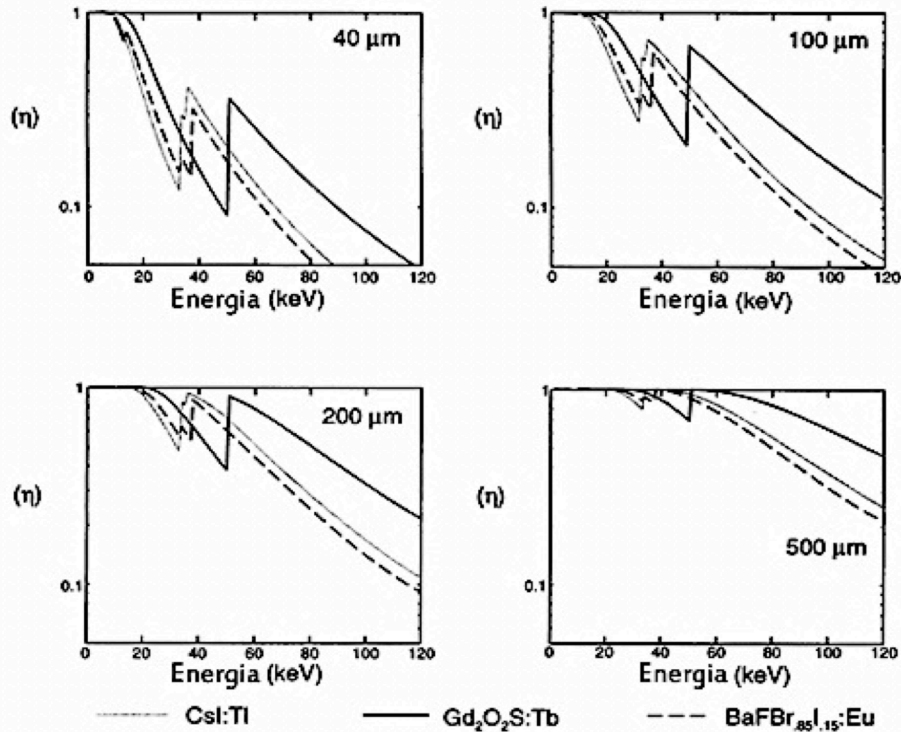


Figura 6-8: DQE em várias espessuras de detectores de fósforo

Legenda: CsI:TI  $\approx$  33 keV (Iodeto de Césio:Tálio); Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S:Tb  $\approx$  50 keV (oxissulfato de gadolínio: Tértbio); BaFBr<sub>.85</sub>I<sub>.15</sub>:Eu  $\approx$  38 keV (PSP: 85% BaFBr e 15% BaFI, activado por Európio).

A Figura 6-8 mostra a probabilidade de interacção quântica ( $\eta$ ) em diversas espessuras de fósforo. De notar que a eficiência quântica aumenta com a espessura, com a densidade atómica dos materiais utilizados nos detectores e com a diminuição da energia da radiação X.

Para o oxissulfato de gadolínio dopado com térbio (Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S:Tb) há um aumento da DQE nos  $\approx$  50 keV, enquanto que para o flúor bromo iodeto de bário dopado com európio (BaFBr<sub>.85</sub>I<sub>.15</sub>:Eu) a DQE máxima se verifica nos  $\approx$  38 keV e para o iodeto de césio dopado com

tálio (CsI:TI) se verifica nos  $\approx 33$  keV.

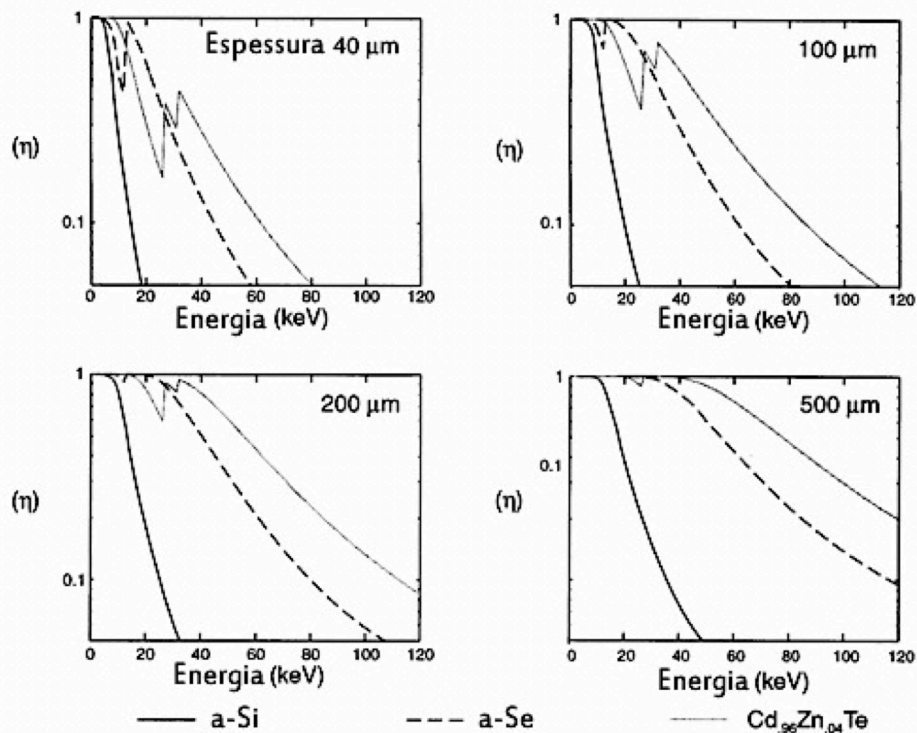


Figura 6-9: DQE em várias espessuras de detectores de conversão directa.

Legenda: a-Si (Silício amorfo); a-Se (Selénio amorfo);  $\text{Cd}_{96}\text{Zn}_{04}\text{Te}$  (Cádmio, Zinco e Telúrio)

Na Figura 6-9, nos detectores de conversão directa, verifica-se o mesmo aumento da ( $\eta$ ) com a diminuição da energia incidente e com o aumento da espessura e do número atómico dos materiais utilizados o que se explica com a lei fundamental da atenuação<sup>14</sup>.

---

<sup>14</sup> Vide, subcapítulo 3.5.

### 6.3.2 Resolução Espacial e Contraste

A resolução espacial mede a capacidade de distinguir duas linhas pretas separadas por uma branca e está associada a qualidades invocadas na análise das imagens como definição, pormenor, etc. No caso da radiologia, está relacionada com a resposta do sistema de imagem a um absorvente pontual.

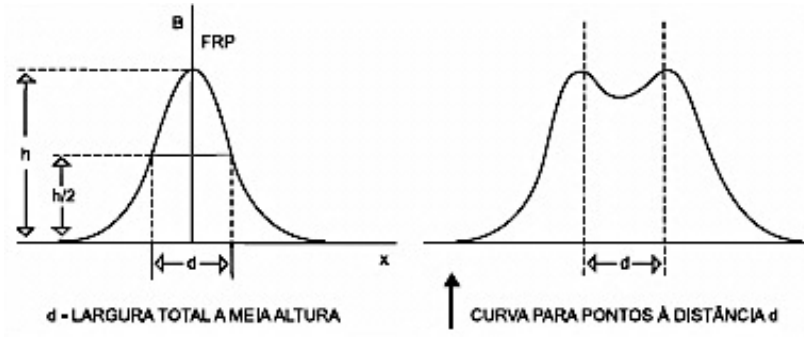


Figura 6-10: Função de Resposta do Sistema a um Ponto (FRP)  
Adaptado de: De Lima 2007 [27].

A função de resposta de um sistema a um ponto (FRP), Figura 6-10, é uma função que descreve a imagem quando o objecto é um ponto absorvente. Pontos a distâncias menores do que  $d$  são vistos como um único ponto [27].

A largura a meia altura da FRP é também igual à distância de resolução  $d$ . É determinada tanto pelas características do detector como por factores relacionados com a fonte e inclui a distorção decorrente de factores geométricos. Exemplos são: a penumbra devido ao tamanho efectivo da fonte de raios X (foco) e à ampliação da estrutura anatómica de interesse e (ou) ao movimento relativo do doente entre o plano do receptor de imagem e a fonte de raios X durante a exposição. Factores relacionados com o detector surgem da abertura de campo, frequência espacial de amostragem, qualquer sinal de difusão *Compton* e efeitos dentro do próprio detector ou na leitura.

Os detectores de radiologia digital são muitas vezes compostos por elementos discretos, geralmente de dimensões e espaçamento constantes. A dimensão da porção activa de cada elemento detector define o tamanho do pixel que determina a resposta de frequência espacial do detector. Por exemplo, se a abertura do pixel é um quadrado com a dimensão,  $d$ , então a função de transferência de modulação (FTM) do detector será  $f$ , onde  $f$  é a frequência espacial ao longo das direcções  $x$  ou  $y$ .

A FTM é utilizada como informação sobre a resolução espacial, contraste em função da frequência e sensibilidade em função da frequência. Quanto maior for  $d$  mais difícil será observar o pormenor fino nas imagens: a resolução espacial de um sistema  $R$  será  $d^{-1}$  [27].

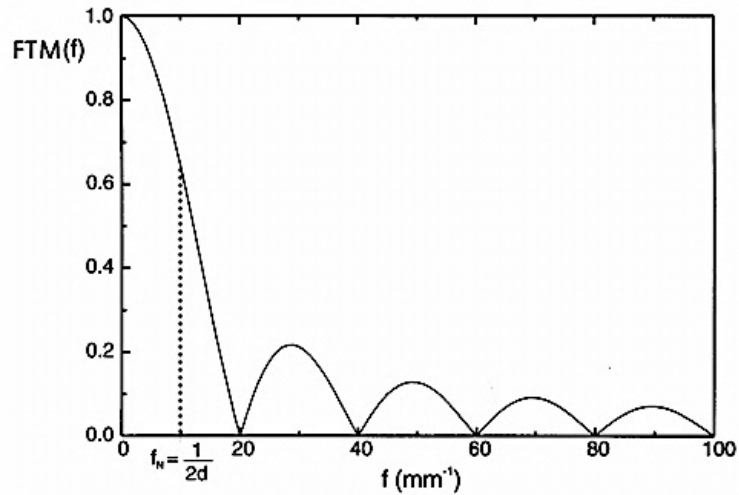


Figura 6-11: detector com abertura de 50  $\mu\text{m}$  e respectiva FTM do receptor de imagem.

Na Figura 6-11, um detector com  $d = 50 \mu\text{m}$  terá uma FTM com  $f = 20$  ciclos / mm. A não consonância com a frequência de Nyquist ( $f_N$ ) provoca *aliasing*. De uma forma geral poderá considerar-se que a resolução espacial é função do tamanho dos detectores (*pixel*), do espaçamento entre eles e da taxa de amostragem do conversor A/D. A resolução de contraste é definida pela sensibilidade dos detectores e pelo número de *bits* do conversor A/D. Características que têm implicações directas no custo dos equipamentos.

### 6.3.3 Características do Ruído

A detecção de fótons dos raios X, num detector, é um processo discreto em que o número de fótons  $N_0$  detectados num determinado período de tempo é prevista pela distribuição de Poisson com uma probabilidade de sucesso  $\eta$  em que o desvio padrão  $\sigma$  é dado por [33]:

$$\sigma = (N_0 \eta)^{1/2} \quad 6-9$$

Se o estágio de detecção for seguido de um processo que proporcione uma ampliação de ganho média  $g$ , a amplitude média do sinal de saída  $S$  será [27]:

$$S = N_0 \eta g \quad 6-10$$

Enquanto a variação do sinal é [34]:

$$\sigma_S^2 = N_0 \eta (g^2 + \sigma_g^2) \quad 6-11$$

O ganho ( $S$ ) de um detector, não segue só uma distribuição de Poisson, pode ser expresso pela incorporação do ruído do sinal e do ruído do processo de amplificação  $\sigma_g$  relativos a estágios de ganho (ou perda) como contribuição para o ruído total [34].

Uma análise completa do sinal e propagação do ruído num sistema com detectores leva, também, em conta a relação entre a frequência espacial de ambos. A transferência de sinal pode ser caracterizada em termos da FTM ( $f$ ), em que  $f$  é a frequência espacial. O ruído pode ser descrito por completo pelo espectro de potencia ou espectro de Wiener [9].

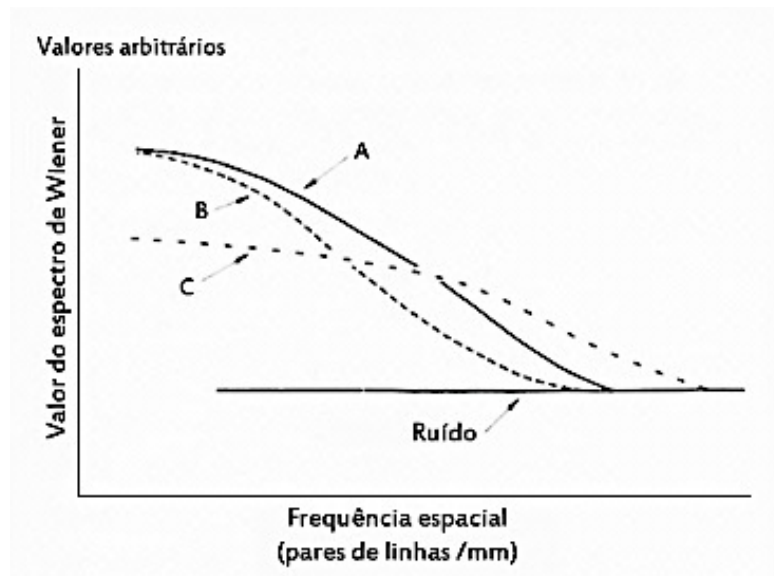


Figura 6-12: Espectro de Wiener para três imagens com diferentes frequências espaciais

O espectro de Wiener, Figura 6-12, representa a densidade do ruído gerado pelo sistema em função da frequência espacial do objecto. Nota-se que decresce à medida que a frequência

especial aumenta devido às limitações da resolução espacial do sistema de imagem que pode ser avaliada pela FTM. Num sistema perfeito a FTM seria igual à unidade e a densidade espectral do ruído a mesma para qualquer frequência [35].

As flutuações estatísticas na intensidade dos raios X emergentes da ampola (ruído de Poisson), ruído quântico resultante da variação do número de fótons X detectados e o próprio ruído da electrónica associada constituem variações aleatórias de sinal, contribuem para o ruído total do sistema e podem mascarar informações úteis numa imagem de diagnóstico. O ruído do sistema é expresso pela relação sinal ruído S/R.

A relação S/R de um detector é proporcional à raiz quadrada da dose [9]. Onde: C é o contraste no objecto, A a área do objecto e N o número de fótons detectados por unidade de área:

$$\frac{S}{R} = C = \sqrt{AN} \quad 6-12$$

Como vimos, anteriormente (Capítulo 6), o ruído relativo (ou flutuação quântica relativa) está muito dependente do número de fótons colectados N e só pode ser diminuído aumentando N com o inconveniente de aumentar a dose no paciente, ou aumentando a área colectável reduzindo a resolução.

O modelo de Albert Rose [29] refere que um objecto se torna detectável quando o S/R excede um valor mínimo ou patamar e sugeriu a relação de 5:1, Figura: 6-15 [9].

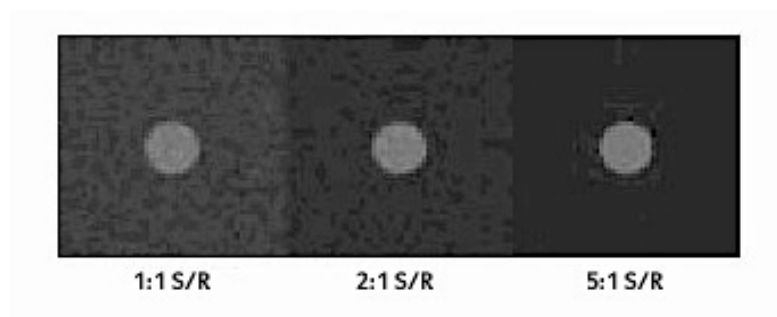


Figura 6-13: S/N Modelo de A. Rose.

### 6.3.4 Intervalo de Resposta e Gama Dinâmica

O intervalo de resposta de um detector refere-se aos valores mínimos e máximos, relativos à exposição da radiação incidente, que produzem respostas tratáveis como sinal útil pelo detector. Tem as dimensões de uma exposição e é referido em mR ou C/Kg [9].

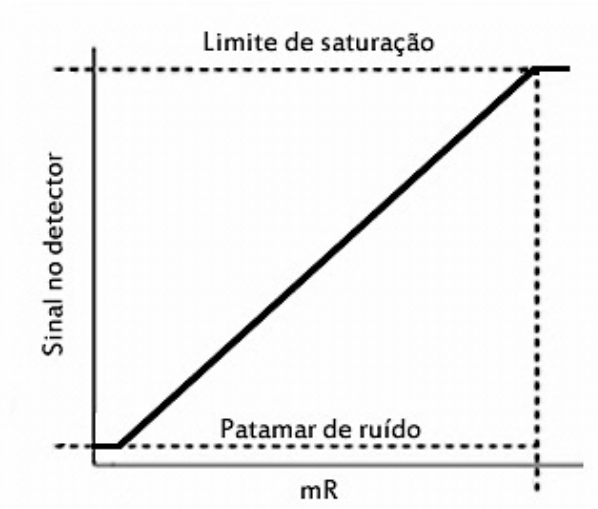


Figura 6-14: intervalo de resposta de um detector.

A gama dinâmica ou resposta dinâmica (dynamic range DR), de um detector é medida pela relação entre o maior e o menor sinal detectáveis. Refere-se ao intervalo de dose de radiação para a qual a resposta do detector é linear e limita o intervalo de sinais que podem ser correctamente discriminados pelo detector e pelo circuito de aquisição de dados (DAS) que lhe está acoplado. O DAS, amplifica e transforma o sinal analógico em digital.

Num sistema de raios X a DR, mede a relação entre a intensidade incidente no paciente  $I_i$  e o valor mínimo da intensidade emergente  $I_e$ . Refere-se às máximas condições de atenuação [9]:

$$DR = \frac{I_i}{I_e} = \frac{1}{e^{-\mu x}} \quad (\text{Lei de Lambert-Beer: } I_e = I_i e^{-\mu x}) \quad 6-13$$

Onde  $x$  é a espessura equivalente do absorvente para o máximo de atenuação e  $\mu$  o coeficiente de atenuação efectivo. A DR é adimensional e é normalmente expressa por uma relação em que se considera a intensidade emergente unitária, por exemplo: 20:1, 50:1, etc. Nos detectores actuais poderá chegar a 10 000:1 [9], vide Figura 7-2.

### 6.3.5 Outras Características Físicas dos Detectores

As características geométricas estruturais também são muito importantes como o factor de preenchimento do detector, nas bordas do mesmo ou entre detectores unitários, quando em associação. No último caso define-se o factor de preenchimento como a relação entre a área de detecção efectiva e a área total.

Outra característica geométrica estrutural é a espessura do detector, particularmente nos detectores de luminescência, é causa de degradação da resolução espacial devido ao ângulo sólido formado pela área direccionada a partir do centro do objecto, Figura: 6-15.

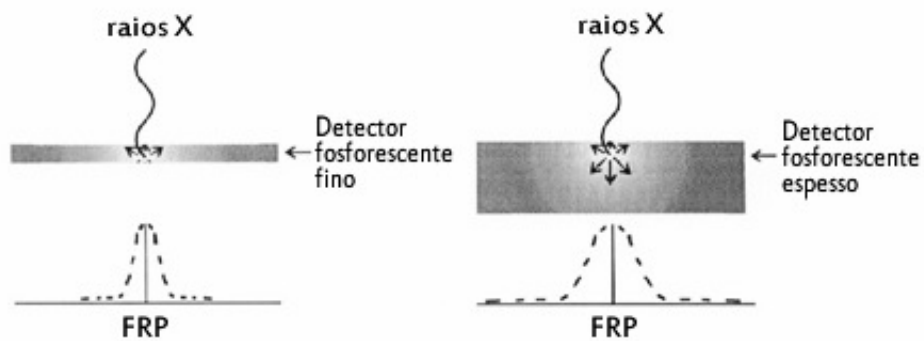


Figura 6-15: Influência da espessura de um detector fluorescente na FRP

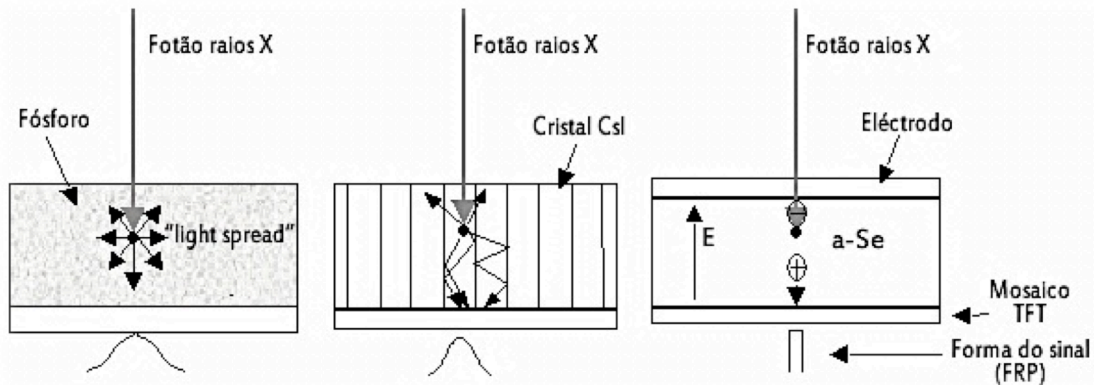


Figura 6-16: influência do tipo de detector na FRP.

Alguns tipos de cristais quando dopados com impurezas adequadas, tornam-se fluorescentes e/ou fosforescentes quando expostos à radiação X ou Gama. Tais cristais são chamados fósforos e a impureza é denominada de activador. Cada tipo de fósforo terá vantagens e desvantagens. Por exemplo o CsI tem estrutura “colunar” e actua como um guia direccionando

os fótons de luz para o mosaico de foto díodos, enquanto o  $Gd_2O_2S$  tem a vantagem de ter uma eficiência quântica superior e a desvantagem de “espalhar” mais os fótons de luz, Figura 6-16.

Outras propriedades importantes dos detectores são: abertura efectiva, uniformidade de resposta e tempo morto:

Abertura efectiva: plicada a detectores discretos, refere-se à porção activa do elemento detector (área sensível) cuja dimensão vai determinar a frequência espacial. A resolução do detector também é limitada pela distância entre os centros dos píxeis (pixel pitch) Figura 6-17.

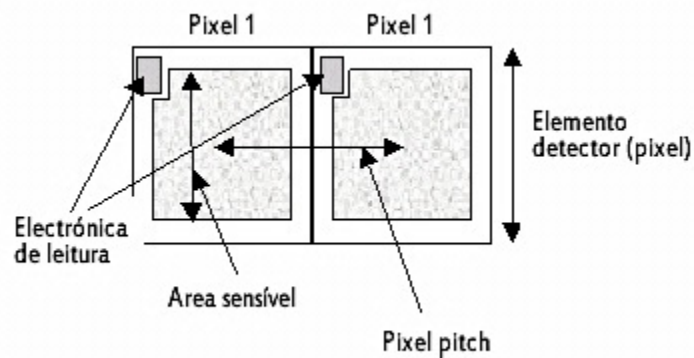


Figura 6-17: área sensível de um detector.

Uniformidade de resposta: significa igual sensibilidade do sistema em todo o campo de visão do detector, Figura 6-18.

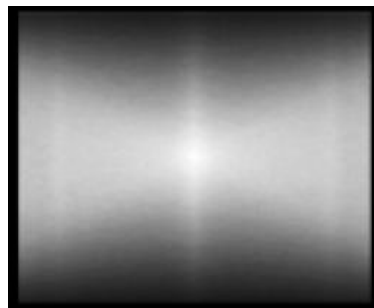


Figura 6-18: resposta não uniforme de um sistema detector

Tempo morto: praticamente todos os tipos de detectores possuem um tempo mínimo que deve existir entre a detecção de dois eventos de modo a serem detectados como dois sinais separados. Este tempo é normalmente chamado de tempo morto (*dead time*). Devido à natureza estatística da detecção dos fótons, há sempre uma probabilidade de que um evento real seja

perdido porque ocorreu imediatamente após outro. Em altas taxas de contagem são utilizados métodos correctivos [36].

## CAPÍTULO 7

### Sistemas de Aquisição de Imagens Radiográficas

#### 7.1 Cassete - Filme

O sistema analógico convencional cassete - filme foi desenvolvido durante mais de 100 anos. A fim de melhorar a sensibilidade à radiação X e conseqüentemente diminuir a dose de exposição no doente os procedimentos radiográficos, com película/filme, utilizam cassetes com telas luminescentes, que convertem os raios X em luz (fluorescência). O filme é mais sensível a essa fluorescência e é essa radiação que forma a imagem latente na película. Posteriormente são utilizados reagentes químicos no processo de revelação numa câmara escura.

Os sistemas cassete-filme também oferecem poucas oportunidades para modificar doses de exposição no doente [37]. Para uma película sob condições otimizadas de processamento a velocidade e a gama dinâmica são fixadas dentro de tolerâncias apertadas e a transferência do contraste da radiação para o contraste de luz visível para o observador é regida pela Hurter and Driffield curve (H&D curve), [38] ou curva característica, Figura: 7-1.

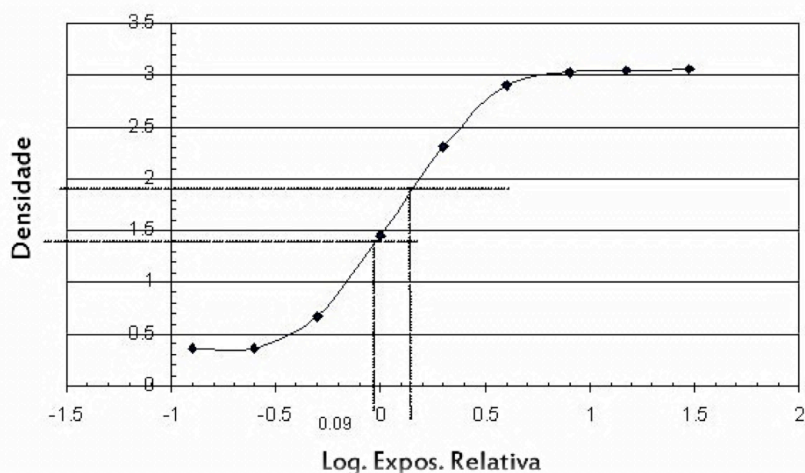


Figura 7-1: curva característica de exposição de um filme radiológico.

A melhor exposição para qualquer exame efectuado através de um sistema de cassete-filme pode ser definida como aquela em que a densidade óptica média da porção de diagnóstico do filme reside no *mid-range* da seção linear da curva característica. O que significa que não é possível exceder ou ficar abaixo deste estreito padrão de dose sem a produção de um novo exame com a conseqüente repetição da exposição do doente. É que, como se pode constar na Figura 7-1, a curva característica dos sistemas cassete-filme afastam-se da linearidade e além

disso o sistema não permite ajustar os níveis resultantes de dose muito baixa ou muito alta.

A prática de gravação de imagens radiográficas em emulsão fotográfica, com o uso de ecrãs de intensificação, foi ultrapassada por alternativas digitais. As vantagens normalmente alegadas são: o alcance dinâmico da exposição (Figura 7-2), a gravação e distribuição das imagens, funções de exibição e conseqüentemente a oportunidade de otimizar cada um desses processos de forma isolada.

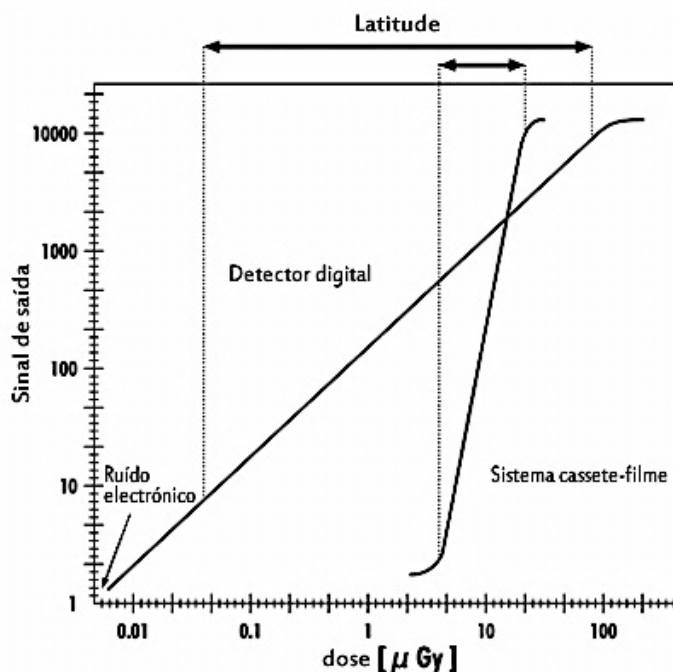


Figura 7-2: comparação alcance dinâmico entre cassete – filme e detectores digitais

A utilização da tecnologia digital em imagens médicas de diagnóstico praticamente tornou obsoletos os sistemas cassete/filme. Custos intangíveis<sup>15</sup> relativos à contaminação do ambiente pelos químicos utilizados no processo de revelação e pelas próprias películas acumuladas, o espaço necessário à armazenagem das radiografias e os custos de contexto<sup>16</sup> inerentes ao processo em geral, vão tornando esta tecnologia uma raridade.

Com o desenvolvimento da informática e da electrónica, a radiografia digital veio a suplantiar o sistema cassete-filme. Hoje, os fabricantes oferecem uma grande variedade de

---

<sup>15</sup> Custos intangíveis: não podem ser quantificados, embora se perceba claramente a sua existência.

<sup>16</sup> Custos de contexto: decorrentes de práticas pouco ou nada produtivas.

soluções de imagens digitais baseadas num detector com diferentes formatos, técnicas de aquisição, de leitura e processamento da imagem bem como a capacidade de proporcionar oportunidades para a evolução dos sistemas de gestão dos processos clínicos.

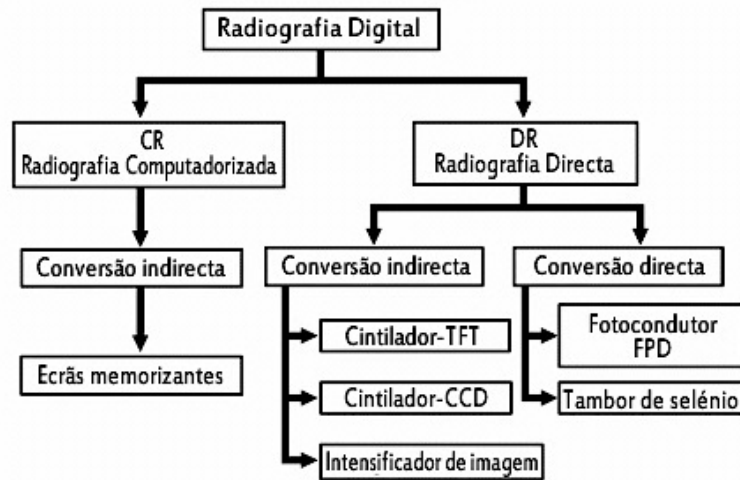


Figura 7-3: visão esquemática dos diversos tipos de detectores digitais.

## 7.2 Radiologia Computorizada (CR)

A tecnologia CR tornou-se disponível comercialmente em 1983 com a introdução do sistema FCR101 Fuji [39]. E evoluiu desde a sua concepção até se tornar numa das modalidades mais comuns de imagens digitais nos actuais serviços de radiologia. Estes sistemas utilizam IPs com uma camada de cristais foto estimuláveis que contêm diferentes halogéneos, tais como o brometo, cloro e iodo. Estes cristais de fósforo são geralmente impressos em placas de resina numa forma estruturada (cintiladores) Figura 7-4.

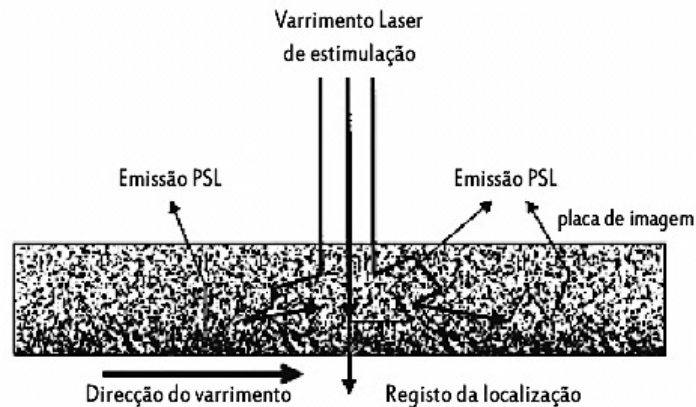


Figura 7-4: foto estimulação e emissão de luz

O ruído na imagem é determinado pela homogeneidade da estrutura do aglutinante com o fósforo devido aos diferentes índices de refração dos dois componentes. A resolução espacial está relacionada com o volume dos cristais de fósforo e a intensidade de emissão de PSL<sup>17</sup>, Figura 7-4.

A Figura 7-5 ilustra um sistema CR com base em IPs. A formação da imagem é separada em duas etapas: primeiro, o IP é exposto aos raios X, em segundo lugar, o IP é varrido com um feixe de laser, de modo a que a energia armazenada é libertada em forma de luz que é proporcional à exposição local aos raios X. O sinal luminescente é convertido em sinal eléctrico e digitalizado por um conversor analógico-digital (A/D), [40].

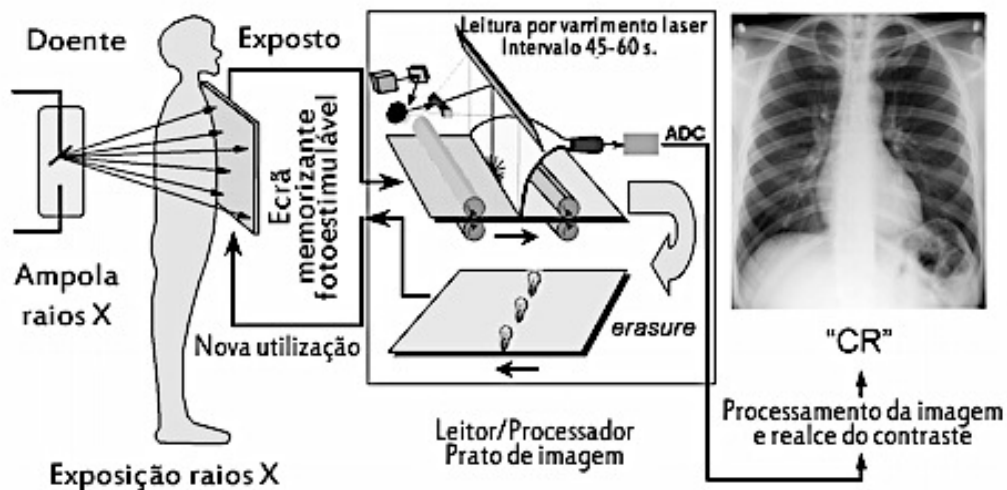


Figura 7-5: sistema CR baseado no armazenamento de energia pelo IP.

O sistema CR tem várias vantagens sobre outros métodos. Entre elas destacam-se: as cassetes CR ajustam-se aos *Potter - Bucky* dos outros equipamentos de raios X; suporta todos os formatos de cassete; um único leitor de CR, com múltiplas entradas de IPs, suporta a carga de trabalho de várias salas de raios X.

Algumas desvantagens são a necessidade de o técnico radiologista (TR) mudar a cassete entre cada imagem, transportar a cassete para o leitor, identificar as cassetes (com o/s exame/s e o doente). Além disso, os IPs têm uma expectativa de vida limitada (tipicamente da ordem das 10.000 exposições) [41].

<sup>17</sup> PSL (Photostimulated luminescence)

### 7.3 Radiologia DR de Aquisição Indirecta e Directa

As modalidades DR são classificadas em indirecta e directa, com base no tipo de aquisição dos raios X para processar a conversão digital do sinal, Figura 7-6.

- a) Conversão Indirecta: os detectores têm um cintilador que primeiro converte os raios X em luz visível. Essa luz é então convertida em sinais eléctricos por meio de matrizes de díodos de silício amorfo (charge coupled device CCDs). As matrizes TFT podem ser utilizadas tanto em detectores de conversão directa como indirecta.
- b) Conversão Directa: os detectores têm um fotocondutor de raios X, tal como o selénio amorfo, que converte directamente os fotões de raios X em sinais eléctricos.

O sistema mais antigo de conversão indirecta é baseado em dispositivos CCD. Essas matrizes registam a luz criada pela acção dos raios X num material de cintilação, como o fósforo fotoestimulável. A característica mais saliente é que são relativamente pequenos e devido a isso, requerem um acoplamento óptico para reduzir o tamanho da imagem projectada de luz visível e transferi-la para um ou mais CCDs. Uma vantagem é que são de relativo baixo custo [44].

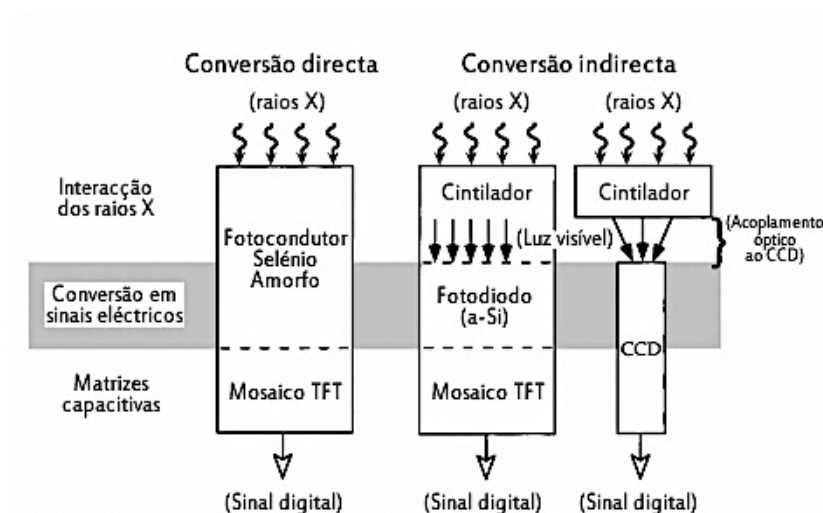


Figura 7-6: radiologia DR, conversão directa e indirecta.

Em ambas as modalidades de detectores de Conversão Directa e Conversão Indirecta, o padrão de carga eléctrica que permanece após a exposição aos raios X é detectado por um mecanismo de leitura electrónica e é feita a conversão dos sinais analógicos para produzir a imagem digital [44].

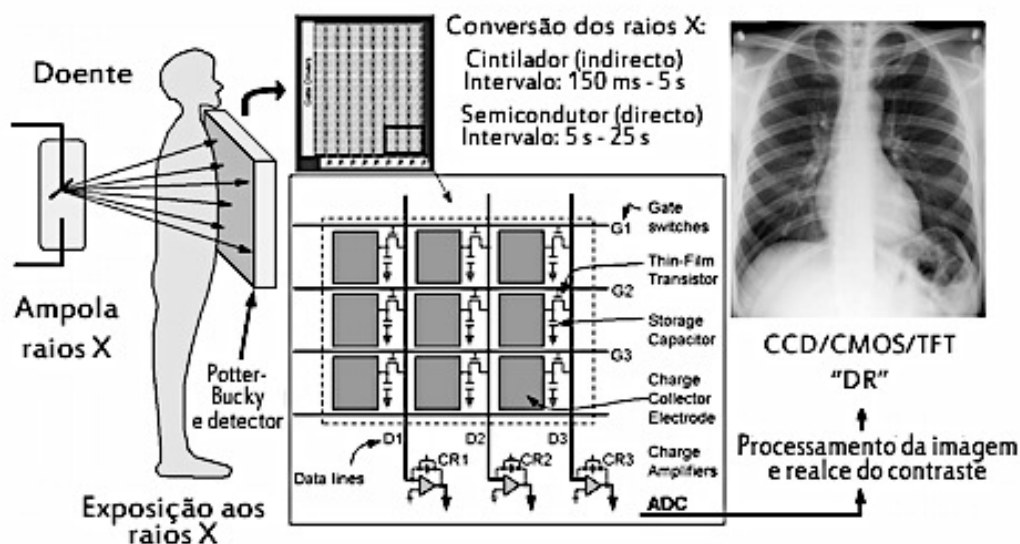


Figura 7-7: sistema de radiologia digital (DR).

Como mostra a Figura 7-7, uma das principais vantagens da radiologia digital (DR) é que a aquisição e a exibição da imagem estão dissociadas, o que permite ao detector ter uma ampla gama dinâmica e resposta linear com a exposição aos raios X.

Ambos os sistemas possuem detectores de grande área de utilização, a promessa de um acesso rápido à imagem para diagnóstico, melhor qualidade de imagem em relação à de cassete - filme e sistemas de armazenamento à base de fósforo (CR), o tempo reduzido do exame ao doente, uma redução de consumíveis e as possibilidades para reduzir a exposição do doente, criam novas oportunidades de diagnóstico por imagem.

## CAPÍTULO 8

### Controlo da Dose no Doente e Qualidade de Imagem

#### 8.1 Índice de Exposição (IE)

Pode-se argumentar que a própria flexibilidade oferecida pelos modernos sistemas de radiologia digital é em si um problema, quando considerada em termos de necessidade de controlar a dose no doente. O desenvolvimento de uma estratégia coerente para a auditoria da dose dada ao doente e o seu controlo é, portanto, um objectivo importante no contexto da optimização da dose para os exames radiológicos individuais.

Devido à ampla gama dinâmica das modalidades CR e DR (Figura: 7-2) haverá uma tendência natural e humana para aumentar a dose. Pode-se suportar esta constatação com a evidência de que “ninguém” reclama quando a imagem é muito boa. A amostragem e/ou a contínua monitorização da dose no doente deverá reduzir esse problema. Uma outra abordagem é o índice de exposição (IE) fornecido pelo receptor digital [45].

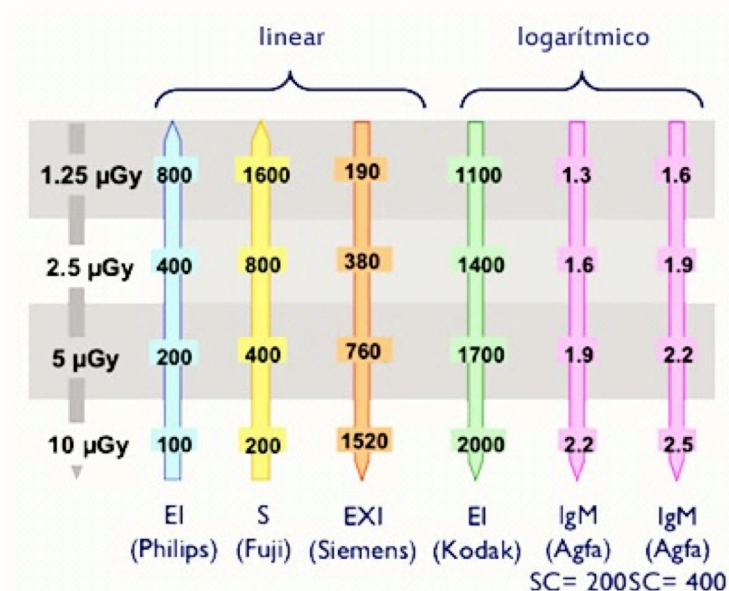


Figura 8-1: índice de escalas de exposição

O índice de exposição (IE) para a radiologia CR e DR varia consoante o fabricante do sistema a ser utilizado, como também a utilização de diversos símbolos, Figura 8-1.

Philips utiliza um IE inversamente proporcional à exposição. Este índice é representado em intervalos discretos (por exemplo, 100, 125, 160, 200, 250, 320, 400, 500, etc.) Cada etapa exige uma mudança de 25% na exposição. A exposição ideal fica entre 200 e 800 [46].

Fuji usa o "S" número que é um indicador da luminescência fotoestimulável (PSL) emitida pela placa de imagem (IP), quando lida pelo laser. Os valores são inversamente proporcionais à quantidade de radiação que atinge o IP. O EI da Fuji é relativamente amplo e de uma forma geral, dependendo da estrutura a radiografar, poderá estar compreendido no intervalo de 75 – 500 [47].

Siemens tem um índice de exposição (EXI). O EXI é calculado dividindo o campo numa matriz 3×3 e avalia-se somente o segmento central, é baseado no programa de otimização de exposição do órgão selecionado e é diretamente proporcional à dose. Duplicar a dose duplica a EXI [46].

Kodak aplica um IE directamente proporcional à exposição. Imagens correctamente expostas devem ter um EI entre 1800 - 2200. Uma mudança de 300 no EI indica uma mudança de um factor de 2 na exposição no IP [48].

Agfa opta pela exposição do log mediana (UMG). Este sistema compara o nível de exposição da imagem a uma linha de base estabelecida para o departamento. Um aumento de 0,3 significa que a dose foi duplicada. Uma exposição ideal fica entre 1,9 e 2,5 [48].

Em 2008, a International Electrotechnical Commission (IEC) desenvolveu e publicou a norma internacional IEC 62494-1 sobre a definição e dimensionamento do índice EI para a radiografia digital. De acordo com o padrão, a EI deve ser proporcional à exposição (de *kerma* no ar) e deve ser escalado como  $EI = 100 \times X$ , onde X é o *kerma* no ar no detector<sup>18</sup>. Espera-se que esta definição padrão seja implementada no futuro nos sistemas de radiologia digital [49].

A AAPM (2009), publicou um documento em julho de 2009, com o objetivo de identificar um índice padrão que reflete a adequação da exposição recebida pelo IR [50].

---

<sup>18</sup> Vide Figura 8-2

### 8.1.1 Imprecisão do IE

Além de que o IE se refere à dose no receptor de imagem e não no doente, podem ocorrer erros no cálculo resultando num IE impreciso. Isso poderá ser devido a falha do software em determinar que parte da imagem é a anatomia do doente, por exemplo, na presença de protecção (blindagem) de gónadas ou prótese.

O IE deve ser interpretado de forma crítica em relação à qualidade da imagem [46]. Está relacionada com a exposição do detector (IR), e não com a exposição do doente. Por essa razão não pode substituir os parâmetros relacionados com a dose no doente (como o produto dose-área e a exposição de entrada na pele).

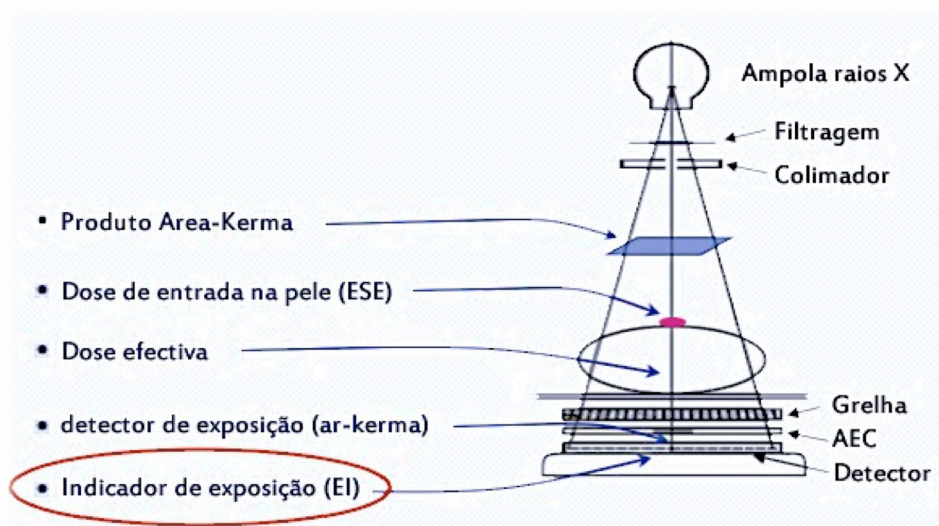


Figura 8-2: grandezas relacionadas com a dose.  
Adaptado de: Philips Medical Systems, Ulrich Neitzel (2006).

A própria imprecisão do IE poderá ser superior a  $\pm 20\%$ , pelo menos num estudo realizado com leitores de CR Fuji, o que relativamente ao controlo da qualidade da exposição desvaloriza esse indicador utilizado sem outros critérios de avaliação [51].

A AAPM (2009) refere que a exposição adequada só pode ser avaliada através da análise do ruído na imagem e que o índice de exposição apenas pode pretender ser uma indicação de que os níveis de ruído da imagem são aceitáveis [50]. Relativamente à interpretação do IE, o TR terá sempre uma intervenção importante na relação entre optimização da dose no doente e qualidade de imagem.

## 8.2 Guidelines Europeias

Os princípios básicos da radioprotecção do doente, recomendados pela ICRP e largamente traduzidos num quadro jurídico pela Directiva Euratom<sup>19</sup> foram o marco para o estabelecimento de critérios de qualidade e de níveis de referência de diagnóstico (NRDs) em imagens radiológicas pela União Europeia. Em 1984, quando essa directiva sobre protecção contra radiações dos doentes foi adoptada pelos Estados-Membros da União Europeia, iniciou-se um esforço comum de todos os intervenientes incluindo radiologistas, técnicos de medicina nuclear, físicos, especialistas em protecção radiológica, autoridades sanitárias e profissionais, nacionais e organizações internacionais, para estabelecer os NRDs.

A aplicabilidade dos critérios de qualidade foi verificada em ensaios Europeus, envolvendo algumas centenas de departamentos radiológicos, cerca de 3 000 radiografias e medidas de dose. Os resultados foram discutidos por grupos de trabalho específicos para o efeito, foram colectados conselhos e comentários a partir de associações profissionais, peritos e autoridades de saúde. As conclusões foram integradas num documento e fornecem elementos para a melhoria dos critérios de qualidade [4].

Posteriormente, no âmbito do programa Euratom de investigação e formação no domínio da energia nuclear (2002-2006), juntam-se várias personalidades e formam o consórcio DIMOND com o objectivo de estabelecer a segurança e a eficácia de novas técnicas de imagem radiológica com ênfase em particular nos exames mais frequentes, procedimentos de alta dose e de grupos sensíveis [5].

Num estudo realizado em 2009, recomenda-se que “todos os radiologistas devem adoptar a filosofia ALARA e considerar cuidadosamente as suas escolhas ao seleccionar uma configuração das câmaras de CAE” [52]. Ao dedicar este trabalho a “todos os que questionam” não se pretende excluir o “funcionário perfeito”, mas acrescentar alguma coisa de útil ao que o mundo já sabe, divulgar a informação a quem pensa criticamente, consegue relacionar conhecimentos e é capaz de chegar às suas próprias conclusões, aplicá-las com inteligência e beneficiar do que foi descoberto podendo testá-lo e continuá-lo.

---

<sup>19</sup> Council Directive of 3 September 1984 laying down basic measures for the radiation protection of persons undergoing medical examination or treatment (84/466/EURATOM) OJ L 265, p. 1, 5.10.1984, under revision: COM (95) 560 final 1995.

## CAPÍTULO 9

### Efeitos da Selecção do CAE na Dose no Doente e na Qualidade de Imagem

#### 9.1 Método Utilizado no Teste de Calibração dos Detectores Exposimétricos

Para se obterem exposições consistentes com a configuração dos campos seleccionados será necessário que as respectivas sensibilidades das câmaras do CAE estejam em equilíbrio. Cada fabricante tem o seu método de calibração, optou-se pela metodologia utilizada pela Siemens porque o equipamento utilizado é dessa marca. Utilizámos, 0,6 mm de cobre como absorvente para cada uma das configurações de CAE a 70 kVp a uma DFF de 1,15 metros.

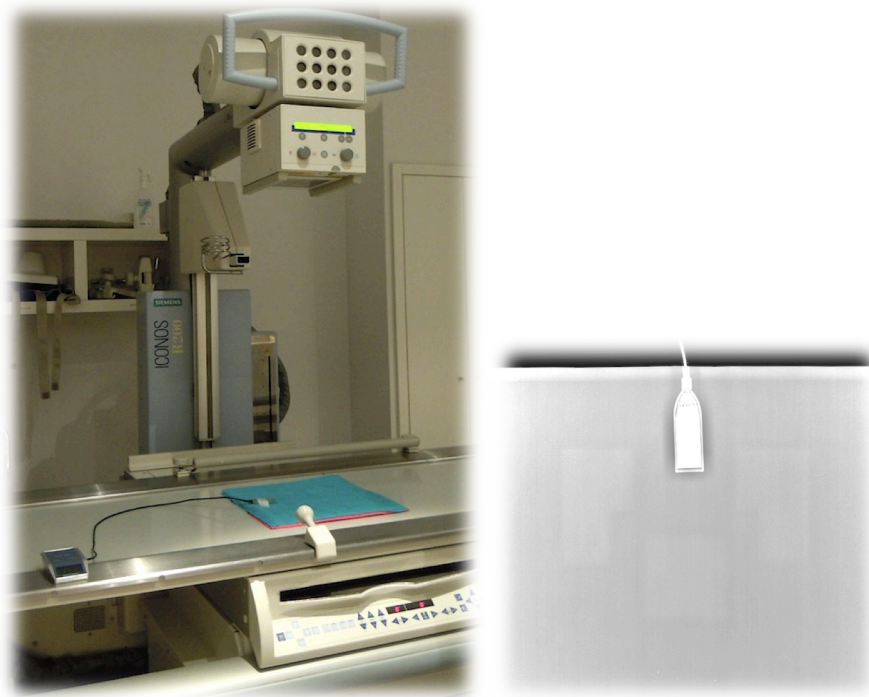


Figura 9-1: procedimento para o teste de calibragem do CAE

O equipamento de medida utilizado foi um Unfors Mult-O-Meter 407L conforme Figuras: 9.1 e 9.2.



Figura 9-2: Unfors Mult-O-Meter 407L

### 9.1.1 Análise dos Resultados da Calibração do CAE

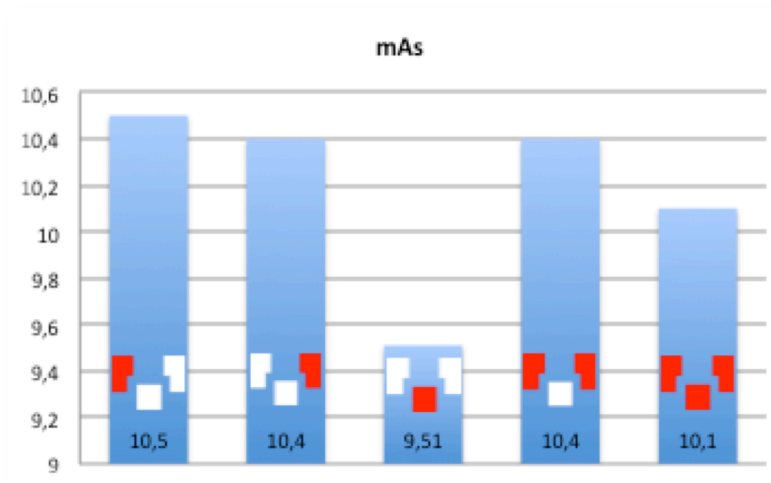


Gráfico 9-1: distribuição dos valores em carga

Tanto o Gráfico 9-1 relativo à distribuição de valores em carga (mAs), como o Gráfico 9-2 relativo à distribuição dos valores em tempo (ms) e Gráfico 9-3 relativo à distribuição dos valores em dose absorvida ( $\mu\text{Gy}$ ) mostram que o equipamento utilizado está sob um rigoroso controlo de qualidade, como o demonstram os resultados das medidas da calibração dos detectores de exposimetria automática.

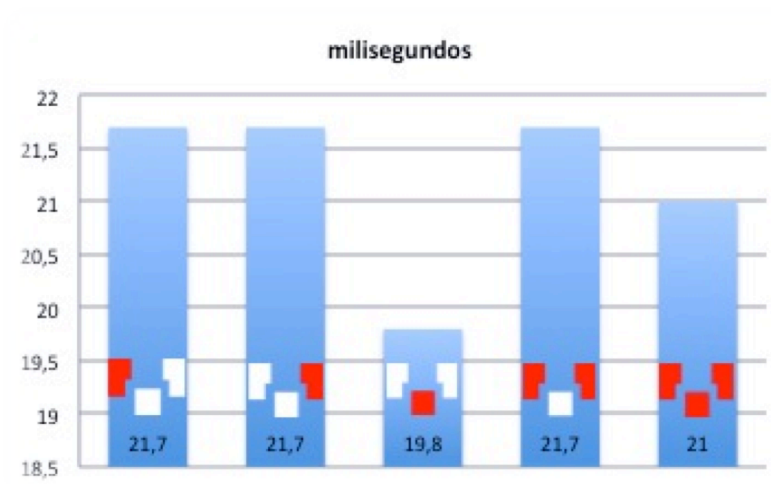


Gráfico 9-2: distribuição dos valores em tempo

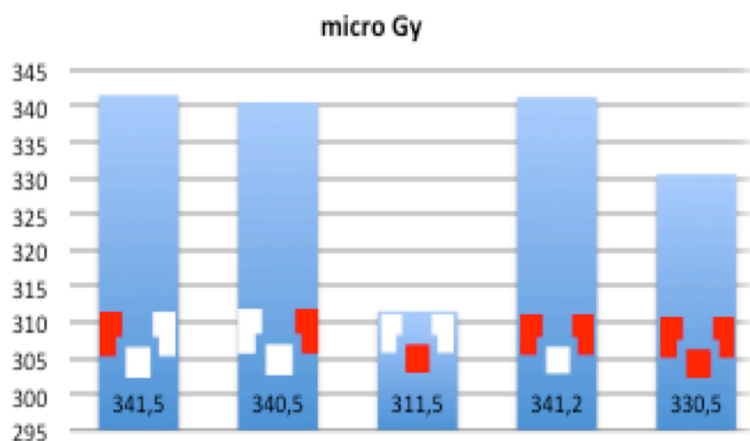


Gráfico 9-3: distribuição dos valores em dose absorvida

No Gráfico 9-3 o detector central apresenta uma sensibilidade inferior em relação aos laterais de ( $\approx 30 \mu\text{Gy}$ ) 8,7% em relação ao direito e 8,5% em relação ao esquerdo. A sua menor sensibilidade também se explica pelo formato diferente dos laterais<sup>20</sup>. Esse formato, do detector central, justifica-se pela evidência do seu campo necessitar de ser coincidente com as zonas anatómicas de maior densidade em que é utilizado, como por exemplo: coluna, crânio, grelha costal, maciços articulares dos ombros e sacro.

Além disso a própria localização do detector externo, do aparelho de medida Unfors Mult-O-Meter utilizado, em relação ao referido detector do CAE central também poderá ter tido alguma influência nessa diferença, vide Figura 9-1. No entanto para o objectivo do estudo não tem significado relevante pelas razões anteriormente expostas. Para mais todos os valores estão dentro do que é regulado pelo Decr. Lei 180/2002<sup>21</sup>.

Quanto ao equilíbrio entre o detector direito e esquerdo têm uma diferença de 0,29% e entre ambos os dois laterais em simultâneo em relação ao direito e esquerdo têm respectivamente uma diferença de 0,087% e 0,2%.

Os valores relativos à selecção simultânea dos três e dos dois detectores representam a média do sinal medido à saída do detector, uma vez que o circuito de medida é só um, e efectua

<sup>20</sup> Vide Figura 9-1.

<sup>21</sup> Vide subcapítulo 5.2.4

o cálculo (e conseqüente corte) através da média do sinal recebido no comparador. Vide Figura 5-4 e subcapítulo 5.2.

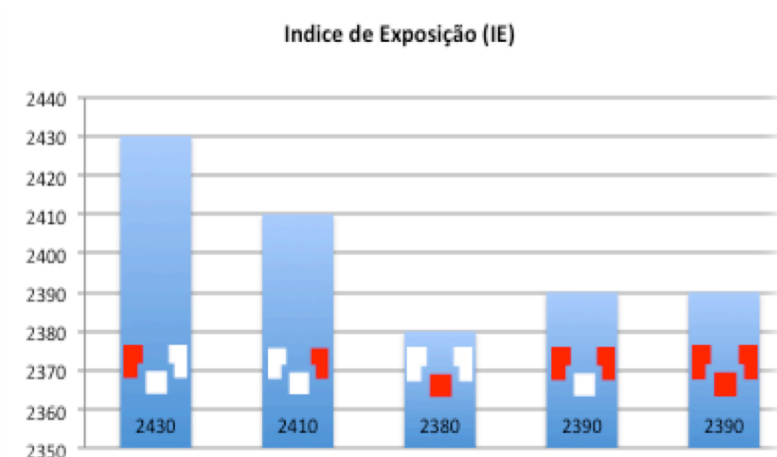


Gráfico 9-4: distribuição dos valores de IE

O equipamento de processamento de imagem utilizado é de Marca Kodak<sup>22</sup> e como referido no subcapítulo 8.1 o fabricante aplica um valor EI directamente proporcional à exposição em que imagens correctamente expostas devem ter um valor de EI entre 1800 - 2200. Uma alteração de 300 no EI indica uma mudança de um factor de 2 na exposição no IP [48].

Como é evidente no Gráfico 9-4 o valor relativo à variação em causa (IE 40) não é significativo, uma vez que representa, um valor, mais de sete vezes inferior ao indicado como referência pelo fabricante para poder ser perceptível.

O referido gráfico mostra também que a curva de tendência dos valores do IE apresenta uma forma consistente com todos os outros valores obtidos no teste de calibração dos detectores do CAE. Nomeadamente os mAs, ms e  $\mu\text{Gy}$ .

---

<sup>22</sup> Vide subcapítulo 1.2 Método.

## 9.2 Efeitos da Seleção do CAE na Dose no Tórax e na Qualidade da Imagem

### 9.2.1 Método

Os critérios seguidos são os sugeridos pelas European Guidelines [4], pelo Dimond III [5] e pelo Tratado de Técnica Radiológica de Bontrager [53] que, basicamente, são os mesmos tanto relativamente aos critérios de posicionamento do doente, como aos de avaliação das imagens, como aos factores técnicos a utilizar que foram os seguintes:

1- O tórax do fantôma foi alinhado no plano mediosagital na linha média do IP com margens iguais entre a face lateral do tórax e as laterais do IP, assegurou-se que não havia rotação do tórax, foi realizado em PA, RC perpendicular ao IP e centrado no plano mediosagital ao nível da vértebra torácica número sete (T7), foi utilizada a colimação automática, uma distância foco – filme (DFF) de 1,5 metros, para uma filtragem inerente à ampola 2,5 mm de Al. A localização do detector externo do Unfors Mult-O-Meter é visível na Figura 9-3.

2- Factores técnicos: tamanho do IP, 35 × 43 em sentido transversal; Grelha móvel; e Tensão radiográfica de 125 kVp.

3- Critérios de avaliação da imagem radiológica do tórax: visualização das finas impressões vasculares pulmonares, visibilidade dos ténues contornos no mínimo das vértebras torácicas médias e superiores e das costelas posteriores através da imagem do coração e das estruturas do mediastino. Relativamente ao critério de inspiração e ausência de movimento não se coloca por se tratar de um fantôma.

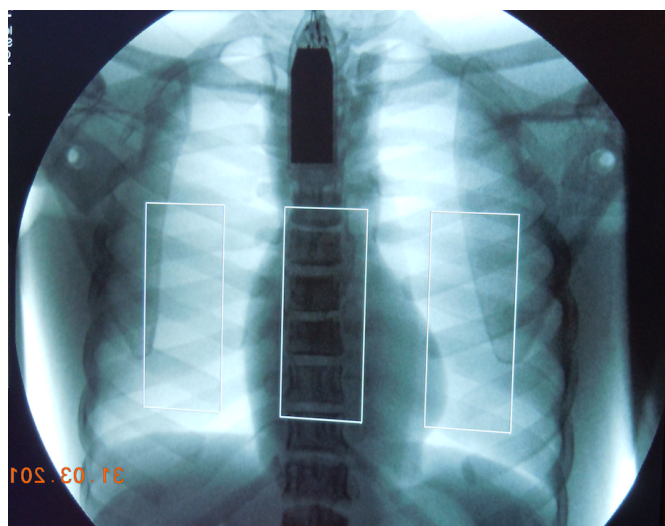


Figura 9-3: tórax do fantôma c/ os 3 CAE seleccionados e localização do detector

A Figura 9-3 mostra a imagem radioscópica relativa à centragem do tórax do fantoma com todos os três detectores do CAE selecionados em simultâneo e a localização do detector externo do aparelho de medida utilizado Unfors Mult-O-Meter 407L conforme Figuras 9.1 e 9.2.

Foram realizadas três imagens relativas a cada configuração AEC, das quais a segunda de cada série é apresentada a seguir, o que totalizou 15 radiografias e 60 medidas: mAs, ms,  $\mu\text{Gy}$  e IE. As imagens foram gravadas em Dicom<sup>23</sup> e identificadas para posterior análise em Osirix<sup>24</sup>, vide Quadro em Anexos Pág.125.

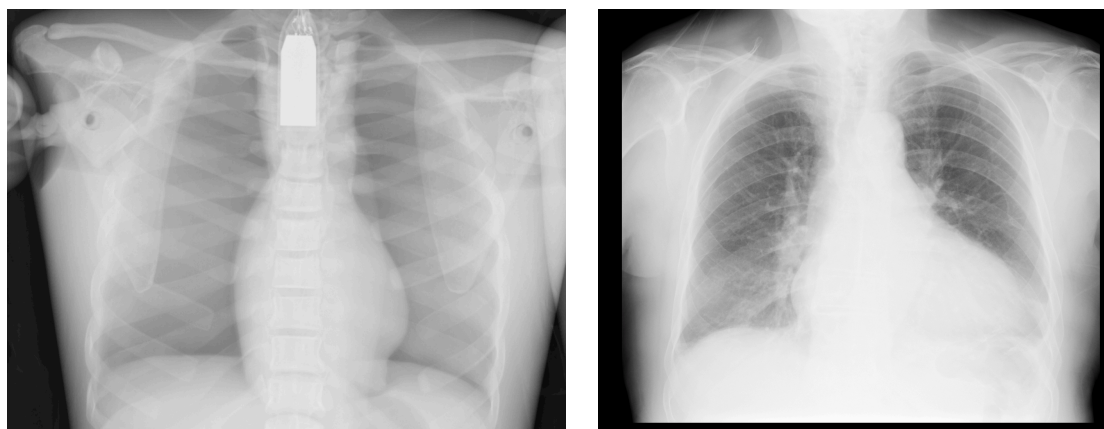


Figura 9-4: imagens do tórax do fantôma e de um adulto sexo masculino de 86 anos

Na figura 9-4 mostra-se a diferença entre o torax do fantoma, que representa uma jovem do sexo feminino anatomicamente perfeita, e um torax real de um indivíduo com 86 anos de idade com hipertrofia ventricular esquerda e dificuldades de inspiração.

---

<sup>23</sup> DICOM – Digital Imaging and Communication in Medicine. (Vide Glossário de Termos)

<sup>24</sup> OsiriX – é simultaneamente uma ferramenta avançada de processamento de imagens e uma estação PACS DICOM. Tem uma arquitectura de plug-in que permite uma expansão fácil das suas capacidades, tornando-a um sistema para as necessidades médicas versátil e eficiente. (Vide Glossário de Termos).

### 9.2.2 Análise dos Resultados do Tórax e Imagens Correspondentes

O tórax do fantôma utilizado representa uma pessoa normal e jovem do sexo feminino. Por essa razão o detector de exposimetria automática esquerdo fica na região pulmonar quase sem sobreposição ao ventrículo do mesmo lado, vide Figura 9-3. No entanto, a falta de simetria bilateral das omoplatas mostra sobreposição por parte dessa estrutura no campo desse mesmo detector o que não seria desejável para uma comparação mais rigorosa.

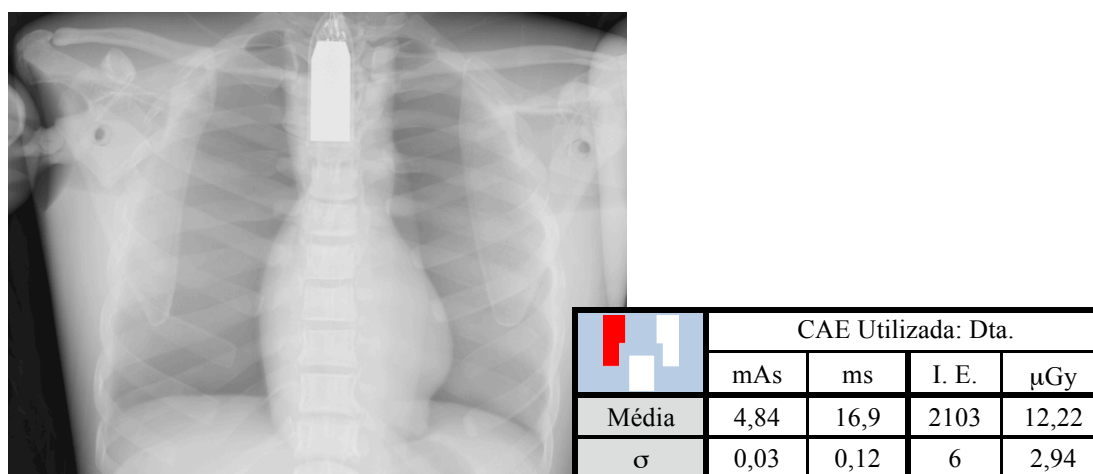


Tabela 9-1: Tx valores relativos à CAE Dta. e corresp. Imagem

Os valores registados na Tabela 9-1 correspondem à aquisição da respectiva imagem com o detector do CAE direito activo e os valores registados na Tabela 9-2 com o detector do CAE esquerdo activo. Pode ver-se que todos os valores relativos ao CAE direito activo são comparativamente mais baixos em relação ao esquerdo.

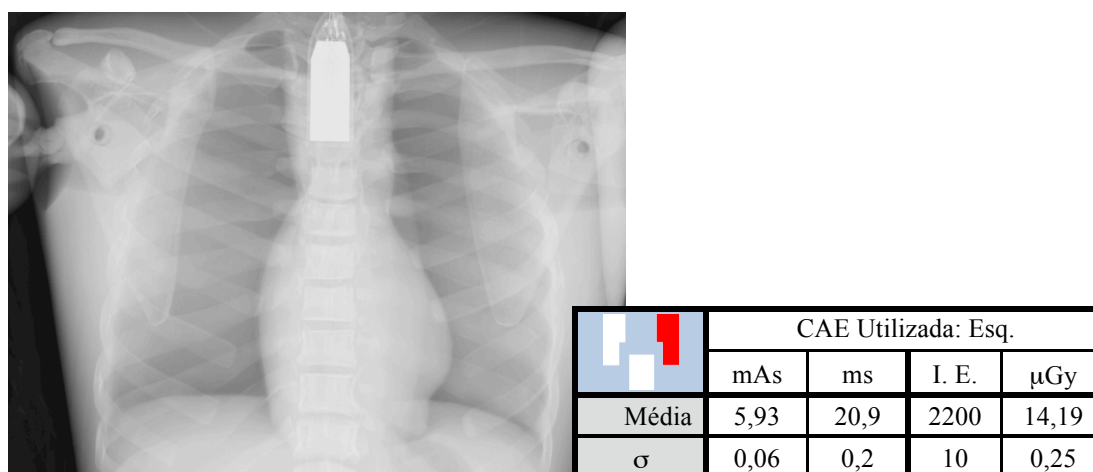


Tabela 9-2: Tx valores relativos à CAE Esq. e corresp. Imagem

Os respectivos valores de cada exposição referem-se à média obtida. O desvio padrão em todas as configurações do CAE utilizadas demonstra uma dispersão dos valores medidos muito próxima dado que todas as condições de aquisição são invariavelmente as mesmas.

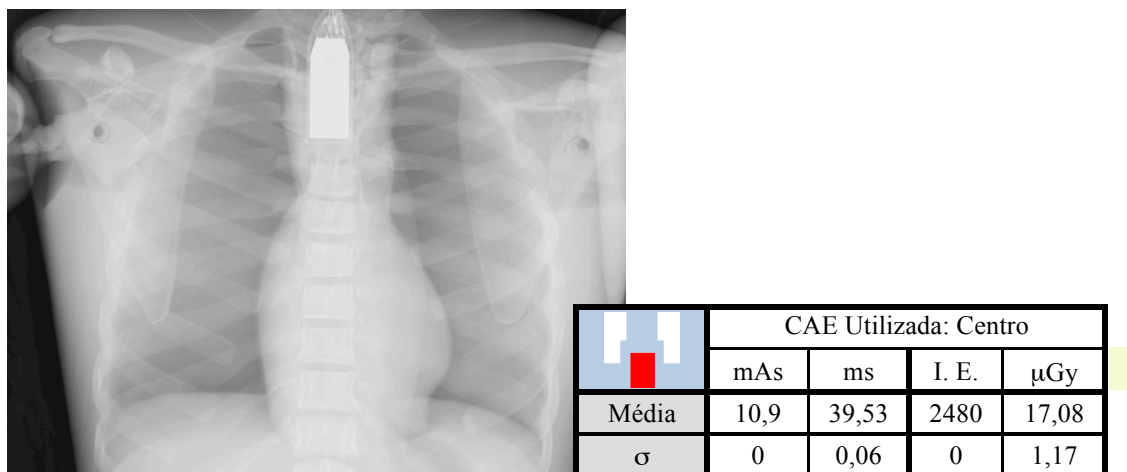


Tabela 9-3: Tx valores relativos à CAE Cent. e corresp. Imagem

A Tabela 9-3 é a que apresenta os valores mais altos, uma vez que corresponde aos registos efectuados com a CAE central que coincide com a coluna dorsal como se evidencia na Figura 9-3.

Pese esse facto, a imagem continua a não ser distinguível visualmente das anteriores uma vez que não só o próprio software do sistema de leitura a optimiza automaticamente como uma alteração inferior a 300 no IE, relativamente às outras configurações de CAE em estudo, corresponde a um factor de exposição no IP inferior a menos do dobro. Além disso o alcance dinâmico do IP suporta sobre exposições 10 000 vezes superiores à sensibilidade mínima, vide Figura 7-2.

Todas as imagens apresentadas correspondem à gravação directa da aquisição sem tratamento posterior, apenas foram convertidas de Dicom para JPG por razões de compatibilidade com o software de processamento de texto utilizado.

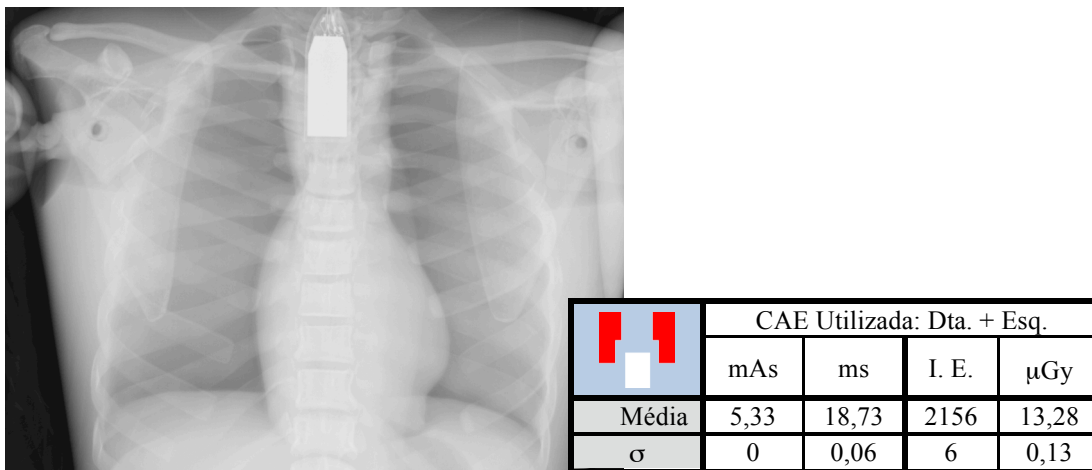


Tabela 9-4: Tx valores relativos à CAE Dta. + Esq. e corresp. Imagem

As Tabelas 9-4 e 9-5 correspondem respectivamente aos valores médios medidos na aquisição das correspondentes imagens realizadas com os dois e os três detectores exposiméticos selecionados em simultâneo. Embora qualquer um deles apresente valores mais altos, do que o CAE esquerdo e direito respectivamente, são comparavelmente mais baixos do que com a utilização do detector central.

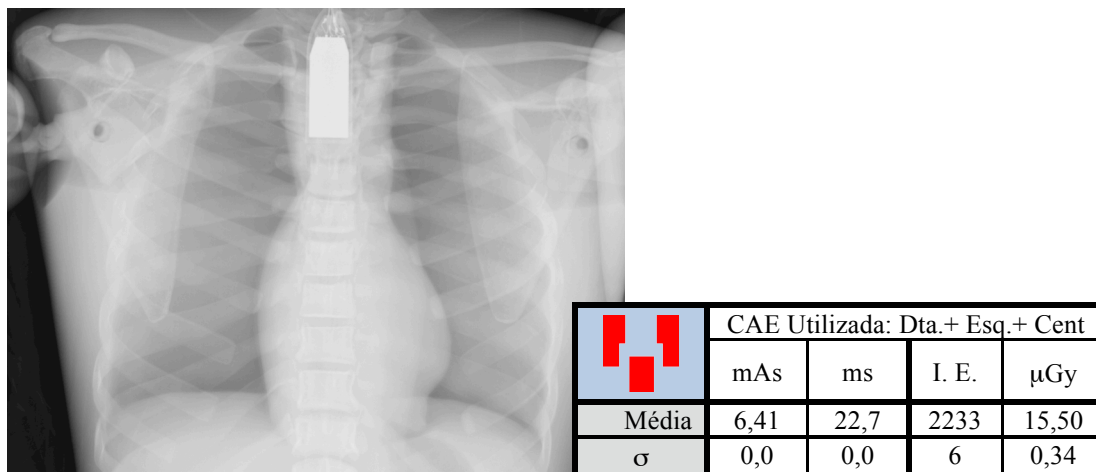


Tabela 9-5: Tx valores relat. à CAE Dta.+Esq.+Dta.+Cent. e corresp. Imagem

Todas as imagens, além de estarem dentro dos valores de IE recomendados pelo fabricante, cumprem os critérios padrão de avaliação: visibilidade dos ténues contornos no mínimo das vértebras torácicas médias e superiores e das costelas posteriores através da imagem do coração e das estruturas do mediastino. Relativamente ao critério de inspiração e ausência de movimento não se coloca por se tratar de um fantôma.

### 9.2.2.1 Análise Comparativa dos Resultados do Tórax

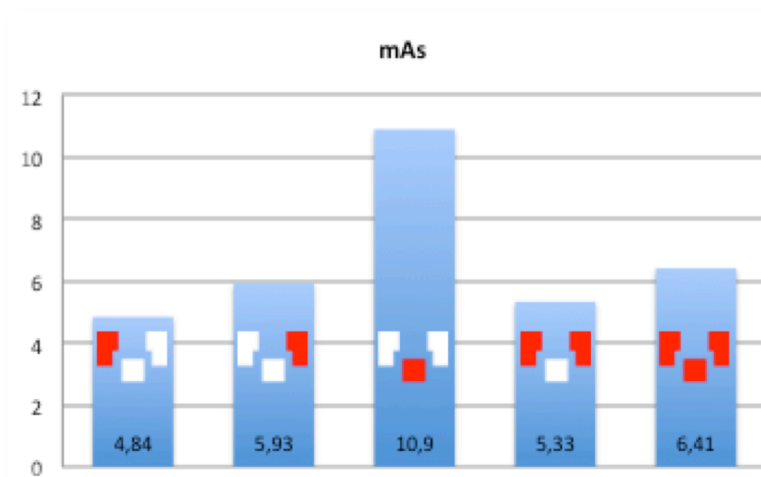


Gráfico 9-5: Tx distribuição dos valores em carga

Os gráficos 9-4 e 9-5 mostram comparativamente os valores médios medidos em carga e tempo na aquisição das correspondentes imagens realizadas com as cinco configurações CAE utilizadas.

Os dois e os três detectores exposimétricos selecionados em simultâneo, bem como o esquerdo, apresentam valores mais baixos do que o central. No entanto, medem em qualquer uma dessas configurações valores mais altos do que o CAE direito. Como mostram os referidos Gráficos, é o detector direito que comparativamente a todas as outras configurações apresenta os valores mais baixos.

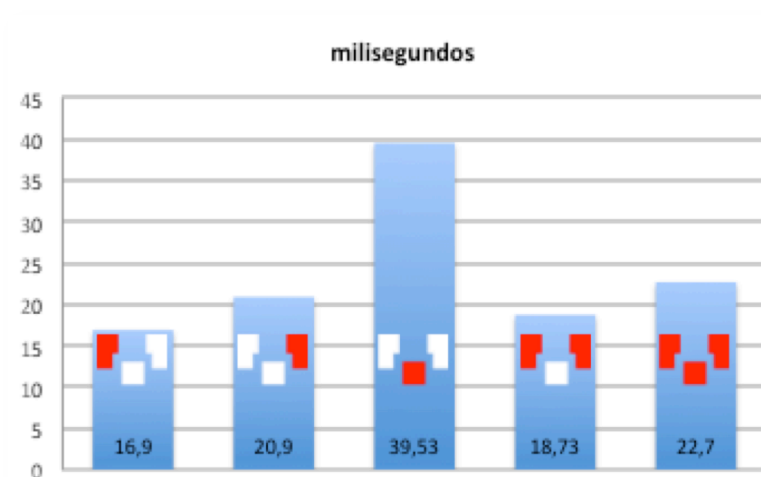


Gráfico 9-6: Tx distribuição dos valores em tempo

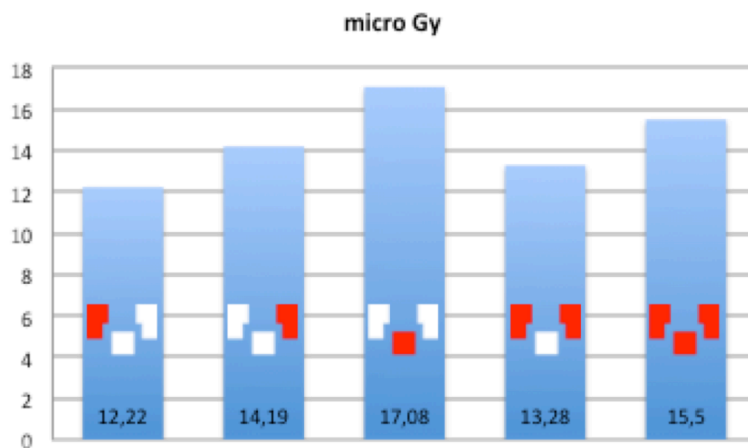


Gráfico 9-7: Tx distribuição dos valores em dose absorvida

O Gráfico 9-7 mostra uma diferença de exposição de menos 1,97  $\mu\text{Gy}$  entre a câmara direita e a esquerda com o valor inferior relativo à direita. Esta diferença é consistente com a parcial coincidência da omoplata do mesmo lado e parte do ventrículo esquerdo no campo do referido detector. O que significará que hipertrofia ventricular esquerda (Figura 9-4) ou qualquer outra patologia do mesmo lado terá uma influência directa no aumento da dose recebida pelo doente, tanto na utilização da câmara esquerda como da direita e esquerda em simultâneo o que se explica pelo evidente aumento de densidade coincidente com o campo do referido detector.

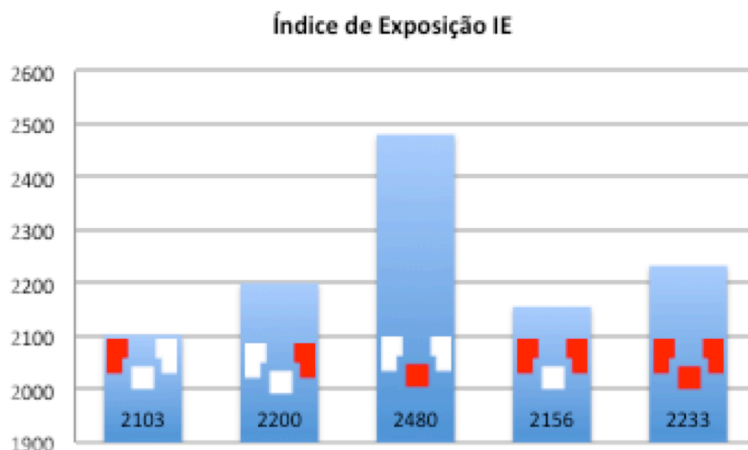


Gráfico 9-8: Tx distribuição dos valores de IE

A análise dos valores do IE no Gráfico 9-8, apesar de não apresentar diferenças susceptíveis de alterar a qualidade da imagem, como se comprovou pela análise visual, também é indicativo de que a exposição de valor mais baixo para o doente será através da utilização do CAE direito.

### 9.2.2.2 Análise Estatística dos Resultados do Tórax

Os dados obtidos foram estatisticamente tratados com o Statistical Package for the Social Sciences (SPSS, versão 17.0).

Para a identificação das médias que diferem significativamente, estabeleceu-se uma significância de  $\alpha = 0,05$  e considerou-se um limite de probabilidade de erro  $p < 0,05$  (5%). Os resultados de  $p < \alpha$  foram considerados estatisticamente significativos e todos os restantes como estatisticamente não significativos.

|                        | Direita<br>(N=3) | Esquerda<br>(N=3) | Central<br>(N=3) | Dta. + Esq<br>(N=3). | Dta.+Esq.+Central<br>(N=3) |
|------------------------|------------------|-------------------|------------------|----------------------|----------------------------|
| DEP ( $\mu\text{Gy}$ ) | 12,22            | 14,19             | 17,08            | 13,28                | 15,50                      |
| Desvio Padrão (SD)     | 2,94             | 0,25              | 1,17             | 0,13                 | 0,34                       |
| Índice Exposição (IE)  | 2103             | 2200              | 2480             | 2156                 | 2233                       |
| Desvio Padrão (SD)     | 6                | 10                | 0                | 6                    | 6                          |

Tabela 9-6: valores médios de DEP e IE nas diferentes confg. CAE no Tórax

A Tabela 9-6 apresenta os valores de DEP média para cada configuração de CAE realizada aos exames do Tórax mostra que os valores mais baixos foram obtidos com a selecção do detector direito.

A configuração do CAE associada a uma menor dose DEP no exame PA de Tórax foi a Direita (DEP = 12,22  $\mu\text{Gy}$ ; IE = 2103). A utilização das duas câmaras Laterais em simultâneo aumentou a dose (DEP = 13,28  $\mu\text{Gy}$ ) em  $\approx 9\%$  e o IE (IE = 2156) em  $\approx 2,5\%$ . Utilizando apenas o CAE da Esquerda (DEP = 14,19  $\mu\text{Gy}$ ) a dose sobe para mais  $\approx 16\%$  e o IE (IE=2200) em  $\approx 4,6\%$  comparativamente ao uso da câmara Direita. Quando utilizadas as três câmaras em simultâneo ou apenas a câmara Central verifica-se ainda um maior aumento da dose DEP no fantôma, respectivamente de 26,8% e 39,7%.

Como existem diferenças acentuadas nas médias entre as diferentes configurações CAE, realizou-se o teste de Tukey para identificar quais as que diferiam significativamente. A maior diferença na DEP no exame de Tórax verificou-se entre a utilização da câmara Direita e a Central (DM = 4,86; EP = 1,17;  $p = 0,013$ ), com um valor estatisticamente significativo

( $p < 0,05$ ). Todas as outras combinações apresentam diferenças não significativas estatisticamente ( $p > 0,05$ ). A menor diferença observa-se entre a CAE Esquerda e as Laterais (DM = 0,91; EP = 1,16;  $p = 0,931$ ), vide *Post Hoc Tórax – Dose Absorvida* em Anexos pág. 128.

Os Índices de Exposição apresentam-se, à exceção da CAE Central (IE = 2480), dentro dos valores recomendados pelo fabricante (1800 – 2200). As diferenças existentes entre as médias dos sub-grupos das diferentes configurações são todas estatisticamente significativas ( $p < 0,05$ ), com a maior diferença a verificar-se entre o CAE Direito e o CAE Central (DM = 376,7; EP = 5,16;  $p = 0,000$ ) e a menor diferença entre a CAE Esquerda e as Três em simultâneo (DM = 33,3; EP = 5,16;  $p = 0,001$ ), vide *Post Hoc Tórax – Índice de Exposição* Anexos pág. 129.

Apesar das diferenças no IE ( $< 300$ ), todas as imagens cumprem os critérios de visualização indicados nas diferentes Guidelines. Pelo que se confirma a recomendação das European Guidelines relativamente a selecionar a CAE lateral direita na aquisição da imagem radiológica no tórax. Tabela 9-7.

|   | European Commission Dimond III (2004)              | European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images (1996) |
|---|--|---|
| Chest/lungs and heart – PA projection, wall stand | AEC selected:<br>both lateral chambers<br>(pg. 26) | AEC selected:<br>right lateral.<br>(pg. 20)                                       |

Tabela 9-7: Tórax, recomendações Dimond III e European Guidelines

Tabela 9-7, as European Guidelines recomendavam utilizar a CAE lateral direita enquanto as Dimond III passaram a recomendar a utilização de ambas as laterais.

Relativamente às “directrizes e recomendações definidas pelo usuário para a selecção de parâmetros de imagem”<sup>25</sup> em que as Guidelines Dimond III se basearam para as suas recomendações, relativamente à utilização do CAE, foram<sup>26</sup>:

- Recommendations of the EU (EU): ambas as laterais;
- German Guidelines (RiLiBÄ): lateral;
- Krankenhaus der Barmherzigen Brüder Trier (BKT-Trier): ambas as laterais;
- University Hospital, Innsbruck (Innsbruck): ambas as laterais;
- Athens Hospital (Athens): manual;
- San Carlos Hospital, Madrid (San Carlos/Madrid): ambas as laterais;
- Limerick Hospital, Ireland (Limerick): ambas as laterais;
- Newcastle: CAE desligado (manual).

Em percentagem:

- 12,5% recomendam a lateral (não especifica qual);
- 75% recomendam ambas as laterais em simultâneo;
- 12,5% recomendam as câmaras desligadas (manual).

A dose absorvida em qualquer configuração de AEC, está muito abaixo dos 0,3 mGy considerado como “critério de dose para o doente” pelas European Guidelines: o máximo valor médio obtido foi de 17,08 µGy (0,01708 mGy). A diferença de peso entre o fantôma utilizado representando um indivíduo do sexo feminino magro com 46 kg e um doente standard de 70 kilos, considerado nas referidas Guidelines, não explica completamente a razão de tal diferença.

As Guidelines Dimond III não fazem referência directa a qualquer valor de DEP recomendável nos critérios de qualidade dos exames radiológicos em questão.

---

<sup>25</sup> Do texto original: “Guidelines and user-defined recommendations for the selection of imaging parameters” (In Guidelines Dimond III Final Report)

<sup>26</sup> Vide Página -44 das Guidelines Dimond III Final Report [5].

### 9.3 Efeitos da Seleção do CAE na Dose no Abdómen e Qualidade da Imagem

#### 9.3.1 Método

Os critérios seguidos são os sugeridos pelas European Guidelines [4], pelo Dimond III [5] e pelo Tratado de Técnica Radiológica de Bontrager [53] que, basicamente, são os mesmos tanto relativamente aos critérios de posicionamento do doente, como aos de avaliação das imagens como aos factores técnicos a utilizar que foram os seguintes:

1- O abdómen do fantôma foi alinhado no plano mediosagital e centrado na linha média da mesa e centro do IP cerca de 5 cm acima da crista ilíaca para incluir o diafragma, assegurou-se que não havia rotação do abdómen, foi utilizada colimação automática e realizado em PA a uma distância foco – filme de 1,15 metros para uma filtragem inerente da ampola de 2,5 mmAl. A localização do detector externo do Unfors Mult-O-Meter é visível na Figura 9.4.

2- Factores técnicos: tamanho do IP 35 × 43 cm no sentido longitudinal, grelha móvel e tensão radiográfica de 90 kVp.

3- Critérios de avaliação da imagem radiológica do abdómen: as margens das costelas, do diafragma e das bolhas de gás devem apresentar-se nítidas. Reprodução de toda a área do abdómen incluindo o bordo superior da sínfise púbica, visualização das margens do fígado, rins e músculo psoas. Relativamente aos critérios de respiração (final da respiração) e ausência de movimento não se colocam uma vez que se trata de um fantôma.

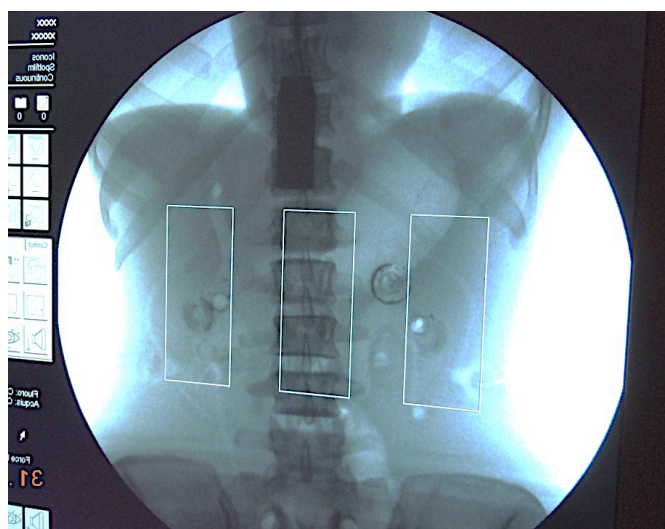


Figura 9-5: abdómen do fantôma com os 3 CAE seleccionados e localização do detector

A Figura 9-5 mostra a imagem radioscópica relativa à centragem do abdómen do fantoma com todos os três detectores do CAE selecionados em simultâneo e a localização do detector externo do aparelho de medida utilizado Unfors Mult-O-Meter 407L conforme Figuras 9.1 e 9.2.

Foram realizadas três imagens relativas a cada configuração AEC apresentada, o que totaliza 15 radiografias e 60 medidas: mAs, ms,  $\mu\text{G}$  e IE. As imagens foram gravadas em Dicom e identificadas para posterior análise em Osirix, os respectivos valores de cada exposição referem-se à média obtida nas três exposições. Apresenta-se também o desvio padrão, vide Quadro em Anexos pág. 131.

Os desvios padrão respectivos demonstra uma dispersão dos valores medidos muito próxima dado que todas as condições de aquisição das imagens radiológicas do abdómen do fantôma são invariavelmente as mesmas. As imagens gravadas correspondem à gravação directa da aquisição sem tratamento posterior, apenas foram convertidas de Dicom para JPG por razões de compatibilidade com o software de processamento de texto utilizado.

Na maior parte do quadrante superior direito do abdómen, encontra-se o fígado que é o segundo maior órgão do corpo humano (o primeiro é a pele, pesa  $\approx 15\%$  do peso corporal) que, pesa em média no homem  $\approx 1,5$  kg e na mulher um pouco menos. Das inúmeras funções complexas e essenciais à vida que este órgão realiza a mais aplicável ao estudo radiológico é a produção de bÍlis. Secreta de 800 a 1000 ml de bÍlis por dia.

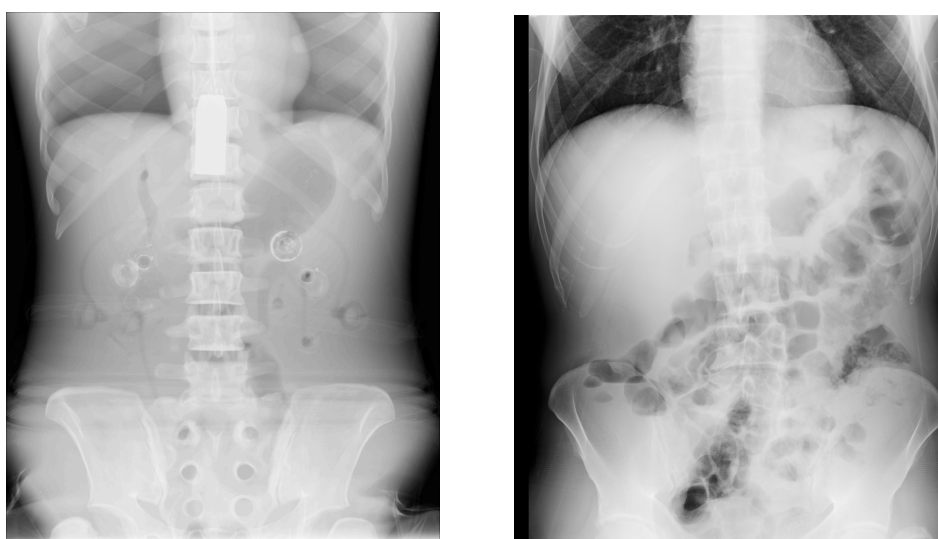
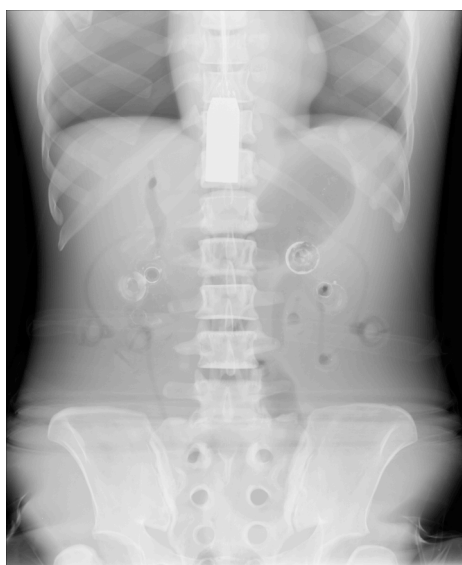


Figura 9-6: Imagens do Abd. do fantôma e de um adulto do sexo masculino de 46 anos

### 9.3.2 Análise dos Resultados do Abdómen e Imagens Correspondentes

No abdómen do fantôma é visível a câmara de ar gástrica, colo sigmoide e ampola rectal. À direita a vesícula biliar e os respectivos ductos estão preenchidos por ar, o que num modelo humano é improvável e torna a assimetria de densidade menos acentuada do que seria normal devido a sobrepor-se ao fígado, vide Figura 9-6.




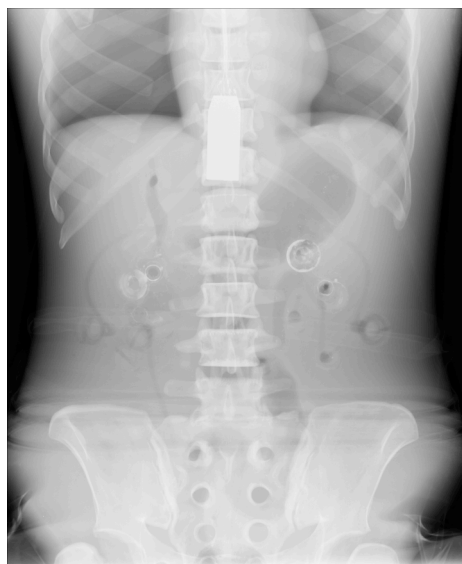
|  | CAE Utilizada: Dta. |      |       |                |
|---|---------------------|------|-------|----------------|
|   | mAs                 | ms   | I. E. | $\mu\text{Gy}$ |
| Média   | 19,5                | 51,9 | 2373  | 1590           |
| $\sigma$  | 0,1                 | 0,20 | 5,77  | 6,03           |

Tabela 9-8: Ab. valores relativos à CAE Dta. e corresp. Imagem

As Tabelas 9-8 e 9-9 correspondem à aquisição das respectivas imagens com o detector direito e esquerdo activos. Os valores relativos ao detector esquerdo activo são comparativamente mais baixos em relação ao direito.




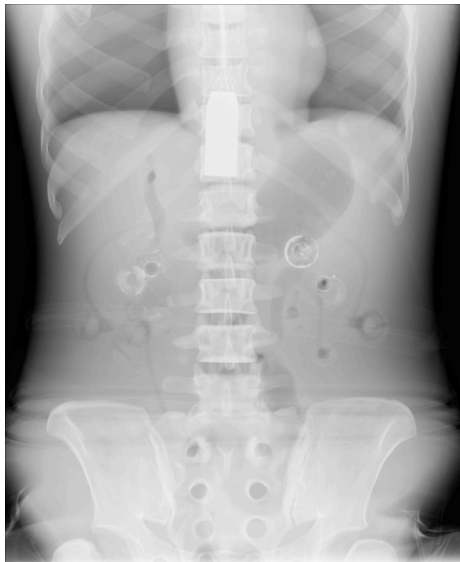
|  | CAE Utilizada: Esq. |      |       |                |
|---|---------------------|------|-------|----------------|
|   | mAs.                | ms   | I. E. | $\mu\text{Gy}$ |
| Média   | 18,3                | 48,7 | 2340  | 1494           |
| $\sigma$  | 0,60                | 1,58 | 10,0  | 47,12          |

Tabela 9-9: Ab. valores relativos à CAE Esq. e corresp. Imagem



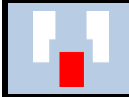
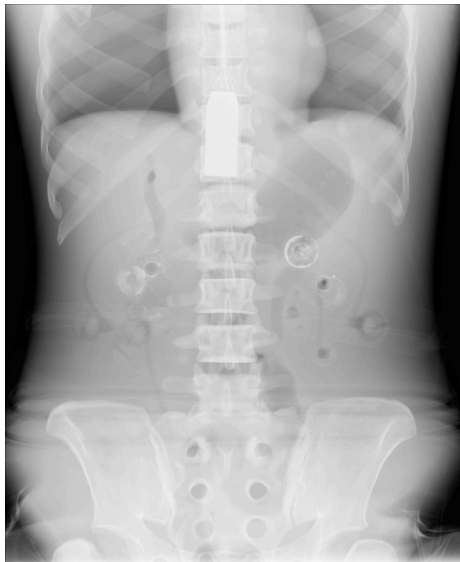
|  | CAE Utilizada: Centro |      |       |                |
|---|-----------------------|------|-------|----------------|
|   | mAs                   | ms   | I. E. | $\mu\text{Gy}$ |
| Média   | 22,3                  | 59,6 | 2443  | 1827           |
| $\sigma$  | 0,43                  | 1,15 | 15,27 | 32,58          |

Tabela 9-10: Ab. valores relativos à CAE Cent. e corresp. Imagem

A tabela 9-10, tal como na anterior região anatómica estudada, é a que apresenta os valores mais altos de exposição pelas mesmas razões explicadas relativamente ao tórax, excepto que neste caso o detector do CAE central coincide com a coluna lombar cuja densidade é superior à torácica, como se poderá confirmar pelas Figuras 9-3 e 9-5.

A utilização da CAE central é a responsável pela maior exposição comparativamente a todas as outras configurações estudadas, IE = 2443. No entanto não é visualmente distinguível das outras imagens radiológicas adquiridas com as outras configurações dos detectores exposimétricos em estudo.

Tanto as European Guidelines [4], como as Dimond III [5] sugerem a utilização do CAE central ou lateral (Tabela 9-13), relativamente ao lateral não especificam qual. O Tratado de Técnica Radiológica de Bontrager [53] refere a utilização da CAE central.



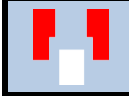
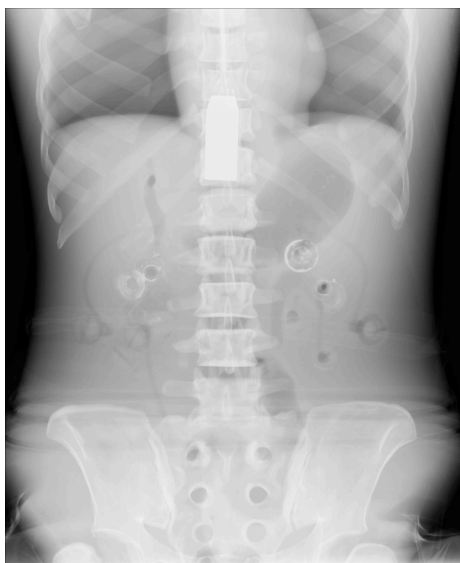
|  | CAE Utilizada: Dta. + Esq. |      |       |                |
|---|----------------------------|------|-------|----------------|
|   | mAs                        | ms   | I. E. | $\mu\text{Gy}$ |
| Média   | 18,8                       | 50   | 2353  | 1532           |
| $\sigma$  | 0,57                       | 1,70 | 11,54 | 48,51          |

Tabela 9-11: Ab. valores relativos à CAE Dta.+Esq. e corresp. Imagem

A Tabela 9-11 e 9-12 mostram os valores médios relativos à selecção dos dois e dos três detectores em simultâneo. Comparativamente, a primeira configuração apresenta um valor mais baixo porque não inclui a soma do sinal exposimétrico do detector central no cálculo final à entrada do comparador. Vide subcapítulo 5.2 e Figura 5.4.



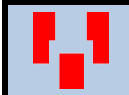
|  | CAE Utilizada: Dta.+ Esq.+ Cent |      |       |                |
|---|---------------------------------|------|-------|----------------|
|   | mAs                             | ms   | I. E. | $\mu\text{Gy}$ |
| Média   | 19,8                            | 52,7 | 2376  | 1617           |
| $\sigma$  | 0,57                            | 1,64 | 5,77  | 47,96          |

Tabela 9-12: Ab. valores relativos à CAE Dta.+Esq.+Cent. e corresp. Imagem

### 9.3.2.1 Análise Comparativa dos Resultados do Abdómen

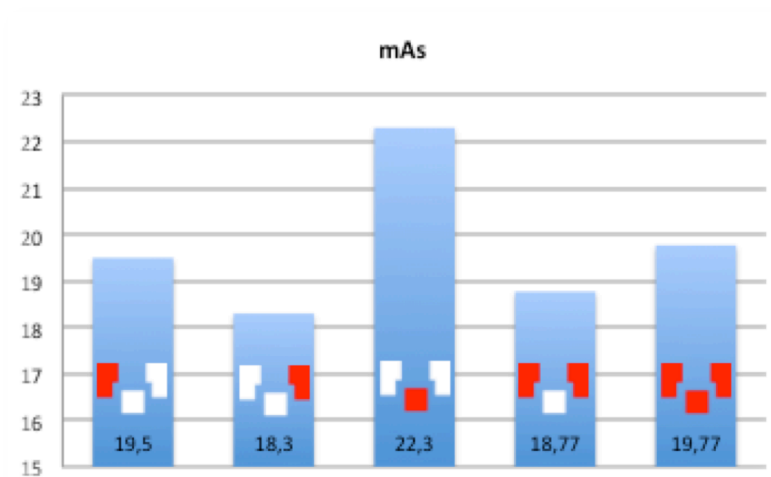


Gráfico 9-9: Ab. distribuição dos valores em carga

Os Gráficos 9-9 e 9-10 comparam os valores médios medidos em carga e tempo na aquisição das respectivas imagens radiológicas do abdómen realizadas com as cinco configurações do CAE em estudo.

Os mesmos Gráficos mostram que, os três, os dois detectores exposimétricos selecionados em simultâneo e o direito medem valores mais baixos do que o central e é o esquerdo, que comparativamente às outras configurações referidas, regista os menores valores tanto em carga como em tempo de exposição.

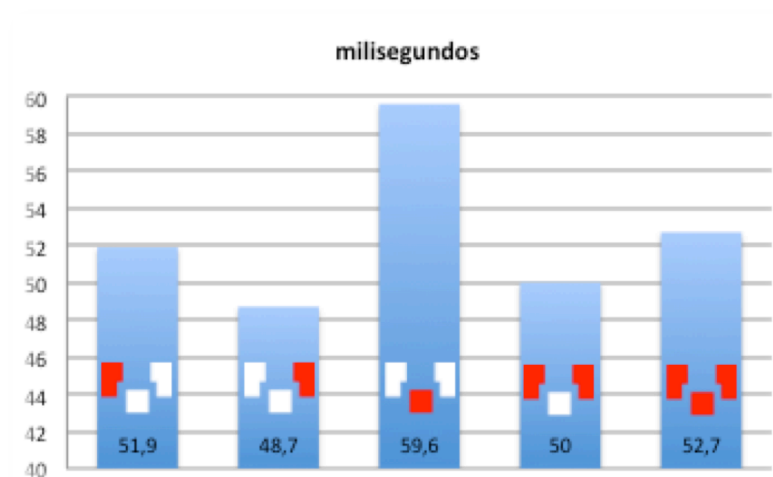


Gráfico 9-10: Ab. distribuição dos valores em tempo

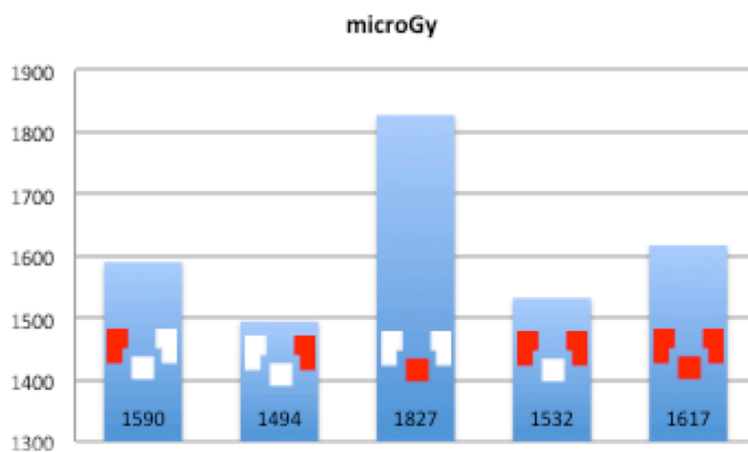


Gráfico 9-11: Ab. distribuição dos valores em dose absorvida

O Gráfico 9-11 apresenta uma diferença de dose absorvida de menos 96  $\mu\text{Gy}$  entre a câmara esquerda e a direita, com o valor inferior relativo à esquerda. Este valor seria, obviamente, mais acentuado se a vesícula biliar e respectivos ductos do fantôma não estivessem preenchidos por ar o que num modelo humano é improvável e torna a assimetria de densidades menos acentuada do que seria normal devido a sobrepor-se ao fígado. Este órgão é o segundo maior órgão do corpo e ocupa a maior parte do quadrante superior direito. Vide último parágrafo do subcapítulo 9.3.1 e Figura 9-6.

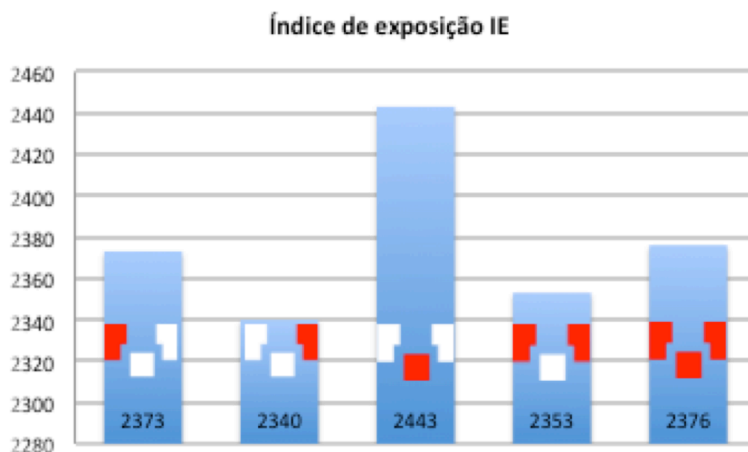


Gráfico 9-12: Ab. distribuição dos valores de IE

No Gráfico 9-12 é utilizando o CAE esquerda que os valores de exposição obtidos são inferiores em relação a qualquer outra das configurações estudadas. Não regista diferenças que alterem a qualidade das imagens como foi comprovado e confirma que a exposição mais baixa para o fantôma será com a selecção do detector esquerdo.

### 9.3.2.2 Análise Estatística dos resultados do Abdómen

|                       | Direita<br>(N=3) | Esquerda<br>(N=3) | Central<br>(N=3) | Dta. + Esq<br>(N=3). | Dta.+Esq.+Central<br>(N=3) |
|-----------------------|------------------|-------------------|------------------|----------------------|----------------------------|
| DEP (uGy)             | 1590             | 1494              | 1827             | 1532                 | 1617                       |
| Desvio Padrão (SD)    | 6,03             | 47,12             | 32,58            | 48,51                | 47,96                      |
| Índice Exposição (IE) | 2373             | 2340              | 2443             | 2353                 | 2376                       |
| Desvio Padrão (SD)    | 6                | 10                | 15               | 12                   | 6                          |

Tabela 9-13: valores médios de DEP e IE nas diferentes config. CAE no abdómen.

A Tabela 9-13, resume os dados obtidos na análise das exposições do abdómen.

A configuração que permite realizar o exame em estudo com a menor dose absorvida é a que utiliza o CAE Esquerdo (DEP = 1494  $\mu$ Gy e IE = 2340). Utilizando a configuração do CAE duas Laterais em simultâneo e Direita a dose aumenta respectivamente em 2,5% e 6% e o IE em 0,6% e 1,4%. Se forem utilizados os três detectores em simultâneo ou o detector Central o aumento da DEP é ainda maior (8% e 22% respectivamente) e o IE sobe para 1,6 % e 4,4%.

Analisando as médias obtidas dos valores DEP, verificou-se que a maior diferença é entre a CAE Esquerda e a Central (DM = 333,0; EP = 32,601 e  $p = 0,000$ ), estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ). Entre a CAE Esquerda e as outras configurações as diferenças relativamente à DEP não são estatisticamente significativas ( $p > 0,05$ ), vide *Post Hoc Abdómen – Dose Absorvida* Anexos Pág. 134.

Os Índices de Exposição apresentam-se todos acima dos valores recomendados pelo fabricante (1800 – 2200), é o referente à configuração do CAE Esquerdo o que mais se aproxima (IE = 2340). A maior diferença verifica-se entre o CAE Esquerdo e o CAE Central (DM = 103,33; EP = 8,43;  $p = 0,000$ ) estatisticamente significativa e a menor diferença entre o CAE Direita e as Três em simultâneo (DM = 3,33; EP = 8,43;  $p = 0,994$ ) não significativa, vide *Post Hoc Abdómen – Índice de Exposição* Anexos pág. 135.

Todas as exposições realizadas apresentam qualidade diagnóstica conforme avaliação por análise visual de acordo com os padrões definidos nas Guidelines, apesar de ultrapassarem o intervalo de valores do índice de exposição (IE) recomendado pelo fabricante.

Tanto a Dimond III como as European Guidelines, recomendam utilizar CAE central ou lateral, Tabela 9-14. Quanto à selecção do CAE lateral não é especificado se o direito ou o esquerdo, contudo é utilizando o detector esquerdo que a diferença mais se acentua em relação ao detector exposimétrico central isto é menos 22,3% de dose absorvida.

|  | European Commission Dimond III (2004)              | European Guidelines On Quality Criteria For Diagnostic Radiographic Images (1996) |
|--|--|---|
| Abdomen – PA projections, grid table or vertical stand | AEC selected: central or lateral chamber. (pg. 42) | AEC selected: central or lateral chamber. (pg. 28)                                |

Tabela 9-14: Ab. recomendações Dimond III e European Guidelines

Relativamente às “diretrizes e recomendações definidas pelo usuário para a selecção de parâmetros de imagem” em que as Guidelines Dimond III se basearam para as suas recomendações relativamente à utilização do CAE, foram: Vide pág. 51 das Guidelines Dimond III Final Report [5].

- Recommendations of the EU (EU): central ou lateral;
- German Guidelines (RiLiBÄ): central ou ambas as laterais;
- Krankenhaus der Barmherzigen Brüder Trier (BKT-Trier): três em simultâneo;
- University Hospital, Innsbruck (Innsbruck): três em simultâneo;
- Athens Hospital (Athens): três em simultâneo;
- San Carlos Hospital, Madrid (San Carlos/Madrid): central ou lateral;
- Limerick Hospital, Ireland (Limerick): três em simultâneo;
- Newcastle: ambas as laterais.

Em percentagem:

- 50% recomendam a utilização das três em simultâneo;
- 25% recomendam a central ou lateral;
- 25% recomendam ambas as laterais em simultâneo.

A dose máxima absorvida corresponde a 1827  $\mu$ Gy (1,827 mGy), a recomendação das European Guidelines refere um “critério de dose para o doente” de 10 mGy. Tal como no tórax não encontramos explicação para tal valor como de exposição nas European Guidelines. As

Guidelines Dimond III Final Report, não referem directamente valores de DEP como referência nos critérios de qualidade dos exames radiológicos em estudo.

## 9.4 Efeitos da Selecção do CAE na Dose na Bacia e na Qualidade de Imagem

### 9.4.1 Método

Os critérios seguidos são os sugeridos pelas European Guidelines [4], pelo Dimond III [5] e pelo Tratado de Técnica Radiológica de Bontrager [53] que, basicamente, são os mesmos tanto relativamente aos critérios de posicionamento do doente, como de avaliação das imagens, como aos factores técnicos a utilizar que foram os seguintes:

1- O fantôma foi alinhado no plano medossagital no centro do IP, foi assegurada ausência de rotação da pelve e a distância ao tampo da mesa de cada Espinha Ilíaca Antero-Superior (EIAS) era igual. Os eixos longitudinais dos pés e membros inferiores foram rodados interiormente  $\approx 15$  graus. As imagens foram adquiridas em AP, RC perpendicular ao IP dirigido para ao centro do mesmo acima do nível das margens superiores dos grandes trocânteres, foi utilizada colimação automática a uma DFF de 1,15 metros, com uma filtragem inerente da ampola de 2,5 mm de AL, a localização do Unfors Mult-O-Meter é visível na Figura: 9-7.

2- Factores técnicos: tamanho do IP, 35 43 em sentido transversal, grelha móvel e Tensão radiográfica de 90 kVp.

3- Critérios de avaliação: a exposição óptima permite a visualização das margens das cabeças dos fémures e acetábulos através das estruturas pélvicas sobrejacentes, ausência de rotação das partes e apresentação das impressões trabeculares claras e nítidas.

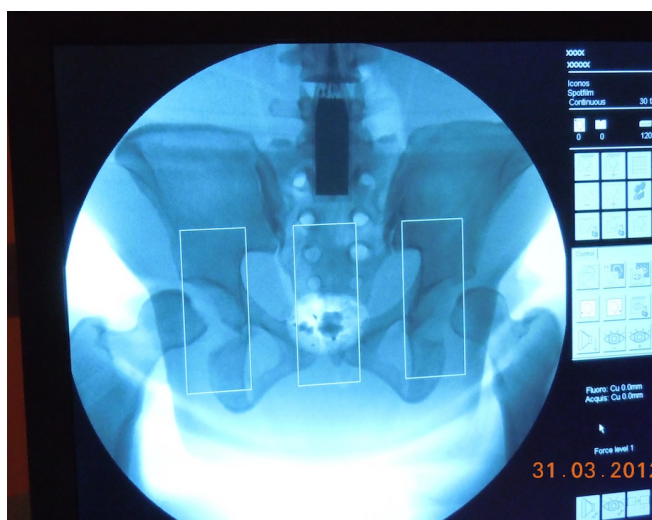


Figura 9-7: Bacia do fantôma com os 3 CAE seleccionados e localização do detector

A Figura 9-7 mostra a imagem radioscópica relativa à centragem da bacia do fantoma com todos os três detectores do CAE selecionados em simultâneo e a localização do detector externo do aparelho de medida utilizado Unfors Mult-O-Meter 407L conforme Figuras 9.1 e 9.2.

Foram realizadas três imagens relativas a cada configuração AEC apresentada, o que totaliza 15 radiografias e 60 medidas: mAs, ms,  $\mu\text{Gy}$  e IE. As imagens foram gravadas em Dicom e identificadas para posterior análise em Osirix, os respectivos valores de cada exposição referem-se à média obtida nas três exposições. Apresenta-se também o desvio padrão, vide Quadro em Anexos pág. 137.

Os desvios padrão respectivos demonstram uma dispersão dos valores medidos muito próxima dado que todas as condições de aquisição das imagens radiológicas da bacia do fantoma são invariavelmente as mesmas. As imagens gravadas correspondem à gravação directa da aquisição sem tratamento posterior, apenas foram convertidas de Dicom para JPG por razões de compatibilidade com o software de processamento de texto utilizado.

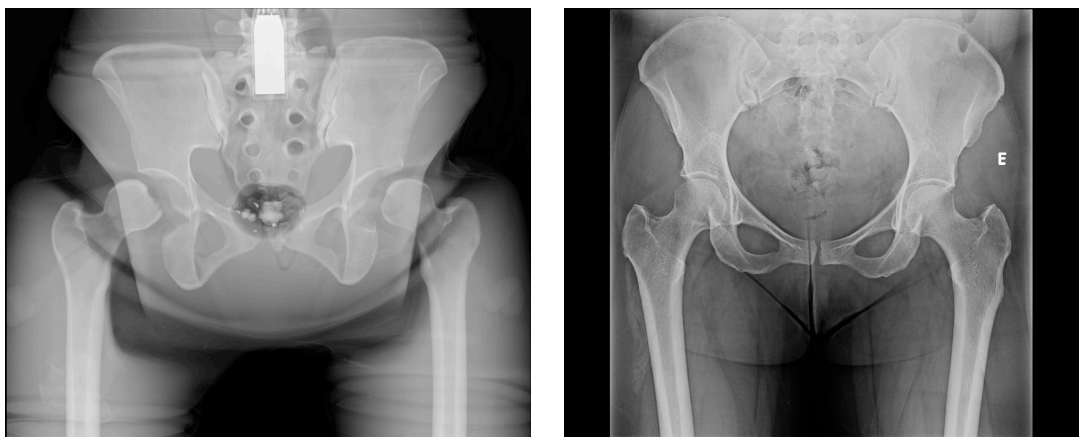


Figura 9-8: Imagens da bacia do fantoma e de um adulto do sexo feminino de 68 anos

A Figura 9-8, apresenta uma imagem da bacia do fantoma e outra de um indivíduo também do sexo feminino em que comparativamente são visíveis “exuberantes” luxações bilaterais nas articulações coxo-femorais na bacia do fantoma. Os buracos intervertebrais do sacro são mais visíveis no fantoma porque não contém fezes na ampola rectal e cólon sigmóide, ao contrário da bacia do indivíduo real.

### 9.4.2 Análise dos Resultados da Bacia e Imagens Correspondentes

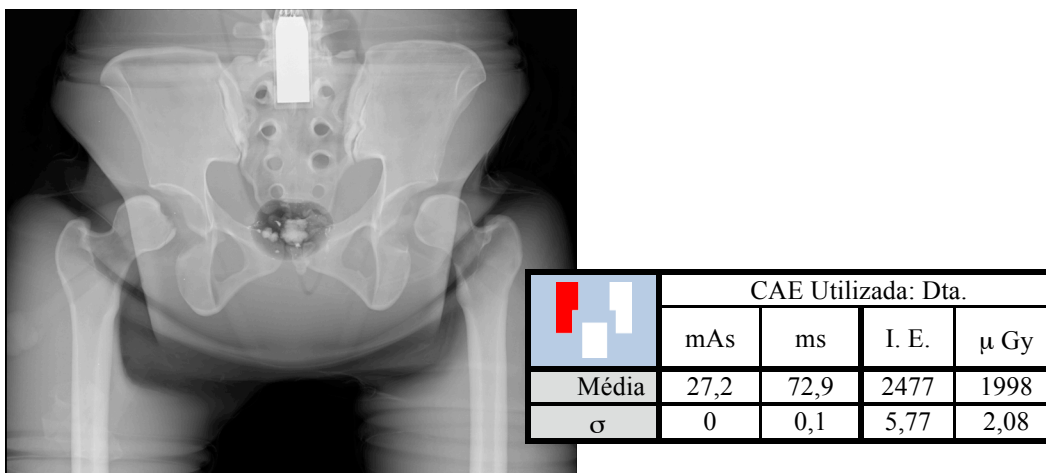


Tabela 9-15: Bacia valores relativos à CAE Dta. e corresp. Imagem

A Tabela 9-15 apresenta os valores médios relativos à aquisição da respectiva imagem radiológica da bacia do fantôma com o CAE direito activo e os valores médios da Tabela 9-16 correspondem à aquisição da respectiva imagem com o CAE esquerdo activo. A razão da diferença explica-se pela relação com o grau de luxação coincidente nos respectivos campos dos detectores exposimétricos, dado que em normal estado de conservação o fantoma teria ambas as cabeças femorais simetricamente inseridas no acetábulo. Vide Figura 9-7; 9-8 e subcapítulo 9.1.1.

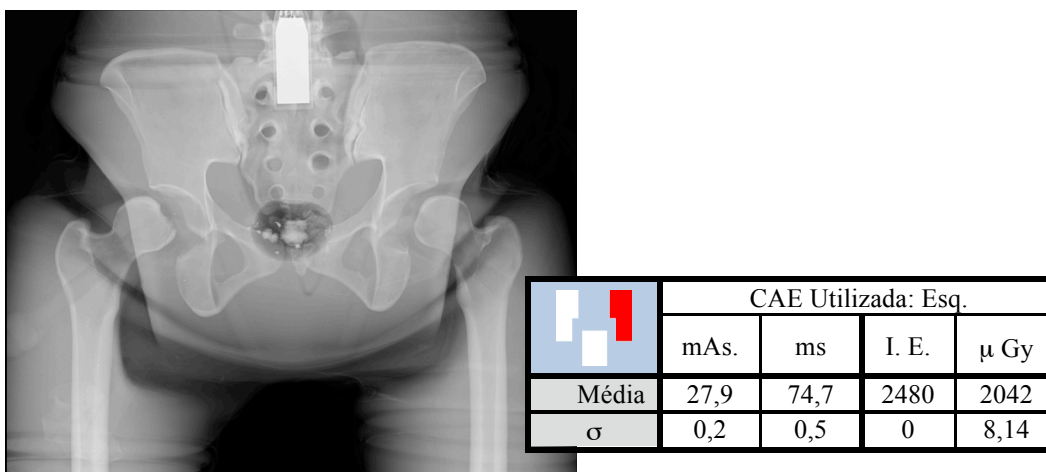
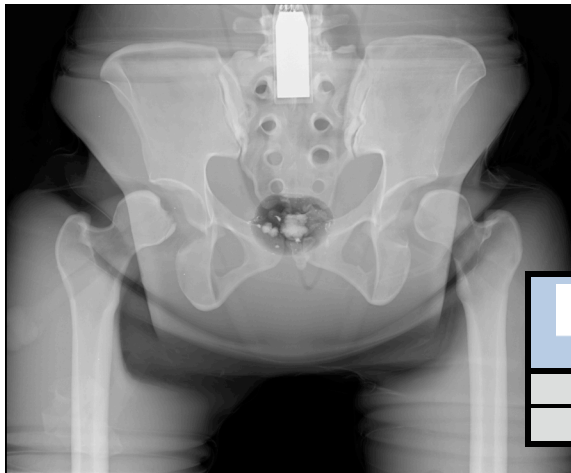


Tabela 9-16: Bacia valores relativos à CAE Esq. e corresp. Imagem



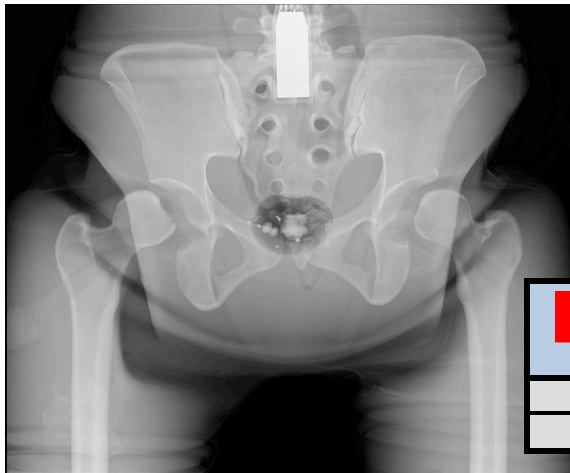
| CAE Utilizada: Centro |       |      |       |          |
|-----------------------|-------|------|-------|----------|
|                       | mAs.  | ms   | I. E. | $\mu$ Gy |
| Média                 | 17,83 | 47,4 | 2343  | 1301     |
| $\sigma$              | 0,05  | 0,17 | 66,58 | 5,86     |

Tabela 9-17: Bacia valores relativos à CAE Cent. e corresp. Imagem

Ao contrário do tórax e do abdómen, em que os valores mais altos são atingidos com o CAE central, neste caso em estudo comprova-se o contrário. A Tabela 9-17 é a que apresenta os valores, em carga, tempo e em dose absorvida, mais baixos com uma diferença média de IE de  $\approx 100$ .

Este facto explica-se pela evidente assimetria de densidades entre os maciços articulares coxo-femorais coincidentes com as câmaras laterais e o sacro que coincide no campo do detector central. E provavelmente seria muito mais acentuado caso não fosse a existência das luxações bilaterais das articulações que estão preenchidas por ar. Vide Figura 9-7 e Figura 9-8.

Como poderemos ver no subcapítulo seguinte: 9.5 Efeitos da Selecção do CAE na Bacia com Prótese e qualidade de Imagem, a coincidência de prótese na articulação coxo-femoral no campo do detector (ou detectores) laterais acentua os valores medidos desta assimetria exposimétrica relativamente à câmara central.



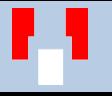
|  | CAE Utilizada: Dta. + Esq. |      |       |          |
|---|----------------------------|------|-------|----------|
|   | mAs.                       | ms   | I. E. | $\mu$ Gy |
| Média   | 27,57                      | 73,9 | 2487  | 2023     |
| $\sigma$  | 0,05                       | 0,05 | 5,77  | 1,0      |

Tabela 9-18: Bacia valores relativos à CAE Dta.+Esq.+Cent. e corresp. Imagem

A Tabela 9-18 mostra os valores médios de aquisição da imagem relativos à selecção dos dois detectores em simultâneo enquanto a Tabela 9-19 representa esses valores com os três detectores activos em simultâneo. Comparativamente, a primeira configuração apresenta um valor mais alto porque não inclui a soma do sinal exposimétrico do detector central no cálculo final à entrada do comparador. Vide subcapítulo 9.4.1 e Figura 9-7.



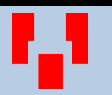
|  | CAE Utilizada: Dta.+ Esq.+ Cent |      |       |          |
|---|---------------------------------|------|-------|----------|
|   | mAs.                            | ms   | I. E. | $\mu$ Gy |
| Média   | 23,23                           | 62,2 | 2397  | 1702     |
| $\sigma$  | 0,05                            | 0,11 | 15,27 | 1,73     |

Tabela 9-19: Bacia valores relativos à CAE Dta.+Esq.+Cent. e corresp. Imagem

### 9.4.2.1 Análise Comparativa dos Resultados da Bacia

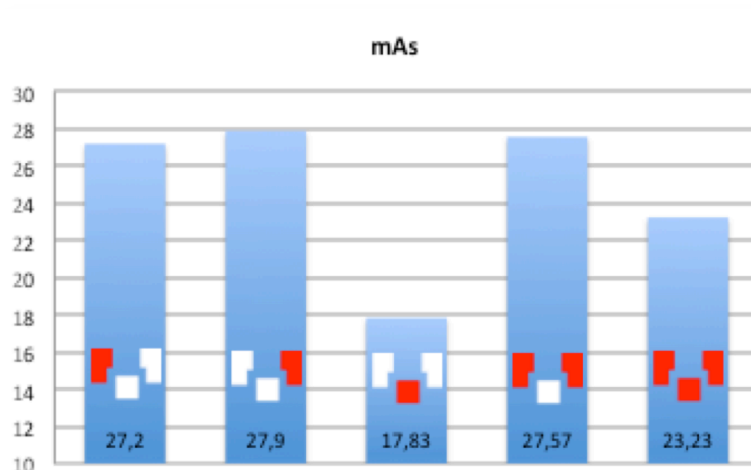


Gráfico 9-13: Bacia distribuição dos valores em carga

Os Gráficos 9-13 e 9-14 comparam os valores médios medidos em carga e tempo na aquisição das respectivas imagens radiológicas da bacia realizadas com as cinco configurações do CAE em estudo.

Os menores valores, tanto em carga como em tempo, são registados com o detector central activo. Os três e os dois detectores exposimétricos seleccionados em simultâneo mostram, por essa ordem um acréscimo nos valores. A assimetria exposimétrica que se verifica entre o lado direito e esquerdo explica-se pela anormal luxação dessas articulações que está preenchida por ar. Vide Figura 9-7; 9-8 e último parágrafo do subcapítulo 9.4.1.

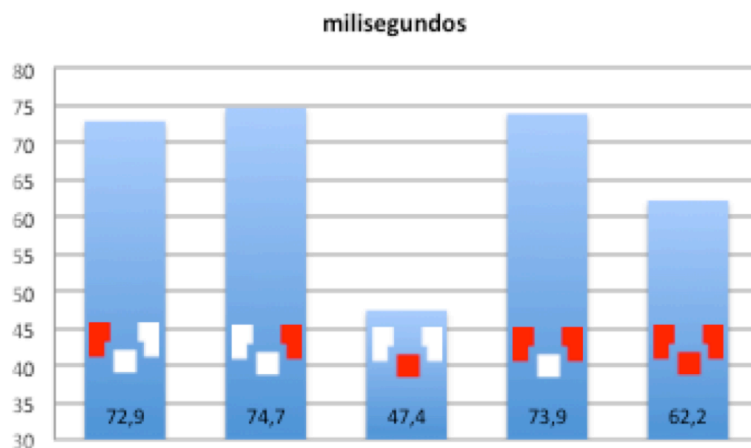


Gráfico 9-14: Bacia distribuição dos valores em tempo

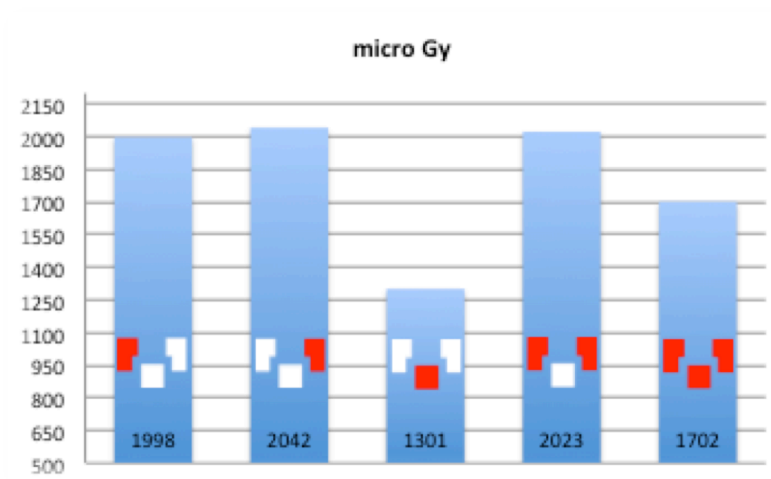


Gráfico 9-15: Bacia distribuição dos valores em dose absorvida

O Gráfico 9-15 mostra a maior diferença de dose absorvida entre a câmara central e as restantes configurações com o valor inferior relativo à central. Este valor seria mais acentuado se a linha interarticular das articulações coxo-femorais correspondesse ao normal num modelo humano e não estivessem preenchidas por ar o que num modelo humano sem traumatismo nessa área anatómica é improvável.

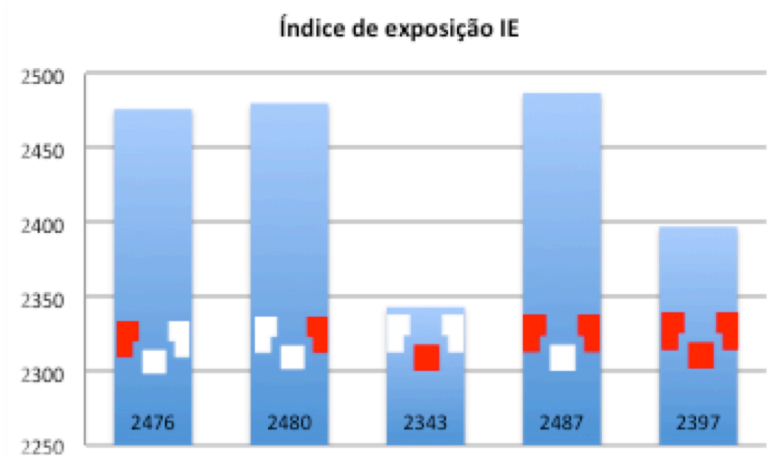


Gráfico 9-16: Bacia distribuição dos valores de IE

O Gráfico 9-16 mostra que o IE mais baixo é obtido com a AEC central selecionada, conforme o sugerido pela European Commission Dimond III, Tabela 9-20.

#### 9.4.2.2 Análise Estatística dos Resultados da Bacia

|                        | Direita<br>(N=3) | Esquerda<br>(N=3) | Central<br>(N=3) | Dta. + Esq<br>(N=3). | Dta.+Esq.+Central<br>(N=3) |
|------------------------|------------------|-------------------|------------------|----------------------|----------------------------|
| DEP ( $\mu\text{Gy}$ ) | 1998             | 2042              | 1301             | 2023                 | 1702                       |
| Desvio Padrão (DP)     | 2,08             | 8,14              | 5,86             | 1,00                 | 1,73                       |
| Índice Exposição (IE)  | 2476             | 2480              | 2343             | 2487                 | 2397                       |
| Desvio Padrão (DP)     | 6                | 0                 | 67               | 6                    | 15                         |

Tabela 9-20: valores médios de DEP e IE nas diferentes config. CAE na Bacia

A Tabela 9-20 resume, nos exames da Bacia, os valores médios da DEP e do IE.

A DEP mais baixa registou-se nos exames realizados com a CAE Central (DEP = 1301  $\mu\text{Gy}$ ; DP = 5,86) seguida da configuração com os três CAE em simultâneo (DEP = 1702  $\mu\text{Gy}$ ; DP = 1,73) que corresponde a um aumento de 31% na dose em relação ao detector Central. As restantes configurações apresentam aumentos ainda maiores de até 57% na configuração que usa apenas o CAE Esquerdo.

Na comparação das médias das diferentes configurações, verifica-se que a maior diferença na dose é entre a CAE Central e Esquerda (DM = 741,0; EP = 3,8 e  $p = 0,000$ ) e a menor diferença entre a CAE Esquerda e Laterais (DM = 19,33; EP = 3,81;  $p = 0,000$ ). Podemos constatar que qualquer que seja a configuração dos CAE, as diferenças são sempre estatisticamente significativas ( $p < 0,05$ ), vide *Post Hoc Bacia – Dose Absorvida* Anexos pág. 140.

Relativamente ao índice de exposição, verifica-se que a maior diferença é entre o CAE Central e os Laterais (DM = 143,3; EP = 25,12;  $p = 0,001$ ) estatisticamente significativa e a menor diferença entre a CAE Esquerda e a Direita (DM = 3,33; EP = 25,12;  $p = 1$ ) não sendo contudo significativa, vide *Post Hoc Bacia – Índice de Exposição* Anexos pág. 133. Os valores do IE encontram-se todos dentro dos valores recomendados pela Marca Kodak, as imagens têm todas qualidade diagnóstica semelhante, não sendo distinguíveis em avaliação visual.

A aquisição de imagem através do CAE direito ou esquerdo, ou direito mais esquerdo traduz-se numa exposição sempre superior relativamente ao CAE central. O mesmo se confirma relativamente à selecção simultânea dos três detectores.

|                           | European Commission Dimond III (2004)   | European Guidelines On Quality Criteria For Diagnostic Radiographic Images (1996) |
|---------------------------|---|---|
| Pelvis – PA/AP projection | AEC selected: central chamber. (pg. 35) | AEC selected: central or lateral chamber. (pg. 27)                                |

Tabela 9-21: Bacia recomendações Dimond III e European Guidelines

Como se demonstra através da análise apresentada, será a recomendação das Guidelines Dimond III a mais consistente com o Princípio da Otimização, Tabela 9-20. Vide subcapítulo 4.3.1. Princípio da Otimização: as exposições devem ser tão reduzidas quanto razoavelmente exequíveis (ALARA: As Low As Reasonably Achievable).

As “diretrizes e recomendações definidas pelo usuário para a seleção de parâmetros de imagem” em que as Guidelines Dimond III se basearam para as suas recomendações relativamente ao CAE, foram, vide Página 48 das Guidelines Dimond III Final Report [5]:

- Recommendations of the EU (EU): central;
- German Guidelines (RiLiBÄ): central ou ambas as laterais;
- Krankenhaus der Barmherzigen Brüder Trier (BKT-Trier): três em simultâneo;
- University Hospital, Innsbruck (Innsbruck): três em simultâneo;
- Athens Hospital (Athens): três em simultâneo;
- San Carlos Hospital, Madrid (San Carlos/Madrid): central;
- Limerick Hospital, Ireland (Limerick): ambas as laterais em simultâneo;
- Newcastle: três em simultâneo.

Em percentagem:

- 12,5% recomendam a central ou as duas laterais em simultâneo;
- 25% recomendam a central;
- 37,5% as três em simultâneo;
- 25% recomendam ambas as laterais em simultâneo.

O valor de DEP mais elevado foi medido com a câmara esquerda activa 2042  $\mu\text{Gy}$  (2,042 mGy). O valor do “critério de dose para o doente” recomendado pelas European Guidelines é de 10 mGy, para o qual não encontramos explicação. As Guidelines Dimond III Final Report, não referem directamente valores de DEP nos critérios de qualidade dos exames radiológicos em estudo.

## 9.5 Efeitos da Seleção do CAE na Bacia com Prótese e Qualidade de Imagem

### 9.5.1 Método

Os critérios seguidos são os sugeridos pelas European Guidelines [4], pelo Dimond III [5] e pelo Tratado de Técnica Radiológica de Bontrager [53] que, basicamente, são os mesmos tanto relativamente aos critérios de avaliação da imagem como aos factores técnicos a utilizar, já anteriormente referidos no subcapítulo 9-4.

Foi colocada uma prótese Thompson no fantôma simulando uma artroplastia parcial à esquerda preservando o acetábulo. As imagens foram realizadas em AP, a uma distância foco – filme de 1,15 metros e com uma tensão radiográfica de 90 Kv, para uma filtragem da ampola de 2,5 mm de Al.

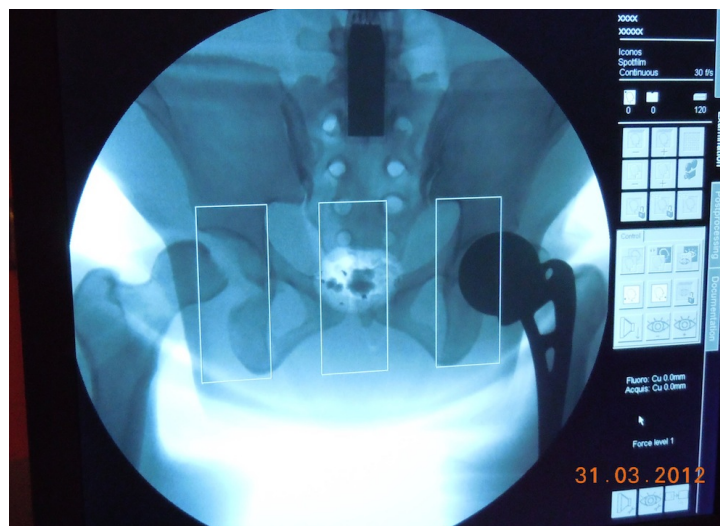


Figura 9-9: Bacia do fantôma c/ os 3 CAE seleccionados e localiz. da prótese e do detector

A Figura 9-9 mostra a imagem radioscópica relativa à centragem da bacia do fantoma com todos os três detectores do CAE seleccionados em simultâneo, com a prótese parcial da anca (Thompson) colocada à esquerda e a localização do detector externo do aparelho de medida utilizado Unfors Mult-O-Meter 407L conforme Figuras 9.1 e 9.2.

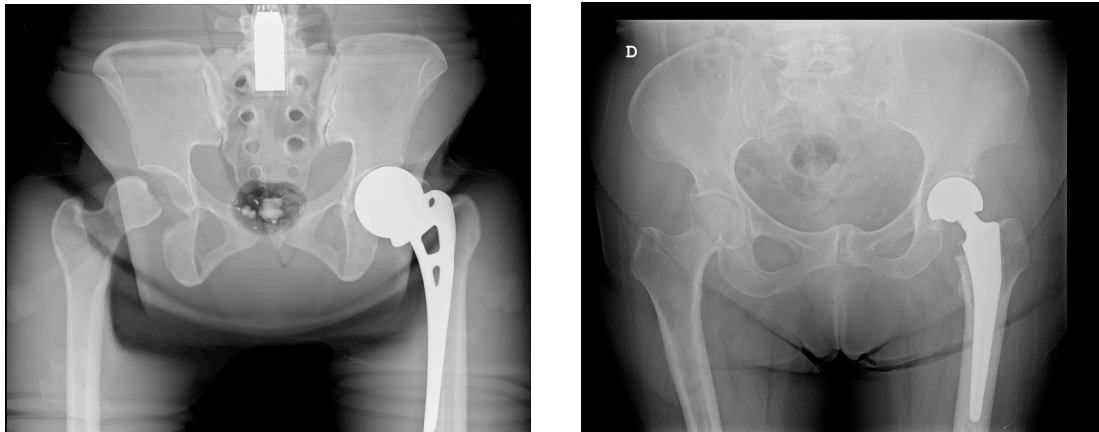


Figura 9-10: Imag. da bacia do fantôma e de um adulto sexo fem. 78 anos c/ prótese à esq.

A Figura 9-10, apresenta uma imagem da bacia do fantôma e outra de um indivíduo também do sexo feminino em que foram colocadas próteses parciais da articulação coxo-femoral esquerda. A imagem é mais nítida no fantôma devido à limpeza do intestino como pela diferença de “idades”.

Foram realizadas três imagens relativas a cada configuração AEC apresentada, o que totaliza 15 radiografias e 60 medidas: mAs, ms,  $\mu\text{Gy}$  e IE. As imagens foram gravadas em Dicom e identificadas para posterior análise em Osirix, os respectivos valores de cada exposição referem-se à média obtida nas três exposições. Vide Quadro em Anexos pág. 143.

Os desvios padrão respectivos demonstram uma dispersão dos valores medidos muito próxima dado que todas as condições de aquisição das imagens radiológicas da bacia do fantôma são invariavelmente as mesmas. As imagens gravadas correspondem à gravação directa da aquisição sem tratamento posterior, apenas foram convertidas de Dicom para JPG por razões de compatibilidade com o software de processamento de texto utilizado.

### 9.5.2 Análise dos Resultados da Bacia com Prótese e imagens Correspondentes

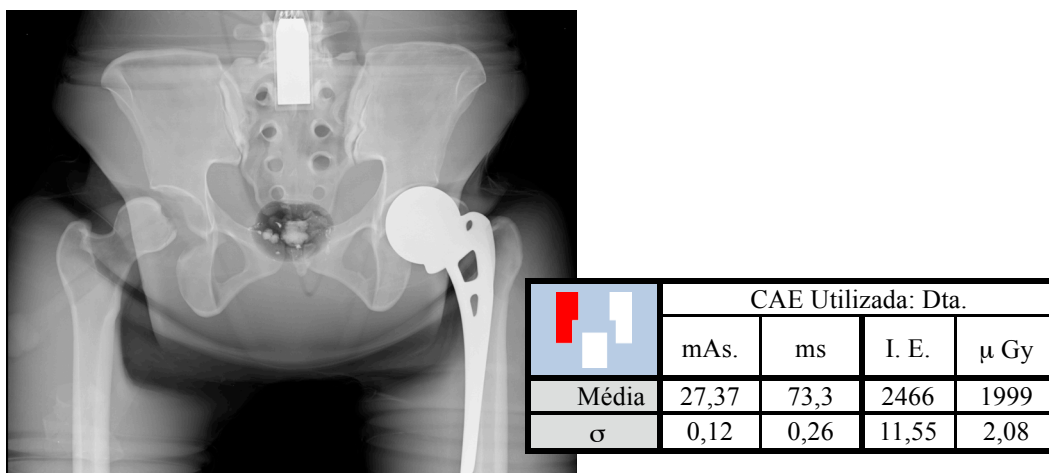


Tabela 9-22: Bacia c/ prótese à esq. val. relativos à CAE Dta. e corresp. Imagem

As Tabelas 9-15 e 9-16 apresentam os valores médios relativos à aquisição da respectiva imagem radiológica da bacia do fantôma com o CAE direito e esquerdo activos, respectivamente. A razão da diferença explica-se pela maior densidade da prótese coincidente com o campo do detector esquerdo. Vide Figura 9.9.

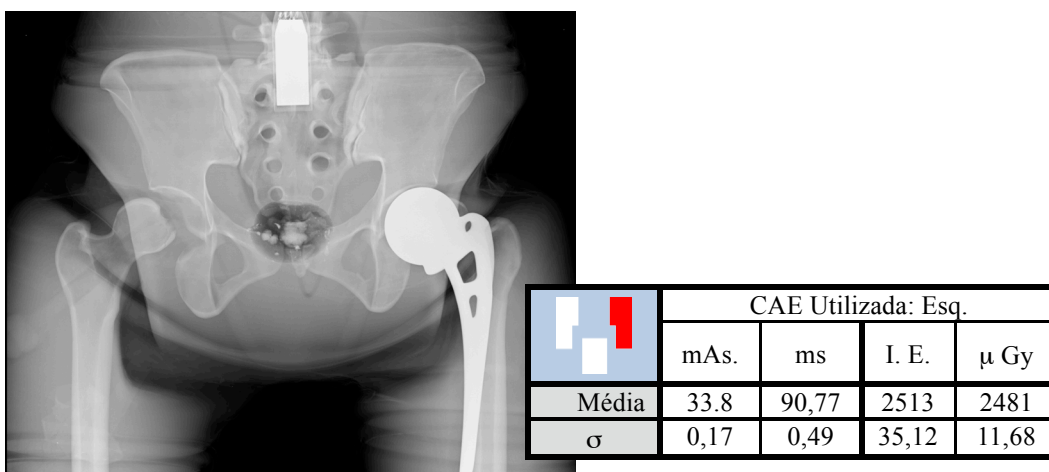


Tabela 9-23: Bacia c/ prótese à esq. val. relativos à CAE Esq. e corresp. Imagem

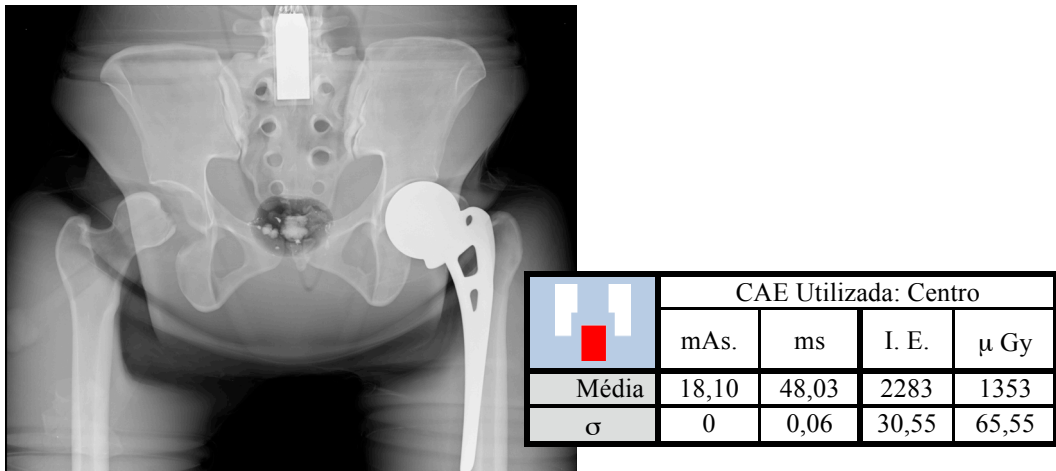
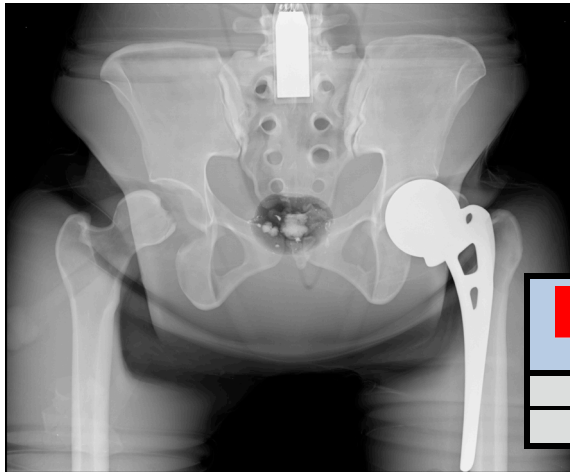


Tabela 9-24: Bacia c/ prótese à esq. val. relativos à CAE Cent. e corresp. Imagem

Os valores médios relativos à aquisição da respectiva imagem da bacia com prótese à esquerda são mostrados na Tabela 9-24. A existência de prótese à esquerda ou à direita, ou em ambas as articulações reforçam o facto de a aquisição de imagem com a AEC central activa representar uma menor exposição para o doente em relação a qualquer outra das outras configurações analisadas.

O demonstrado nos subcapítulos seguintes reforça essa evidência e confirma as recomendações da Dimond III no subcapítulo 9.4.2.1, Tabela 9-20 que sugere a utilização do detector exposimétrico central no exame radiológico à bacia.



|          | CAE Utilizada: Dta. + Esq. |       |       |          |
|----------|----------------------------|-------|-------|----------|
|          | mAs.                       | ms    | I. E. | $\mu$ Gy |
| Média    | 30,33                      | 81,23 | 2500  | 2140     |
| $\sigma$ | 0,06                       | 0,12  | 20,0  | 144,63   |

Tabela 9-25: Bacia c/ prótese à esq. val. relativos à CAE Dta.+Esq. e corresp. Imagem

A Tabela 9-25 mostra os valores médios de aquisição da respectiva imagem relativos à selecção dos dois detectores laterais em simultâneo, enquanto a Tabela 9-26 representa esses valores com os três detectores activos. Comparativamente, a primeira configuração apresenta um valor mais alto porque não inclui a soma do sinal exposimétrico do detector central no cálculo final à entrada do comparador. Relativamente à bacia sem prótese todos os valores sobem. Vide subcapítulo 9.5.1 e Figura 9-9.



|          | CAE Utilizada: Dta.+ Esq.+ Cent |       |       |          |
|----------|---------------------------------|-------|-------|----------|
|          | mAs.                            | ms    | I. E. | $\mu$ Gy |
| Média    | 24,6                            | 65,83 | 2393  | 1761     |
| $\sigma$ | 0                               | 0,06  | 11,55 | 71,32    |

Tabela 9-26: Bacia c/ prótese à esq. val. relativos à CAE Dta. e corresp. Imagem

### 9.5.2.1 Análise Comparativa dos Resultados da Bacia Com Prótese

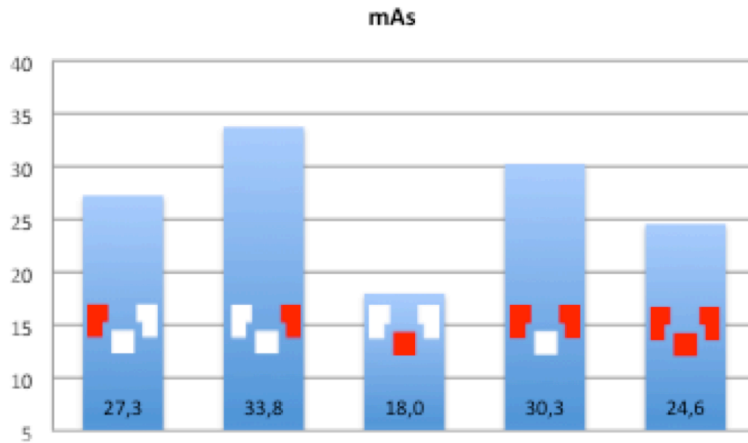


Gráfico 9-17: Bacia com prótese à esquerda, distribuição dos valores em carga

Os Gráficos 9-17 e 9-18 mostram que a maior diferença tanto em carga como em tempo é entre a câmara central e as restantes configurações com o valor inferior relativo à central. O valor médio mais alto medido na câmara esquerda explica-se pela coincidência do campo do detector desse mesmo lado com a prótese.

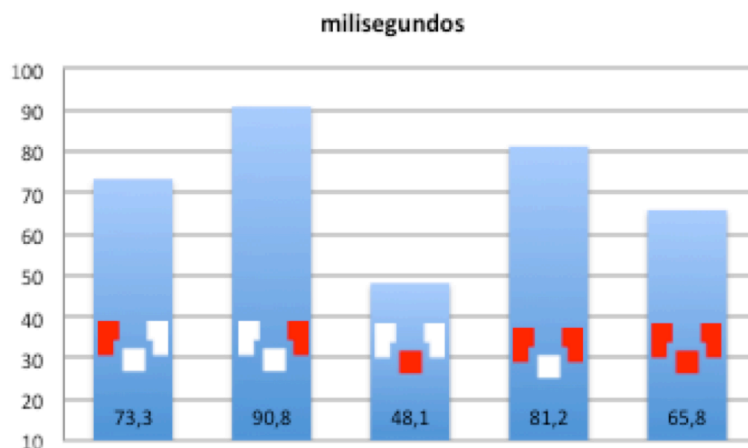


Gráfico 9-18: Bacia com prótese à esquerda, distribuição dos valores em tempo

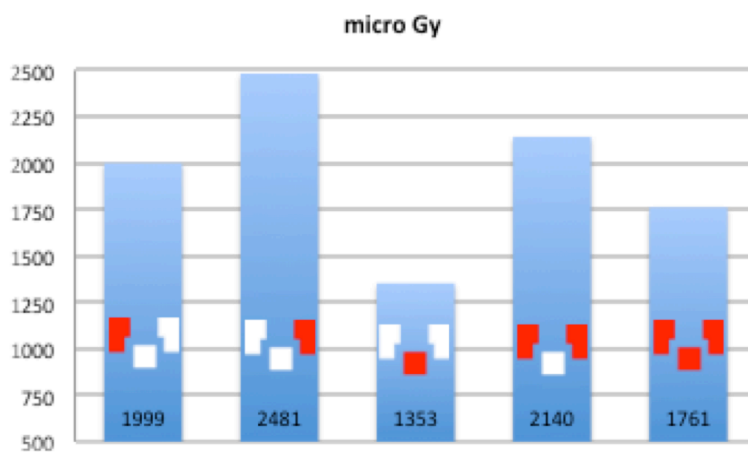


Gráfico 9-19: Bacia com prótese à esquerda, distribuição dos valores em dose absorvida

No Gráfico 9-19, relativamente à DEP mostra que a configuração que menos expõe o doente é a correspondente ao CAE Central (1353  $\mu\text{Gy}$ ) seguida da activação dos três CAE em simultâneo (1761  $\mu\text{Gy}$ ) e respectivamente da direita e esquerda em que o campo relativo ao detector exposimétrico esquerdo coincide com a prótese colocada. Figura 9-9.

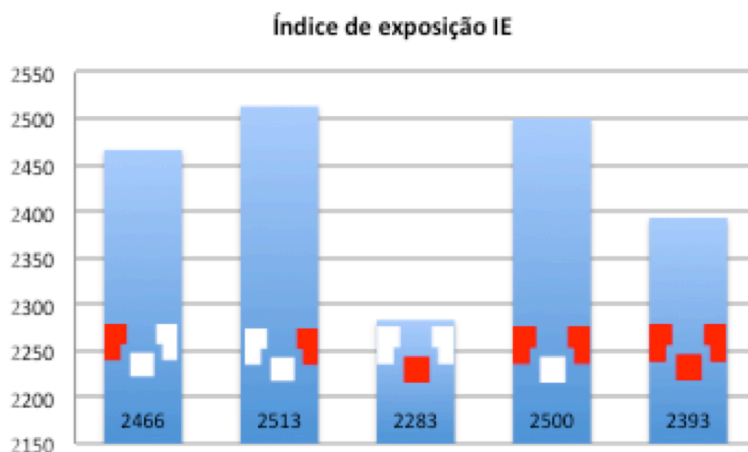


Gráfico 9-20: Bacia com prótese à esquerda, distribuição dos valores em IE

O Gráfico 9 -20, confirma o que o procedimento relativo à utilização do CAE central é o que mais se aproxima do IE recomendado pelo fabricante Kodak.

### 9.5.2.2 Análise Estatística dos Resultados da Bacia com Prótese

A configuração mais desfavorável coincide com a utilização da CAE Esquerda, onde foi experimentalmente colocada uma prótese parcial da anca do mesmo lado e que evidencia um aumento de DEP de 83%.

|                        | Direita<br>(N=3) | Esquerda<br>(N=3) | Central<br>(N=3) | Dta. + Esq<br>(N=3). | Dta.+Esq.+Central<br>(N=3) |
|------------------------|------------------|-------------------|------------------|----------------------|----------------------------|
| DEP ( $\mu\text{Gy}$ ) | 1999             | 2481              | 1353             | 2140                 | 1761                       |
| Desvio Padrão (DP)     | 2,08             | 11,68             | 65,55            | 144,63               | 71,32                      |
| Índice Exposição (IE)  | 2466             | 2513              | 2283             | 2500                 | 2393                       |
| Desvio Padrão (DP)     | 12               | 35                | 31               | 20                   | 12                         |

Tabela 9-27: valores médios de DEP e IE nas diferentes config. na bacia c/ prótese

A tabela 9-27 resume as médias dos valores obtidos nas exposições da Bacia com Prótese.

A configuração que menos expõe o fantôma, tanto em relação à bacia sem como com prótese, continua a ser a correspondente à CAE Central (DEP = 1353  $\mu\text{Gy}$ ; DP = 65,5) seguida dos três CAE em simultâneo (DEP = 1761  $\mu\text{Gy}$ ; DP = 71,3) em que há um aumento de 23,2% da dose absorvida. A configuração mais desfavorável é a CAE Esquerda, onde foi colocada uma prótese parcial da articulação coxo – femoral, que provoca um aumento de DEP de 45,4%.

A análise visual das imagens obtidas não revela diferenças e cumprem todos os critérios de qualidade conforme as normas padrão. A comparação entre si das diferentes médias obtidas, por meio de teste estatístico, mostra-nos que a maior diferença existe entre a CAE Central e a Esquerda (DM = 1124,33; EP = 63,7;  $p = 0,000$ ), estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ).

A menor diferença é entre a CAE Direita e as Laterais (DM = 141,3; EP = 63,7;  $p = 0,248$ ), embora não seja estatisticamente significativa. As outras combinações de CAE's apresentam diferenças estatisticamente significativas entre elas, vide *Post Hoc Bacia com Prótese – Dose Dose Absorvida* Anexos Pág. 146.

## CAPÍTULO 10

### Considerações Finais e Conclusão

#### 10.1 Considerações Finais

A utilização criteriosa da exposimetria automática tem como fim otimizar a exposição do doente. Utilizar parâmetros “feitos à medida para o doente tipo”, além do que se torna evidente pela análise deste estudo, coloca sempre a questão de onde incluir todos os que situam entre o doente pequeno, o médio e o grande. Se considerarmos que os limites de dose recomendados pelo ICRP são de 1 mSv/ano (1000  $\mu$ Sv/ano) para o público em geral, facilmente nos apercebemos que uma simples radiografia ao abdómen representa uma exposição “instantânea” a toda a radiação referida durante praticamente dois anos:  $\approx 2\ 000\ \mu$ Gy.

No abdómen, pese o facto de tanto as Dimond III como as European Guidelines recomendarem a utilização tanto do CAE central como de qualquer dos laterais, constata-se que a selecção do detector esquerdo em relação ao direito e ao central apresenta um valor exposimétrico inferior respectivamente em 96  $\mu$ Gy e 333  $\mu$ Gy. Também a utilização simultânea dos dois detectores laterais ou dos três em simultâneo, corresponde a uma maior exposição de 38  $\mu$ Gy e 123  $\mu$ Gy ainda em relação à utilização do detector esquerdo. Contudo é utilizando a CAE esquerdo que a diferença mais se acentua em relação ao detector exposimétrico central em menos 333  $\mu$ Gy, isto é: menos 22,3% de dose absorvida!

Na região anatómica anteriormente referida, os Índices de Exposição apresentam-se todos acima dos valores recomendados pelo fabricante (1800 – 2200), sendo o referente à configuração CAE esquerdo o que mais se aproxima (IE = 2340). A maior diferença verifica-se entre a CAE esquerdo e o central (DM = 103,33; EP = 8,43; p = 0,000) estatisticamente significativa e a menor diferença entre a CAE direita e as três em simultâneo (DM = 3,33; EP = 8,43; p = 0,994) não significativa. Todas as exposições realizadas apresentam qualidade diagnóstica conforme avaliação por análise visual, encontrando-se de acordo com os critérios padrão definidos nas normas.

Demonstra-se também, que no caso de uma radiografia à bacia a diferença entre utilizar o CAE central e um ou ambos os detectores laterais, representa em média ser exposto a aproximadamente mais 57% de radiação. A diferença ainda será maior, caso o CAE lateral selecionado coincida com a existência de prótese parcial da anca em que o valor sobe, em

relação à selecção do detector central, de 1353  $\mu\text{Gy}$  para 2478  $\mu\text{Gy}$ , o que representa uma diferença de mais 1125  $\mu\text{Gy}$  que corresponde a 83% de radiação a mais para o doente. A DEP mais baixa regista-se com a CAE central (DEP = 1301  $\mu\text{Gy}$ ; DP = 5,86) seguida da configuração com três CAE's (DEP = 1702  $\mu\text{Gy}$ ; DP = 1,73) que corresponde a um aumento de 23,5% na dose absorvida.

As restantes configurações apresentam aumentos ainda maiores, até 36,3%. Na comparação das médias das diferentes configurações, verifica-se que a maior diferença na dose é entre a CAE central e esquerda (DM = 741,0; EP = 3,8 e  $p = 0,000$ ) e a menor diferença entre a CAE Esquerda e Laterais (DM = 19,33; EP = 3,81;  $p = 0,000$ ). Constatamos que qualquer que seja a configuração das CAE, as diferenças são sempre estatisticamente significativas ( $p < 0,05$ ).

Relativamente ao IE, na bacia com prótese, verifica-se que a maior diferença é entre o CAE central e os laterais (DM = 143,3; EP = 25,12;  $p = 0,001$ ) estatisticamente significativa e a menor diferença entre o CAE esquerdo e o direito (DM = 3,33; EP = 25,12;  $p = 1$ ) não é significativa. Os valores de IE encontram-se todos dentro dos valores recomendados pelo fabricante, as imagens têm todas qualidade diagnóstica semelhante não distinguível em avaliação visual.

No tórax do fantôma utilizado, a maior diferença na DEP mede-se entre a utilização da câmara direita e a central (DM = 4,86; EP = 1,17;  $p = 0,013$ ), com um valor estatisticamente significativo  $p < 0,05$ . Todas as outras configurações não têm diferenças estatisticamente significativas ( $p > 0,05$ ). A menor diferença é observada entre a CAE esquerda e ambas as laterais (DM = 0,91; EP = 1,16;  $p = 0,931$ ). O valor superior de exposição, da câmara esquerda, é consistente com a parcial coincidência da omoplata do mesmo lado e parte do ventrículo esquerdo no campo do referido detector o que claramente demonstra que no caso de patologia cardíaca (hipertrofia ventricular), derrame pleural unilateral ou outra que se traduza numa maior densidade que se sobreponha a qualquer dos detectores irá traduzir-se numa maior exposição relativa ao CAE coincidente, tal como acontece em relação ao detector central, que se sobrepõe à coluna dorsal. De notar que no caso de se utilizar apenas a câmara central a dose absorvida aumenta aproximadamente mais 15% em relação à selecção do detector exposimétrico esquerdo.

Os Índices de Exposição, do tórax, apresentam-se todos dentro dos valores recomendados pelo fabricante e é o referente à configuração da CAE direito o que se aproxima mais desses valores (IE = 2103). As diferenças existentes entre as médias dos sub - grupos das

diferentes configurações são todas estatisticamente significativas ( $p < 0,05$ ), com a maior diferença a verificar-se entre a CAE direito e a CAE central (DM = 376,7; EP = 5,16;  $p = 0,000$ ) e a menor diferença entre a CAE esquerda e as três em simultâneo (DM = 33,3; EP = 5,16;  $p = 0,001$ ). Todas as imagens cumprem os critérios de visualização padronizados pelas Guidelines, pelo que se confirma a recomendação tanto das European Guidelines, como do Dimond III.

## **10.2 Conclusão**

Foi constatado pela análise de todas as imagens obtidas, através do software Osirix, que não existe qualquer alteração observável na qualidade de diagnóstico das imagens o que também é demonstrado através da análise do IE.

Conclui-se que a importância dada à selecção do/s detector/es do CAE tem acção directa na redução da dose no doente, sem alterar a qualidade da imagem e que as recomendações das Guidelines nem sempre estão de acordo com o Princípio da Optimização (Directiva 97/43 da Euratom).

Os resultados obtidos indicam a necessidade de reapreciação das configurações do CAE sugeridas pela Dimond III em relação ao tórax e ao abdómen e das European Guidelines em relação ao abdómen e à bacia o que poderá ser comprovado com um estudo relacionando os valores obtidos no fantôma com um cadáver, que certamente confirmará os resultados apresentados e se sugere como trabalho futuro.



## REFERÊNCIAS

1. Unsear. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. [Online]; 2001 [cited 2011 Fevereiro 20. Available from: <http://www.unsear.org/unsear/en/publications/2001.html>.
2. ICRP Committee 4. The Optimisation of Radiological Protection - Broadening the Process. ICRP, Task Group on Optimisation of Protection; 2005.
3. Euratom. Artigo 4º da Directiva 97/43 do Conselho de 30 de Junho. Euraton; 1997.
4. European Commission. European Guidelines On Quality Criteria For Diagnostic Radiographic Images. ; 1996.
5. Busch HP. DIMOND III, Image Quality and Dose Management For Digital Radiography Final Report. European Comission; Trier 2004.
6. Departement of Radiology at the University of Chicago. The University of Chicago Medical Center. [Online]. [cited 2011 Fevereiro 20. Available from: <http://radiology.uchicago.edu/index.php?q=history-introduction/history-early-years/history-early-years>.
7. Thomas JBfTD. William Coolidge Biography (1873-1975). [Online]. [cited 2011 Fevereiro 12. Available from: <http://www.madehow.com/inventorbios/84/William-Coolidje.html>.
8. The Official Site of the Nobel Prize. Nobelprize.org. [Online]. [cited 2011 Fevereiro 12. Available from: [http://nobelprize.org/nobel\\_prizes/physics/laureates/1901/roentgen-bio.html](http://nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/1901/roentgen-bio.html).
9. De Lima JJP. Técnicas de Diagnóstico com raios X Aspectos Físicos e Biofísicos Coimbra IdUd, editor. Coimbra; 2005.
10. Seibert JA. X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Journal of Nuclear Medicine Technology. 2004: p. 139-147.

11. Department of Health and Human Services Food and Drug Administration. FDA Food and Drug Administration. [Online].; 2005 [cited 2011 Março 30. Available from: <http://www.fda.gov/OHRMS/DOCKETS/98fr/05-11480.pdf>.
12. Soares JFH. Física dos Ultra Sons. 1998. ESTeS Coimbra.
13. ICRP. International Commission on radiological Protection. [Online].; 2007 [cited 2011 Fevereiro 17. Available from: <http://www.icrp.org/>.
14. ICRP. Biological and Epidemiological Information on Health Risks Attributable to Ionising Radiation. [Online].; 2005 [cited 2011 Fevereiro 17. Available from: [http://www.icrp.org/docs/Biology\\_ICRP\\_Foundat\\_Doc\\_for\\_web\\_cons.pdf](http://www.icrp.org/docs/Biology_ICRP_Foundat_Doc_for_web_cons.pdf).
15. SÉRIE-A DDR—I. Decreto-Lei n.o 180/2002 de 8 de Agosto. Artigo 11.
16. Botelho MF. Grandezas, Quantidades e Unidades usadas em protecção contra radiações. Coimbra: Universidade de Coimbra, Física; 2008.
17. J.Valentin RHCa. Annals of the ICRP. [Online].; 2008 [cited 2011 Abril 29 [ICRP Publication 109]. Available from: <http://www.icrp.org/docs/The%20History%20of%20ICRP%20and%20the%20Evolution%20of%20its%20Policies.pdf>.
18. Filho PFLHeo. Segurança Nuclear e Protecção do Meio Ambiente. Rio de Janeiro; 2004.
19. Idaho Falls ID 83415-3406 Phone: 208-526-7291 exg. The Linear Hypothesis - An Idea Whose Time Has Passed. In presented at the Winter, 1995 meeting of the ANS, October 31,1995; 1995; Idaho Falls: meeting of the ANS. p. 1-6.
20. Government United Kingdom. The Ionising Radiations Regulations 1999. , [OBJ] Health and Safety Executive; 2009. Report No.: T/AST/005 - Issue 4 - Rev 1.
21. Krohmer JS. Radiography and Fluoroscopy, 1920 to the Present. Radiographics. 1989 Novembro.

22. M.D. FA. Chicago Radiological Society. [Online].; 1995 [cited 2011 Março 5. Available from: <http://www.chi-rad-soc.org/illinois.html>.
23. European Commission. European Guidelines on Quality Criteria For Diagnostic Radiographic Images In Paediatrics. [Online].; 1996 [cited 2011 Março 6. Available from: <ftp://ftp.cordis.lu/pub/fp5-euratom/docs/eur16261.pdf>.
24. Carvalho E, Grilo R, Matela N, Pereira P. Avaliação dos Padrões de Dose em Radiologia Pediátrica: Comparação entre Sistemas Convencionais de Películas e Sistemas de Digitalização de Imagem em Crianças dos 0-5 anos de idade, na radiografia do torax em incidência AP. Revista Lusófona de Ciências e Tecnologias da Saúde. 2009.
25. IAEA International Atomic Energy Agency. Radiation Protection of Patients (RPOP). [Online]. [cited 2011 Fevereiro 20. Available from: [http://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/InformationFor/HealthProfessionals/1\\_Radiology/Radiography.htm#RadFAQ04](http://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/InformationFor/HealthProfessionals/1_Radiology/Radiography.htm#RadFAQ04).
26. American Association of Physics in Medicine by the American Institute of Physics. performance specifications and acceptance testing for x-ray generators and automatic exposure control devices. [Online].; 1985 [cited 2011 Março 30. Available from: [http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt\\_14.pdf](http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_14.pdf).
27. De Lima JJP. A Física da Imagem. Gazeta de Física. 2007 Maio 2; 30: p. 28-40.
28. Hendee WR RE. Medical Imaging Physics Wiley-Liss I, editor. New York: John Wiley & Sons, Inc.; 2002.
29. Rose A. Vision: Human and Electronic. I ed. New York: Spring; 1974.
30. Encarnação P. Instrumentação Sessão 4: Análise de Sinais Biomédicos. In MES 6ª Edição; 2009-2010; Sintra: FEUCP.
31. Lourtie I. Sinais e Sistemas. 2nd ed. Editora E, editor. Lisboa; 2007.

32. Beutel Jea. Handbook of Medical Imaging Bellingham: SPIE - The International Society for Optical Engeneering; 2000.
33. Barrett SW. Radiological Imaging - The Theory of Image Formation, Detection, and Processing New York: Academic Press; 1981.
34. Cunningham I A WMSaFA. A spatial frequency dependent quantum accounting diagram and detective quantum efficiency model of signal and noise propagation in cascaded imaging systems. 1994 Março.
35. Holger Pettersson ea. The Encyclopaedia of Medical Imaging; Volume I : Physics, Techniques and Procedures Pettersson H, editor. London: Isis Nedical MediaThe Nicer Institute; 1998.
36. Knoll GF. Radiation Detection and Measurement. 3rd ed. WILEY J, editor.; 1999.
37. Kotre J. Newcastle General Hospital, Newcastle, United Kingdom. [Online].; 2004 [cited 2011 Abril 1. Available from:  
[http://www.diamond3.org/WEB\\_DIMOND3/Reports/WP%203/4Dosimetry%20Status%20.pdf](http://www.diamond3.org/WEB_DIMOND3/Reports/WP%203/4Dosimetry%20Status%20.pdf).
38. SCOOOL OF HEALTH SCIENCES. Characteristic Curve. [Online]. [cited 2011 Abril 1. Available from: <http://www4.rgu.ac.uk/health/radiography/page.cfm?pge=27187>.
39. Fujifilm. Fujifilm Global. [Online]. [cited 2011 Março 18. Available from:  
[http://www.fujifilm.com/products/medical/products/digital\\_radiography/fdr\\_acelera te/](http://www.fujifilm.com/products/medical/products/digital_radiography/fdr_acelera te/).
40. Thomas AMK, Banerjee AK, Kalender WA, Busch U. Classic Papers in Modern Diagnostic Radiology Heidelberg UH, editor. Germany: Springer; 2004.
41. Maldement ADA. ACR American Colege of Radiology. [Online].; 2001 [cited 2011 Março 25. Available from: <http://www.imaginconomics.com/issues/articles/2001-04-02.asp>.

42. Imaginis. Histori of Medical Diagnosis and Diagnostic Imaging. [Online].; 2008 [cited 2011 Março 26. Available from: <http://www.imaginis.com/faq/history-of-diagnosis-and-diagnostic-imaging>.
43. Seibert JA. Medical College of Wisconsin. [Online].; 2009 [cited 2011 Março 26. Available from: [www.breastimagingconference.com](http://www.breastimagingconference.com).
44. Digivision Digital Radiography. Nova Imaging. [Online].; 2009 [cited 2011 Março 30. Available from: <http://nova-medical.com/tec-03.htm>.
45. Harrell G. Chotas MJTDIPACERM. Review of Principles of Digital Radiography. [Online].; 1999 [cited 2011 Abril 1. Available from: <http://radiology.rsna.org/content/210/3/595.full.pdf>.
46. American Association of Physicists in Medicine. An Exposure Indicator for Digital Radiography. [Online].; 2009 [cited 2011 Abril 8. Available from: [http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt\\_116.pdf](http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_116.pdf).
47. FUJIFILM. Medical Systems CR Users Guide. ; 2004.
48. Carlton RR, Adler AM. Principles of Radiographic Imaging: An Art and a Science. 3rd ed. Learning DT, editor.; 2006.
49. International Electrotechnical Commission. Exposure index of digital x-ray imaging systems - Part 1: Definitions and requirements for general radiography. IEC, IEC 62494-1 ed. 1 Medical electrical equipment; 2008.
50. American Association of Physicists in Medicine. An Exposure Indicator for Digital Radiography. [Online].; 2009 [cited 2011 Abril 8. Available from: [http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt\\_116.pdf](http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_116.pdf).
51. Terri L. Fauber JSLMQ. Variation in CR Imaging Plate Readers. Radiologic Technology. 2002 Outubro; 74.
52. ELMORE NHaA. Effects of AEC Chamber Selection On Patient Dose and Image Quality. Radiologic Technology. 2009.

53. Bontrager KL. Tratado de Técnica Radiológica e Base Anatómica. 3rd ed. S.A. GK, Editor.  
Rio de Janeiro: Alison Miller; 1996.

**Anexos**

**ANEXOS DA DISSERTAÇÃO  
CONTROLO AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO (CAE):  
DOSE NO DOENTE E QUALIDADE DE IMAGEM**

**Novembro**  

---

**2012**



## **1. Decretos Lei**

Decreto Regulamentar nº 9/90. D.R. nº 91, Série I de 1990-04-19. Estabelece a regulamentação das normas e directivas de protecção contra as radiações ionizantes. Ministério da Saúde.

Decreto-Lei nº 145/2009. D.R. nº 115, Série I de 2009-06-17. Estabelece as regras a que devem obedecer a investigação, o fabrico, a comercialização, a entrada em serviço, a vigilância e a publicidade dos dispositivos médicos e respectivos acessórios e transpõe para a ordem jurídica interna a Directiva nº 2007/47/CE, do Parlamento Europeu e do Conselho, de 5 de Setembro. Ministério da Saúde.

Decreto-Lei nº 165/2002. D.R. nº 163, Série I-A de 2002-07-17. Estabelece as competências dos organismos intervenientes na área da protecção contra radiações ionizantes, bem como os princípios gerais de protecção, e transpõe para a ordem jurídica interna as disposições correspondentes da Directiva nº 96/29/EURATOM, do Conselho, de 13 de Maio, que fixa as normas de base de segurança relativas à protecção sanitária da população e dos trabalhadores contra os perigos resultantes das radiações ionizantes. Ministério da Saúde.

Decreto-Lei nº 167/2002. D.R. nº 164, Série I-A de 2002-07-18. Estabelece o regime jurídico relativo ao licenciamento e ao funcionamento das entidades que desenvolvem actividades nas áreas de protecção radiológica e transpõe para a ordem jurídica interna disposições relativas às matérias de dosimetria e formação, da Directiva nº 96/29/EURATOM, do Conselho, de 13 de Maio de 1996, que fixa as normas de base de segurança relativas à protecção sanitária da população e dos trabalhadores contra os perigos resultantes das radiações ionizantes. Ministério da Saúde.

Decreto-Lei nº 180/2002. D.R. nº 182, Série I-A de 2002-08-08. Estabelece as regras relativas à protecção da saúde das pessoas contra os perigos resultantes de radiações ionizantes em exposições radiológicas médicas e transpõe para o ordenamento jurídico interno a Directiva nº 97/43/EURATOM, do Conselho, de 30 de Junho, que aproxima as disposições dos Estados - Membros sobre a matéria. Ministério da Saúde.

Decreto-Lei nº 222/2008. D.R. nº 223, Série I de 2008-11-17. Transpõe parcialmente para a ordem jurídica interna a Directiva nº 96/29/EURATOM, do Conselho, de 13 de Maio, que fixa as normas de segurança de base relativas à protecção sanitária da população e dos trabalhadores contra os perigos resultantes das radiações ionizantes. Ministério da Saúde.

Decreto-Lei nº 227/2008. D.R. nº 229, Série I de 2008-11-25. Define o regime jurídico aplicável à qualificação profissional em protecção radiológica, transpondo para a ordem jurídica interna as disposições correspondentes em matéria de peritos qualificados da Directiva nº 96/29/EURATOM, do Conselho, de 13 de Maio, que fixa as normas de segurança de base relativas à protecção sanitária da população e dos trabalhadores contra os perigos resultantes das radiações ionizantes. Ministério da Saúde.

Decreto-Lei nº 233/2001. D.R. nº 197, Série I-A de 2001-08-25. Aprova o regime de licenciamento e de fiscalização das clínicas e dos consultórios dentários, como unidades privadas de saúde. Ministério da Saúde.

Decreto-Lei nº 279/2009. D.R. nº 193, Série I de 2009-10-06. Estabelece o regime jurídico a que ficam sujeitos a abertura, a modificação e o funcionamento das unidades privadas de serviços de saúde. Ministério da Saúde.

## 2. Folhas de Registo de Dados

### 2.1 Testes de Calibração CAE

#### TESTE DE CALIBRAÇÃO CAE

Absorvente: \_\_\_\_\_

KeV: \_\_\_\_\_

| <input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> |  | CAE Utilizada: <b>Dta.</b> |     |       |       |  |  |
|--|--|----------------------------|-----|-------|-------|--|--|
| <input type="checkbox"/>                                     |  | mAs.                       | ms. | I. E. | L. E. |  |  |
| 1º Teste   |  |                            |     |       |       |  |  |
| 2º Teste   |  |                            |     |       |       |  |  |
| 3º Teste   |  |                            |     |       |       |  |  |
| Média  |  |                            |     |       |       |  |  |

| <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> |  | CAE Utilizada: <b>Esq.</b> |     |       |       |  |  |
|--|--|----------------------------|-----|-------|-------|--|--|
| <input type="checkbox"/>                                     |  | mAs.                       | ms. | I. E. | L. E. |  |  |
| 1º Teste   |  |                            |     |       |       |  |  |
| 2º Teste   |  |                            |     |       |       |  |  |
| 3º Teste   |  |                            |     |       |       |  |  |
| Média  |  |                            |     |       |       |  |  |

| <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> |  | CAE Utilizada: <b>Centro</b> |     |       |       |  |  |
|---|--|------------------------------|-----|-------|-------|--|--|
| <input checked="" type="checkbox"/>               |  | mAs.                         | ms. | I. E. | L. E. |  |  |
| 1º Teste  |  |                              |     |       |       |  |  |
| 2º Teste  |  |                              |     |       |       |  |  |
| 3º Teste  |  |                              |     |       |       |  |  |
| Média   |  |                              |     |       |       |  |  |

| <input checked="" type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> |  | CAE Utilizada: <b>Dta. + Esq.</b> |     |       |       |  |  |
|---|--|-----------------------------------|-----|-------|-------|--|--|
| <input type="checkbox"/>  |  | mAs.                              | ms. | I. E. | L. E. |  |  |
| 1º Teste  |  |                                   |     |       |       |  |  |
| 2º Teste  |  |                                   |     |       |       |  |  |
| 3º Teste  |  |                                   |     |       |       |  |  |
| Média   |  |                                   |     |       |       |  |  |

| <input checked="" type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> |  | CAE Utilizada: <b>Dta. + Esq. + Centro</b> |     |       |       |  |  |
|---|--|--|-----|-------|-------|--|--|
| <input checked="" type="checkbox"/>                                     |  | mAs.                                       | ms. | I. E. | L. E. |  |  |
| 1º Teste  |  |  |     |       |       |  |  |
| 2º Teste  |  |  |     |       |       |  |  |
| 3º Teste  |  |  |     |       |       |  |  |
| Média   |  |  |     |       |       |  |  |

## 2.2 Registo de Testes do CAE

Região anatómica: \_\_\_\_\_

kVp: \_\_\_\_\_

Observações: \_\_\_\_\_

| <input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>            |  | CAE Utilizada: <b>Dta.</b>                |     |       |       |  |  |  |             |
|---|--|---|-----|-------|-------|--|--|--|-------------|
| <input type="checkbox"/>  |  | mAs.                                      | ms. | I. E. | L. E. |  |  |  | Ref. Imagem |
| 1º Teste  |  |   |     |       |       |  |  |  |             |
| 2º Teste  |  |   |     |       |       |  |  |  |             |
| 3º Teste  |  |   |     |       |       |  |  |  |             |
| Média   |  |   |     |       |       |  |  |  |             |
| <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/>            |  | CAE Utilizada: <b>Esq.</b>                |     |       |       |  |  |  |             |
| <input type="checkbox"/>  |  | mAs.                                      | ms. | I. E. | L. E. |  |  |  | Ref. Imagem |
| 1º Teste  |  |   |     |       |       |  |  |  |             |
| 2º Teste  |  |   |     |       |       |  |  |  |             |
| 3º Teste  |  |   |     |       |       |  |  |  |             |
| Média   |  |   |     |       |       |  |  |  |             |
| <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>                       |  | CAE Utilizada: <b>Cent.</b>               |     |       |       |  |  |  |             |
| <input checked="" type="checkbox"/>                                     |  | mAs.                                      | ms. | I. E. | L. E. |  |  |  | Ref. Imagem |
| 1º Teste  |  |   |     |       |       |  |  |  |             |
| 2º Teste  |  |   |     |       |       |  |  |  |             |
| 3º Teste  |  |   |     |       |       |  |  |  |             |
| Média   |  |   |     |       |       |  |  |  |             |
| <input checked="" type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> |  | CAE Utilizada: <b>Dta. + Esq.</b>         |     |       |       |  |  |  |             |
| <input type="checkbox"/>  |  | mAs.                                      | ms. | I. E. | L. E. |  |  |  | Ref. Imagem |
| 1º Teste  |  |   |     |       |       |  |  |  |             |
| 2º Teste  |  |   |     |       |       |  |  |  |             |
| 3º Teste  |  |   |     |       |       |  |  |  |             |
| Média   |  |   |     |       |       |  |  |  |             |
| <input checked="" type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> |  | CAE Utilizada: <b>Dta. + Esq. + Cent.</b> |     |       |       |  |  |  |             |
| <input checked="" type="checkbox"/>                                     |  | mAs.                                      | ms. | I. E. | L. E. |  |  |  | Ref. Imagem |
| 1º Teste  |  |   |     |       |       |  |  |  |             |
| 2º Teste  |  |   |     |       |       |  |  |  |             |
| 3º Teste  |  |   |     |       |       |  |  |  |             |
| Média   |  |   |     |       |       |  |  |  |             |

ESE: Entrance Skin Exposure  
 I. E.: Índice de Exposição  
 L.E.: Latitude de Exposição

### 3 Estatística Descritiva da Exposição do Tórax

Estatística Descritiva do Tórax

|              |          |                    | mAs                | ms      | Dose    | IE        |           |
|--------------|----------|--------------------|--------------------|---------|---------|-----------|-----------|
| Camara       | Centro   | 1                  | 10,90              | 39,50   | 18,07   | 2480,00   |           |
|              |          | 2                  | 10,90              | 39,60   | 17,38   | 2480,00   |           |
|              |          | 3                  | 10,90              | 39,50   | 15,79   | 2480,00   |           |
|              |          | Total              | Mean               | 10,9000 | 39,5333 | 17,0800   | 2480,0000 |
|              |          |                    | Std. Error of Mean | ,00000  | ,03333  | ,67506    | ,00000    |
|              |          |                    | Std. Deviation     | ,00000  | ,05774  | 1,16923   | ,00000    |
|              |          | Variance           | ,000               | ,003    | 1,367   | ,000      |           |
|              | Direita  | 1                  | 4,86               | 17,00   | 15,59   | 2110,00   |           |
|              |          | 2                  | 4,86               | 17,00   | 10,13   | 2100,00   |           |
|              |          | 3                  | 4,80               | 16,80   | 10,95   | 2100,00   |           |
|              |          | Total              | Mean               | 4,8400  | 16,9333 | 12,2233   | 2103,3333 |
|              |          |                    | Std. Error of Mean | ,02000  | ,06667  | 1,69990   | 3,33333   |
|              |          |                    | Std. Deviation     | ,03464  | ,11547  | 2,94431   | 5,77350   |
|              |          | Variance           | ,001               | ,013    | 8,669   | 33,333    |           |
|              | Dta_Esq  | 1                  | 5,33               | 18,80   | 13,40   | 2160,00   |           |
|              |          | 2                  | 5,33               | 18,70   | 13,15   | 2160,00   |           |
|              |          | 3                  | 5,33               | 18,70   | 13,28   | 2150,00   |           |
|              |          | Total              | Mean               | 5,3300  | 18,7333 | 13,2767   | 2156,6667 |
|              |          |                    | Std. Error of Mean | ,00000  | ,03333  | ,07219    | 3,33333   |
|              |          |                    | Std. Deviation     | ,00000  | ,05774  | ,12503    | 5,77350   |
|              |          | Variance           | ,000               | ,003    | ,016    | 33,333    |           |
| Dta_Esq_Cent | 1        | 6,41               | 22,70              | 15,88   | 2240,00 |           |           |
|              | 2        | 6,41               | 22,70              | 15,24   | 2230,00 |           |           |
|              | 3        | 6,41               | 22,70              | 15,37   | 2230,00 |           |           |
|              | Total    | Mean               | 6,4100             | 22,7000 | 15,4967 | 2233,3333 |           |
|              |          | Std. Error of Mean | ,00000             | ,00000  | ,19531  | 3,33333   |           |
|              |          | Std. Deviation     | ,00000             | ,00000  | ,33828  | 5,77350   |           |
|              | Variance | ,000               | ,000               | ,114    | 33,333  |           |           |
| Esquerda     | 1        | 5,87               | 20,70              | 13,90   | 2190,00 |           |           |
|              | 2        | 5,93               | 20,90              | 14,28   | 2200,00 |           |           |
|              | 3        | 5,99               | 21,10              | 14,38   | 2210,00 |           |           |
|              | Total    | Mean               | 5,9300             | 20,9000 | 14,1867 | 2200,0000 |           |
|              |          | Std. Error of Mean | ,03464             | ,11547  | ,14621  | 5,77350   |           |
|              |          | Std. Deviation     | ,06000             | ,20000  | ,25325  | 10,00000  |           |
|              | Variance | ,004               | ,040               | ,064    | 100,000 |           |           |
| Total        |          | Mean               | 6,6820             | 23,7600 | 14,4527 | 2234,6667 |           |
|              |          | Std. Error of Mean | ,58132             | 2,17128 | ,55080  | 34,81744  |           |
|              |          | Std. Deviation     | 2,25143            | 8,40933 | 2,13324 | 134,84736 |           |
|              |          | Variance           | 5,069              | 70,717  | 4,551   | 18183,810 |           |

### 3.1 Post Hoc Tórax (mAs)

#### Post Hoc Tests Tórax - mAs

##### Camara

##### Multiple Comparisons

mAs  
Tukey HSD

|              |              |                       |            |      | 95% Confidence Interval |             |
|--------------|--------------|-----------------------|------------|------|-------------------------|-------------|
| (I) Camara   | (J) Camara   | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. | Lower Bound             | Upper Bound |
| Centro       | Direita      | 6,0600*               | ,02530     | ,000 | 5,9767                  | 6,1433      |
|              | Dta_Esq      | 5,5700*               | ,02530     | ,000 | 5,4867                  | 5,6533      |
|              | Dta_Esq_Cent | 4,4900*               | ,02530     | ,000 | 4,4067                  | 4,5733      |
|              | Esquerda     | 4,9700*               | ,02530     | ,000 | 4,8867                  | 5,0533      |
| Direita      | Centro       | -6,0600*              | ,02530     | ,000 | -6,1433                 | -5,9767     |
|              | Dta_Esq      | -,4900*               | ,02530     | ,000 | -,5733                  | -,4067      |
|              | Dta_Esq_Cent | -1,5700*              | ,02530     | ,000 | -1,6533                 | -1,4867     |
|              | Esquerda     | -1,0900*              | ,02530     | ,000 | -1,1733                 | -1,0067     |
| Dta_Esq      | Centro       | -5,5700*              | ,02530     | ,000 | -5,6533                 | -5,4867     |
|              | Direita      | ,4900*                | ,02530     | ,000 | ,4067                   | ,5733       |
|              | Dta_Esq_Cent | -1,0800*              | ,02530     | ,000 | -1,1633                 | -,9967      |
|              | Esquerda     | -,6000*               | ,02530     | ,000 | -,6833                  | -,5167      |
| Dta_Esq_Cent | Centro       | -4,4900*              | ,02530     | ,000 | -4,5733                 | -4,4067     |
|              | Direita      | 1,5700*               | ,02530     | ,000 | 1,4867                  | 1,6533      |
|              | Dta_Esq      | 1,0800*               | ,02530     | ,000 | ,9967                   | 1,1633      |
|              | Esquerda     | ,4800*                | ,02530     | ,000 | ,3967                   | ,5633       |
| Esquerda     | Centro       | -4,9700*              | ,02530     | ,000 | -5,0533                 | -4,8867     |
|              | Direita      | 1,0900*               | ,02530     | ,000 | 1,0067                  | 1,1733      |
|              | Dta_Esq      | ,6000*                | ,02530     | ,000 | ,5167                   | ,6833       |
|              | Dta_Esq_Cent | -,4800*               | ,02530     | ,000 | -,5633                  | -,3967      |

Based on observed means.

The error term is Mean Square(Error) = ,001.

\*. The mean difference is significant at the 0,05 level.

### 3.2 Post Hoc Tórax (ms)

#### Post Hoc Tests Tórax - ms

##### Camara

##### Multiple Comparisons

ms  
Tukey HSD

| (I) Camara   | (J) Camara   | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. | 95% Confidence Interval |             |
|--------------|--------------|-----------------------|------------|------|-------------------------|-------------|
|              |              |                       |            |      | Lower Bound             | Upper Bound |
| Centro       | Direita      | 22,6000*              | ,08944     | ,000 | 22,3056                 | 22,8944     |
|              | Dta_Esq      | 20,8000*              | ,08944     | ,000 | 20,5056                 | 21,0944     |
|              | Dta_Esq_Cent | 16,8333*              | ,08944     | ,000 | 16,5390                 | 17,1277     |
|              | Esquerda     | 18,6333*              | ,08944     | ,000 | 18,3390                 | 18,9277     |
| Direita      | Centro       | -22,6000*             | ,08944     | ,000 | -22,8944                | -22,3056    |
|              | Dta_Esq      | -1,8000*              | ,08944     | ,000 | -2,0944                 | -1,5056     |
|              | Dta_Esq_Cent | -5,7667*              | ,08944     | ,000 | -6,0610                 | -5,4723     |
|              | Esquerda     | -3,9667*              | ,08944     | ,000 | -4,2610                 | -3,6723     |
| Dta_Esq      | Centro       | -20,8000*             | ,08944     | ,000 | -21,0944                | -20,5056    |
|              | Direita      | 1,8000*               | ,08944     | ,000 | 1,5056                  | 2,0944      |
|              | Dta_Esq_Cent | -3,9667*              | ,08944     | ,000 | -4,2610                 | -3,6723     |
|              | Esquerda     | -2,1667*              | ,08944     | ,000 | -2,4610                 | -1,8723     |
| Dta_Esq_Cent | Centro       | -16,8333*             | ,08944     | ,000 | -17,1277                | -16,5390    |
|              | Direita      | 5,7667*               | ,08944     | ,000 | 5,4723                  | 6,0610      |
|              | Dta_Esq      | 3,9667*               | ,08944     | ,000 | 3,6723                  | 4,2610      |
|              | Esquerda     | 1,8000*               | ,08944     | ,000 | 1,5056                  | 2,0944      |
| Esquerda     | Centro       | -18,6333*             | ,08944     | ,000 | -18,9277                | -18,3390    |
|              | Direita      | 3,9667*               | ,08944     | ,000 | 3,6723                  | 4,2610      |
|              | Dta_Esq      | 2,1667*               | ,08944     | ,000 | 1,8723                  | 2,4610      |
|              | Dta_Esq_Cent | -1,8000*              | ,08944     | ,000 | -2,0944                 | -1,5056     |

Based on observed means.  
The error term is Mean Square(Error) = ,012.

\*. The mean difference is significant at the 0,05 level.

### 3.3 Post Hoc Tórax Dose Absorvida

#### Post Hoc Tests Tórax - Dose

#### Camara

#### Multiple Comparisons

Dose  
Tukey HSD

|              |              |                       |            |      | 95% Confidence Interval |             |
|--------------|--------------|-----------------------|------------|------|-------------------------|-------------|
| (I) Camara   | (J) Camara   | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. | Lower Bound             | Upper Bound |
| Centro       | Direita      | 4,8567*               | 1,16792    | ,013 | 1,0130                  | 8,7004      |
|              | Dta_Esq      | 3,8033                | 1,16792    | ,053 | -,0404                  | 7,6470      |
|              | Dta_Esq_Cent | 1,5833                | 1,16792    | ,666 | -2,2604                 | 5,4270      |
|              | Esquerda     | 2,8933                | 1,16792    | ,172 | -,9504                  | 6,7370      |
| Direita      | Centro       | -4,8567*              | 1,16792    | ,013 | -8,7004                 | -1,0130     |
|              | Dta_Esq      | -1,0533               | 1,16792    | ,890 | -4,8970                 | 2,7904      |
|              | Dta_Esq_Cent | -3,2733               | 1,16792    | ,106 | -7,1170                 | ,5704       |
|              | Esquerda     | -1,9633               | 1,16792    | ,485 | -5,8070                 | 1,8804      |
| Dta_Esq      | Centro       | -3,8033               | 1,16792    | ,053 | -7,6470                 | ,0404       |
|              | Direita      | 1,0533                | 1,16792    | ,890 | -2,7904                 | 4,8970      |
|              | Dta_Esq_Cent | -2,2200               | 1,16792    | ,376 | -6,0637                 | 1,6237      |
|              | Esquerda     | -,9100                | 1,16792    | ,931 | -4,7537                 | 2,9337      |
| Dta_Esq_Cent | Centro       | -1,5833               | 1,16792    | ,666 | -5,4270                 | 2,2604      |
|              | Direita      | 3,2733                | 1,16792    | ,106 | -,5704                  | 7,1170      |
|              | Dta_Esq      | 2,2200                | 1,16792    | ,376 | -1,6237                 | 6,0637      |
|              | Esquerda     | 1,3100                | 1,16792    | ,792 | -2,5337                 | 5,1537      |
| Esquerda     | Centro       | -2,8933               | 1,16792    | ,172 | -6,7370                 | ,9504       |
|              | Direita      | 1,9633                | 1,16792    | ,485 | -1,8804                 | 5,8070      |
|              | Dta_Esq      | ,9100                 | 1,16792    | ,931 | -2,9337                 | 4,7537      |
|              | Dta_Esq_Cent | -1,3100               | 1,16792    | ,792 | -5,1537                 | 2,5337      |

Based on observed means.  
The error term is Mean Square(Error) = 2,046.

\*. The mean difference is significant at the 0,05 level.

### 3.4 Post Hoc Tórax Índice Exposição

#### Post Hoc Tests Tórax - IE

##### Camara

##### Multiple Comparisons

IE  
Tukey HSD

|              |              |                       |            |      | 95% Confidence Interval |             |
|--------------|--------------|-----------------------|------------|------|-------------------------|-------------|
| (I) Camara   | (J) Camara   | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. | Lower Bound             | Upper Bound |
| Centro       | Direita      | 376,6667 *            | 5,16398    | ,000 | 359,6716                | 393,6617    |
|              | Dta_Esq      | 323,3333 *            | 5,16398    | ,000 | 306,3383                | 340,3284    |
|              | Dta_Esq_Cent | 246,6667 *            | 5,16398    | ,000 | 229,6716                | 263,6617    |
|              | Esquerda     | 280,0000 *            | 5,16398    | ,000 | 263,0049                | 296,9951    |
| Direita      | Centro       | -376,6667 *           | 5,16398    | ,000 | -393,6617               | -359,6716   |
|              | Dta_Esq      | -53,3333 *            | 5,16398    | ,000 | -70,3284                | -36,3383    |
|              | Dta_Esq_Cent | -130,0000 *           | 5,16398    | ,000 | -146,9951               | -113,0049   |
|              | Esquerda     | -96,6667 *            | 5,16398    | ,000 | -113,6617               | -79,6716    |
| Dta_Esq      | Centro       | -323,3333 *           | 5,16398    | ,000 | -340,3284               | -306,3383   |
|              | Direita      | 53,3333 *             | 5,16398    | ,000 | 36,3383                 | 70,3284     |
|              | Dta_Esq_Cent | -76,6667 *            | 5,16398    | ,000 | -93,6617                | -59,6716    |
|              | Esquerda     | -43,3333 *            | 5,16398    | ,000 | -60,3284                | -26,3383    |
| Dta_Esq_Cent | Centro       | -246,6667 *           | 5,16398    | ,000 | -263,6617               | -229,6716   |
|              | Direita      | 130,0000 *            | 5,16398    | ,000 | 113,0049                | 146,9951    |
|              | Dta_Esq      | 76,6667 *             | 5,16398    | ,000 | 59,6716                 | 93,6617     |
|              | Esquerda     | 33,3333 *             | 5,16398    | ,001 | 16,3383                 | 50,3284     |
| Esquerda     | Centro       | -280,0000 *           | 5,16398    | ,000 | -296,9951               | -263,0049   |
|              | Direita      | 96,6667 *             | 5,16398    | ,000 | 79,6716                 | 113,6617    |
|              | Dta_Esq      | 43,3333 *             | 5,16398    | ,000 | 26,3383                 | 60,3284     |
|              | Dta_Esq_Cent | -33,3333 *            | 5,16398    | ,001 | -50,3284                | -16,3383    |

Based on observed means.  
The error term is Mean Square(Error) = 40,000.

\*. The mean difference is significant at the 0,05 level.



#### 4. Estatística Descritiva da Exposição do Abdómen

| Estatística Abdómen |                    |                    | mAs     | ms        | Dose     | IE      |      |
|---------------------|--------------------|--------------------|---------|-----------|----------|---------|------|
| Câmaras             | Centro             | 1                  | 21,80   | 58,30     | 1790     | 2460    |      |
|                     |                    | 2                  | 22,50   | 60,20     | 1842     | 2430    |      |
|                     |                    | 3                  | 22,60   | 60,40     | 1850     | 2440    |      |
|                     |                    | Mean               | 22,3000 | 59,6333   | 1827,33  | 2443,33 |      |
|                     |                    | Std. Error of Mean | ,25166  | ,66916    | 18,809   | 8,819   |      |
|                     |                    | Std. Deviation     | ,43589  | 1,15902   | 32,578   | 15,275  |      |
|                     |                    | Variance           | ,190    | 1,343     | 1061,333 | 233,333 |      |
|                     |                    | N                  | 3       | 3         | 3        | 3       |      |
|                     |                    | Direita            | 1       | 19,60     | 52,10    | 1596    | 2380 |
|                     |                    |                    | 2       | 19,40     | 51,70    | 1584    | 2370 |
|                     | 3                  |                    | 19,50   | 52,00     | 1591     | 2370    |      |
|                     | Mean               |                    | 19,5000 | 51,9333   | 1590,33  | 2373,33 |      |
|                     | Std. Error of Mean |                    | ,05774  | ,12019    | 3,480    | 3,333   |      |
|                     | Std. Deviation     |                    | ,10000  | ,20817    | 6,028    | 5,774   |      |
|                     | Variance           |                    | ,010    | ,043      | 36,333   | 33,333  |      |
|                     | N                  |                    | 3       | 3         | 3        | 3       |      |
|                     | Dta_Esq            |                    | 1       | 18,10     | 48,00    | 1476    | 2340 |
|                     |                    |                    | 2       | 19,10     | 51,00    | 1561    | 2360 |
|                     |                    | 3                  | 19,10   | 50,90     | 1559     | 2360    |      |
|                     |                    | Mean               | 18,7667 | 49,9667   | 1532,00  | 2353,33 |      |
|                     |                    | Std. Error of Mean | ,33333  | ,98376    | 28,006   | 6,667   |      |
|                     |                    | Std. Deviation     | ,57735  | 1,70392   | 48,508   | 11,547  |      |
|                     |                    | Variance           | ,333    | 2,903     | 2353,000 | 133,333 |      |
|                     |                    | N                  | 3       | 3         | 3        | 3       |      |
|                     |                    | Dta_Esq_Cent       | 1       | 19,10     | 50,80    | 1562    | 2370 |
|                     |                    |                    | 2       | 20,10     | 53,70    | 1647    | 2380 |
|                     | 3                  |                    | 20,10   | 53,60     | 1643     | 2380    |      |
| Mean                | 19,7667            |                    | 52,7000 | 1617,33   | 2376,67  |         |      |
| Std. Error of Mean  | ,33333             |                    | ,95044  | 27,691    | 3,333    |         |      |
| Std. Deviation      | ,57735             |                    | 1,64621 | 47,962    | 5,774    |         |      |
| Variance            | ,333               |                    | 2,710   | 2300,333  | 33,333   |         |      |
| N                   | 3                  |                    | 3       | 3         | 3        |         |      |
| Esquerda            | 1                  |                    | 17,60   | 46,90     | 1440     | 2350    |      |
|                     | 2                  |                    | 18,70   | 49,70     | 1524     | 2330    |      |
|                     | 3                  | 18,60              | 49,60   | 1519      | 2340     |         |      |
|                     | Mean               | 18,3000            | 48,7333 | 1494,33   | 2340,00  |         |      |
|                     | Std. Error of Mean | ,35119             | ,91712  | 27,205    | 5,774    |         |      |
|                     | Std. Deviation     | ,60828             | 1,58850 | 47,120    | 10,000   |         |      |
|                     | Variance           | ,370               | 2,523   | 2220,333  | 100,000  |         |      |
|                     | N                  | 3                  | 3       | 3         | 3        |         |      |
|                     | Esquerda           | Mean               | 19,7267 | 52,5933   | 1612,27  | 2377,33 |      |
|                     |                    | Std. Error of Mean | ,38649  | 1,05666   | 32,166   | 9,782   |      |
| Std. Deviation      |                    | 1,49689            | 4,09241 | 124,578   | 37,885   |         |      |
| Variance            |                    | 2,241              | 16,748  | 15519,781 | 1435,238 |         |      |
| N                   |                    | 15                 | 15      | 15        | 15       |         |      |

#### 4.1 Post Hoc Abdómen (mAs)

### Post Hoc Tests Abdómen - mAs

#### Câmaras

#### Multiple Comparisons

mAs  
Tukey HSD

| (I) Câmaras  | (J) Câmaras  | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. | 95% Confidence Interval |             |
|--------------|--------------|-----------------------|------------|------|-------------------------|-------------|
|              |              |                       |            |      | Lower Bound             | Upper Bound |
| Centro       | Direita      | 2,8000*               | ,40607     | ,000 | 1,4636                  | 4,1364      |
|              | Dta_Esq      | 3,5333*               | ,40607     | ,000 | 2,1969                  | 4,8697      |
|              | Dta_Esq_Cent | 2,5333*               | ,40607     | ,001 | 1,1969                  | 3,8697      |
|              | Esquerda     | 4,0000*               | ,40607     | ,000 | 2,6636                  | 5,3364      |
| Direita      | Centro       | -2,8000*              | ,40607     | ,000 | -4,1364                 | -1,4636     |
|              | Dta_Esq      | ,7333                 | ,40607     | ,421 | -,6031                  | 2,0697      |
|              | Dta_Esq_Cent | -,2667                | ,40607     | ,961 | -1,6031                 | 1,0697      |
|              | Esquerda     | 1,2000                | ,40607     | ,084 | -,1364                  | 2,5364      |
| Dta_Esq      | Centro       | -3,5333*              | ,40607     | ,000 | -4,8697                 | -2,1969     |
|              | Direita      | -,7333                | ,40607     | ,421 | -2,0697                 | ,6031       |
|              | Dta_Esq_Cent | -1,0000               | ,40607     | ,176 | -2,3364                 | ,3364       |
|              | Esquerda     | ,4667                 | ,40607     | ,778 | -,8697                  | 1,8031      |
| Dta_Esq_Cent | Centro       | -2,5333*              | ,40607     | ,001 | -3,8697                 | -1,1969     |
|              | Direita      | ,2667                 | ,40607     | ,961 | -1,0697                 | 1,6031      |
|              | Dta_Esq      | 1,0000                | ,40607     | ,176 | -,3364                  | 2,3364      |
|              | Esquerda     | 1,4667*               | ,40607     | ,030 | ,1303                   | 2,8031      |
| Esquerda     | Centro       | -4,0000*              | ,40607     | ,000 | -5,3364                 | -2,6636     |
|              | Direita      | -1,2000               | ,40607     | ,084 | -2,5364                 | ,1364       |
|              | Dta_Esq      | -,4667                | ,40607     | ,778 | -1,8031                 | ,8697       |
|              | Dta_Esq_Cent | -1,4667*              | ,40607     | ,030 | -2,8031                 | -,1303      |

Based on observed means.

The error term is Mean Square(Error) = ,247.

\*. The mean difference is significant at the 0,05 level.

#### 4.2 Post Hoc Abdómen (ms)

### Post Hoc Tests Abdómen - ms

#### Câmaras

#### Multiple Comparisons

ms  
Tukey HSD

| (I) Câmaras  | (J) Câmaras  | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. | 95% Confidence Interval |             |
|--------------|--------------|-----------------------|------------|------|-------------------------|-------------|
|              |              |                       |            |      | Lower Bound             | Upper Bound |
| Centro       | Direita      | 7,7000*               | 1,12684    | ,000 | 3,9915                  | 11,4085     |
|              | Dta_Esq      | 9,6667*               | 1,12684    | ,000 | 5,9581                  | 13,3752     |
|              | Dta_Esq_Cent | 6,9333*               | 1,12684    | ,001 | 3,2248                  | 10,6419     |
|              | Esquerda     | 10,9000*              | 1,12684    | ,000 | 7,1915                  | 14,6085     |
| Direita      | Centro       | -7,7000*              | 1,12684    | ,000 | -11,4085                | -3,9915     |
|              | Dta_Esq      | 1,9667                | 1,12684    | ,451 | -1,7419                 | 5,6752      |
|              | Dta_Esq_Cent | -,7667                | 1,12684    | ,956 | -4,4752                 | 2,9419      |
|              | Esquerda     | 3,2000                | 1,12684    | ,100 | -,5085                  | 6,9085      |
| Dta_Esq      | Centro       | -9,6667*              | 1,12684    | ,000 | -13,3752                | -5,9581     |
|              | Direita      | -1,9667               | 1,12684    | ,451 | -5,6752                 | 1,7419      |
|              | Dta_Esq_Cent | -2,7333               | 1,12684    | ,185 | -6,4419                 | ,9752       |
|              | Esquerda     | 1,2333                | 1,12684    | ,806 | -2,4752                 | 4,9419      |
| Dta_Esq_Cent | Centro       | -6,9333*              | 1,12684    | ,001 | -10,6419                | -3,2248     |
|              | Direita      | ,7667                 | 1,12684    | ,956 | -2,9419                 | 4,4752      |
|              | Dta_Esq      | 2,7333                | 1,12684    | ,185 | -,9752                  | 6,4419      |
|              | Esquerda     | 3,9667*               | 1,12684    | ,035 | ,2581                   | 7,6752      |
| Esquerda     | Centro       | -10,9000*             | 1,12684    | ,000 | -14,6085                | -7,1915     |
|              | Direita      | -3,2000               | 1,12684    | ,100 | -6,9085                 | ,5085       |
|              | Dta_Esq      | -1,2333               | 1,12684    | ,806 | -4,9419                 | 2,4752      |
|              | Dta_Esq_Cent | -3,9667*              | 1,12684    | ,035 | -7,6752                 | -,2581      |

Based on observed means.  
The error term is Mean Square(Error) = 1,905.

\*. The mean difference is significant at the 0,05 level.

### 4.3 Post Hoc Abdómen Dose Absorvida

## Post Hoc Tests Abdómen - Dose

### Câmaras

#### Multiple Comparisons

Dose  
Tukey HSD

|              |              |                       |            |      | 95% Confidence Interval |             |
|--------------|--------------|-----------------------|------------|------|-------------------------|-------------|
| (I) Câmaras  | (J) Câmaras  | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. | Lower Bound             | Upper Bound |
| Centro       | Direita      | 237,00*               | 32,601     | ,000 | 129,71                  | 344,29      |
|              | Dta_Esq      | 295,33*               | 32,601     | ,000 | 188,04                  | 402,63      |
|              | Dta_Esq_Cent | 210,00*               | 32,601     | ,001 | 102,71                  | 317,29      |
|              | Esquerda     | 333,00*               | 32,601     | ,000 | 225,71                  | 440,29      |
| Direita      | Centro       | -237,00*              | 32,601     | ,000 | -344,29                 | -129,71     |
|              | Dta_Esq      | 58,33                 | 32,601     | ,429 | -48,96                  | 165,63      |
|              | Dta_Esq_Cent | -27,00                | 32,601     | ,916 | -134,29                 | 80,29       |
|              | Esquerda     | 96,00                 | 32,601     | ,085 | -11,29                  | 203,29      |
| Dta_Esq      | Centro       | -295,33*              | 32,601     | ,000 | -402,63                 | -188,04     |
|              | Direita      | -58,33                | 32,601     | ,429 | -165,63                 | 48,96       |
|              | Dta_Esq_Cent | -85,33                | 32,601     | ,140 | -192,63                 | 21,96       |
|              | Esquerda     | 37,67                 | 32,601     | ,775 | -69,63                  | 144,96      |
| Dta_Esq_Cent | Centro       | -210,00*              | 32,601     | ,001 | -317,29                 | -102,71     |
|              | Direita      | 27,00                 | 32,601     | ,916 | -80,29                  | 134,29      |
|              | Dta_Esq      | 85,33                 | 32,601     | ,140 | -21,96                  | 192,63      |
|              | Esquerda     | 123,00*               | 32,601     | ,024 | 15,71                   | 230,29      |
| Esquerda     | Centro       | -333,00*              | 32,601     | ,000 | -440,29                 | -225,71     |
|              | Direita      | -96,00                | 32,601     | ,085 | -203,29                 | 11,29       |
|              | Dta_Esq      | -37,67                | 32,601     | ,775 | -144,96                 | 69,63       |
|              | Dta_Esq_Cent | -123,00*              | 32,601     | ,024 | -230,29                 | -15,71      |

Based on observed means.  
The error term is Mean Square(Error) = 1594,267.

\*. The mean difference is significant at the 0,05 level.

#### 4.4 Post Hoc Abdómen Índice de Exposição

### Post Hoc Tests Abdómen - IE

#### Câmaras

#### Multiple Comparisons

IE  
Tukey HSD

|              |              |                       |            |      | 95% Confidence Interval |             |
|--------------|--------------|-----------------------|------------|------|-------------------------|-------------|
| (I) Câmaras  | (J) Câmaras  | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. | Lower Bound             | Upper Bound |
| Centro       | Direita      | 70,00*                | 8,433      | ,000 | 42,25                   | 97,75       |
|              | Dta_Esq      | 90,00*                | 8,433      | ,000 | 62,25                   | 117,75      |
|              | Dta_Esq_Cent | 66,67*                | 8,433      | ,000 | 38,91                   | 94,42       |
|              | Esquerda     | 103,33*               | 8,433      | ,000 | 75,58                   | 131,09      |
| Direita      | Centro       | -70,00*               | 8,433      | ,000 | -97,75                  | -42,25      |
|              | Dta_Esq      | 20,00                 | 8,433      | ,200 | -7,75                   | 47,75       |
|              | Dta_Esq_Cent | -3,33                 | 8,433      | ,994 | -31,09                  | 24,42       |
|              | Esquerda     | 33,33*                | 8,433      | ,018 | 5,58                    | 61,09       |
| Dta_Esq      | Centro       | -90,00*               | 8,433      | ,000 | -117,75                 | -62,25      |
|              | Direita      | -20,00                | 8,433      | ,200 | -47,75                  | 7,75        |
|              | Dta_Esq_Cent | -23,33                | 8,433      | ,112 | -51,09                  | 4,42        |
|              | Esquerda     | 13,33                 | 8,433      | ,539 | -14,42                  | 41,09       |
| Dta_Esq_Cent | Centro       | -66,67*               | 8,433      | ,000 | -94,42                  | -38,91      |
|              | Direita      | 3,33                  | 8,433      | ,994 | -24,42                  | 31,09       |
|              | Dta_Esq      | 23,33                 | 8,433      | ,112 | -4,42                   | 51,09       |
|              | Esquerda     | 36,67*                | 8,433      | ,010 | 8,91                    | 64,42       |
| Esquerda     | Centro       | -103,33*              | 8,433      | ,000 | -131,09                 | -75,58      |
|              | Direita      | -33,33*               | 8,433      | ,018 | -61,09                  | -5,58       |
|              | Dta_Esq      | -13,33                | 8,433      | ,539 | -41,09                  | 14,42       |
|              | Dta_Esq_Cent | -36,67*               | 8,433      | ,010 | -64,42                  | -8,91       |

Based on observed means.

The error term is Mean Square(Error) = 106,667.

\*. The mean difference is significant at the 0,05 level.



## 5. Estatística Descritiva da Bacia

| Estatística Descritiva Bacia |          |                    |                    |          |           |          |          |
|------------------------------|----------|--------------------|--------------------|----------|-----------|----------|----------|
|                              |          |                    | mAs                | ms       | Dose      | IE       |          |
| Câmaras                      | Centro   | 1                  | 17,80              | 47,30    | 1297      | 2420     |          |
|                              |          | 2                  | 17,90              | 47,60    | 1308      | 2310     |          |
|                              |          | 3                  | 17,80              | 47,30    | 1299      | 2300     |          |
|                              |          | Total              | Mean               | 17,8333  | 47,4000   | 1301,33  | 2343,33  |
|                              |          |                    | Std. Error of Mean | ,03333   | ,10000    | 3,383    | 38,442   |
|                              |          |                    | Std. Deviation     | ,05774   | ,17321    | 5,859    | 66,583   |
|                              |          |                    | Variance           | ,003     | ,030      | 34,333   | 4433,333 |
|                              |          |                    | N                  | 3        | 3         | 3        | 3        |
|                              |          |                    | Direita            | 1        | 27,20     | 73,00    | 1997     |
|                              |          |                    | 2                  | 27,20    | 72,90     | 1996     | 2480     |
|                              |          |                    | 3                  | 27,20    | 72,80     | 2000     | 2470     |
|                              |          | Total              | Mean               | 27,2000  | 72,9000   | 1997,67  | 2476,67  |
|                              |          |                    | Std. Error of Mean | ,00000   | ,05774    | 1,202    | 3,333    |
|                              |          |                    | Std. Deviation     | ,00000   | ,10000    | 2,082    | 5,774    |
|                              |          |                    | Variance           | ,000     | ,010      | 4,333    | 33,333   |
|                              |          |                    | N                  | 3        | 3         | 3        | 3        |
|                              |          | Dta_Esq            | 1                  | 27,60    | 73,90     | 2024     | 2490     |
|                              |          |                    | 2                  | 27,60    | 73,90     | 2023     | 2480     |
|                              |          |                    | 3                  | 27,50    | 73,80     | 2022     | 2490     |
|                              |          | Total              | Mean               | 27,5667  | 73,8667   | 2023,00  | 2486,67  |
|                              |          |                    | Std. Error of Mean | ,03333   | ,03333    | ,577     | 3,333    |
|                              |          |                    | Std. Deviation     | ,05774   | ,05774    | 1,000    | 5,774    |
|                              |          |                    | Variance           | ,003     | ,003      | 1,000    | 33,333   |
|                              |          |                    | N                  | 3        | 3         | 3        | 3        |
|                              |          | Dta_Esq_Cent       | 1                  | 23,30    | 62,30     | 1703     | 2410     |
|                              |          |                    | 2                  | 23,20    | 62,10     | 1700     | 2400     |
|                              |          |                    | 3                  | 23,20    | 62,10     | 1703     | 2380     |
|                              | Total    | Mean               | 23,2333            | 62,1667  | 1702,00   | 2396,67  |          |
|                              |          | Std. Error of Mean | ,03333             | ,06667   | 1,000     | 8,819    |          |
|                              |          | Std. Deviation     | ,05774             | ,11547   | 1,732     | 15,275   |          |
|                              |          | Variance           | ,003               | ,013     | 3,000     | 233,333  |          |
|                              |          | N                  | 3                  | 3        | 3         | 3        |          |
|                              | Esquerda | 1                  | 28,10              | 75,20    | 2048      | 2480     |          |
|                              |          | 2                  | 27,90              | 74,70    | 2046      | 2480     |          |
|                              |          | 3                  | 27,70              | 74,20    | 2033      | 2480     |          |
|                              | Total    | Mean               | 27,9000            | 74,7000  | 2042,33   | 2480,00  |          |
|                              |          | Std. Error of Mean | ,11547             | ,28868   | 4,702     | ,000     |          |
|                              |          | Std. Deviation     | ,20000             | ,50000   | 8,145     | ,000     |          |
|                              |          | Variance           | ,040               | ,250     | 66,333    | ,000     |          |
|                              |          | N                  | 3                  | 3        | 3         | 3        |          |
|                              | Total    | Mean               | 24,7467            | 66,2067  | 1813,27   | 2436,67  |          |
|                              |          | Std. Error of Mean | 1,02840            | 2,79241  | 76,063    | 16,667   |          |
|                              |          | Std. Deviation     | 3,98298            | 10,81497 | 294,591   | 64,550   |          |
|                              |          | Variance           | 15,864             | 116,964  | 86783,924 | 4166,667 |          |
|                              |          | N                  | 15                 | 15       | 15        | 15       |          |

## 5.1 Post Hoc Bacia (mAs)

### Post Hoc Tests - Bacia (mAs)

#### Configuração\_Câmaras

##### Multiple Comparisons

mAs  
Tukey HSD

|                          |                          |                       |            |      | 95% Confidence Interval |             |
|--------------------------|--------------------------|-----------------------|------------|------|-------------------------|-------------|
| (I) Configuração_Câmaras | (J) Configuração_Câmaras | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. | Lower Bound             | Upper Bound |
| Centro                   | Direita                  | -9,3667*              | ,08165     | ,000 | -9,6354                 | -9,0980     |
|                          | Dta_Esq                  | -9,7333*              | ,08165     | ,000 | -10,0020                | -9,4646     |
|                          | Dta_Esq_Cent             | -5,4000*              | ,08165     | ,000 | -5,6687                 | -5,1313     |
|                          | Esquerda                 | -10,0667*             | ,08165     | ,000 | -10,3354                | -9,7980     |
| Direita                  | Centro                   | 9,3667*               | ,08165     | ,000 | 9,0980                  | 9,6354      |
|                          | Dta_Esq                  | -,3667*               | ,08165     | ,008 | -,6354                  | -,0980      |
|                          | Dta_Esq_Cent             | 3,9667*               | ,08165     | ,000 | 3,6980                  | 4,2354      |
|                          | Esquerda                 | -,7000*               | ,08165     | ,000 | -,9687                  | -,4313      |
| Dta_Esq                  | Centro                   | 9,7333*               | ,08165     | ,000 | 9,4646                  | 10,0020     |
|                          | Direita                  | ,3667*                | ,08165     | ,008 | ,0980                   | ,6354       |
|                          | Dta_Esq_Cent             | 4,3333*               | ,08165     | ,000 | 4,0646                  | 4,6020      |
|                          | Esquerda                 | -,3333*               | ,08165     | ,015 | -,6020                  | -,0646      |
| Dta_Esq_Cent             | Centro                   | 5,4000*               | ,08165     | ,000 | 5,1313                  | 5,6687      |
|                          | Direita                  | -3,9667*              | ,08165     | ,000 | -4,2354                 | -3,6980     |
|                          | Dta_Esq                  | -4,3333*              | ,08165     | ,000 | -4,6020                 | -4,0646     |
|                          | Esquerda                 | -4,6667*              | ,08165     | ,000 | -4,9354                 | -4,3980     |
| Esquerda                 | Centro                   | 10,0667*              | ,08165     | ,000 | 9,7980                  | 10,3354     |
|                          | Direita                  | ,7000*                | ,08165     | ,000 | ,4313                   | ,9687       |
|                          | Dta_Esq                  | ,3333*                | ,08165     | ,015 | ,0646                   | ,6020       |
|                          | Dta_Esq_Cent             | 4,6667*               | ,08165     | ,000 | 4,3980                  | 4,9354      |

Based on observed means.  
The error term is Mean Square(Error) = ,010.

\*. The mean difference is significant at the ,05 level.

## 5.2 Post Hoc Bacia (ms)

### Post Hoc Tests - Bacia (ms)

#### Configuração\_Câmaras

##### Multiple Comparisons

ms  
Tukey HSD

|                          |                          |                       |            |      | 95% Confidence Interval |             |
|--------------------------|--------------------------|-----------------------|------------|------|-------------------------|-------------|
| (I) Configuração_Câmaras | (J) Configuração_Câmaras | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. | Lower Bound             | Upper Bound |
| Centro                   | Direita                  | -25,5000*             | ,20221     | ,000 | -26,1655                | -24,8345    |
|                          | Dta_Esq                  | -26,4667*             | ,20221     | ,000 | -27,1322                | -25,8012    |
|                          | Dta_Esq_Cent             | -14,7667*             | ,20221     | ,000 | -15,4322                | -14,1012    |
|                          | Esquerda                 | -27,3000*             | ,20221     | ,000 | -27,9655                | -26,6345    |
| Direita                  | Centro                   | 25,5000*              | ,20221     | ,000 | 24,8345                 | 26,1655     |
|                          | Dta_Esq                  | -,9667*               | ,20221     | ,005 | -1,6322                 | -,3012      |
|                          | Dta_Esq_Cent             | 10,7333*              | ,20221     | ,000 | 10,0678                 | 11,3988     |
|                          | Esquerda                 | -1,8000*              | ,20221     | ,000 | -2,4655                 | -1,1345     |
| Dta_Esq                  | Centro                   | 26,4667*              | ,20221     | ,000 | 25,8012                 | 27,1322     |
|                          | Direita                  | ,9667*                | ,20221     | ,005 | ,3012                   | 1,6322      |
|                          | Dta_Esq_Cent             | 11,7000*              | ,20221     | ,000 | 11,0345                 | 12,3655     |
|                          | Esquerda                 | -,8333*               | ,20221     | ,014 | -1,4988                 | -,1678      |
| Dta_Esq_Cent             | Centro                   | 14,7667*              | ,20221     | ,000 | 14,1012                 | 15,4322     |
|                          | Direita                  | -10,7333*             | ,20221     | ,000 | -11,3988                | -10,0678    |
|                          | Dta_Esq                  | -11,7000*             | ,20221     | ,000 | -12,3655                | -11,0345    |
|                          | Esquerda                 | -12,5333*             | ,20221     | ,000 | -13,1988                | -11,8678    |
| Esquerda                 | Centro                   | 27,3000*              | ,20221     | ,000 | 26,6345                 | 27,9655     |
|                          | Direita                  | 1,8000*               | ,20221     | ,000 | 1,1345                  | 2,4655      |
|                          | Dta_Esq                  | ,8333*                | ,20221     | ,014 | ,1678                   | 1,4988      |
|                          | Dta_Esq_Cent             | 12,5333*              | ,20221     | ,000 | 11,8678                 | 13,1988     |

Based on observed means.  
The error term is Mean Square(Error) = ,061.

\*. The mean difference is significant at the ,05 level.

### 5.3 Post Hoc Bacia Dose Absorvida

#### Post Hoc Tests - Bacia (Dose)

#### Configuração\_Câmaras

#### Multiple Comparisons

Dose  
Tukey HSD

|                          |                          |                       |            |      | 95% Confidence Interval |             |
|--------------------------|--------------------------|-----------------------|------------|------|-------------------------|-------------|
| (I) Configuração_Câmaras | (J) Configuração_Câmaras | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. | Lower Bound             | Upper Bound |
| Centro                   | Direita                  | -696,3333 *           | 3,81226    | ,000 | -708,8798               | -683,7869   |
|                          | Dta_Esq                  | -721,6667 *           | 3,81226    | ,000 | -734,2131               | -709,1202   |
|                          | Dta_Esq_Cent             | -400,6667 *           | 3,81226    | ,000 | -413,2131               | -388,1202   |
|                          | Esquerda                 | -741,0000 *           | 3,81226    | ,000 | -753,5465               | -728,4535   |
| Direita                  | Centro                   | 696,3333 *            | 3,81226    | ,000 | 683,7869                | 708,8798    |
|                          | Dta_Esq                  | -25,3333 *            | 3,81226    | ,000 | -37,8798                | -12,7869    |
|                          | Dta_Esq_Cent             | 295,6667 *            | 3,81226    | ,000 | 283,1202                | 308,2131    |
|                          | Esquerda                 | -44,6667 *            | 3,81226    | ,000 | -57,2131                | -32,1202    |
| Dta_Esq                  | Centro                   | 721,6667 *            | 3,81226    | ,000 | 709,1202                | 734,2131    |
|                          | Direita                  | 25,3333 *             | 3,81226    | ,000 | 12,7869                 | 37,8798     |
|                          | Dta_Esq_Cent             | 321,0000 *            | 3,81226    | ,000 | 308,4535                | 333,5465    |
|                          | Esquerda                 | -19,3333 *            | 3,81226    | ,003 | -31,8798                | -6,7869     |
| Dta_Esq_Cent             | Centro                   | 400,6667 *            | 3,81226    | ,000 | 388,1202                | 413,2131    |
|                          | Direita                  | -295,6667 *           | 3,81226    | ,000 | -308,2131               | -283,1202   |
|                          | Dta_Esq                  | -321,0000 *           | 3,81226    | ,000 | -333,5465               | -308,4535   |
|                          | Esquerda                 | -340,3333 *           | 3,81226    | ,000 | -352,8798               | -327,7869   |
| Esquerda                 | Centro                   | 741,0000 *            | 3,81226    | ,000 | 728,4535                | 753,5465    |
|                          | Direita                  | 44,6667 *             | 3,81226    | ,000 | 32,1202                 | 57,2131     |
|                          | Dta_Esq                  | 19,3333 *             | 3,81226    | ,003 | 6,7869                  | 31,8798     |
|                          | Dta_Esq_Cent             | 340,3333 *            | 3,81226    | ,000 | 327,7869                | 352,8798    |

Based on observed means.  
The error term is Mean Square(Error) = 21,800.

\*. The mean difference is significant at the ,05 level.

## 5.4 Post Hoc Bacia Índice Exposição

### Post Hoc Tests Bacia (IE)

#### Câmaras

#### Multiple Comparisons

IE  
Tukey HSD

| (I) Câmaras  | (J) Câmaras  | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig.  | 95% Confidence Interval |             |
|--------------|--------------|-----------------------|------------|-------|-------------------------|-------------|
|              |              |                       |            |       | Lower Bound             | Upper Bound |
| Centro       | Direita      | -133,33*              | 25,122     | ,002  | -216,01                 | -50,66      |
|              | Dta_Esq      | -143,33*              | 25,122     | ,001  | -226,01                 | -60,66      |
|              | Dta_Esq_Cent | -53,33                | 25,122     | ,282  | -136,01                 | 29,34       |
|              | Esquerda     | -136,67*              | 25,122     | ,002  | -219,34                 | -53,99      |
| Direita      | Centro       | 133,33*               | 25,122     | ,002  | 50,66                   | 216,01      |
|              | Dta_Esq      | -10,00                | 25,122     | ,994  | -92,68                  | 72,68       |
|              | Dta_Esq_Cent | 80,00                 | 25,122     | ,059  | -2,68                   | 162,68      |
|              | Esquerda     | -3,33                 | 25,122     | 1,000 | -86,01                  | 79,34       |
| Dta_Esq      | Centro       | 143,33*               | 25,122     | ,001  | 60,66                   | 226,01      |
|              | Direita      | 10,00                 | 25,122     | ,994  | -72,68                  | 92,68       |
|              | Dta_Esq_Cent | 90,00*                | 25,122     | ,032  | 7,32                    | 172,68      |
|              | Esquerda     | 6,67                  | 25,122     | ,999  | -76,01                  | 89,34       |
| Dta_Esq_Cent | Centro       | 53,33                 | 25,122     | ,282  | -29,34                  | 136,01      |
|              | Direita      | -80,00                | 25,122     | ,059  | -162,68                 | 2,68        |
|              | Dta_Esq      | -90,00*               | 25,122     | ,032  | -172,68                 | -7,32       |
|              | Esquerda     | -83,33*               | 25,122     | ,048  | -166,01                 | -,66        |
| Esquerda     | Centro       | 136,67*               | 25,122     | ,002  | 53,99                   | 219,34      |
|              | Direita      | 3,33                  | 25,122     | 1,000 | -79,34                  | 86,01       |
|              | Dta_Esq      | -6,67                 | 25,122     | ,999  | -89,34                  | 76,01       |
|              | Dta_Esq_Cent | 83,33*                | 25,122     | ,048  | ,66                     | 166,01      |

Based on observed means.  
The error term is Mean Square(Error) = 946,667.

\*. The mean difference is significant at the ,05 level.



## 6. Estatística Descritiva da Exposição da Bacia com Prótese

|              |                    |                    | Estatística Descritiva Bacia com Prótese |            |          |         |         |
|--------------|--------------------|--------------------|--|------------|----------|---------|---------|
|              |                    |                    | mAs                                      | ms         | Dose     | IE      |         |
| Câmaras      | Centro             | 1                  | 18,10                                    | 48,10      | 1429     | 2250    |         |
|              |                    | 2                  | 18,10                                    | 48,00      | 1317     | 2310    |         |
|              |                    | 3                  | 18,00                                    | 48,00      | 1314     | 2290    |         |
|              |                    | Total              | Mean                                     | 18,0667    | 48,0333  | 1353,33 | 2283,33 |
|              |                    |                    | Std. Error of Mean                       | ,03333     | ,03333   | 37,843  | 17,638  |
|              |                    |                    | Std. Deviation                           | ,05774     | ,05774   | 65,546  | 30,551  |
|              |                    | Variance           | ,003                                     | ,003       | 4296,333 | 933,333 |         |
|              |                    | N                  | 3  | 3          | 3        | 3       |         |
|              | Direita            | 1                  | 27,30                                    | 73,20      | 1998     | 2460    |         |
|              |                    | 2                  | 27,50                                    | 73,60      | 2001     | 2480    |         |
|              |                    | 3                  | 27,30                                    | 73,10      | 1997     | 2460    |         |
|              |                    | Total              | Mean                                     | 27,3667    | 73,3000  | 1998,67 | 2466,67 |
|              |                    |                    | Std. Error of Mean                       | ,06667     | ,15275   | 1,202   | 6,667   |
|              |                    |                    | Std. Deviation                           | ,11547     | ,26458   | 2,082   | 11,547  |
|              |                    | Variance           | ,013                                     | ,070       | 4,333    | 133,333 |         |
|              | N                  | 3                  | 3  | 3          | 3        |         |         |
| Dta_Esq      | 1                  | 30,40              | 81,30                                    | 1973       | 2520     |         |         |
|              | 2                  | 30,30              | 81,30                                    | 2225       | 2480     |         |         |
|              | 3                  | 30,30              | 81,10                                    | 2222       | 2500     |         |         |
|              | Total              | Mean               | 30,3333                                  | 81,2333    | 2140,00  | 2500,00 |         |
|              |                    | Std. Error of Mean | ,03333                                   | ,06667     | 83,504   | 11,547  |         |
|              |                    | Std. Deviation     | ,05774                                   | ,11547     | 144,634  | 20,000  |         |
|              | Variance           | ,003               | ,013                                     | 20919,000  | 400,000  |         |         |
|              | N                  | 3                  | 3  | 3          | 3        |         |         |
| Dta_Esq_Cent | 1                  | 24,60              | 65,90                                    | 1679       | 2400     |         |         |
|              | 2                  | 24,60              | 65,80                                    | 1804       | 2400     |         |         |
|              | 3                  | 24,60              | 65,80                                    | 1801       | 2380     |         |         |
|              | Total              | Mean               | 24,6000                                  | 65,8333    | 1761,33  | 2393,33 |         |
|              |                    | Std. Error of Mean | ,00000                                   | ,03333     | 41,176   | 6,667   |         |
|              |                    | Std. Deviation     | ,00000                                   | ,05774     | 71,319   | 11,547  |         |
|              | Variance           | ,000               | ,003                                     | 5086,333   | 133,333  |         |         |
|              | N                  | 3                  | 3  | 3          | 3        |         |         |
| Esquerda     | 1                  | 33,90              | 91,10                                    | 2480       | 2510     |         |         |
|              | 2                  | 33,60              | 90,20                                    | 2465       | 2480     |         |         |
|              | 3                  | 33,90              | 91,00                                    | 2488       | 2550     |         |         |
|              | Total              | Mean               | 33,8000                                  | 90,7667    | 2477,67  | 2513,33 |         |
|              |                    | Std. Error of Mean | ,10000                                   | ,28480     | 6,741    | 20,276  |         |
|              |                    | Std. Deviation     | ,17321                                   | ,49329     | 11,676   | 35,119  |         |
|              | Variance           | ,030               | ,243                                     | 136,333    | 1233,333 |         |         |
|              | N                  | 3                  | 3  | 3          | 3        |         |         |
| Total        | Mean               | 26,8333            | 71,8333                                  | 1946,20    | 2431,33  |         |         |
|              | Std. Error of Mean | 1,42901            | 3,87601                                  | 102,031    | 23,276   |         |         |
|              | Std. Deviation     | 5,53452            | 15,01174                                 | 395,166    | 90,148   |         |         |
|              | Variance           | 30,631             | 225,352                                  | 156156,314 | 8126,667 |         |         |
|              | N                  | 15                 | 15                                       | 15         | 15       |         |         |

## 6.1 Post Hoc Bacia com Prótese (mAs)

### Post Hoc Tests Bacia com Prótese - mAs

#### Câmaras

#### Multiple Comparisons

mAs  
Tukey HSD

| (I) Câmaras  | (J) Câmaras  | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. | 95% Confidence Interval |             |
|--------------|--------------|-----------------------|------------|------|-------------------------|-------------|
|              |              |                       |            |      | Lower Bound             | Upper Bound |
| Centro       | Direita      | -9,3000*              | ,08165     | ,000 | -9,5687                 | -9,0313     |
|              | Dta_Esq      | -12,2667*             | ,08165     | ,000 | -12,5354                | -11,9980    |
|              | Dta_Esq_Cent | -6,5333*              | ,08165     | ,000 | -6,8020                 | -6,2646     |
|              | Esquerda     | -15,7333*             | ,08165     | ,000 | -16,0020                | -15,4646    |
| Direita      | Centro       | 9,3000*               | ,08165     | ,000 | 9,0313                  | 9,5687      |
|              | Dta_Esq      | -2,9667*              | ,08165     | ,000 | -3,2354                 | -2,6980     |
|              | Dta_Esq_Cent | 2,7667*               | ,08165     | ,000 | 2,4980                  | 3,0354      |
|              | Esquerda     | -6,4333*              | ,08165     | ,000 | -6,7020                 | -6,1646     |
| Dta_Esq      | Centro       | 12,2667*              | ,08165     | ,000 | 11,9980                 | 12,5354     |
|              | Direita      | 2,9667*               | ,08165     | ,000 | 2,6980                  | 3,2354      |
|              | Dta_Esq_Cent | 5,7333*               | ,08165     | ,000 | 5,4646                  | 6,0020      |
|              | Esquerda     | -3,4667*              | ,08165     | ,000 | -3,7354                 | -3,1980     |
| Dta_Esq_Cent | Centro       | 6,5333*               | ,08165     | ,000 | 6,2646                  | 6,8020      |
|              | Direita      | -2,7667*              | ,08165     | ,000 | -3,0354                 | -2,4980     |
|              | Dta_Esq      | -5,7333*              | ,08165     | ,000 | -6,0020                 | -5,4646     |
|              | Esquerda     | -9,2000*              | ,08165     | ,000 | -9,4687                 | -8,9313     |
| Esquerda     | Centro       | 15,7333*              | ,08165     | ,000 | 15,4646                 | 16,0020     |
|              | Direita      | 6,4333*               | ,08165     | ,000 | 6,1646                  | 6,7020      |
|              | Dta_Esq      | 3,4667*               | ,08165     | ,000 | 3,1980                  | 3,7354      |
|              | Dta_Esq_Cent | 9,2000*               | ,08165     | ,000 | 8,9313                  | 9,4687      |

Based on observed means.  
The error term is Mean Square(Error) = ,010.

\*. The mean difference is significant at the 0,05 level.

## 6.2 Post Hoc Bacia com Prótese (ms)

### Post Hoc Tests Bacia com Prótese - ms

#### Câmaras

#### Multiple Comparisons

ms  
Tukey HSD

| (I) Câmaras  | (J) Câmaras  | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. | 95% Confidence Interval |             |
|--------------|--------------|-----------------------|------------|------|-------------------------|-------------|
|              |              |                       |            |      | Lower Bound             | Upper Bound |
| Centro       | Direita      | -25,2667*             | ,21082     | ,000 | -25,9605                | -24,5728    |
|              | Dta_Esq      | -33,2000*             | ,21082     | ,000 | -33,8938                | -32,5062    |
|              | Dta_Esq_Cent | -17,8000*             | ,21082     | ,000 | -18,4938                | -17,1062    |
|              | Esquerda     | -42,7333*             | ,21082     | ,000 | -43,4272                | -42,0395    |
| Direita      | Centro       | 25,2667*              | ,21082     | ,000 | 24,5728                 | 25,9605     |
|              | Dta_Esq      | -7,9333*              | ,21082     | ,000 | -8,6272                 | -7,2395     |
|              | Dta_Esq_Cent | 7,4667*               | ,21082     | ,000 | 6,7728                  | 8,1605      |
|              | Esquerda     | -17,4667*             | ,21082     | ,000 | -18,1605                | -16,7728    |
| Dta_Esq      | Centro       | 33,2000*              | ,21082     | ,000 | 32,5062                 | 33,8938     |
|              | Direita      | 7,9333*               | ,21082     | ,000 | 7,2395                  | 8,6272      |
|              | Dta_Esq_Cent | 15,4000*              | ,21082     | ,000 | 14,7062                 | 16,0938     |
|              | Esquerda     | -9,5333*              | ,21082     | ,000 | -10,2272                | -8,8395     |
| Dta_Esq_Cent | Centro       | 17,8000*              | ,21082     | ,000 | 17,1062                 | 18,4938     |
|              | Direita      | -7,4667*              | ,21082     | ,000 | -8,1605                 | -6,7728     |
|              | Dta_Esq      | -15,4000*             | ,21082     | ,000 | -16,0938                | -14,7062    |
|              | Esquerda     | -24,9333*             | ,21082     | ,000 | -25,6272                | -24,2395    |
| Esquerda     | Centro       | 42,7333*              | ,21082     | ,000 | 42,0395                 | 43,4272     |
|              | Direita      | 17,4667*              | ,21082     | ,000 | 16,7728                 | 18,1605     |
|              | Dta_Esq      | 9,5333*               | ,21082     | ,000 | 8,8395                  | 10,2272     |
|              | Dta_Esq_Cent | 24,9333*              | ,21082     | ,000 | 24,2395                 | 25,6272     |

Based on observed means.  
The error term is Mean Square(Error) = ,067.

\*. The mean difference is significant at the 0,05 level.

### 6.3 Post Hoc Bacia com Prótese Dose Absorvida

#### Post Hoc Tests Bacia com Prótese - Dose

#### Câmaras

#### Multiple Comparisons

Dose  
Tukey HSD

| (I) Câmaras  | (J) Câmaras  |                       |            |      | 95% Confidence Interval |             |
|--------------|--------------|-----------------------|------------|------|-------------------------|-------------|
|              |              | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. | Lower Bound             | Upper Bound |
| Centro       | Direita      | -645,33*              | 63,710     | ,000 | -855,01                 | -435,66     |
|              | Dta_Esq      | -786,67*              | 63,710     | ,000 | -996,34                 | -576,99     |
|              | Dta_Esq_Cent | -408,00*              | 63,710     | ,001 | -617,68                 | -198,32     |
|              | Esquerda     | -1124,33*             | 63,710     | ,000 | -1334,01                | -914,66     |
| Direita      | Centro       | 645,33*               | 63,710     | ,000 | 435,66                  | 855,01      |
|              | Dta_Esq      | -141,33               | 63,710     | ,248 | -351,01                 | 68,34       |
|              | Dta_Esq_Cent | 237,33*               | 63,710     | ,025 | 27,66                   | 447,01      |
|              | Esquerda     | -479,00*              | 63,710     | ,000 | -688,68                 | -269,32     |
| Dta_Esq      | Centro       | 786,67*               | 63,710     | ,000 | 576,99                  | 996,34      |
|              | Direita      | 141,33                | 63,710     | ,248 | -68,34                  | 351,01      |
|              | Dta_Esq_Cent | 378,67*               | 63,710     | ,001 | 168,99                  | 588,34      |
|              | Esquerda     | -337,67*              | 63,710     | ,002 | -547,34                 | -127,99     |
| Dta_Esq_Cent | Centro       | 408,00*               | 63,710     | ,001 | 198,32                  | 617,68      |
|              | Direita      | -237,33*              | 63,710     | ,025 | -447,01                 | -27,66      |
|              | Dta_Esq      | -378,67*              | 63,710     | ,001 | -588,34                 | -168,99     |
|              | Esquerda     | -716,33*              | 63,710     | ,000 | -926,01                 | -506,66     |
| Esquerda     | Centro       | 1124,33*              | 63,710     | ,000 | 914,66                  | 1334,01     |
|              | Direita      | 479,00*               | 63,710     | ,000 | 269,32                  | 688,68      |
|              | Dta_Esq      | 337,67*               | 63,710     | ,002 | 127,99                  | 547,34      |
|              | Dta_Esq_Cent | 716,33*               | 63,710     | ,000 | 506,66                  | 926,01      |

Based on observed means.

The error term is Mean Square(Error) = 6088,467.

\*. The mean difference is significant at the 0,05 level.

## 6.4 Post Hoc Bacia com Prótese Índice de Exposição

### Post Hoc Tests Bacia com Prótese - IE

#### Câmaras

#### Multiple Comparisons

IE  
Tukey HSD

| (I) Câmaras  | (J) Câmaras  | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. | 95% Confidence Interval |             |
|--------------|--------------|-----------------------|------------|------|-------------------------|-------------|
|              |              |                       |            |      | Lower Bound             | Upper Bound |
| Centro       | Direita      | -183,33*              | 19,437     | ,000 | -247,30                 | -119,37     |
|              | Dta_Esq      | -216,67*              | 19,437     | ,000 | -280,63                 | -152,70     |
|              | Dta_Esq_Cent | -110,00*              | 19,437     | ,002 | -173,97                 | -46,03      |
|              | Esquerda     | -230,00*              | 19,437     | ,000 | -293,97                 | -166,03     |
| Direita      | Centro       | 183,33*               | 19,437     | ,000 | 119,37                  | 247,30      |
|              | Dta_Esq      | -33,33                | 19,437     | ,467 | -97,30                  | 30,63       |
|              | Dta_Esq_Cent | 73,33*                | 19,437     | ,024 | 9,37                    | 137,30      |
|              | Esquerda     | -46,67                | 19,437     | ,192 | -110,63                 | 17,30       |
| Dta_Esq      | Centro       | 216,67*               | 19,437     | ,000 | 152,70                  | 280,63      |
|              | Direita      | 33,33                 | 19,437     | ,467 | -30,63                  | 97,30       |
|              | Dta_Esq_Cent | 106,67*               | 19,437     | ,002 | 42,70                   | 170,63      |
|              | Esquerda     | -13,33                | 19,437     | ,955 | -77,30                  | 50,63       |
| Dta_Esq_Cent | Centro       | 110,00*               | 19,437     | ,002 | 46,03                   | 173,97      |
|              | Direita      | -73,33*               | 19,437     | ,024 | -137,30                 | -9,37       |
|              | Dta_Esq      | -106,67*              | 19,437     | ,002 | -170,63                 | -42,70      |
|              | Esquerda     | -120,00*              | 19,437     | ,001 | -183,97                 | -56,03      |
| Esquerda     | Centro       | 230,00*               | 19,437     | ,000 | 166,03                  | 293,97      |
|              | Direita      | 46,67                 | 19,437     | ,192 | -17,30                  | 110,63      |
|              | Dta_Esq      | 13,33                 | 19,437     | ,955 | -50,63                  | 77,30       |
|              | Dta_Esq_Cent | 120,00*               | 19,437     | ,001 | 56,03                   | 183,97      |

Based on observed means.  
The error term is Mean Square(Error) = 566,667.

\*. The mean difference is significant at the 0,05 level.



## 7. Resumo dos Valores Médios dos Testes

| Tórax |       |       |       |       |       |
|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| mAs   | 4,84  | 5,93  | 10,90 | 5,33  | 6,41  |
| ms    | 16,93 | 20,90 | 39,53 | 18,73 | 22,70 |
| IE    | 2103  | 2200  | 2480  | 2157  | 2233  |
| uGy   | 12,22 | 14,19 | 17,08 | 13,28 | 15,50 |

| Abdómen |      |      |      |       |       |
|---------|------|------|------|-------|-------|
| mAs     | 19,5 | 18,3 | 22,3 | 18,77 | 19,77 |
| ms      | 51,9 | 48,7 | 59,6 | 50    | 52,7  |
| IE      | 2373 | 2340 | 2443 | 2353  | 2377  |
| uGy     | 1590 | 1494 | 1827 | 1532  | 1617  |

| Bacia |      |      |       |       |       |
|-------|------|------|-------|-------|-------|
| mAs   | 27,2 | 27,9 | 17,83 | 27,57 | 23,23 |
| ms    | 72,9 | 74,7 | 47,4  | 73,9  | 62,2  |
| IE    | 2477 | 2480 | 2343  | 2487  | 2397  |
| uGy   | 1998 | 2042 | 1301  | 2023  | 1702  |

| Bacia com Prótese |       |       |       |       |       |
|-------------------|-------|-------|-------|-------|-------|
| mAs               | 27,37 | 33,8  | 18,1  | 30,33 | 24,6  |
| ms                | 73,3  | 90,77 | 48,03 | 81,23 | 65,83 |
| IE                | 2466  | 2513  | 2283  | 2500  | 2393  |
| uGy               | 1999  | 2481  | 1353  | 2140  | 1761  |



## 8. Fotos Diversas

### 8.1 Transporte do fantôma Pixy



### 8.2 Fantôma Pixy na Caixa



### 8.3 Testes de Calibração do equipamento IMI



#### 8.4 Fantôma pixy na Mesa da Sala de Radiologia do IMI

