

**Universidade do Algarve**  
**Faculdade de Ciências e Tecnologia - FCT**



---

---

**DOSIMETRIA DO PACIENTE  
EM RADIOLOGIA, NO IPOFG-CROC,S.A.**

---

---

Dissertação para a grau de mestre em Imagiologia Médica

**Sandra Isabel Medeira Brás**  
**Faro 2006**



**Nome** Sandra Isabel Medeira Brás

**Departamento** Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade do Algarve

**Tese orientada por** Doutora Maria de Carmen Fernandes de Sousa  
Responsável pela Radioprotecção  
Serviço de Física Médica do IPOFG-CROC, S.A.

**Tese co-orientada por** Doutora Maria do Carmo Lopes  
Directora de Serviço  
Serviço de Física Médica do IPOFG-CROC, S.A.

**Tese supervisionada por** Professora Doutora Maria da Conceição Abreu  
Professora Catedrática em Física  
Universidade do Algarve

**Data** 11 de Dezembro de 2006

**Título da Dissertação** *Dosimetria no paciente em Radiologia, no IPOFG-CROC,S.A.*

**JÚRI:**

**Presidente** Professora Doutora Maria da Conceição Abreu  
Professora Catedrática em Física  
Universidade do Algarve

**Vogais** Doutor Carlos Manuel de Sousa Oliveira  
Investigador no Departamento de Protecção Radiológica e  
Segurança Nuclear do Instituto Tecnológico e Nuclear  
Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior

Doutor Luís Filipe dos Santos Garcia Peralta  
Professor Auxiliar com Agregação  
Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa

Doutora Maria do Carmo Lopes  
Directora de Serviço  
Serviço de Física Médica do IPOFG-CROC,S.A.

Doutora Maria Carmen de Sousa  
Responsável pela Radioprotecção  
Serviço de Física Médica do IPOFG-CROC,S.A.



# DOSIMETRIA DO PACIENTE EM RADIOLOGIA, NO IPOFG-CROC,S.A.

Tese realizada com o apoio do LIP - Laboratório de Instrumentação e Física Experimental de Partículas, no âmbito do projecto *Técnicas de Monte Carlo e Desenvolvimento de detectores aplicadas á Física Médica* (LIP/BIC-86/04).



"Se consegui ver mais longe, foi porque me apoiei nos ombros de gigantes."

*Sir Isaac Newton*  
(1643-1727)



---

# Agradecimentos

Para a realização deste trabalho foram necessários os contributos de inúmeras pessoas, sem os quais este não teria sido possível. Por este motivo gostaria de agradecer especialmente:

À minha orientadora, Doutora Maria Carmen de Sousa e à minha co-orientadora Doutora Maria do Carmo Lopes, pela oportunidade de estagiar no Serviço de Física Médica do Instituto Português de Oncologia (IPO) em Coimbra, pelo enorme apoio pedagógico e disponibilidade para as questões e dúvidas que surgiram ao longo do meu estágio e principalmente pela amizade.

À Doutora Maria Conceição Abreu pela sua disponibilidade e prontidão em ajudar, sempre que foi necessário. Um muito obrigada pelo voto de confiança.

Ao Laboratório de Instrumentação e Física Experimental de Partículas (LIP) pelo apoio financeiro e em particular ao Doutor Luís Peralta, na qualidade de responsável pelo projecto nº LIP/BIC-86/04.

Ao Dr. Idílio Gomes, director do Serviço de Imagiologia, pela sua amabilidade e disponibilidade.

A toda a equipa de físicos, em especial à Engenheira Josefina Mateus e à Engenheira Carla Alves pelos conhecimentos, dedicação, amizade e carinho.

A toda a equipa de técnicos de saúde e médicos do IPO de Coimbra, pelos inúmeros esclarecimentos e pelo auxílio prestado na realização deste trabalho, em especial, ao Vitor, Zé Carlos, Manuela, Paula, João, ...

Ao Dr. Manuel António Leitão da Silva, Director do Instituto Português de Oncologia de Coimbra, por permitir a realização deste trabalho nesta instituição.

À Universidade do Algarve, em particular aos professores que contribuíram para a minha formação.

A todos os meus queridos amigos pelo apoio e companheirismo nos bons e maus momentos.

Aos meus queridos pais e família, pelos inesgotáveis conselhos, apoio e amor.

e por fim, a uma pessoa que sempre esteve ao meu lado e que me deu sempre muito apoio. Simplesmente, basta dizê-lo: *AMO-TE Muito e um muito obrigada por seres quem és e principalmente por fazeres de mim, a pessoa que sou.*

---

## Resumo

Segundo a legislação portuguesa em vigor (Decreto-Lei nº180/2002), no âmbito das exposições radiológicas médicas, o titular da instalação deve assegurar o estabelecimento de recomendações no que respeita às doses de radiação que recebem os pacientes e assegurar de que as mesmas estão disponíveis para o médico que prescreve o exame. O titular deve ainda assegurar, que as exposições estão conforme os níveis de referência para exames de radiodiagnóstico, tendo em consideração os níveis de referência de diagnóstico europeus, quando existem (Directiva Europeia 97/43/EURATOM).

O objectivo deste trabalho é estabelecer um protocolo de avaliação das doses que recebem os pacientes em radiologia a fim de determinar os níveis de referência de diagnóstico locais, para os exames de radiodiagnóstico mais frequentemente realizados no Serviço de Imagiologia do Instituto Português de Oncologia Francisco Gentil - Centro Regional de Oncologia de Coimbra, S.A. (IPOFG-CROC, S.A.<sup>1</sup>) e disponibilizar a informação de dose ao paciente e ao médico que prescreve o exame.

**Palavras-chave:** Dosimetria, Níveis de referência de diagnóstico, TLD's, Radiologia Convencional, Tomografia Computorizada, Mamografia.

---

<sup>1</sup>Esta instituição passou, a partir de Janeiro de 2006 a ser designada por IPOC-FG,E.P.E..



---

# Abstract

According to the Portuguese legislation (Decree Law nº180/2002), in the scope of the medical radiological exposures, the head of the installation has to assure the establishment of recommendations in what concerns the patient radiation dose and he also has to assure that the same doses are available for the physician who prescribes the examination. The head of the installation should also assure that the radiological exposures are in agreement with the reference levels for medical radiological examinations, having in consideration the European Diagnostic Reference Levels, whenever they exist (Council Directive 97/43/EURATOM).

The aim of this work is to establish a protocol of patient dose measurement in radiology in order to determine the local diagnostic reference levels for the examinations more frequently carried out in the Radiology Department of the Portuguese Institute of Oncology *Francisco Gentil* - Regional Center of Oncology of Coimbra, S.A. (IPOFG-CROC, S.A.) and we this dosimetric information should be available to the patient and the physician who describes the examination.

**Key words:** Dosimetry, Diagnostic Reference Level, TLD, conventional radiology, CT scan, mammography.



---

# Índice

<b>Lista de abreviações</b>	<b>xix</b>
<b>1 Introdução Geral</b>	<b>1</b>
1.1 Generalidades . . . . .	1
1.2 Problemática . . . . .	3
1.3 Objectivo do Trabalho . . . . .	4
1.4 Plano . . . . .	4
<b>2 Noções introdutórias de Protecção Radiológica</b>	<b>5</b>
2.1 Principais organismos internacionais relacionados com a Protecção Radiológica	5
2.2 Efeitos biológicos da radiação ionizante . . . . .	7
2.2.1 Classificação dos efeitos biológicos . . . . .	7
2.3 Grandezas básicas em Protecção Radiológica . . . . .	8
2.3.1 <i>kerma</i> . . . . .	8
2.3.2 Dose absorvida . . . . .	9
2.3.3 Dose equivalente . . . . .	10
2.3.4 Dose efectiva . . . . .	10
2.3.5 <i>BERT</i> . . . . .	11
2.4 Riscos associados à exposição a doses baixas de radiação . . . . .	11
2.5 Princípios do sistema de Protecção Radiológica da ICRP . . . . .	12
2.5.1 Justificação da prática . . . . .	13
2.5.2 Optimização da protecção . . . . .	14
2.5.3 Limites de dose individual . . . . .	16
<b>3 Radiologia Convencional</b>	<b>19</b>
3.1 Grandezas dosimétricas em Radiologia Convencional . . . . .	19
3.1.1 <i>Entrance Surface Air kerma</i> . . . . .	19
3.1.2 <i>Entrance Surface Dose</i> . . . . .	19
3.2 Teoria Termoluminescente . . . . .	20
3.2.1 Fenómenos luminescentes . . . . .	20
3.2.2 Modelo simples para a termoluminescência . . . . .	21
3.3 Metodologia para a medição de dose . . . . .	23
3.3.1 Selecção do material utilizado . . . . .	23
3.3.2 Reprodutibilidade do rendimento dos equipamentos de Raio X . . . . .	29
3.3.3 Optimização do ciclo de leitura e de regeneração dos TLD's . . . . .	30

3.3.4	Reprodutibilidade dos TLD's . . . . .	36
3.3.5	Calibração dos TLD's . . . . .	37
3.3.6	Factores de correcção dos TLD's . . . . .	39
3.3.7	Medições efectuadas em pacientes . . . . .	41
3.4	Informação de dose para o paciente . . . . .	43
<b>4</b>	<b>Tomografia Computorizada</b>	<b>47</b>
4.1	Grandeza dosimétrica em TC . . . . .	47
4.1.1	<i>Computed Tomography Dose Index</i> . . . . .	47
4.1.2	<i>Dose-Lenght Product</i> . . . . .	49
4.2	Metodologia para a avaliação de dose . . . . .	50
4.2.1	Material utilizado . . . . .	50
4.2.2	Medições no ar e no fantoma . . . . .	50
4.2.3	Avaliação da dose média por protocolo clínico . . . . .	54
4.3	Informação de dose para o paciente . . . . .	55
<b>5</b>	<b>Mamografia</b>	<b>59</b>
5.1	Grandezas dosimétricas em Mamografia . . . . .	59
5.1.1	<i>Average Glandular Dose</i> . . . . .	59
5.2	Metodologia para a avaliação de dose . . . . .	60
5.2.1	Material utilizado . . . . .	60
5.2.2	Avaliação da qualidade do feixe de Raios X . . . . .	60
5.2.3	Medições do <i>ESAK</i> . . . . .	65
5.2.4	Avaliação da dose média por protocolo clínico . . . . .	67
5.3	Informação de dose para o paciente . . . . .	68
	<b>Conclusão</b>	<b>73</b>
	<b>Bibliografia</b>	<b>75</b>

---

## Lista de Figuras

1.1	Repartição das doses médias por indivíduo e por ano a nível mundial. . . . .	2
1.2	Contribuição percentual da dose efectiva global, por tipo de exame. . . . .	2
1.3	Ilustração da frequência e contribuição na dose efectiva. . . . .	3
2.1	Organização das entidades competentes em Protecção Radiológica. . . . .	6
2.2	Ilustração da transferência de energia do fóton no volume de massa. . . . .	9
3.1	Ilustração de alguns fenómenos luminescentes. . . . .	20
3.2	Ilustração do modelo simples. . . . .	21
3.3	Dependência com a temperatura da probabilidade de escape. . . . .	22
3.4	Equipamento dosimétrico utilizado em Radiologia Convencional. . . . .	24
3.5	Várias formas de acondicionamento dos TLD's. . . . .	24
3.6	Curvas de brilho. . . . .	25
3.7	Leitor <i>PCL3</i> . . . . .	26
3.8	Tipos de leitura que o leitor <i>PCL3</i> permite. . . . .	26
3.9	Pinça de vácuo e elevador de dosímetros. . . . .	27
3.10	Ilustração do processo de leitura. . . . .	28
3.11	Forno de regeneração da <i>ETT-Fimel</i> . . . . .	29
3.12	Curva de brilho do GR200. . . . .	30
3.13	Montagem utilizada para o estudo da reprodutibilidade. . . . .	31
3.14	Relação entre o tempo de leitura e a leitura dos dosímetros. . . . .	32
3.15	Dispersão ( $1\sigma$ ) da resposta individual dos dosímetros. . . . .	33
3.16	Ilustração do percurso dos fótons de raio-X no ânodo. . . . .	34
3.17	Ilustração da geometria dos vários grupos de dosímetros. . . . .	34
3.18	Curvas de brilho para diferentes tempos de regeneração dos dosímetros. . . . .	35
3.19	Curvas de brilho para diferentes temperaturas de regeneração . . . . .	36
3.20	Resultados das leituras obtidas para cada dosímetro. . . . .	37
3.21	Calibração dos TLD's (a), com a câmara de ionização (b). . . . .	38
3.22	Centragem da câmara de ionização e dos TLD's. . . . .	39
3.23	Resposta dos TLD's. . . . .	40
3.25	Fotografia da colocação do dosímetro sobre a pele de um paciente. . . . .	41
3.26	Resultados dos valores medidos das doses nos pacientes. . . . .	43
3.27	Ilustração da janela do programa PCXMC. . . . .	44
3.28	Dose efectiva e BERT em Radiologia Convencional. . . . .	45
3.29	Folhas informativas de dose recebida pelos pacientes em RC. . . . .	46

4.1	Ilustração de um perfil de dose para um só corte. . . . .	48
4.2	Relação entre o <i>pitch</i> e a dose. . . . .	49
4.3	Ilustração do material utilizado em TC. . . . .	50
4.4	Ilustração do posicionamento da câmara de ionização e do fantoma. . . . .	51
4.5	Variação do $CTDI_w$ com vários parâmetros de exposição. . . . .	52
4.6	Resultados obtidos dos NRD's locais . . . . .	55
4.7	Dose efectiva e respectivo BERT em TC. . . . .	56
4.8	Folha informativa de dose recebida pelos pacientes em TC. . . . .	57
5.1	Material utilizado em mamografia. . . . .	60
5.2	Montagem experimental para o estudo da tensão da ampola. . . . .	61
5.3	Montagem experimental para a determinação do HVL. . . . .	62
5.4	Centragem da câmara de ionização. . . . .	63
5.5	Curvas experimentais da fracção do feixe de transmissão. . . . .	63
5.6	Montagem experimental para a medição do <i>ESAK</i> . . . . .	65
5.7	Relação entre a grandeza <i>ESAK</i> e os parâmetros de exposição. . . . .	66
5.8	Resultados obtidos dos NRD's locais em mamografia. . . . .	68
5.9	Dose efectiva e respectivo BERT em mamografia. . . . .	70
5.10	Folha informativa de dose recebida pelas pacientes em mamografia. . . . .	71

---

## Lista de Tabelas

2.1	Resumo das características dos efeitos biológicos. . . . .	8
2.2	Factores de ponderação da radiação. . . . .	10
2.3	Factores de ponderação dos tecidos/órgãos. . . . .	11
2.4	Coefficientes nominais de probabilidade de efeitos estocásticos. . . . .	12
2.5	Níveis de risco adicional de cancro, devido a uma exposição. . . . .	13
2.6	Limites de dose para os TPE e para o público. . . . .	17
3.1	Resultados da reprodutibilidade global dos dosímetros. . . . .	33
3.2	Relação entre a intensidade do pico dosimétrico e do pico de desvanecimento. . . . .	35
3.3	Relação entre a intensidade do pico dosimétrico e o pico de desvanecimento. . . . .	36
3.4	Comparação entre os NRD locais e os correspondentes NRD europeus. . . . .	43
3.5	Níveis de risco adicional de cancro em Radiologia Convencional. . . . .	45
4.1	Resultados dos factores $P_H$ e $P_B$ . . . . .	52
4.2	Comparação entre os NRD locais e os europeus de $CTDI_w$ e de $DLP$ . . . . .	55
4.3	Valores de dose efectiva normalizada, $E_{DLP}$ , para várias regiões do corpo. . . . .	56
4.4	Níveis de risco adicional de cancro em TC. . . . .	57
5.1	Resultados da exactidão da tensão obtida. . . . .	62
5.2	Valores medidos do HVL e valores típicos. . . . .	65
5.3	Resultados do <i>ESAK</i> normalizado com a exposição. . . . .	66
5.4	Comparação entre os NRD's locais e os NRD's europeus. . . . .	68
5.5	Factor de conversão $g$ . . . . .	69
5.6	Valores de risco adicional de cancro em mamografia. . . . .	70



---

## Acrónimos

**ADN** *Ácido Desoxidoribonucleíco*

**AEN-OCDE** *Agência para a Energia Nuclear da Organização Cooperativa e Desenvolvimento Económico*

**ALARA** *As Low As Reasonably Achievable*

**AGD** *Average Glandular Dose*

**BERT** *Background Equivalent Radiation Time*

**BSS** *Basic Safety Standards*

**CTDI** *Computed Tomography Dose Index*

**CTDI<sub>w</sub>** *weighted CTDI*

**DLP** *Dose-Length Product*

**ESAK** *Entrance Surface Air Kerma*

**ESD** *Entrance Surface Dose*

**FAO** *Food and Agriculture Organization of the United Nations*

**HVL** *Half Value Layer*

**IAEA** *International Atomic Energy Agency*

**ICRP** *Internacional Commission on Radiological Protection*

**ImPACT** *Imaging Performance Assessment of CT scanners*

**ILO** *International Labour Organization*

**kerma** *Kinetic Energy Released in Material*

**LET** *Linear Energy Transfer*

**NRD** *Níveis de Referência de Diagnóstico*

**NRPB** *National Radiological Protection Board*

**NCRP** *National Council on Radiation Protection and Measurements*

**OIT** Organização Internacional do Trabalho

**OMS** Organismo Mundial da Saúde

**OPS** Organização Panamericana da Saúde

**PMMA** Polimetil-Metacrilato

**PR** Protecção Radiológica

**RC** Radiologia Convencional

**TC** Tomografia Computorizada

**TLD** *Thermoluminescent Dosimeter*

**TPE** Trabalhadores Profissionalmente Expostos

**UE** União Europeia

**UNSCEAR** *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*

**WHO** *World Health Organization*

# CAPÍTULO 1

---

## Introdução Geral

### 1.1 Generalidades

O homem, desde sempre, tem estado exposto a fontes naturais de radiação ionizante: raios cósmicos, materiais radioactivos que fazem parte da crosta terrestre, no ar ou quando incorporados pelos alimentos e inclusive substâncias radioactivas que se encontram no interior do seu próprio organismo ( $^{40}K$ ,  $^{14}C$ ). A radiação produzida por estas fontes, denomina-se radiação natural e forma parte do meio ambiente.

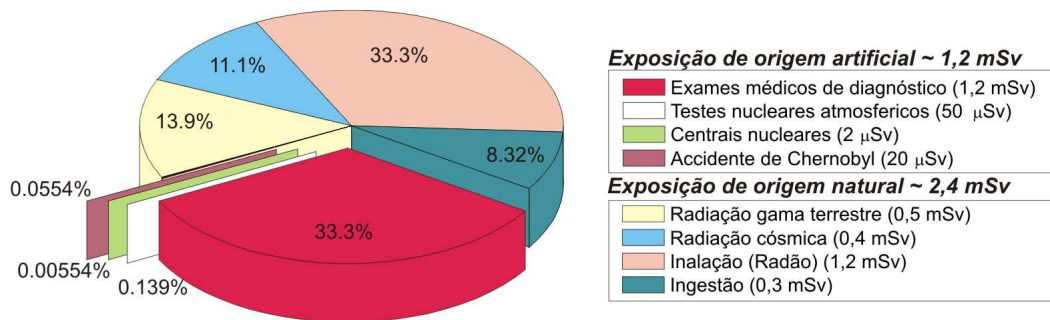
Para além da radiação natural, o homem tem sido exposto a fontes de radiação artificiais. A utilização de fontes de radiações ionizantes, aparelhos de Raios X, radionuclidos produzidos artificialmente para uso em medicina, agricultura, industria ou investigação, têm reportado muitos benefícios à humanidade, porém também existe um certo risco associado, que incide sobre numerosos trabalhadores e sobre a população no seu conjunto.

Na figura 1.1 na página seguinte, pode-se observar que a exposição tem a sua maior contribuição correspondente ao fundo natural (2.4 mSv/ano trata-se de um valor médio e num intervalo de 1 a 10 mSv) e cerca de metade da radiação natural, é devida ao Radão<sup>1</sup>. Porém, existem populações (por exemplo a Serra da Estrela no distrito da Guarda) que recebem doses superiores em determinados lugares devido a uma maior concentração de radionuclidos nos solos e devido à grande variabilidade da concentração do gás Radão nos interiores das habitações.

A segunda maior contribuição, provem das práticas médicas com radiações ionizantes e, em especial, o diagnóstico com raios X.

---

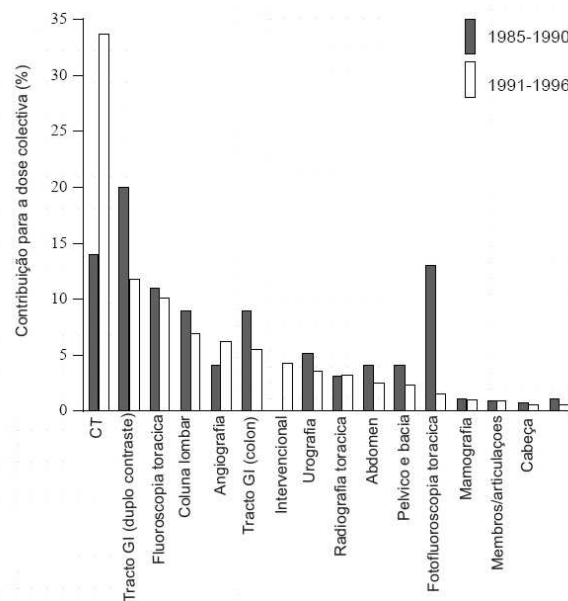
<sup>1</sup>Gás nobre proveniente de desintegração do Rádio e este por sua vez do Urânio.



**Figura 1.1:** Repartição das doses médias por indivíduo e por ano a nível mundial e para países de nível de saúde do tipo I (existe pelo menos um médico por cada 1000 pessoas; por exemplo: Portugal). Adaptado de [UNSCEAR93].

As técnicas e os equipamentos modernos permitem pensar que é possível reduzir substancialmente as doses administradas devido às exposições médicas, sem comprometer o objectivo dos exames. Estudos realizados sobre doses administradas aos pacientes durante os exames radiológicos, revelam uma ampla variação de uma instalação sanitária para outra, inclusivamente dentro do mesmo país. Com respeito às doses recebidas pelos pacientes, a norma vigente enfatiza que estas deverão ser tão baixas quanto seja possível de acordo com o propósito do diagnóstico requerido.

As tendências no uso médico global dos raios-x, encontram-se sumariadas na figura 1.2 em termos dos aumentos, relativos à avaliação precedente para 1985-1990.



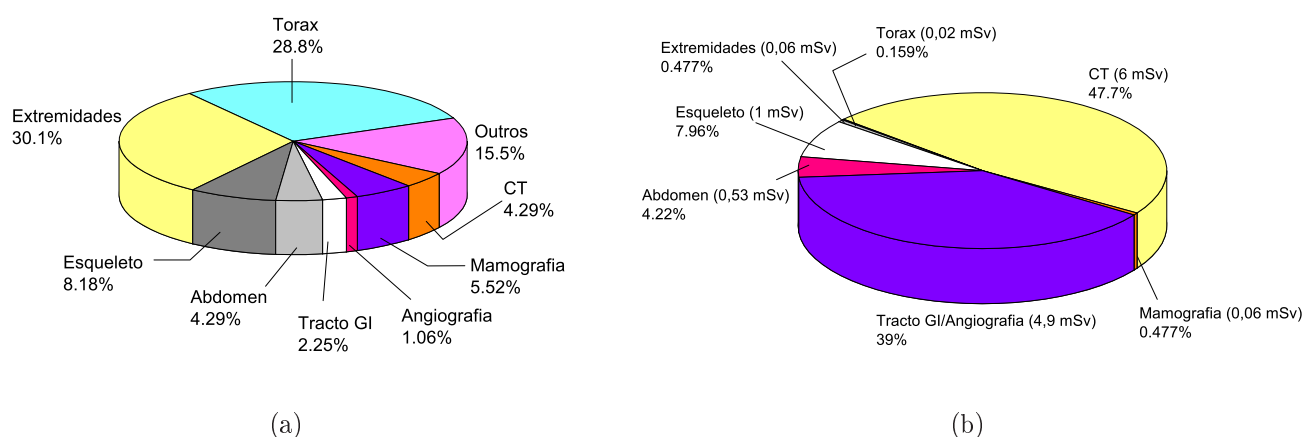
(a)

**Figura 1.2:** Contribuição percentual da dose efectiva global, por tipo de exame, entre os anos 1985-1990 e 1991-1996. Adaptado de [UNSCEAR2000].

Tem-se verificado um aumento de 20% no número total estimado de exames e conseqüentemente, a frequência por cada 1000 pessoas, aumentou cerca de 10%.

Entre os anos 1985-1990 e 1991-1996, a dose por exame cresceu cerca de 20%, contribuindo para um aumento da dose efectiva colectiva de 50% [UNSCEAR2000].

Os aumentos nas contribuições, quer na frequência quer na dose, devem-se aos procedimentos de Tomografia Computorizada (CT), de angiografia e de intervenção. Ver figura 1.3.



**Figura 1.3:** Ilustração da (a) frequência de exames radiológicos e (b) a contribuição na dose efectiva colectiva anual, durante o período de 1991-96, no Reino Unido. Adaptado de [UNSCEAR2000].

As tendências das exposições à radiação nos exames de diagnóstico com raios x, devem-se a duas causas: mudanças no tipo e na frequência dos procedimentos realizados e nas mudanças nos níveis associados de dose aos pacientes individuais para procedimentos padrão. As doses são influenciadas pelos avanços contínuos nas técnicas para a produção, detecção, como a garantia de qualidade e a protecção do paciente.

## 1.2 Problemática

Considerando que as exposições radiológicas médicas continuam a constituir a principal fonte de exposição a radiações ionizantes artificiais dos cidadãos da União Europeia e que essas práticas médicas têm de ser efectuadas em condições optimizadas de protecção radiológica, foi adoptada a Directiva nº 97/43/EURATOM, do Conselho, de 30 de Junho, relativa à protecção da saúde das pessoas contra os perigos resultantes de radiações ionizantes em exposições radiológicas médicas. Esta Directiva introduz o conceito de Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD) cuja definição é:

*"Níveis de doses na prática médica de radiodiagnóstico para exames típicos de pacientes de tamanho médio para tipos de equipamento de definição alargada. Estes níveis não devem ser ultrapassados nos procedimentos habituais quando são aplicadas as boas práticas correntes relativas ao diagnóstico e à qualidade técnica."*[CE109, 1999]

Os NRD's são portanto uma forma de contribuir para a optimização da protecção do paciente, uma vez que ajudam a evitar a administração de doses desnecessariamente elevadas aos pacientes.

Como é exigido aos Estados-Membros que promovam a fixação e a utilização destes níveis e providenciem orientações neste domínio, esta Directiva foi transposta para o ordenamento jurídico interno, através do Decreto-Lei nº180/2002. O artigo 10 deste Decreto estipula os deveres do Titular da Instalação. Destacam-se os seguintes:

#### DL180/2002 (Artigo 10 - Deveres do Titular)

*Alínea 2 - "Recomendações no que respeita a critérios de referência para as exposições médicas, incluindo doses de radiação e assegurar-se que as mesmas estão disponíveis para o médico que prescreve o exame."*

*Alínea 3 - "Conformidade das exposições com os níveis de referência para exames de radiodiagnóstico, se for o caso, tendo em consideração os níveis de referência de diagnóstico europeus, quando existentes."*

### 1.3 Objectivo do Trabalho

Este trabalho tem um objectivo duplo face às exigências do artigo 10 do DL nº 180/2002. Pretende-se:

1. estabelecer os Níveis de Referência de Diagnóstico locais para os exames radiológicos mais frequentes na rotina clínica do Instituto Português de Oncologia - Francisco Gentil de Coimbra (IPOFG-CROC, S.A.) em: Radiologia Convencional, Tomografia Computorizada e Mamografia. A amostra de pacientes para este estudo, consiste em pelo menos dez adultos cuja espessura média torácica ântero-posterior será de 20 cm e com pesos compreendidos entre 50 e 90 Kg ou, no caso da mamografia, espessura da mama comprimida entre 4 e 6 cm
2. disponibilizar a informação de dose que seja relevante para o médico que prescreve o exame e para o paciente, por meio de umas fichas informativas.

### 1.4 Plano

A apresentação deste trabalho articula-se à volta de quatro capítulos. O capítulo 1 define as principais noções de Protecção Radiológica que são utilizadas neste trabalho. Nos capítulos 2, 3 e 4 são definidas as grandes dosimétricas que constituem os NRD's, bem como a metodologia para a avaliação da dose recebida pelos pacientes e por fim a informação de dose relevante para o paciente no caso, respectivamente da Radiologia Convencional, Tomografia Computorizada e Mamografia.

## CAPÍTULO 2

---

### Noções introdutórias de Protecção Radiológica

Há muitos anos que o Homem manipula substâncias radioactivas de origem natural ou artificial, sendo hoje conhecidos alguns efeitos provocados pelas radiações ionizantes. A Protecção Radiológica (PR) surge com o objectivo de proteger o Homem e o meio ambiente contra as radiações ionizantes sem, no entanto, limitar os benefícios que resultam da sua utilização em diversos domínios (medicina, indústria, investigação, etc.).

Neste capítulo, são introduzidas algumas noções básicas de Protecção Radiológica que são utilizadas neste trabalho.

#### 2.1 Principais organismos internacionais relacionados com a Protecção Radiológica

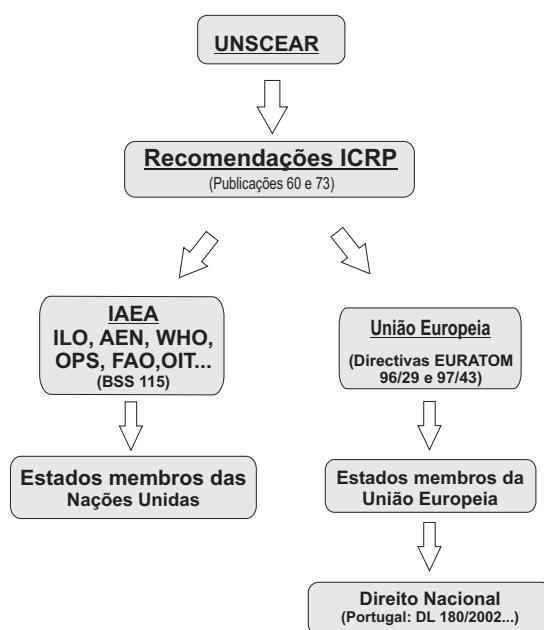
A Comissão Internacional em Protecção Radiológica (em inglês *International Commission on Radiological Protection* - ICRP) foi fundada em 1928, pela Sociedade Internacional de Radiologia designada por *International X-ray and Radium Protection Committee*, sendo reestruturada em 1950, recebendo o seu nome actual. Esta comissão é o organismo encarregado de estabelecer a filosofia da protecção radiológica, proporcionando as recomendações gerais e fundamentais para utilizar de forma segura as radiações ionizantes nas múltiplas aplicações que estas têm. As recomendações da ICRP constituem a base das normativas internacionais e nacionais, cuja base científica é o conhecimento dos efeitos da radiação ionizante sobre os seres vivos e, em especial, sobre a espécie humana. Estes conhecimentos deram origem a numerosos estudos desenvolvidos em centros de investigação em todo o mundo e os seus resultados têm sido recompilados e sistematizados por uma série de organizações nacionais e internacionais, entre as quais se destaca o Comité Científico das Nações Unidas para o estudo dos Efeitos da Radiação Atómica (UNSCEAR). A UNSCEAR é um comité cuja missão é estimar e informar sobre os níveis e efeitos da exposição à radiação ionizante na população humana e no meio ambiente. Os governos e organizações de todo o mundo, apoiam-se nestas avaliações como base científica para estabelecer critérios e normas de segurança.

A Agência da Energia Nuclear da Organização Cooperativa e Desenvolvimento Económico

(AEN-OCDE), tem como missão ajudar os países membros a manter e aprofundar as bases científicas, tecnológicas e jurídicas indispensáveis para uma utilização segura, respeitosa com o meio ambiente e económico, com fins pacíficos.

A Agência Internacional de Energia Atómica (IAEA) incorpora as recomendações da ICRP nas Normas Básicas de Segurança para a Protecção contra as Radiações Ionizantes e Segurança de Fontes de Radiação, as chamadas BSS (do inglês *Basic Safety Standards*), em colaboração com a AEN-OCDE, o Organismo Mundial da Saúde (OMS), a Organização Internacional do Trabalho (OIT), a Organização Panamericana da Saúde (OPS), a *World Health Organization* (WHO), a *International Labour Organization* (ILO) e a *Food and Agriculture Organization of the United Nations* (FAO) (ver figura 2.1).

Do mesmo modo, a União Europeia (UE), no quadro do tratado EURATOM, estabelece as Normas Básicas relativas à segurança e protecção radiológica através da promulgação das Directivas Europeias. Os Estados Membros, têm um prazo definido para transpor as directivas nas suas respectivas legislações nacionais.



**Figura 2.1:** Organização das entidades competentes em Protecção Radiológica.

Das últimas directivas europeias publicadas no âmbito da protecção radiológica destacam-se a Directiva 96/29/EURATOM, relativamente às normas básicas de segurança (equivalente às *Basic Safety Standards* (BSS) da IAEA) e a Directiva 97/43/EURATOM no âmbito da protecção radiológica no domínio médico.

Nestes documentos estão incorporadas tabelas sobre níveis de exclusão e de isenção<sup>1</sup>, limites

<sup>1</sup>Níveis de isenção são os valores, estabelecidos pelas autoridades competentes e expressos em termos de concentração de actividade e/ou de actividade total, que as substâncias radioactivas ou os materiais que contenham substâncias radioactivas resultantes de qualquer prática sujeita à exigência de declaração ou autorização não deverão exceder, para poderem ser isentas das exigências legais [DL165/2002]

de dose, factores de ponderação tecidulares, guias para os limites de doses e optimização, níveis de referência para as exposições médicas, etc. Estas directivas encontram-se parcialmente transpostas para o ordenamento jurídico interno, através dos seguintes diplomas: Decreto-Lei nº165/20002, nº167/2002; nº174/2002 e o Decreto-Lei nº180/2002, tendo este último o estabelecimento das regras relativas à protecção da saúde das pessoas contra os perigos resultantes das radiações ionizantes em exposições radiológicas médicas.

## 2.2 Efeitos biológicos da radiação ionizante

Poucos anos depois do descobrimento dos raios-X, em 1895, apareceram as primeiras evidências clínicas, que indicavam que as radiações ionizantes eram prejudiciais para as células biológicas. Posteriormente, observou-se que a exposição do tecido germinal, em animais e plantas se traduzia em efeitos sobre os descendentes.

### 2.2.1 Classificação dos efeitos biológicos

Os efeitos das radiações são classificados de acordo com a sua transmissão à descendência e a relação com a dose. Atendendo à sua transmissão, os efeitos podem ser hereditários ou somáticos. São efeitos hereditários aqueles que afectam a descendência do indivíduo irradiado. Para que estes efeitos se produzam, a condição necessária é que as células germinais do indivíduo irradiado tenham sido afectadas. Enquanto que os efeitos somáticos são aqueles que aparecem somente no indivíduo que foi exposto à radiação.

Em função da sua relação com a dose, temos:

- efeitos estocásticos para doses baixas,
- efeitos determinísticos para doses elevadas.

Os efeitos estocásticos podem ser somáticos ou hereditários. No caso da célula que sofre uma modificação através da radiação, ser uma célula somática, o efeito manifestado no indivíduo que esteve exposto à radiação. Nesta situação fala-se em efeito estocástico somático. Por outro lado, se a célula for germinal, então o efeito biológico será transmitido à sua descendência e fala-se em efeito estocástico hereditário.

Os efeitos determinísticos são aqueles que resultam na morte celular como consequência do dano induzido pela radiação ionizante, são por isso apenas de carácter somático.

Os efeitos determinísticos aparecem como consequência da morte colectiva de um número significativo de células, pelo que existe um limiar de dose, abaixo do qual, o número de células afectadas é insignificante para que ocorra o efeito. Uma vez que o número de células afectadas, que morrem, depende da dose de radiação, a gravidade dos efeitos determinísticos é proporcional à dose recebida (ver tabela 2.1 na página seguinte).

O efeito estocástico é aquele que se produz como consequência de alguma alteração genética, induzida pelo agente agressor. A agressão de uma só célula, será o suficiente para originar este efeito e tal mutação não resulta em morte, permitindo a proliferação celular, possivelmente de forma anormal e possibilitando a transformação maligna do tecido/orgão afectado. Nos

efeitos estocásticos, o aumento da dose somente aumenta a probabilidade e não a severidade do dano. A severidade é determinada pelo tipo e localização do tumor ou pela anomalia resultante. Actualmente, para os efeitos estocásticos, não existe um limiar de dose, ou seja, admite-se uma relação linear entre a probabilidade do dano e a dose, mesmo para exposições com baixas doses de radiação<sup>2</sup>. Ver tabela 2.1.

**Tabela 2.1:** Resumo das características dos efeitos biológicos induzidos pela radiação ionizante. Classificação esquemática e exemplos de alguns efeitos.

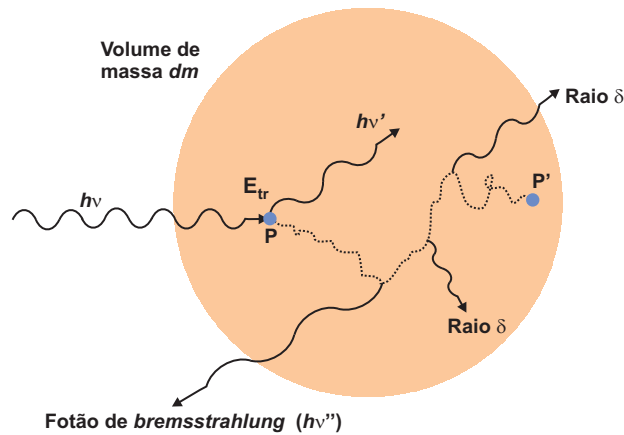
	<b>Efeitos determinísticos</b>	<b>Efeitos Estocásticos</b>
<b>Mecanismo</b>	Morte celular	Mutação
<b>Gravidade</b>	Depende da dose	Independente da dose
<b>Limiar de dose</b>	Sim	Não
<b>Relação Dose-Efeito</b>	Linear	?
<b>Natureza</b>	Somática	Somática ou hereditária
<b>Aparição</b>	Imediata ou tardia	Tardia
<b>Efeito Somático</b>	Ex: Anemia, esterilidade, queda de cabelo	Ex: Cancro
<b>Efeito Hereditário</b>	—	Ex: Anomalias hereditárias

## 2.3 Grandezas básicas em Protecção Radiológica

### 2.3.1 *kerma*

A transferência de energia de um feixe de fótons para um meio, é um processo que decorre em duas etapas. A primeira etapa, envolve a interacção dos fótons com os átomos do meio, causando um movimento dos electrões. A segunda etapa, envolve a transferência de energia desses electrões para o meio através de várias excitações e ionizações dos átomos. Estas etapas, encontram-se ilustradas na figura 2.2 na página ao lado.

<sup>2</sup>No âmbito da protecção radiológica, consideram-se doses baixas aquelas que são inferiores a 0,2 Gy e taxas de dose baixas quando inferiores a 0,1 mGy/min.



**Figura 2.2:** Ilustração da transferência de energia do fóton  $h\nu$  no volume de massa  $dm$ . O fóton interage com o meio no ponto P e transfere parte da sua energia na forma de energia cinética aos electrões. O electrão, por sua vez, transfere a energia ao meio através de pequenas colisões entre o ponto P e P'. A transferência de energia em P é designada por *kerma* e entre o ponto P e P' designa-se por dose absorvida. Os raios- $\delta$  são caracterizados por electrões com energia suficiente para ionizar átomos do meio. Adaptado de [Deβlois, 2001].

A quantidade designada por *Kinetic Energy Released in Material* (*kerma*),  $K$ , descreve a interacção inicial do feixe com o meio e define-se por:

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} \quad [Gy] \quad (2.1)$$

onde  $d\bar{E}_{tr}$  é a energia cinética transferida pelo feixe incidente aos electrões, no volume elementar de massa  $dm$ . A unidade SI do *kerma* é expressa em J/Kg, mas por razões históricas utiliza-se o *gray* (Gy).

O *kerma* deve ser sempre definido tendo em conta o material onde a interacção tomou lugar (por exemplo: *kerma* no ar, etc.)

### 2.3.2 Dose absorvida

A dose absorvida,  $D$ , é a grandeza fundamental em protecção radiológica e é definida pela razão entre a energia média depositada ( $d\bar{\epsilon}$ ) pela radiação ionizante por unidade de massa  $dm$ :

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad [Gy] \quad (2.2)$$

A dose absorvida e o *kerma*, são grandezas similares. Ambas expressam quantidades de energia por unidade de massa. Porém a diferença entre elas, é onde a energia é depositada no meio. No *kerma*, não interessa se os electrões vão perdendo a sua energia no interior do volume de interesse, a energia transferida aos electrões nesse volume é que é importante. Em relação à dose absorvida, é considerada somente a energia depositada, no meio de volume de

interesse, pelos electrões.

Uma vez que a dose absorvida é insuficiente para correlacionar os distintos tipos de radiação e condições de exposição com os efeitos biológicos, é necessário definir outras duas grandezas: a dose equivalente e a dose efectiva.

### 2.3.3 Dose equivalente

A dose equivalente,  $H_T$ , é a dose média absorvida num tecido ou órgão multiplicado pelo factor de ponderação do tipo de radiação:

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad [Sv] \quad (2.3)$$

onde  $w_R$  é o factor de ponderação da radiação que depende do tipo de radiação incidente e da sua energia. A unidade SI de dose equivalente é J/kg, no entanto utiliza-se a unidade *Sievert* (Sv), que indica a ponderação pelo tipo de radiação. Os valores considerados actualmente para o factor de ponderação,  $w_R$ , encontram-se na tabela 2.2.

**Tabela 2.2:** Factores de ponderação da radiação [ICRP60][96/29/EURATOM].

Tipo de radiação	Energia	Factor de ponderação da radiação, $w_R$
Fotões	todas as energias	1
Electrões e muões,	todas as energias	1
Neutrões	<10 keV	5
	10 keV < E < 100 keV	10
	100 keV < E < 2MeV	20
	2 MeV < E < 20 MeV	10
	E > 20 MeV	5
Protões diferentes dos de retrocesso	E > 2 MeV	5
Partículas alfa, fragmentos de fissão e núcleos pesados	todas as energias	20

### 2.3.4 Dose efectiva

Para ter em conta o risco total da exposição de vários órgãos ou tecidos que tenham radiosensibilidades diferentes, a ICRP introduziu o conceito de dose efectiva. A dose efectiva,  $E$ , é a soma das doses equivalentes, ponderadas pelo tipo de tecido ou órgão:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad [Sv] \quad (2.4)$$

onde  $w_T$  é o factor de ponderação correspondente ao tecido T, que traduz a radiosensibilidade própria do tecido ou órgão considerado. Os factores de ponderação da radiação não dependem dos tecidos e os factores de ponderação dos tecidos não dependem da radiação.

A ICRP efectuou uma revisão em 1990 (publicação 60) dos valores do coeficiente de ponderação tecidular, que tinham sido propostos em 1977 (publicação 26) de modo a ter em conta os cancros fatais e não fatais, bem como os efeitos hereditários (ver tabela 2.3 na página ao lado).

**Tabela 2.3:** Factores de ponderação dos tecidos/órgãos [ICRP60][ICRP26].

Tecido/Órgão	Factor de ponderação tecidular, $w_T$	
	ICRP26	ICRP60
Gónadas	0.25	0.20
Medula Óssea	0.12	0.12
Cólon	—	0.12
Pulmão	0.12	0.12
Estômago	—	0.12
Bexiga	—	0.05
Mama	0.15	0.05
Fígado	—	0.05
Esófago	—	0.05
Tiróide	0.03	0.05
Pele	—	0.01
Superfície óssea	0.03	0.01
Restantes	0.30	0.05
Total	1	1

O factor de ponderação tecidular representa a razão da probabilidade de ocorrer um efeito estocástico no órgão/tecido exposto e da probabilidade total de ocorrer efeitos estocásticos de uma exposição uniforme do corpo inteiro.

### 2.3.5 BERT

Um método recomendado pelo organismo de protecção radiológica americano - *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP) - para explicar de forma simples a quantidade da radiação recebida durante os exames radiológicos, consiste em comparar a dose efectiva recebida durante o exame (em  $mSv$ ) com a quantidade de radiação natural recebida pela população, em geral, expressando-a em termos de tempo de exposição equivalente à dita radiação de fundo natural (2,4 mSv por ano de acordo com a [UNSCEAR93]), ou seja, *Background Equivalent Radiation Time* (BERT).

$$BERT = \frac{E}{2,4} \quad [ano] \quad (2.5)$$

Isto é, dizer que a dose efectiva de 2,4 mSv, é equivalente a dizer que a dose de radiação recebida por um indivíduo devido a uma exposição radiológica, corresponde à quantidade de radiação que ele recebe durante um ano devido à exposição de origem natural.

## 2.4 Riscos associados à exposição a doses baixas de radiação

Para várias finalidades em protecção radiológica, é necessário estimar as consequências de uma exposição à radiação. Tanto quanto possível, a ICRP utiliza dados das exposições humanas para obter algumas conclusões gerais, mas na maioria das situações as doses e as

taxas de dose, e conseqüentemente a probabilidade de detrimento para a saúde, são muito menores do que aquelas obtidas pela informação epidemiológica.

A epidemiologia deverá ser complementada pela pesquisa biológica sobre os efeitos da radiação de modo que os resultados da epidemiologia possam ser estendidos com alguma confiança para as doses e taxas de dose baixas pretendidas. Além disso, a duração dos estudos epidemiológicos é raramente suficientemente longa para estudar a população exposta. Assim é necessário um modelo de projecção para estimar riscos de vida para a população exposta. Finalmente, as populações que foram expostas, nunca são as mesmas para as quais o risco foi estimado. Assim sendo, os resultados têm que ser posteriormente extrapolados à população em geral. Por estas razões, a ICRP fala em estimativas de risco. As estimativas são expressas com o coeficiente que relaciona a dose efectiva à probabilidade de ocorrer um cancro ou efeitos hereditários graves no indivíduo exposto. O valor deste coeficientes é determinado para uma população generalizada (distribuição típica das idades e sexos, taxas típicas de mortalidade por cancro). Esta população é definida na publicação 60 e baseada na média de cinco países diferentes.

Os coeficientes do detrimento para a saúde, em termos de dose efectiva, são sumariados na tabela seguinte.

**Tabela 2.4:** Coeficientes nominais de probabilidade de efeitos estocásticos [ICRP60].

População Exposta	Detrimento ( $\times 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$ )			
	Cancro mortal	Cancro não-mortal	Efeitos hereditários graves	Total
Trabalhadores	4,0	0,8	0,8	5,6
Público geral	5,0	1,0	1,3	7,3

A ICRP estima que a probabilidade de ocorrer um cancro radioinduzido, numa população constituída por indivíduos de todas as idades (inclusivé crianças) é de 7,3%/Sv e para uma população de trabalhadores com idades compreendidas entre 20 e 64 anos, considera-se uma probabilidade de 5%/Sv.

O NRPB classificou ainda os níveis de risco adicional de cancro, como indica a tabela 2.5 na próxima página.

## 2.5 Princípios do sistema de Protecção Radiológica da ICRP

A Protecção Radiológica surge da necessidade de proteger os indivíduos e o meio ambiente dos efeitos nocivos das radiações ionizantes e tem como principais objectivos:

- prevenir a ocorrência de efeitos determinísticos e
- reduzir a probabilidade de incidência dos efeitos estocásticos.

Com este fim, a ICRP estabeleceu três princípios fundamentais:

**Tabela 2.5:** Níveis de risco adicional de cancro durante toda a vida, devidos a uma exposição durante um exame radiológico.

<b>BERT</b>	<b>Risco adicional de cancro</b>
Alguns dias	Risco desprezável <i>Inferior a 1 caso em 1.000.000 pessoas</i>
Algumas semanas a poucos meses	Risco mínimo <i>entre 1 em 1.000.000</i> <i>e</i> <i>1 em 100.000 pessoas</i>
Alguns meses a um ano	Risco muito baixo <i>entre 1 em 100.000</i> <i>e</i> <i>1 em 10.000 pessoas</i>
Poucos anos	Risco baixo <i>1 em 10.000</i> <i>a</i> <i>1 em 1.000 pessoas</i>

- nenhuma prática<sup>3</sup> que envolva a exposição à radiação deve ser adoptada, salvo se o benefício da exposição para o indivíduo e para a sociedade, for maior que o detrimento<sup>4</sup> por ela causada (Justificação da prática);
- a prática sendo justificada, relativamente à fonte de radiação, todos os passos razoáveis devem ser tomados de forma a ajustar a protecção para obter um benefício máximo, tendo em conta factores económicos e sociais (Optimização da protecção);
- um limite deverá ser estabelecido no que respeita à dose total que pode ser recebida por um indivíduo e resultante de todas as práticas às quais ele é exposto (Aplicação dos limites de dose individual).

### 2.5.1 Justificação da prática

A decisão para seguir ou continuar qualquer actividade radiológica em humanos, envolve uma análise dos benefícios e desvantagens que dessa exposição advêm. Esta análise envolve a consideração de outros procedimentos alternativos. O detrimento mede o prejuízo total como consequência à exposição de uma fonte de radiação, considerando custos económicos e sociais. Durante o processo de quantificação do detrimento, devem-se ter em conta vários factores:

<sup>3</sup>Consideram-se práticas as actividades humanas que conduzem à exposição ou à probabilidade de exposição às radiações ionizantes dos indivíduos.

<sup>4</sup>O conjunto de prejuízos ocasionados durante a prática, constitui o denominado detrimento total e compreende todos os custos e aspectos negativos da actividade proposta.

- probabilidade de ocorrer um cancro fatal, durante toda a vida;
- perda de esperança de vida, no caso de que seja atribuída a causa de morte;
- distribuição anual da probabilidade atribuída de morte;
- incremento da taxa de mortalidade específica para cada idade, ou seja, probabilidade de morrer a uma determinada idade, condicionado por essa idade;
- probabilidade por cancros induzidos não mortais;
- mortalidade consequente do risco de efeitos hereditários nas futuras gerações.

Em protecção radiológica, o benefício total de uma exposição médica inclui não só o benefício para a saúde do paciente, mas também os benefícios para a família do paciente e para a sociedade. Em medicina, a exposição é a dos pacientes (exposição médica), a dos trabalhadores (exposição ocupacional) e a dos membros do público em geral (exposição pública). Finalmente, a avaliação necessária para a justificação de uma prática tem por base a experiência, discernimento profissional e senso comum.

### **2.5.2    Optimização da protecção**

O princípio de optimização estipula que as doses individuais e o número de indivíduos expostos, devem manter-se tão reduzidos quanto seja possível alcançar, tendo em conta os factores económicos e sociais aplicáveis. Com este princípio conhecido em protecção radiológica como o princípio *As Low As Reasonably Achievable* (ALARA), pretende-se obter um nível de dose efectiva colectiva abaixo do qual o custo de qualquer medida adicional de protecção radiológica seria maior que o valor de redução do detrimento para a saúde, que com ela se conseguiria.

O princípio ALARA não pretende diminuir a dose a todo o custo, tratando-se sim de uma metodologia de actuação, um conjunto estruturado e coerente de acções e de análises a realizar para atingir a racionalidade e lógica na aplicação da protecção radiológica.

O processo de optimização começa por definir o problema e identificando uma série de opções, cada uma das quais tem que ser definida uma relação com as suas características e atributos. Estas opções são posteriormente comparadas para entre elas seleccionar a solução mais optimizada.

#### **Níveis de referência de diagnóstico**

Como os limites de dose não são aplicáveis no âmbito das exposições médicas, a justificação individual e a optimização são ainda mais importantes do que em outras práticas que utilizam radiações ionizantes. A justificação entende-se como a indicação clínica adequada e a optimização é entendida por sua vez, como o objectivo de administrar a dose mais baixa possível de forma a permitir a qualidade de imagem desejada e a informação diagnóstica pretendida.

Em 1984, o Conselho de Ministros da UE adoptou uma directiva, que completa a Directiva que fixa as normas de segurança de base, relativa à protecção contra radiações das pessoas

submetidas a exames e tratamentos médicos (84/466/Euratom). Revista em 1997, passou a ser designada por Directiva relativa às exposições médicas (97/43/Euratom), em que no contexto da optimização da protecção radiológica, foi introduzido o conceito dos Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD).

O conceito de NRD foi introduzido pela primeira vez no Reino Unido no âmbito de um inquérito realizado a nível nacional nos anos 80. São níveis de doses, baseados no terceiro quartil de uma distribuição de doses médias obtidas em pacientes de vários hospitais e têm por definição [CE109, 1999]:

*"Níveis de doses na prática médica do radiodiagnóstico para exames típicos de pacientes de tamanho médio para tipos de equipamento de definição alargada. Estes níveis não devem ser ultrapassados nos procedimentos habituais quando são aplicadas as boas práticas correntes relativas ao diagnóstico e à qualidade técnica."*

A escolha do terceiro quartil, foi uma escolha puramente pragmática, que permitisse identificar 25% das situações que necessitam mais urgentemente de investigação. Se estes níveis forem sistematicamente excedidos, deve-se efectuar um reexame dos procedimentos e/ou do equipamento e, se necessário, adoptar medidas de correcção. Contudo, exceder este nível não significa automaticamente que um exame é executado inadequadamente e o cumprimento desse nível nem sempre é sinónimo de uma boa prática. No entanto, se as doses observadas são muito abaixo dos NRD's, deverá haver uma análise local da qualidade das imagens obtidas.

Os NRD's devem ser obtidos para os exames de diagnóstico mais comuns e expressam-se numa grandeza facilmente mensurável na prática clínica, geralmente dose absorvida no ar, ou num material tecido-equivalente na superfície de um fantoma padrão ou ainda em pacientes<sup>5</sup>. No caso da ausência de níveis de referência nacionais, os valores medidos podem ser comparados com os níveis europeus, constantes em vários documentos:

- *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images* [EUR16260]
- *European Protocol on Dosimetry in Mammography* [EUR16263]
- *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography* [EUR16262]
- *Recommendations for patients dosimetry in diagnostic radiology using TLD* [EUR19604]
- *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics* [EUR16261]

As principais características dos NRD's podem ser resumidas nos pontos seguintes:

- não são limites de dose;
- não são aplicáveis a pacientes individuais;
- as grandezas usadas para definir os NRD's, devem ser facilmente mesuráveis;

---

<sup>5</sup>A escolha das grandezas dosimétricas e a metodologia de medição será abordada com mais detalhes nos capítulos seguintes.

- devem ser entendidos pelos médicos e técnicos de radiologia;
- devem ser considerados em simultâneo com a avaliação da qualidade da imagem;
- podem tomar várias formas: dose, tempo de exposição, número de imagens;
- devem ser flexíveis e não são uma barreira entre boas e más práticas;
- têm um carácter dinâmico, ou seja, o processo de optimização é contínuo.

### **Seleção da amostra de medida**

O objectivo das medidas é obter uma indicação da dose típica que é administrada a um paciente *standard* num determinado equipamento radiológico, na prática clínica normal.

O valor médio das doses medidas numa amostra de pelo menos dez pacientes, por cada tipo de exame radiológico e equipamento, proporciona um bom indicador da prática clínica. A amostra de pacientes deve ser formada por adultos, de ambos os sexos com 20 cm de espessura média torácica ântero-posterior (AP) e com pesos compreendidos entre 50 e 90 kg, cujo valor médio seja de  $70 \pm 10$  kg [IAEA-TECDOC-1423] ou, no caso de mamografia, espessura da mama comprimida entre 4 e 6 cm [CE109, 1999].

### **2.5.3 Limites de dose individual**

Os limites de dose individual foram estabelecidos pela ICRP, de modo que uma exposição contínua acima dos limites de dose estabelecidos, resulte em riscos adicionais das práticas relevantes, que podem ser descritos como inaceitáveis, em circunstâncias normais.

Os limites de dose, aplicáveis tanto a trabalhadores expostos como ao público em geral, são estabelecidos em relação a dois objectivos:

- evitar que se produzam efeitos determinísticos, impedindo que as pessoas recebam doses superiores aos limites estabelecidos;
- controlar a ocorrência de efeitos estocásticos, mantendo as irradiações tão baixas quanto razoavelmente possíveis.

A directiva europeia 96/29/Euratom estabelece os limites de dose autorizados para cada grupo (exposição ocupacional e público) que se resumem na tabela 2.6 na página ao lado resume os valores. Esta directiva encontra-se parcialmente transposta para o direito nacional nos Decreto-Lei nº 165/2002, DL nº 180/2002 e DL nº 174/2002.

**Tabela 2.6:** Limites de dose para os trabalhadores profissionalmente expostos (TPE) e para o público [96/29/EURATOM].

<b>Aplicação</b>	<b>TPE</b>	<b>Público</b>
Dose efectiva	20 mSv/ano em média para 5 anos <sup>a</sup>	1 mSv/ano
Dose equivalente anual:		
Cristalino	150 mSv	15 mSv
Pele	500 mSv	50 mSv
Extremidades (mãos e pés)	500 mSv	—

<sup>a</sup>A dose efectiva não deverá exceder 50 mSv em nenhum ano.

É muito importante entender que os limites de dose não representam uma linha divisória entre o seguro e o perigo, mas sim vêm representar a linha divisória entre o tolerável e o inaceitável.

Os limites de dose não apresentam diferenças entre sexos, excepto no caso em que a mulher esteja grávida. Neste caso, há que estabelecer controlos adicionais para proteger o embrião (ou feto), mediante a aplicação de um limite suplementar de dose equivalente de 1 mSv ao nível do embrião/feto.

Apesar dos limites de dose não serem aplicados a exposições médicas [n.º 4, alínea a), do artigo 6.º da Directiva relativa às normas de segurança de base - 96/29/Euratom], devem ser tomadas medidas de protecção contra as radiações para impedir doses desnecessariamente elevadas em exposições médicas. A utilização de radiações ionizantes em medicina é justificada, uma vez que possibilitam um grande progresso nos aspectos médicos relacionados com o diagnóstico, a terapêutica e a prevenção.



## CAPÍTULO 3

---

# Radiologia Convencional

Neste capítulo, descrevem-se as grandezas dosimétricas mais utilizadas em Radiologia Convencional no âmbito dos NRD's e a metodologia escolhida para a medição de dose nos pacientes. As doses obtidas são posteriormente comparadas com os níveis de referência europeus recomendados nas *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images* [EUR16260], permitindo obter algumas conclusões relativamente às práticas clínicas realizadas no Departamento de Imagiologia do IPOFG-CROC,S.A..

Por fim, são avaliados alguns incidadores de dose suplementares que permitem melhor informar o paciente sobre o risco associado à exposição à radiação durante o exame radiológico.

### 3.1 Grandezas dosimétricas em Radiologia Convencional

Em Radiologia Convencional, as grandezas dosimétricas usadas para estabelecer os NRD's, são: *ESAK* (do inglês *Entrance Surface Air kerma*) e o *ESD* (do inglês *Entrance Surface Dose*).

#### 3.1.1 *Entrance Surface Air kerma*

O *ESAK* é definido como o kerma no ar, no ponto de intersecção do eixo do feixe de radiação e a superfície de entrada do paciente, excluindo a radiação de retrodifusão. O *ESAK* é expresso em mGy e pode ser obtido directamente mediante o uso de dosímetros termoluminescentes (TLD's) ou através de câmaras de ionização.

#### 3.1.2 *Entrance Surface Dose*

O *ESD* é definido como a dose absorvida no ar, no ponto de intersecção do eixo do feixe de radiação e a superfície de entrada do paciente, incluindo a radiação de retrodifusão.

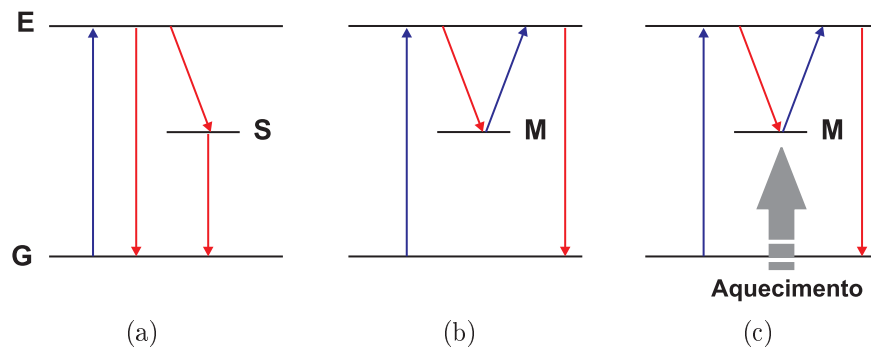
O *ESD* obtem-se do *ESAK*, multiplicando-o pelo factor de retrodifusão adequado e expressa-se em *mGy*. Os factores de retrodifusão dependem da energia do feixe incidente, do tamanho do campo e do meio [Henss *et al*, 1998] e podem ser determinados mediante simulações por meio de Monte Carlo.

## 3.2 Teoria Termoluminescente

### 3.2.1 Fenómenos luminescentes

O fenómeno luminescente, descreve o processo de emissão de radiação, na região do visível, de um material semiconductor. A termoluminescência (TL), fluorescência e fosforescência são formas particulares da luminescência, que estão relacionadas não com a forma como são excitadas, mas com a escala de tempo em que ocorre a emissão da luminescência.

A excitação luminescente envolve a transferência de energia para os electrões tal que, eles transitam do seu estado fundamental (G) para um estado de energia superior (Estado excitado E). Mas, como em todo o sistema, o electrão tende a regressar ao seu estado de energia inicial por meio da emissão de radiação por via directa ou por meio de estados intermédios (Estado S). Ver figura 3.1(a).



**Figura 3.1:** Ilustração de alguns fenómenos luminescentes: (a) - Fluorescência, (b) - Fosforescência e (c) - Termoluminescência. Adaptado de [McKinlay, 1981].

No processo designado por fluorescência, a emissão é imediata ( $t < 10^{-8}s$ ), ocorrendo ao mesmo tempo que a excitação. Na presença de estados metastáveis (M), os electrões ao regressarem ao estado fundamental ficam sujeitos a um atraso. Este processo é designado por Fosforescência, sendo a emissão atrasada relativamente à excitação durante algum tempo ( $t > 10^{-8}s$ ) após a supressão da fonte excitadora. Ver figura 3.1(b).

No caso da termoluminescência, o atraso da emissão é função da temperatura a que se submete o material, sendo necessário aquecê-lo para que se verifique a emissão de luz. Ver figura 3.1(c).

De acordo com a estatística de Boltzmann, a probabilidade  $p$  de escape de um electrão de um estado metastável para um estado excitado é dada pela equação:

$$p = s \times e^{-E/kT} \quad (3.1)$$

onde  $s$  é uma constante,  $E$  é a diferença de energia entre o estado metastável e o estado excitado,  $k$  é a constante de Boltzmann e  $T$  é a temperatura em Kelvin.

Com o aumento de temperatura, a probabilidade de escape dos electrões aumenta, esvaziando as armadilhas mais profundas.

A termoluminescência envolve duas etapas importantes e independentes:

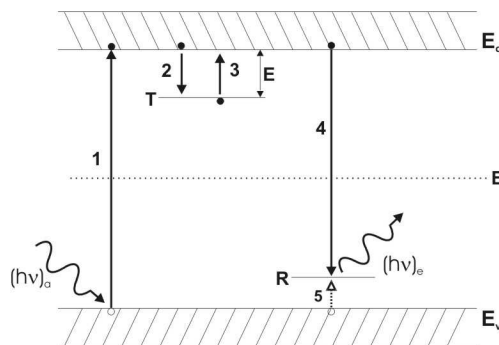
1. primeiramente a exposição do material à radiação, que ao excitar os portadores de carga faz com que estes fiquem presos nas armadilhas da rede cristalina;
2. aquecimento, que permite a libertação dos portadores de carga retidos em armadilhas, com a emissão de fotões.

A curva de intensidade luminescente em função da temperatura, designa-se por curva de brilho (do inglês *glow curve*) ou curva de termoluminescência.

### 3.2.2 Modelo simples para a termoluminescência

Uma das características dos cristais é o arranjo regular dos átomos numa configuração periódica denominada rede cristalina. De acordo com o modelo de bandas, os electrões encontram-se em níveis de energia permitidos, separados por regiões de energias proibidas, ou seja, os hiatos de energia. À banda de energia que contem os electrões de valência dos átomos, chama-se Banda de Valência e nos semicondutores, esta encontra-se completamente cheia. A banda seguinte chama-se banda de condução e encontra-se completamente vazia, à temperatura  $T=0$  K. Entre a banda de condução e de valência, existe um hiato de energia. No entanto, os cristais contêm defeitos, imperfeições e/ou impurezas, que modificam a periodicidade da rede cristalina. Onde quer que seja que a periodicidade da estrutura cristalina sofra perturbações, é possível aos portadores de carga assumir níveis de energia que são proibidos no cristal perfeito. A presença de um defeito, pode fazer aparecer um ou mais níveis de energia na região proibida. No estado fundamental, os níveis correspondentes a armadilhas encontram-se vazios.

Quando se dá a irradiação do material, os electrões absorvem uma energia  $(h\nu)_a$  (superior à largura do hiato) dando origem a ionizações, ou seja, criando electrões e lacunas livres em ambas as bandas: os electrões na banda de condução e as lacunas na banda de valência (ver figura 3.2).

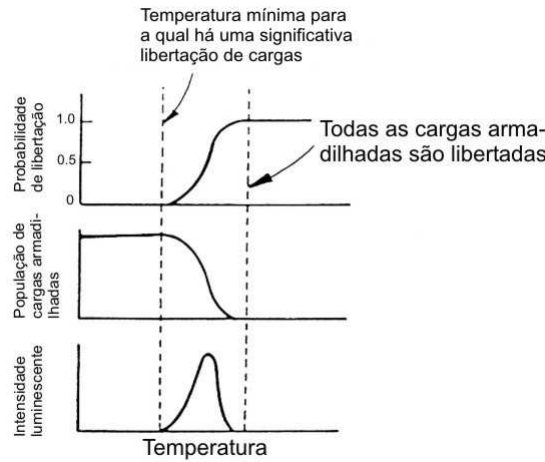


**Figura 3.2:** Diagrama de bandas de dois estados que actuam como armadilhas para os electrões (estado T que actua como armadilha para os electrões e estado R que actua como centro de recombinação), num processo termoluminescente. [J.Alves, 1999]

Tendo em conta que o estado T se encontra acima do nível de Fermi,  $E_f$ , então este estado encontra-se vazio antes da absorção. Por outro lado, o estado R encontra-se abaixo do nível de Fermi, pelo que está repleto de electrões, tornando-se numa armadilha para lacunas. Para

que se dê a recombinação, as lacunas inicialmente retidas em R (transição 5) aniquilam-se com os electrões provenientes da banda de condução (transição 4), dando origem à emissão de um fóton com energia  $(h\nu)_e$ . Durante a irradiação, os electrões podem ficar retidos na armadilha T (transição 2), permanecendo aí retidos até que por algum processo lhes seja fornecida a energia E, que lhes permita regressar de novo à banda de condução (transição 3), dando lugar à recombinação.

O processo de libertação da luz termoluminescente encontra-se representado na figura 3.3.



**Figura 3.3:** Dependência com a temperatura da probabilidade de escape, da população de cargas capturadas e da intensidade luminescente. Adaptado de [Horowitz, 2000].

A primeira curva mostra a probabilidade de escape em função da temperatura do cristal. Para temperaturas baixas, esta probabilidade é muito baixa. Os portadores de carga não têm energia cinética suficiente para escaparem do poço de potencial das armadilhas. À medida que a temperatura aumenta, a probabilidade de escape aumenta até ao máximo, permitindo que os portadores de carga se encontrem nos centros de recombinação. A intensidade luminescente atinge um máximo devido à diminuição do número de portadores de carga nas armadilhas.

Durante o aquecimento, a intensidade do sinal termoluminescente é dependente do tempo:

$$I(t) = -\frac{dn}{dt} \quad (3.2)$$

onde  $n$  é o número de electrões nas armadilhas. De acordo com a equação 3.1 na página 20, a taxa de electrões libertados é dada por:

$$-\frac{dn}{dt} = nse^{-\frac{E}{kT}}. \quad (3.3)$$

Assumindo que não fica nenhum electrão nas armadilhas e que todos sofrem transições termoluminescentes, a intensidade termoluminescente,  $I$ , depende da taxa de fótons emitidos:

$$I = -C\frac{dn}{dt} = Cnse^{-\frac{E}{kT}}, \quad (3.4)$$

onde  $C$  é uma constante que está relacionada com a eficiência termoluminescente. Se o material for aquecido com uma taxa uniforme:

$$R = \frac{dT}{dt}, \quad (3.5)$$

então

$$\frac{dn}{dt} = \frac{dn}{dT} \frac{dT}{dt} = R \frac{dn}{dT}. \quad (3.6)$$

Substituindo a equação anterior na equação 3.3 na página anterior, temos

$$\frac{dn}{dT} = -\frac{1}{R} n s e^{-E/kT} \quad (3.7)$$

$$\frac{dn}{n} = -\frac{s}{R} e^{-E/kT} dT \quad (3.8)$$

Integrando, temos que:

$$\ln \left( \frac{n}{n_o} \right) = - \int \frac{1}{R} s e^{-E/kT} dT \quad (3.9)$$

onde  $n_o$  é o número de electrões que se encontravam armadilhados no instante  $t_o$  à temperatura  $T_o$ . Substituindo  $n$  pela equação 3.4 na página ao lado, temos que:

$$I = n_o C e^{-\int_0^T \frac{s}{R} e^{-E/kT} dT} e^{-E/kT} \quad (3.10)$$

Obtemos assim a expressão da intensidade termoluminescente,  $I$ , para os electrões capturados num só estado metastável E. Na realidade, pode haver mais do que um pico termoluminescente, tornando a situação bem mais complexa.

Em curvas termoluminescentes complexas procura-se isolar o pico de interesse eliminando os picos de mais baixa energia, por processos térmicos.

## 3.3 Metodologia para a medição de dose

Neste subcapítulo, dá-se início à parte experimental deste trabalho, relativamente à Radiologia Convencional. Descrever-se-à toda a metodologia necessária à utilização dos dosímetros termoluminescentes para a medição de dose, nomeadamente: a determinação do ciclo de leitura e de regeneração, a observação do seu comportamento na gama de valores de dose pretendidos, a sua calibração em *kerma* no ar e o estudo de factores de correcção, da sua resposta.

### 3.3.1 Selecção do material utilizado

#### Sistema Dosimétrico de Referência

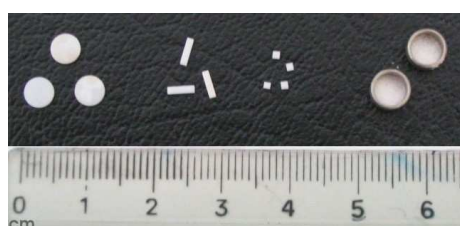
O sistema dosimétrico de referência utilizado para as medições realizadas nos equipamentos de Radiologia Convencional: *Siemens Siregraph C* e *Fuji CR Equipment FCR 5501 Plus*, foram uma câmara de ionização calibrada em *kerma* no ar, com um volume sensível de 6 cm<sup>3</sup>, e uma unidade de controlo da *RADCAL*, modelo 9095. Ver figura 3.4 na próxima página.



**Figura 3.4:** Equipamento dosimétrico utilizado em radiologia convencional (*Radcal* - Modelo 9095).

### Escolha do dosímetro termoluminescente

O Serviço de Física Médica do CROC,S.A., dispõe de dois tipos de dosímetros: LiF:Mg,Ti (comercialmente conhecido por TLD100) e o LiF:Mg,Cu,P (GR200). Devido às inúmeras diferenças que estes apresentam entre si, foi necessário avaliá-los e escolher o dosímetro que melhor se enquadra para as nossas necessidades dosimétricas e o dosímetro escolhido foi o GR200. Este dosímetro consiste num cristal de Fluoreto de Lítio contendo impurezas em quantidades reduzidas: 2000 ppm<sup>1</sup> de Magnésio, 40 ppm de Cobre e 50000 ppm de Fósforo [J.Alves, 1999] e apresenta-se acondicionado sobre várias formas (por exemplo: pastilhas, rods, microchips, pó. Ver figura 3.5).



**Figura 3.5:** Várias formas de acondicionamento dos TLD's, da esquerda para a direita: pastilhas, rods, microchips e pó.

A escolha deste dosímetro, deve-se a um conjunto de factores que é necessário ter em conta quando aplicados na dosimetria em radiodiagnóstico (domínio de baixas doses e baixos débitos de dose e de baixas energias), nomeadamente: a resposta em dose, a sensibilidade, o desvanecimento<sup>2</sup>.

<sup>1</sup>ppm - partes por milhão

<sup>2</sup>Desvanecimento - É um parâmetro que está relacionado com a estabilidade do sinal, ou seja, é necessário assegurar que não há perda (não intencional), a relação sinal/ruído, etc. Existem vários factores que podem influenciar este fenómeno: temperatura, estimulação óptica (principalmente por luz ultravioleta), humidade, etc.

Ambos os dosímetros apresentam características bastante semelhantes, nomeadamente: um desvanecimento de informação antes da leitura e após a irradiação de 5%/ano, uma resposta linear em dose até 10Gy [Shoushan *et al*, 1985] e ambos são tecido-equivalentes.

O GR200 é um cristal pouco robusto e tem um comportamento dependente da sua história térmica, mas as vantagens relativamente ao TLD100, para uma utilização em radiodiagnóstico, são as seguintes:

- o limite de dose mínimo detectável é de  $0,1 \mu\text{ Gy}$  [Srivastava *et al*, 1996], cerca de 100 vezes inferior ao do TLD100;
- a relação sinal/ruído é bastante superior (cerca de 40 vezes) [Fill *et al*, 1998];
- apresenta uma melhor reprodutibilidade para os ciclos de leitura e regeneração otimizados [Ginjaume, 1999],
- o GR200 apresenta uma resposta em energia, entre 30 keV e 1,25 MeV, com uma dependência inferior a 20%, enquanto que o TLD100 apresenta uma dependência na ordem dos 30% [Fill *et al*, 1998];
- a curva de brilho é bastante mais simples (ver figura 3.6);

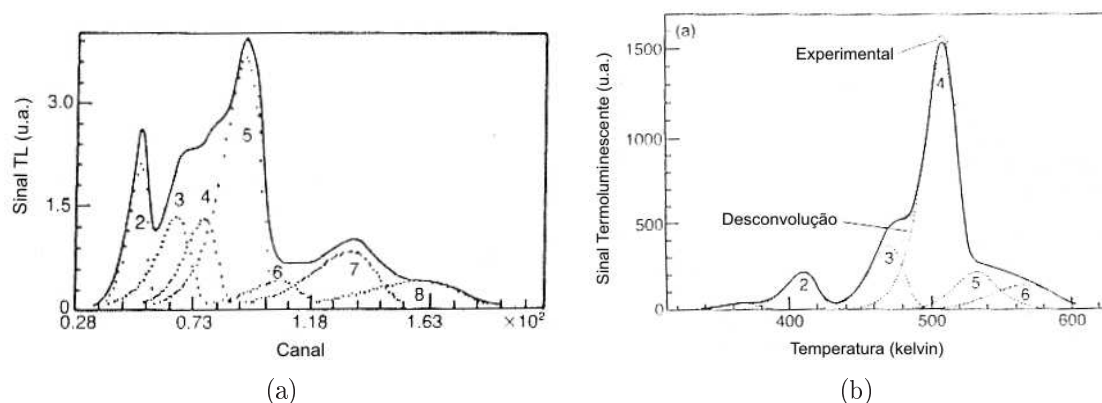


Figura 3.6: Curvas de brilho: (a) TLD100, (b) GR200. Adaptado de [Horowitz, 1993].

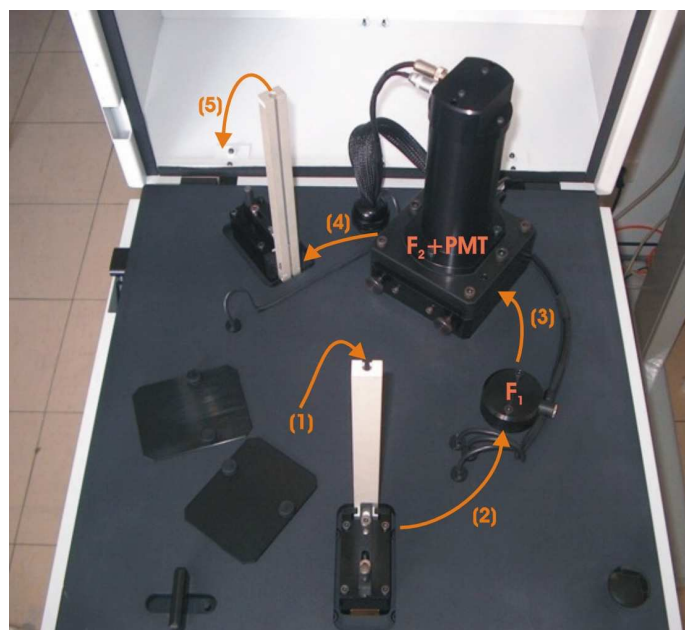
- a influência da temperatura ambiente durante a irradiação, não apresenta qualquer alteração na resposta do detector. Isso permite estar em contacto com o paciente, sem a necessidade de adicionar um factor de correcção [C.Alves, 1999].

### Leitor PCL3-Fimel

O fenómeno da termoluminescência, ou seja, a estimulação térmica dos TLD's, tem lugar no sistema de leitura. O equipamento de leitura utilizado foi o PCL3 da Fimel, PTW. Ver figura 3.7(a).



(a)

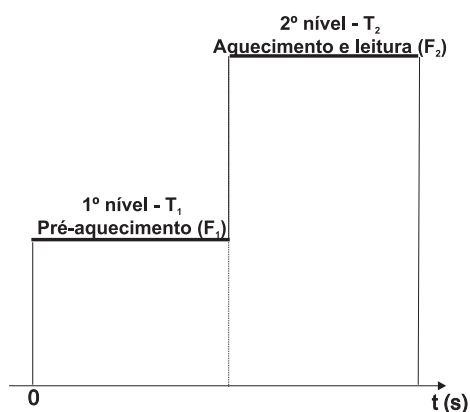


(b)

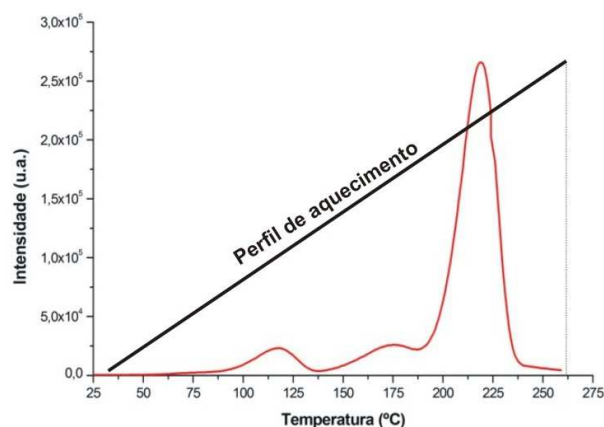
**Figura 3.7:** Leitor *PCL3*: (a) aspecto exterior e (b) ilustração da parte superior do sistema de leitura.

Este equipamento é automatizado e todos os seus parâmetros são definidos pelo utilizador por meio de um programa num computador, que se encontra ligado ao leitor, por meio de uma placa SCSI. Este equipamento permite dois modos de leitura diferentes:

- modo de leitura com dois patamares diferentes de temperatura (ver figura 3.8(a));
- modo de leitura com aquecimento linear (ver figura 3.8(b)).



(a)



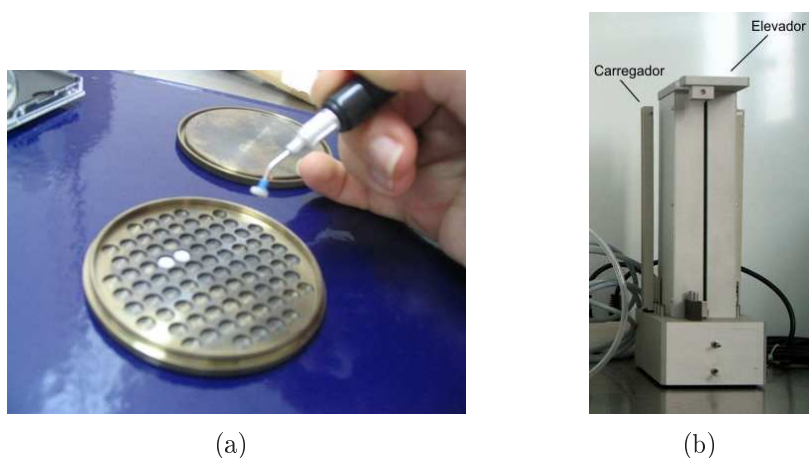
(b)

**Figura 3.8:** Tipos de leitura que o leitor *PCL3* permite: (a) modo com níveis diferentes de temperatura constante e (b) modo de aquecimento linear (temperatura em função do tempo  $t(s)$ ).

⇒ Modo de leitura com patamares diferentes de temperatura

O modo de leitura com patamares diferentes de temperatura, permite fazer a leitura do dosímetro na região de interesse dosimétrico.

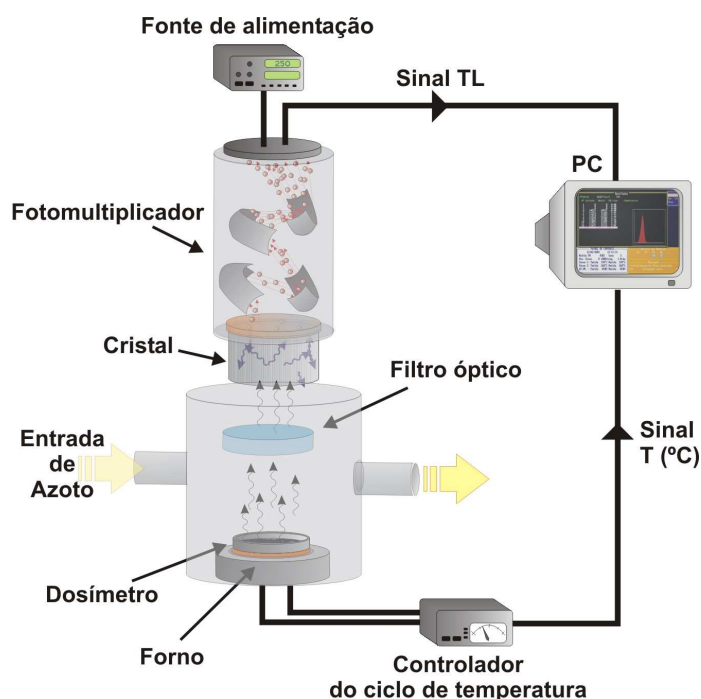
Os dosímetros, após serem irradiados, são introduzidos em pequenos contentores metálicos por meio de pinças de vácuo<sup>3</sup>. Estes são posteriormente colocados no interior de um suporte metálico (carregador) através de um pequeno elevador (ver figura 3.9).



**Figura 3.9:** (a) Pinça de vácuo para o manuseamento dos dosímetros e (b) elevador de dosímetros e carregador.

Depois de todos os dosímetros terem sido introduzidos no carregador, este conjunto é inserido no PCL3 (ver figura 3.7(b) - (1)). Seguidamente, cada dosímetro é encaixado automaticamente num disco giratório. Através desse disco, os dosímetros são levados ao primeiro sistema de aquecimento (2). Nesta fase, os dosímetros estão em contacto com um pequeno forno ( $F_1$ ), que permite a eliminação dos picos sujeitos a desvanecimento. Após um determinado tempo, este dosímetro será levado a uma câmara com atmosfera em azoto (3) que contém o segundo sistema de aquecimento ( $F_2$ ). Esta fase, corresponde à leitura do dosímetro. O sinal luminoso produzido pela termoluminescência, é filtrado e focado para o interior de um fotomultiplicador (PMT). Ver figura 3.10 na página seguinte.

<sup>3</sup>Uma vez que os TLD's são higroscópicos, é importante que estes não tenham contacto com água, ou mesmo com a humidade natural das mãos.



**Figura 3.10:** Ilustração do processo de leitura de um dosímetro termoluminescente, através de um fotomultiplicador.

O fotomultiplicador irá converter o sinal luminoso em carga. Esta leitura é realizada durante um determinado período de tempo. Após a leitura do dosímetro, este é levado até ao descarregador (4) e por meio de um pequeno elevador é introduzido para o seu interior. Após a leitura de todos os dosímetros que foram colocados no interior do descarregador, o processo termina com a retirada deste (5).

À medida que os vários dosímetros são processados, os valores medidos são visualizados no ecrã do computador e é criado um ficheiro em formato txt.

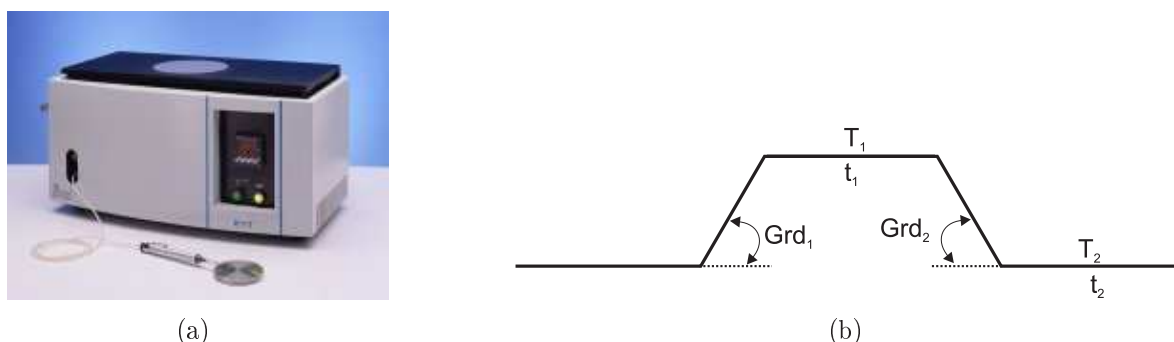
#### ⇒ Modo de leitura com aquecimento linear

O modo de leitura com aquecimento linear permite obter a curva de brilho do dosímetro. Para isso, os dosímetros são introduzidos no equipamento de leitura através dos carregadores pelo mesmo processo descrito no modo anterior. Neste caso, o primeiro sistema de aquecimento, ou seja, o forno  $F_1$  encontra-se inactivo e os dosímetros são reencaminhados para o segundo sistema de aquecimento. O forno  $F_2$  encontra-se à temperatura ambiente e quando este fica em contacto com o dosímetro, começa a aquecer com uma taxa de aquecimento constante, até à temperatura máxima definida pelo utilizador. À medida que a temperatura vai aumentando, os dosímetros vão emitindo os vários sinais luminosos e o fotomultiplicador vai fazendo a sua leitura. Quando o forno atinge a temperatura máxima determinada, o dosímetro é colocado no interior do descarregador e o processo termina.

Os valores de temperatura e as respectivas leituras são inseridos num ficheiro, em formato txt.

### Forno de regeneração ETT-*Fimel*

Depois de realizada a leitura contida no material, torna-se necessário esvaziar por completo as armadilhas do material e estabilizá-las. Este processo é realizado através de um processo de regeneração, ou seja, colocam-se os dosímetros num contentor metálico e submetem-se a um tratamento térmico, através de um forno independente. O forno existente no Serviço de Física Médica do CROC, S.A. é o ETT da *Fimel*. Ver figura 3.11(a).



**Figura 3.11:** (a) - Forno de regeneração da ETT - *Fimel* com uma pinça de vácuo, (b) etapas do ciclo de regeneração.

Este forno contém um controlador programável, que permite estabelecer o ciclo de regeneração automaticamente. Os ciclos de regeneração são definidos por um ou dois patamares cujos níveis de temperatura e duração são escolhidos pelo utilizador. Ver figura 3.11(b). A primeira fase corresponde a um aquecimento de temperatura constante ( $T_1$ ) com uma duração estabelecida ( $t_1$ ). A segunda fase corresponde a um aquecimento de temperatura constante mais baixa ( $T_2$ ) com uma determinada duração ( $t_2$ ). As taxas de aquecimento ( $Grd_1$ ) e de arrefecimento ( $Grd_2$ ), são previamente estabelecidas.

No ciclo de regeneração com um patamar, estabelece-se o  $t_2 = 0$  s, terminando com a abertura do forno e ejeção do contentor.

### 3.3.2 Reprodutibilidade do rendimento dos equipamentos de Raio X

O rendimento de um equipamento de raio-X é o valor de kerma no ar, por unidade de carga nominal do tubo ( $\mu Gy/mAs$ ) medido sem retrodifusão a 80kVp e a um metro distância do foco. Segundo o protocolo espanhol de Controlo de Qualidade em Radiodiagnóstico (*Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*), a reprodutibilidade deste parâmetro deverá ser inferior a 10%. A avaliação deste parâmetro é muito importante, para determinar a estabilidade dos equipamentos de raio-X.

Assim, colocou-se a câmara de ionização de  $6 \text{ cm}^3$  no centro do campo de radiação, com a tensão e distância anteriormente definidos e foram efectuados dez exposições sucessivas. Verificou-se que os equipamentos *Siemens Siregraph-C* e o *Fuji CR Equipment FCR 5501 Plus*, apresentam uma reprodutibilidade de 1% e 2%, respectivamente. Estes resultados permitem concluir que o nosso estudo será pouco influenciado por este parâmetro.

### 3.3.3 Otimização do ciclo de leitura e de regeneração dos TLD's

#### Ciclo de leitura

O ciclo de leitura fornece a leitura dos dosímetros e através do modo de leitura com dois níveis diferentes de temperaturas constantes, permite a eliminação dos picos de baixas temperaturas (pré-aquecimento), ou seja, picos que estão mais sujeitos ao efeito de desvanecimento e a um aquecimento que permite a leitura do pico dosimétrico. Na figura 3.12, podemos visualizar a curva de brilho, obtida experimentalmente, para o GR200.

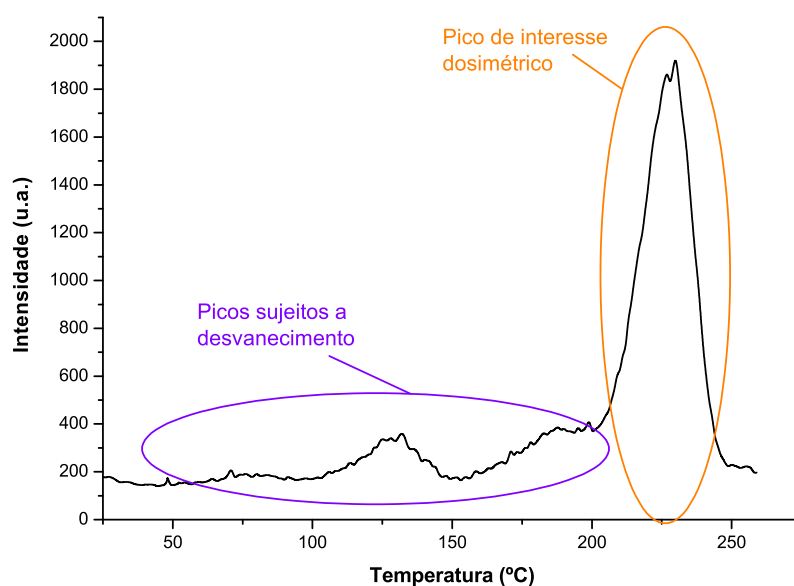


Figura 3.12: Curva de brilho do GR200, obtida experimentalmente.

Através da curva de brilho, podemos concluir que aquecer o dosímetro a 260°C é suficiente para ler toda a informação do pico dosimétrico, porém, é necessário determinar qual a temperatura de pré-aquecimento que permite eliminar os picos sujeitos ao desvanecimento, sem alterar o pico dosimétrico principal e qual o tempo de leitura necessário para a leitura dessa região de interesse.

Para determinar a temperatura de pré-aquecimento, foi necessário estudar a reprodutibilidade dos dosímetros com diferentes ciclos de leitura, ou seja, avaliar a dispersão das leituras em relação ao seu valor médio, durante um determinado período de tempo. Para esse estudo, utilizaram-se 35 dosímetros de GR200, divididos em 5 grupos de 7 pastilhas cada. Uma vez que num grupo de dosímetros termoluminescentes, mesmo sendo do mesmo material, tendo as mesmas dimensões, pode haver eventuais diferenças nas respostas individuais, é então importante estudar a reprodutibilidade individual das pastilhas e a reprodutibilidade relativamente à média global. Esta última, avalia a heterogeneidade do grupo de dosímetros, conduzindo a um factor de calibração de cada dosímetro que o individualize em relação aos restantes.

Os dosímetros foram irradiados com uma geometria reprodutível, de forma a avaliar a constância dos valores de carga dos dosímetros, ao longo do tempo. A geometria utilizada encontra-se ilustrada na figura 3.13, cujas características foram as seguintes:

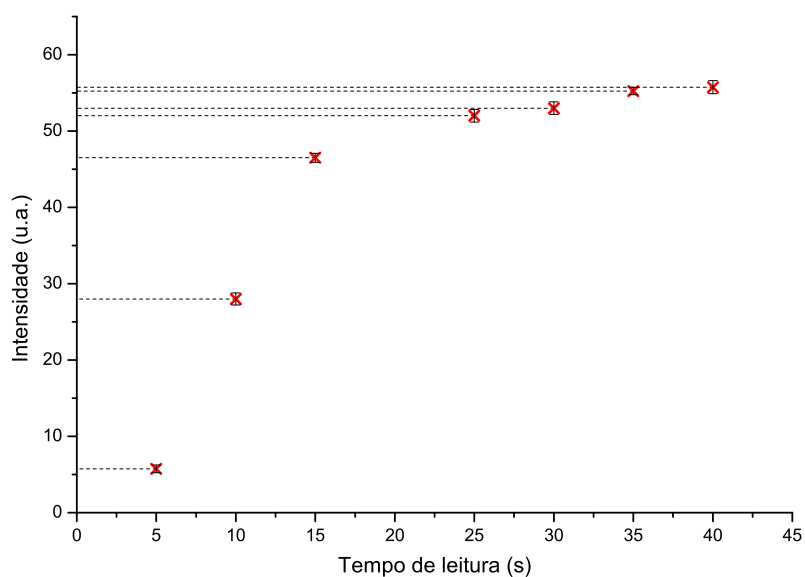
Parâmetro	Valor
Equipamento radiológico	<i>Fuji CR Equipment FCR 5501 Plus</i>
Tensão da ampola	70 kV
Corrente na ampola	300 mA
Tempo de exposição	6 ms
Distância Foco-Filme	1,4 m
Campo de radiação	10x10 $cm^2$



**Figura 3.13:** Montagem utilizada para o estudo da reprodutibilidade dos dosímetros.

⇒ **Tempo de leitura:** Após cada exposição nas condições referidas, é feita a leitura de cada grupo de dosímetros com pré-aquecimento ( $F_1$ ) de 155°C e uma leitura ( $F_2$ ) de 260°C com diferentes tempos (5 s, 10 s, 15 s, 25 s, 30 s, 35 s e 40 s).

Em cada grupo de dosímetros, fez-se a média das leituras obtidas e os resultados encontram-se ilustrados na figura 3.14 na próxima página.

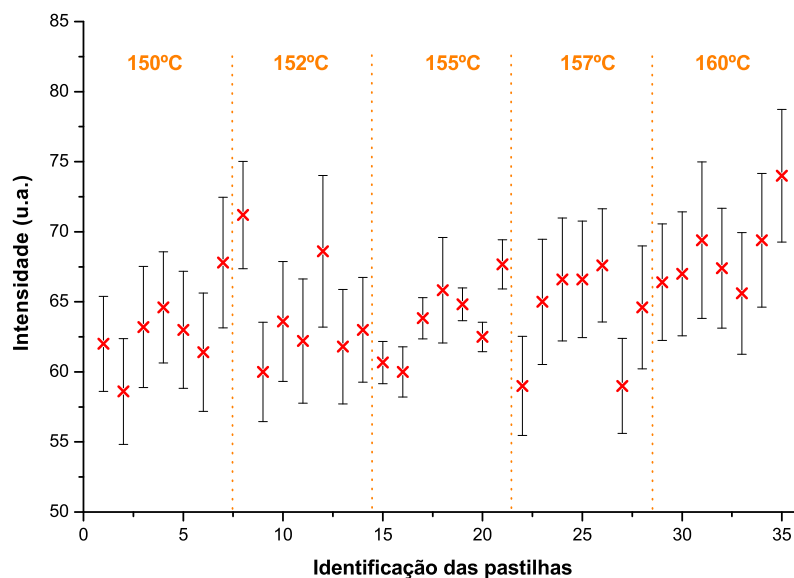


**Figura 3.14:** Relação entre o tempo de leitura e a leitura dos dosímetros.

Pode-se concluir, que o sinal tende a saturar para tempos superiores a 35 s, ou seja, este é o tempo ideal para permitir a leitura completa do pico dosimétrico dos dosímetros.

⇒ **Temperatura de pré-aquecimento:** Para a escolha da temperatura de pré-aquecimento dos dosímetros, fez-se a leitura de cada grupo de dosímetros com diferentes temperaturas ( $F_1$ ) de 155°C, 150°C, 152°C, 157°C e 160°C) e num tempo de pré-aquecimento igual a 35 s.

O processo de irradiação e leitura dos dosímetros, foi realizado 6 vezes consecutivas e entre cada processo, estes foram regenerados sempre da mesma forma (240°C durante 10 minutos). Na figura 3.15 na página ao lado, encontra-se ilustrada a reprodutibilidade individual de cada pastilha, para as várias temperaturas de pré-aquecimento ( $F_1$ ) e na tabela 3.1 na próxima página, a reprodutibilidade relativamente à media global de cada grupo.



**Figura 3.15:** Dispersão ( $1\sigma$ ) da resposta individual dos dosímetros, para os vários ciclos de leitura. Legenda:  $\times$  - valor médio.

**Tabela 3.1:** Resultados da reprodutibilidade global dos dosímetros, em função dos vários ciclos de leitura.

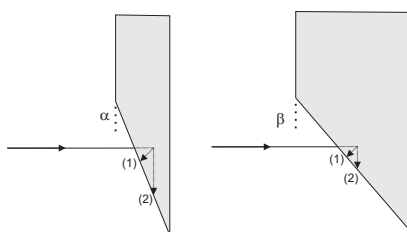
Ciclo de leitura	Valor médio (u.a.)	Desvio Médio (%)
$150^{\circ}C/260^{\circ}C - 35s$	62,94	6,47
$152^{\circ}C/260^{\circ}C - 35s$	64,34	6,51
$155^{\circ}C/260^{\circ}C - 35s$	63,62	4,05 $\leftarrow$
$157^{\circ}C/260^{\circ}C - 35s$	64,06	6,32
$160^{\circ}C/260^{\circ}C - 35s$	68,46	6,74

Podemos verificar que a melhor reprodutibilidade relativamente à média global é atingida com um pré-aquecimento de  $155^{\circ}C$  durante 35 segundos, com um desvio de 4,05%. Logo, o ciclo de leitura eleito foi um pré-aquecimento de  $155^{\circ}C$  durante 35 segundos, seguido de uma leitura de  $260^{\circ}C$  durante o mesmo intervalo de tempo.

Pode-se observar que os valores das leituras, na tabela 3.1, aumentam ligeiramente com os ciclos de leitura, porém, é importante realçar, que esta variação está relacionada unicamente com o efeito anódico<sup>4</sup>. Ou seja, a emissão dos fótons produzidos apresenta uma distribuição angular que é função da energia dos electrões e fortemente com a inclinação do ânodo (ver figura 3.16 na próxima página). Para o caso das ampolas de diagnóstico, as interacções dos electrões acelerados com os átomos do ânodo, ocorrem a alguns microns de profundidade. Por sua vez, os fótons produzidos às diferentes profundidades, que irão constituir o feixe útil,

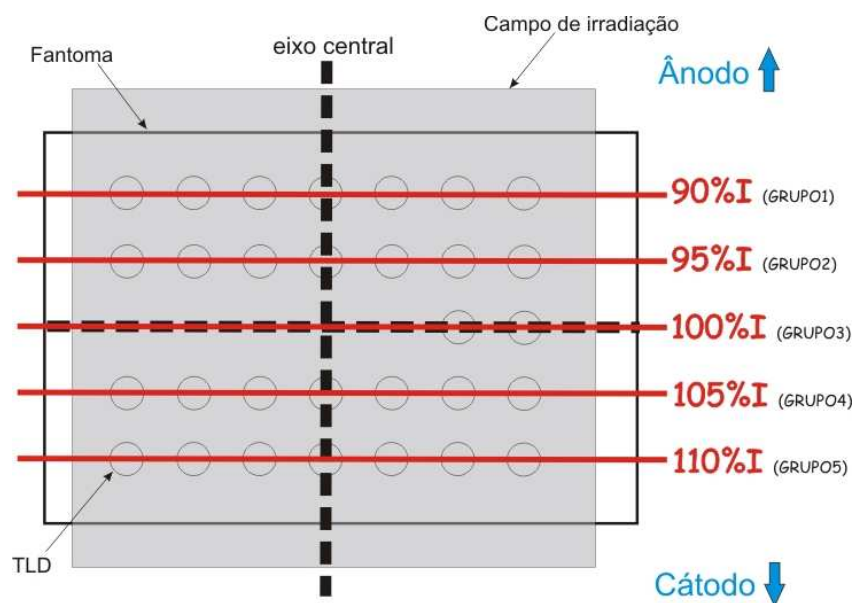
<sup>4</sup>O efeito anódico é caracterizado pela diferença na intensidade da radiação emitida pelo cátodo da ampola de raios X em relação ao ânodo. A diferença de intensidades diminui a partir do eixo central em direcção ao ânodo do tubo e aumenta em direcção ao cátodo.

terão que atravessar percursos diferentes consoante a direcção da sua emissão.



**Figura 3.16:** Ilustração do percurso dos fótons de raio-X no ânodo para duas inclinações distintas [Pedroso Lima, 1995].

Devido a este fenómeno, houve o cuidado de colocar os dosímetros termoluminescentes pertencentes ao mesmo grupo, de forma perpendicular ânodo-cátodo. Assim, os dosímetros de um mesmo grupo foram irradiados o mais homogeneamente possível. Ver figura 3.17.



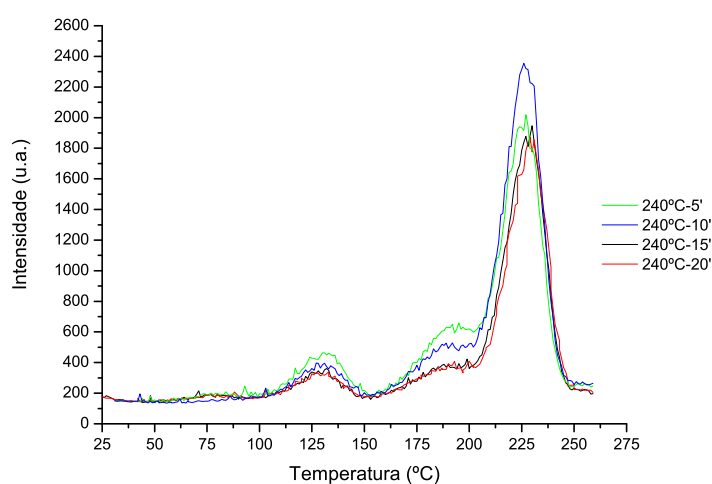
**Figura 3.17:** Ilustração da geometria dos vários grupos de dosímetros, tendo em conta a variação da intensidade do feixe de raio-X devido ao efeito anódico. Os valores percentuais da intensidade, são apenas ilustrativos.

### Ciclo de regeneração

Após o estudo da optimização do ciclo de leitura dos dosímetros, é importante optimizar o ciclo de regeneração, de forma a obter a mais elevada intensidade relativa do pico dosimétrico principal em relação aos picos que surgem a temperaturas mais baixas, ou seja, mais susceptíveis ao desvanecimento. Para isso, é necessário determinar a temperatura e o tempo de regeneração.

⇒ **Tempo de regeneração** Relativamente ao estudo do tempo, utilizaram-se 4 dosímetros, os quais foram sujeitos a tempos de regeneração diferentes, mantendo a temperatura de regeneração constante (240°C). Os ciclos escolhidos foram de 5, 10, 15 e 20 minutos.

Após a regeneração, estes dosímetros foram sujeitos a uma exposição, com a geometria definida anteriormente, e posteriormente foram lidos em modo de leitura com aquecimento linear, de forma a obter as respectivas curvas de brilho. A figura 3.18, mostra as curvas de brilho dos dosímetros e a tabela 3.2, indica a relação entre a intensidade do pico dosimétrico e a dos picos sujeitos a desvanecimento, para os vários ciclos de regeneração.



**Figura 3.18:** Curvas de brilho, obtidas para diferentes tempos de regeneração dos dosímetros.

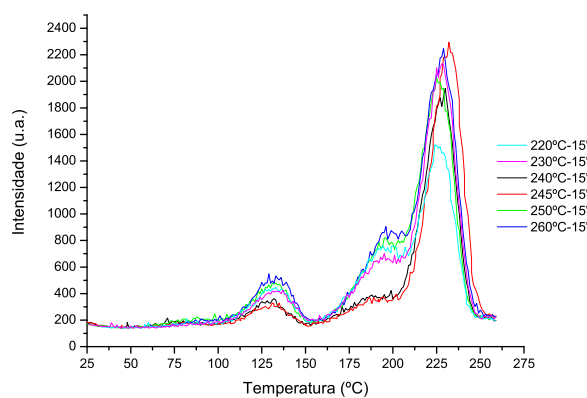
**Tabela 3.2:** Relação entre a intensidade do pico dosimétrico e a do pico de desvanecimento, para vários ciclos de regeneração.

Ciclo de regeneração	Relação
240°C - 5 min	3,06
240°C - 10 min	4,45
240°C - 15 min	5,05 ←
240°C - 20 min	4,54

O ciclo que apresenta o valor mais elevado da relação das intensidades corresponde a um tempo de regeneração de 15 minutos.

⇒ **Temperatura de regeneração:** Relativamente ao estudo da temperatura, utilizaram-se 7 dosímetros, os quais foram regenerados com temperaturas diferentes, mantendo o tempo de regeneração constante (15 min). Os ciclos de regeneração escolhidos foram de 220°C, 230°C, 235°C, 240°C, 245°C, 250°C e 260°C.

Na figura 3.19, podemos observar as respectivas curvas de brilho dos dosímetros e na tabela 3.3 na próxima página, podemos ver as relações entre as intensidades do pico dosimétrico com os picos sujeitos a desvanecimento, em função dos vários ciclos de regeneração.



**Figura 3.19:** Curvas de brilho, obtidas para diferentes temperaturas de regeneração.

**Tabela 3.3:** Relação entre a intensidade do pico dosimétrico e a do pico de desvanecimento, para várias temperaturas na regeneração dos dosímetros.

Ciclo de regeneração	Relação
220°C - 15 min	2,05
230°C - 15 min	3,19
235°C - 15 min	3,94
240°C - 15 min	4,45
245°C - 15 min	6,21 ←
250°C - 15 min	2,40
260°C - 15 min	3,84

Podemos observar que o ciclo que apresenta a melhor relação da intensidade do pico dosimétrico em relação aos picos de desvanecimento, tem uma temperatura de 245°C.

Segundo [Driscoll *et al*, 1986] e [Piters *et al*, 1990], o arrefecimento dos dosímetros deve ser o mais rápido possível, daí ter-se usado a potência máxima disponível no forno de regeneração para diminuir a temperatura até à temperatura ambiente.

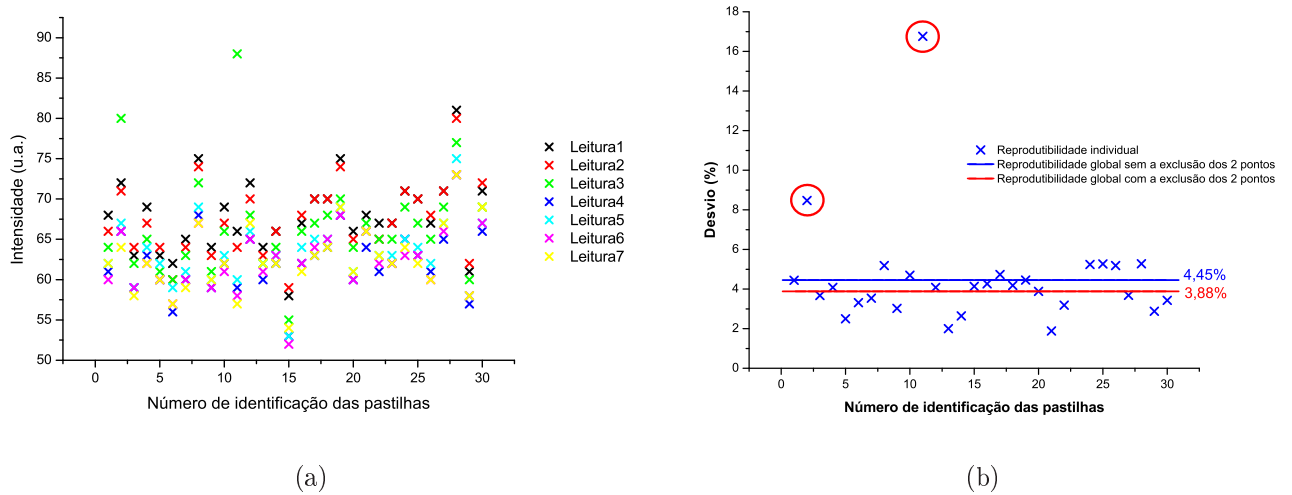
Em resumo, pode-se concluir que os ciclos de leitura e de regeneração otimizados para estes dosímetros, são:

- ◇ Ciclo de leitura: pré-aquecimento de 155°C durante 35 segundos, seguido de uma leitura de 260°C durante o mesmo intervalo de tempo;
- ◇ Ciclo de regeneração: 245°C durante um período de 15 minutos.

### 3.3.4 Reprodutibilidade dos TLD's

É importante determinar qual a reprodutibilidade da resposta dos dosímetros com os ciclos eleitos. Para isso, os dosímetros foram irradiados nas mesmas condições geométricas referidas

anteriormente. Após a exposição, estes foram lidos e posteriormente regenerados com os ciclos de leitura e de regeneração eleitos. Este processo foi repetido 7 vezes. Na figura 3.20(a) temos os resultados das leituras dos dosímetros e na figura 3.20(b) temos a reprodutibilidade individual, relativamente à média global dos dosímetros.



**Figura 3.20:** Resultados das leituras obtidas para cada dosímetro (a) e da reprodutibilidade individual, definida em relação à média global (b).

Na figura 3.20(b), podemos observar que os dosímetros número 2 e 11 (assinalados com um círculo vermelho), têm uma reprodutibilidade individual baixa. Para definir um grupo homogêneo de dosímetros, de forma que não seja necessário introduzir um factor de calibração individual aos dosímetros, é necessário excluir os dosímetros 2 e 11 do grupo. Assim, desta forma, a reprodutibilidade média do lote passa de 4,45% para 3,88%.

### 3.3.5 Calibração dos TLD's

Os materiais termoluminescentes acumulam energia durante a sua exposição à radiação e é possível converter a radiação electromagnética emitida, em *kerma* no ar. Para que o sinal luminoso seja convertido em *kerma* no ar, é necessário proceder à sua calibração, ou seja, determinar a relação entre a carga lida pelo leitor PLC3 e o *kerma* no ar através de um sistema dosimétrico de referência, câmara de ionização calibrada em *kerma* no ar:

$$F_{cal} = \frac{ESAK(mGy)}{TL(u.a.)} \quad [u.a.] \quad (3.11)$$

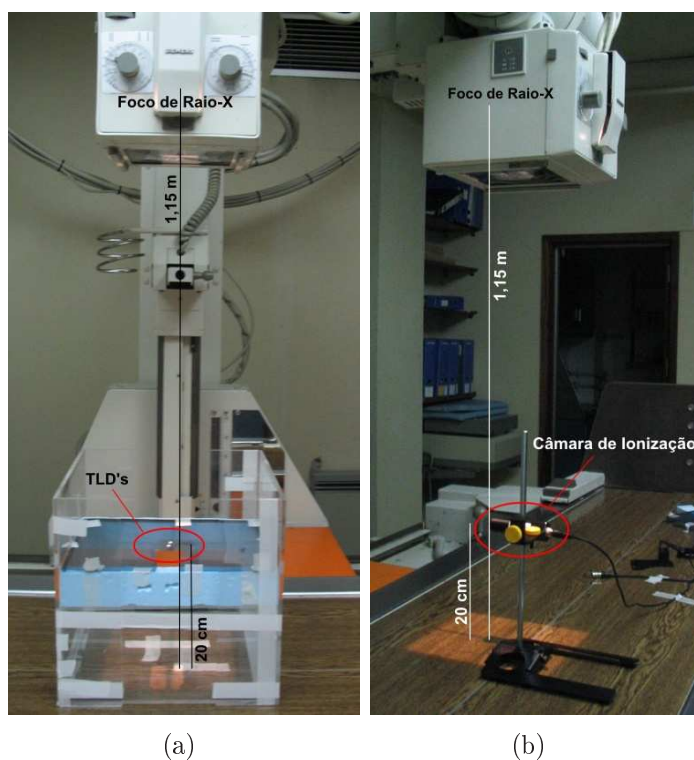
onde o *ESAK* é medido no ar, com a câmara de ionização e *TL* é o valor médio da leitura dos dosímetros termoluminescentes (em u.a.).

Para determinar o factor de calibração no ar, a irradiação dos TLD's e da câmara de ionização foi realizada em separado de forma a evitar qualquer perturbação na leitura de ambos. Em cada uma das salas de diagnóstico, utilizaram-se dois TLD's a uma distância de 20 cm da mesa para evitar a detecção da retrodifusão proveniente desta.

Parâmetros	<i>Siemens Siregraph-C</i>	<i>Fuji CR - FCR 5501 Plus</i>
Campo de radiação (cm <sup>2</sup> )	20x20	40x40
Distância Foco-Mesa (m)	1,15	2
Distância Câmara-Mesa (cm)	20	20
Tensão (kV)	70	85
Exposição (mAs)	50	1,8

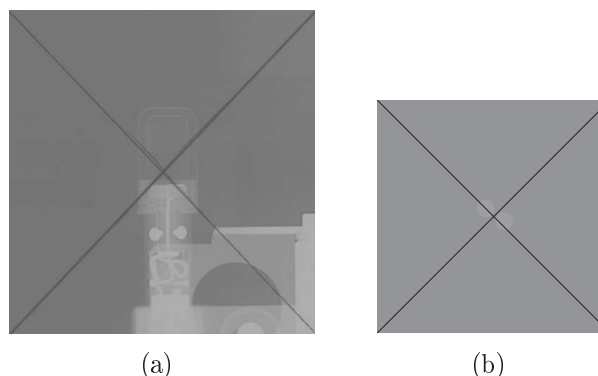
Para que fosse possível colocar os TLD's, no ar, a esta distância, foi necessário utilizar umas placas de baixa densidade (esferovite) e sobre estas, colocou-se uma fina película radiográfica de baixa densidade, a qual oferece uma contribuição da radiação retrodifusa baixa. Sobre este conjunto e no centro do feixe de radiação, são colocados os TLD's. Ver figura 3.21(a).

Após a irradiação dos TLD's, estes foram substituídos pela câmara de ionização que foi irradiados nas mesmas condições. Ver figura 3.21(b).



**Figura 3.21:** Calibração dos TLD's (a), com a câmara de ionização (b).

Para garantir que os TLD's e a câmara de ionização, sejam calibrados no centro do campo de radiação, foi necessário irradiá-los e verificar, através do filme radiológico, que estes se encontram exactamente na zona pretendida. Na figura 3.22 na próxima página, temos as imagens do filme radiológico obtidos com a câmara de ionização e com os TLD's.



**Figura 3.22:** Centragem da câmara de ionização (a) e dos TLD's (b), com o centro geométrico do campo de radiação.

Os parâmetros de exposição foram seleccionados de acordo com as condições geométricas utilizadas na prática clínica. A escolha dos campos de radiação, deve-se às dimensões médias do tipo de exames realizados nas respectivas salas, ou seja, exames ao tórax na sala 4 e exames do esqueleto (crânio, lombar, pélvico, etc) na sala 3. Relativamente à escolha da distância foco-câmara, esta faz-se com o objectivo de obter o factor de calibração à superfície de entrada do paciente e o critério utilizado para definir a distância câmara-mes foi que o tamanho médio de espessura torácica ântero-posterior (AP) de um homem *standard* tem 20 cm [CE109, 1999].

De acordo com a equação 3.11 na página 37, os valores dos coeficientes de calibração obtidos foram:

$$F_{cal(Siemens)} = 2,23 \quad u.a.$$

$$F_{cal(Fuji)} = 2,75 \quad u.a.$$

O *ESD* é definido como:

$$ESD = ESAK \cdot B \quad (3.12)$$

$$ESD = F_{cal} \cdot TL \cdot B \quad (3.13)$$

$$(3.14)$$

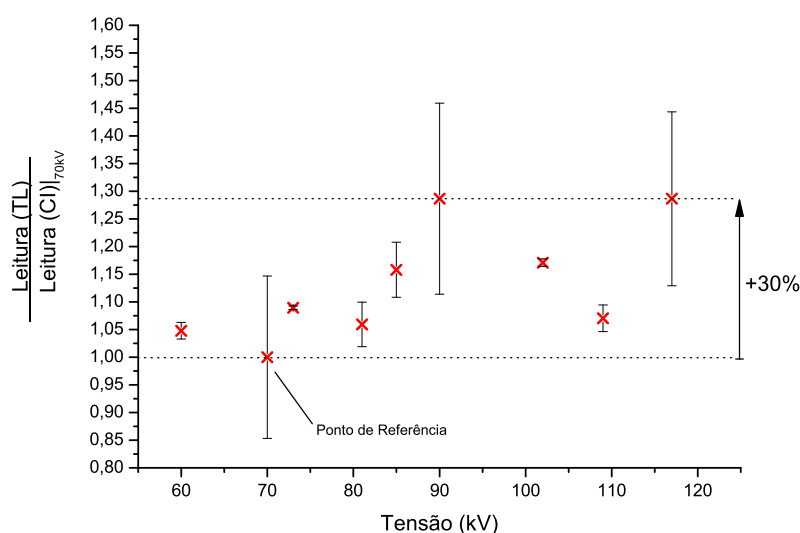
onde o factor de retrodifusão (B) varia entre 1.3 e 1.4 para os espectros de raios-X usados na radiologia convencional e para os tipos de projecções incluídos nas *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images* [EUR16260]. Deste modo pode-se utilizar o valor médio de 1.35 para a maioria dos exames radiológicos considerados neste estudo sem um erro apreciável.

### 3.3.6 Factores de correcção dos TLD's

Após o estudo da optimização dos ciclos de leitura e de regeneração e da reprodutibilidade dos TLD's, é necessário avaliar a resposta dos TLD's face a um sistema dosimétrico de referência

em função da tensão aplicada na ampola de raio-X (kV) e da exposição (mAs). Este estudo foi realizado na sala do Siemens Siregraph-C. Utilizou-se a mesma geometria utilizada na calibração dos TLD's e para cada exposição, utilizaram-se dois TLD's. Estes foram colocados no centro do campo de irradiação e utilizou-se o controlo manual de exposição, de forma a permitir controlar os valores de exposição em cada uma das irradiações.

Inicialmente, os vários TLD's foram irradiados em função da tensão aplicada na ampola, mantendo o valor de exposição constante (50 mAs). Depois de obter todo o intervalo de tensões utilizadas na prática clínica, os TLD's foram substituídos pela câmara de ionização e repetiu-se o mesmo procedimento. A relação entre as leituras dos TLD's e da câmara de ionização, em função da tensão aplicada, encontra-se ilustrada na figura 3.23(a).

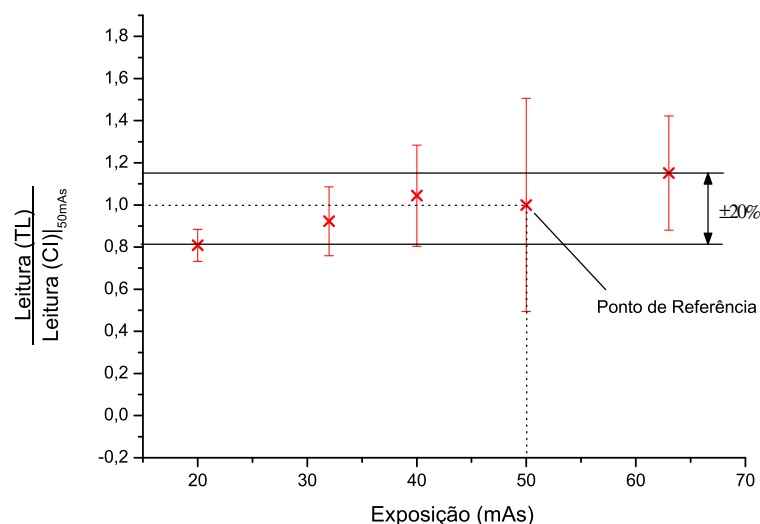


(a)

**Figura 3.23:** Resposta dos TLD's face à câmara de ionização, em função da: (a) tensão aplicada na ampola de raio-X (normalizada para a tensão de 70 kV) e (b) exposição (normalizada para a exposição de 50 mAs).

O mesmo procedimento foi efectuado para o estudo da resposta dos TLD's, em função da exposição. Ver figura 3.24(a).

Podemos considerar que o factor de calibração obtido no ponto de referência (70kV; 50mAs - ver § 3.3.5 na página 37) também se aplica para os restantes valores de tensão na gama das tensões utilizadas na prática clínica (60-115kV) com uma diferença que pode atingir 30%, bem como também se aplica para os restantes valores da exposição utilizados na prática clínica (20-63mAs) com uma diferença que pode atingir  $\pm 20\%$ . Considerando estas diferenças aceitáveis para a utilização dos TLD's em radioprotecção, não é necessário introduzir um factor correctivo na gama dos valores pretendidos.

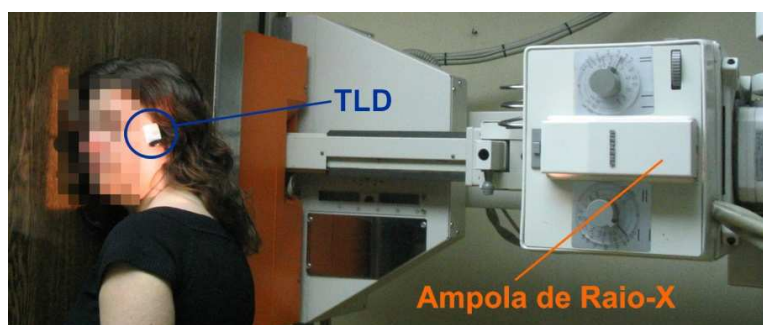


(a)

**Figura 3.24:** (Continuação) Resposta dos TLD's face à câmara de ionização, em função da: (a) tensão aplicada na ampola de raio-X (normalizada para a tensão de 70 kV) e (b) exposição (normalizada para a exposição de 50 mAs).

### 3.3.7 Medições efectuadas em pacientes

Nesta fase, dá-se início ao controlo dosimétrico dos vários tipos de exame radiológicos, numa amostra mínima de 60 pacientes. Na figura 3.25, encontra-se ilustrado o posicionamento do TLD no paciente, durante um exame de raio-X ao crânio, com uma incidência de perfil. O TLD deve ser colocado sobre a pele do paciente, no centro do feixe de radiação. O TLD está protegido sendo acondicionado numa fina bolsa de plástico.



**Figura 3.25:** Fotografia da colocação do dosímetro sobre a pele de um paciente, num exame de crânio em perfil.

No total, utilizou-se um lote de 30 TLD's, em que para cada exposição realizada, utilizaram-se 2 dosímetros. Dos 30 TLD's, 28 serviram para medir as doses recebidas pelos pacientes, durante as várias exposições radiológicas. Os outros dois TLD's foram utilizados para con-

trollo. Estes dois dosímetros de controlo, nunca foram irradiados e acompanharam sempre o lote, de forma a permitir contabilizar a radiação de fundo a que todos os dosímetros estiveram sujeitos, nomeadamente, radiação de fuga, radiação terrestre, etc.

Após a exposição de todo o lote de TLD's, cada dosímetro ficou sujeito a duas leituras, que permitiram obter a leitura da radiação sujeita à exposição ( $TL_{\text{exposicao}}$ ) e a leitura da radiação de fundo intrínseca do dosímetro e da instrumentação ( $TL_{\text{instr}}$ ), sendo esta segunda leitura subtraída à primeira:

$$TL' = TL_{\text{exposicao}} - TL_{\text{instr}} \quad (3.15)$$

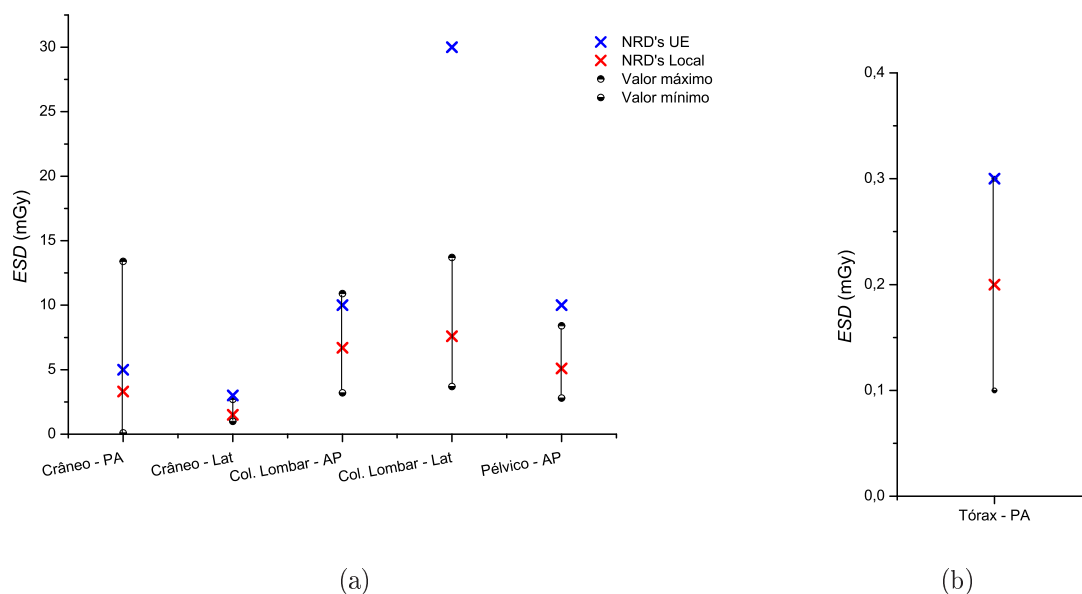
Relativamente, às leituras dos dosímetros de controlo ( $TL_{\text{controlo}}$ ), a média destas é subtraída à leitura dos restantes dosímetros:

$$TL = TL' - \overline{TL_{\text{controlo}}} \quad (3.16)$$

Para cada exposição radiológica, foi realizado o levantamento dos seguintes dados:

1. Protocolo (Craneo - PA; Col. Lombar - AP; ...);
2. Peso do doente (kg);
3. Tensão aplicada (kV);
4. Exposição (mAs);

Através da média das leituras obtidas por cada paciente e aplicando a equação 3.12 na página 39, obtêm-se os valores de dose de entrada à superfície para cada paciente. O valor de *ESD* para cada protocolo, é obtido através da média dos valores obtidos para cada paciente. Finalmente, como no CROC, cada um dos protocolos seleccionados é realizado exclusivamente na respectiva instalação, o NRD local é igual à dose de entrada à superfície média por protocolo. A figura 3.26 e a tabela 3.4 na página ao lado, mostram os valores dos NRD's europeus e os valores mínimos, máximos e médios das doses de entrada à superfície medidos nos pacientes, para os vários exames radiológicos.



**Figura 3.26:** Resultados dos valores medidos das doses nos pacientes, para os vários exames radiológicos e os respectivos níveis referência de diagnóstico europeus [EUR16260], (a) no *Siemens Siregraph-C* e (b) no *Fuji CR-FCR 5501 Plus*. (Legenda: AP - antero-posterior; PA - postero-anterior; Lat - perfil)

**Tabela 3.4:** Comparação entre os NRD locais e os correspondentes NRD europeus, para os exames radiológicos convencionais.

Protocolo	ESD (mGy)	
	Média (NRD Local) [mínimo - máximo]	NRD Europeu
Crâneo-PA	3,3 [0,1-13,4]	5
Crâneo-Lat	1,5 [1-2,7]	3
Col. Lombar-AP	6,7 [3,2-10,9]	10
Col. Lombar-Lat	7,6 [3,7-13,7]	30
Pelvico-AP	5,1 [2,8-8,4]	10
Torax-AP	0,2 [0,1-0,3]	0,3

Pode-se observar que todos os valores dos NRD locais obtidos, são inferiores aos NRD europeus. Porém, é importante referir que houve situações em que os valores de dose medidos excedem aos valores recomendados, nomeadamente nas exposições de Crâneo-PA.

### 3.4 Informação de dose para o paciente

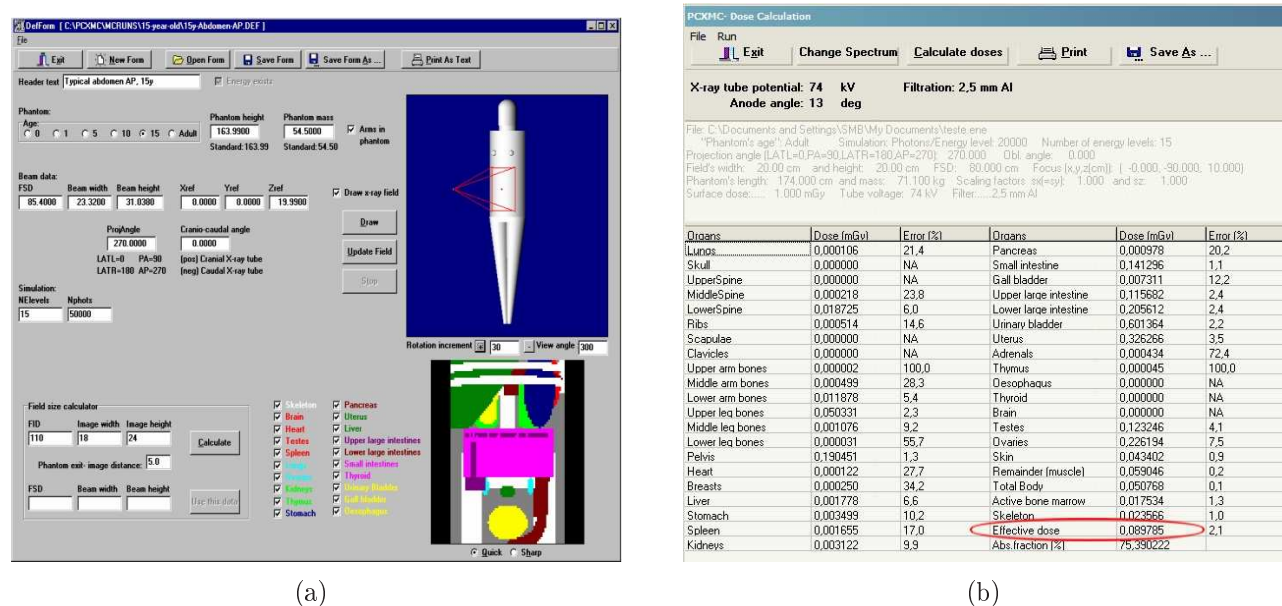
A dose recebida pelo paciente durante um exame radiológico, pode ser relacionada com o risco da exposição à radiação. Para isso, é necessário avaliar a dose efectiva correspondente. A dose efectiva não pode ser medida directamente nos pacientes que se submetem a exames de raio X. No entanto, pode ser calculada com uma aproximação razoável, tendo em conta

os dados disponíveis referentes à técnica do exame de raio X. Hoje, existem vários tipos de programas que permitem realizar este tipo de cálculo para os exames simples de radiologia convencional (ODS60, WinODS, PCXMC, X Dose, EffDose).

O PCXMC<sup>5</sup> é uma aplicação baseada em simulações por Monte Carlo, que foi desenvolvida pela STUK (*Radiation and Nuclear Safety Authority in Finland*) e cuja licença, para a versão 1.5.2, foi adquirida pelo CROC. O cálculo é efectuado em três fases:

1. definição da geometria do exame;
2. simulação;
3. cálculo de dose.

Na 1ª fase, são introduzidas as condições geométricas da exposição radiológica (distância foco-pele; centro e tamanho do campo, tipo de projecção, etc) e é seleccionado o modelo do fantoma a usar para a simulação Monte Carlo. Os modelos disponíveis são: recém-nascido, 1 ano, 5 anos, 10 anos, 15 anos e adulto. Pode-se modificar o peso e a altura, de modo que o modelo utilizado seja o mais realista possível. Ver figura 3.27(a).



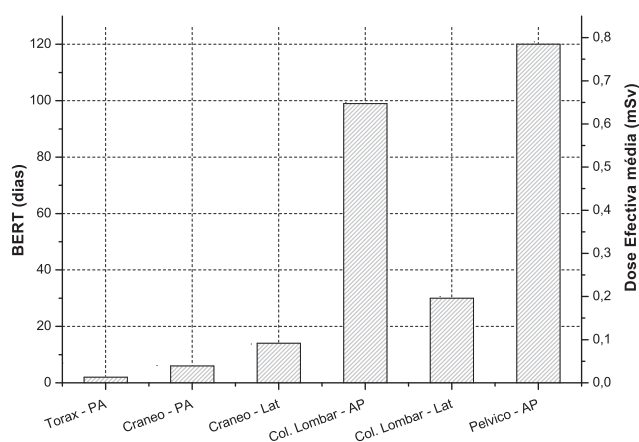
**Figura 3.27:** Ilustração da janela dos dados do exame de raio X (a) e da janela com o resultado dos cálculo de doses do programa (b).

Na fase de cálculo da dose, é definido o espectro a utilizar, caracterizado pela tensão da ampola, o ângulo do ânodo, o material e a espessura do filtro adicional (em mm de Alumínio (Al)). Depois, dá-se início ao cálculo das doses, introduzindo o valor do *kerma* no ar de entrada à superfície do fantoma (ou o produto dose-área). Obtém-se como resultado uma tabela com os valores da dose média para vários órgãos e da dose efectiva e com os respectivos erros associados. Ver figura 3.27(b).

<sup>5</sup>Este programa, versão demo, pode ser adquirido em <http://www.stuk.fi/pcxmc>.

Para determinar as doses efectivas médias em função do tipo de exame radiológico, utilizou-se este programa e calculou-se os valores de dose efectiva que cada um dos pacientes recebeu tendo em conta os parâmetros de exposição específicos. Teve-se em conta, o peso e a idade do doente, a dimensão do campo, à distância foco-pele e as características físicas de ambos os equipamentos de raio-X (tensão aplicada, filtragem utilizada, *ESAK*, etc).

O BERT (ver § 2.3.5 na página 11) correspondente às doses efectivas médias, foi calculado para cada tipo de exame radiológico. A figura 3.28, mostra o resultado dos cálculos.



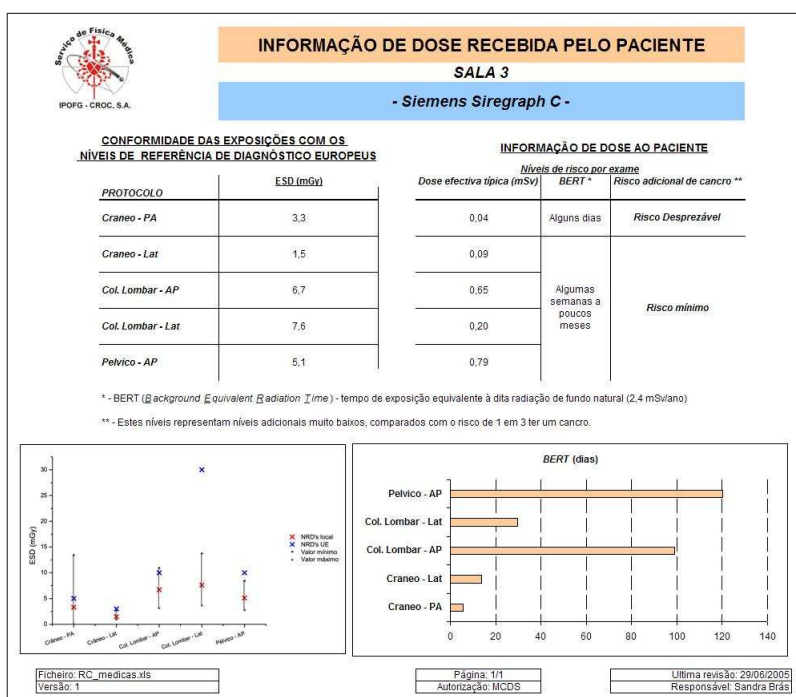
**Figura 3.28:** Dose efectiva e respectivo tempo de exposição equivalente à radiação natural para os vários exames radiológicos.

É possível ainda calcular o risco adicional de cancro, devido à realização dos vários exames radiológicos. Segundo a ICRP, o coeficiente nominal de risco de cancro fatal é de 5%/Sv para o público em geral (ver a tabela 2.4 na página 12). A tabela 3.5 mostra o resultado dos níveis de risco adicional de cancro fatal obtidos para os vários exames radiológicos, tendo em conta as doses efectivas médias para cada tipo de exames.

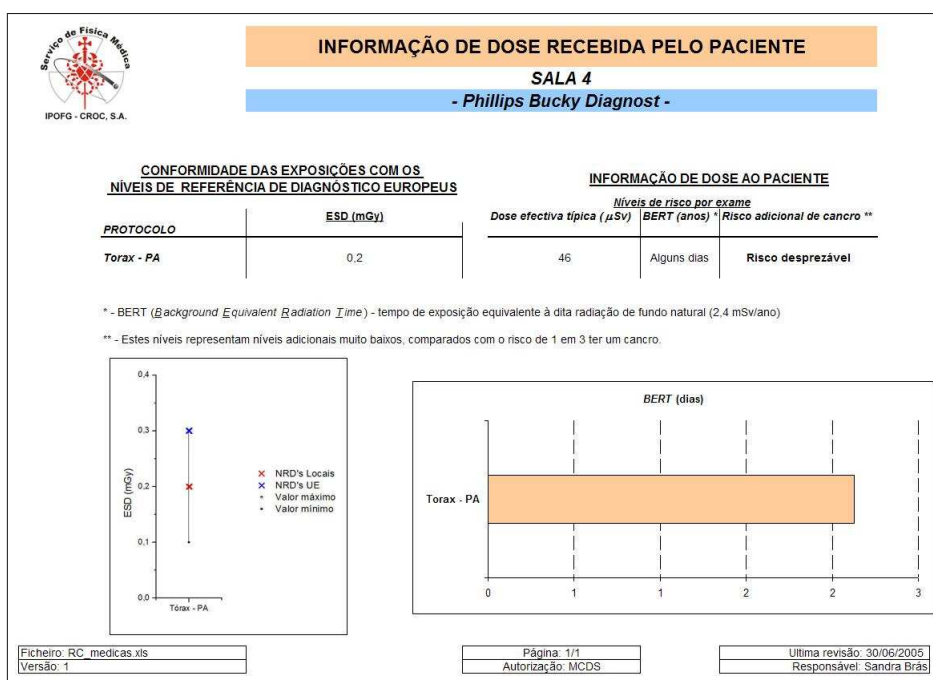
**Tabela 3.5:** Níveis de risco adicional de cancro fatal, para os exames médicos de radiologia convencional.

Protocolo	BERT	Risco adicional de cancro fatal
Toráx - PA	Alguns dias	Risco desprezável
Cranêo - PA		<i>inferior a 1 caso em 1.000.000 de pessoas</i>
Cranêo - Lat	Algumas semanas	Risco mínimo
Col. Lombar - AP		<i>1 em 1.000.000</i>
Col. Lombar Lat	poucos meses	<i>a</i>
Pelvico - AP		<i>1 em 100.000 pessoas</i>

Posteriormente, foi criada uma folha com toda a informação de dose recebida pelo paciente durante a exposição radiológica, para cada tipo de exame realizado na respectiva sala 3.29 na próxima página. Essas folhas foram afixadas junto à instalação radiológica.



(a)



(b)

**Figura 3.29:** Folhas informativas da dose recebida pelo paciente, quando os exames são realizados no equipamento radiológico (a) *Siemens Siregraph-C* e (b) *Fuji CR - FCR 5501 Plus*.

## CAPÍTULO 4

---

# Tomografia Computorizada

A Tomografia Computorizada (TC) foi introduzida na prática clínica em 1972 e produz imagens de alta qualidade das secções transversais do corpo. Esta técnica oferece um melhoramento da resolução em baixo contraste, mas com um incremento de dose. Devido às várias potencialidades que esta técnica oferece, o número de exames tem vindo a aumentar ao longo dos tempos, expondo cada vez mais os pacientes e a população às radiações ionizantes.

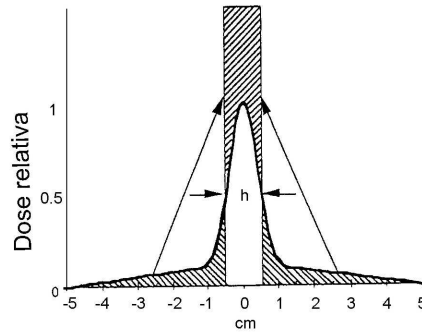
Neste capítulo, descrevem-se as grandezas dosimétricas mais utilizadas em TC no âmbito dos NRD's e a metodologia escolhida para a avaliação de dose nos pacientes. As doses obtidas são posteriormente comparadas com os níveis de referência europeus recomendados nas *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography* [EUR16262]. Por fim, são avaliados alguns indicadores de dose suplementares que permitem melhor informar o paciente sobre o risco associado à exposição à radiação durante o exame radiológico.

### 4.1 Grandeza dosimétrica em TC

Em Tomografia Computorizada, as grandezas dosimétricas em que se expressam os NRD's, são: o *weighted Computed Tomography Dose Index* (CTDI<sub>w</sub>) e o *Dose-Lenght Product* (DLP).

#### 4.1.1 *Computed Tomography Dose Index*

O *Computed Tomography Dose Index* (CTDI) é a principal grandeza dosimétrica usualmente utilizada em TC. O CTDI é o equivalente ao valor de dose integrado num corte que resultaria se o perfil de dose de radiação absorvida fosse concentrado totalmente num perfil rectangular de largura igual à espessura de corte nominal  $h$ . Ver figura 4.1 na página seguinte.



**Figura 4.1:** Ilustração de um perfil de dose para um só corte, com uma espessura de corte nominal  $h$ . Adaptado de [Nagel, 2000].

Matematicamente, o CTDI é definido como o quociente entre o integral do perfil de dose  $D(z)dz$ , ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação  $z$ , para um só corte, e a espessura nominal de corte  $h$  (mm):

$$CTDI = \frac{1}{h} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) \cdot dz \quad [Gy] \quad (4.1)$$

No âmbito da Radiologia, esta grandeza é expressa em  $mGy$  e pode ser medida através de uma câmara de ionização do tipo 'lápiz' com um comprimento de 100 mm, designada por  $CTDI_{100}$ . Esta medida pode ser realizada de duas formas:

- no ar, com a câmara de ionização colocada no centro de rotação do tomógrafo ( $CTDI_{100,ar}$ );

A medição do CTDI no ar, apresenta a vantagem de não ser necessário recorrer à utilização de caros e volumosos fantasmas; porém acarreta algumas desvantagens, nomeadamente, o CTDI no ar está longe de representar a dose nos órgãos por não se utilizar fantasmas semelhantes ao corpo humano e pelo facto de se fazer medidas no eixo de rotação, não é considerada a redução dos efeitos da dose do feixe, uma vez que no centro de rotação, a modelação do feixe é menor.

- ou num fantoma de dosimetria, com a câmara de ionização colocada no centro ( $CTDI_{100,c}$ ) ou na periferia, a 10 mm abaixo da superfície ( $CTDI_{100,p}$ ).

As medições do CTDI realizadas num fantoma de dosimetria, podem ser usadas de forma a indicar a dose média, num corte, para uma determinada espessura. Uma vez que a dose decresce linearmente desde a superfície até ao centro do fantoma, o valor da dose média para um só corte é aproximadamente igual ao valor do CTDI ponderado,  $CTDI_w$  (*weighted CTDI*):

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p} \quad (4.2)$$

onde  $CTDI_{100,p}$  é a média aritmética das medidas feitas nas quatro posições da periferia do fantoma.

As medidas do CTDI podem ser normalizadas à unidade de exposição radiográfica (mAs), ou seja,  ${}_nCTDI_w$ :

$${}_nCTDI_w = \frac{CTDI_w}{mAs} \quad [mGy.(mAs)^{-1}] \quad (4.3)$$

O  ${}_nCTDI_w$  é uma quantidade característica de um equipamento que representa a capacidade de produção de radiação, mas não reflete a dose transmitida ao paciente.

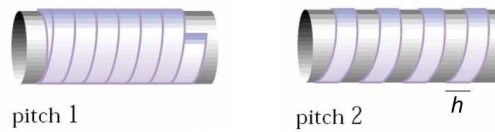
Actualmente, devido à tendência crescente dos exames helicoidais, existe uma nova grandeza definida como  $CTDI_{vol}$ :

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{p} \quad [mGy] \quad (4.4)$$

onde  $p$  representa o *pitch*. A relação entre o deslocamento da mesa por rotação (TF) e a espessura de corte, é referido como *pitch*:

$$pitch = \frac{TF}{h} \quad (4.5)$$

Os valores tipicamente utilizados são  $1 < p < 2$ . Ver figura 4.2.



**Figura 4.2:** Relação entre o pitch e a dose. Com um pitch de 1, o paciente recebe a mesma dose em todo o varrimento da ampola de raio-X, enquanto que com um pitch de 2, metade do volume recebe a mesma dose que quando utilizado o pitch de 1, enquanto que a outra metade não recebe radiação directa [Wilting, 1999].

#### 4.1.2 Dose-Length Product

O *Dose-Length Product* (*DLP*) é um indicador da dose de radiação integrada para um exame completo. No caso de um exame sequencial, o *DLP* é dado por:

$$DLP = \sum_i CTDI_w \cdot h \cdot N \quad [mGy.cm] \quad (4.6)$$

ou

$$DLP = \sum_i CTDI_w \cdot L \quad [mGy.cm] \quad (4.7)$$

onde  $i$  representa cada série de cortes,  $N$  o número de cortes, para cada série em particular,  $h$  é a espessura nominal de corte (cm) e  $L$  é o varrimento longitudinal que a ampola de raio-X efectua para o exame completo (cm).

No caso de um exame helicoidal, o *DLP* deverá ser corrigido pelo factor do *pitch*:

$$DLP = \sum_i CTDI_w \cdot \frac{L}{p} \quad [mGy.cm] \quad (4.8)$$

$$DLP = \sum_i CTDI_{vol} \cdot L \quad [mGy.cm] \quad (4.9)$$

## 4.2 Metodologia para a avaliação de dose

### 4.2.1 Material utilizado

O material utilizado para as medidas realizadas na TC *HiSpeed LX/i* da *General Electric* existente no Serviço de Imagiologia, foi uma câmara de ionização do tipo 'lápiz' com 100 mm de comprimento e um volume sensível de 3,14 cm<sup>3</sup>, calibrada em *kerma* no ar, da *PTW* (modelo 30009) (ver figura 4.3(a)) associada a um electrómetro *Diados*, também da *PTW* (ver figura 4.3(b)). Este equipamento foi cedido pelo LIP-Algarve (Laboratório de Instrumentação e Física Experimental de Partículas), pólo da Universidade do Algarve - FCT.

Para as medições do  $CTDI_w$ , utilizou-se um fantoma cilíndrico, feito de Polimetil-Metacrilato (PMMA) com diâmetros de 16 e 32 cm, que contem 5 orifícios paralelos ao eixo longitudinal, permitindo a introdução da câmara de ionização. Ver figura 4.3(c).



**Figura 4.3:** Ilustração da (a) câmara de ionização, do (b) electrómetro e (c) dos dois fantasmas de dosimetria (corpo e cabeça) utilizados.

O fantoma de dimensões mais pequenas (16 cm), é representativo para exames de TC à cabeça, pescoço e crianças, enquanto que o fantoma maior (32 cm) é representativo para as várias regiões do tórax.

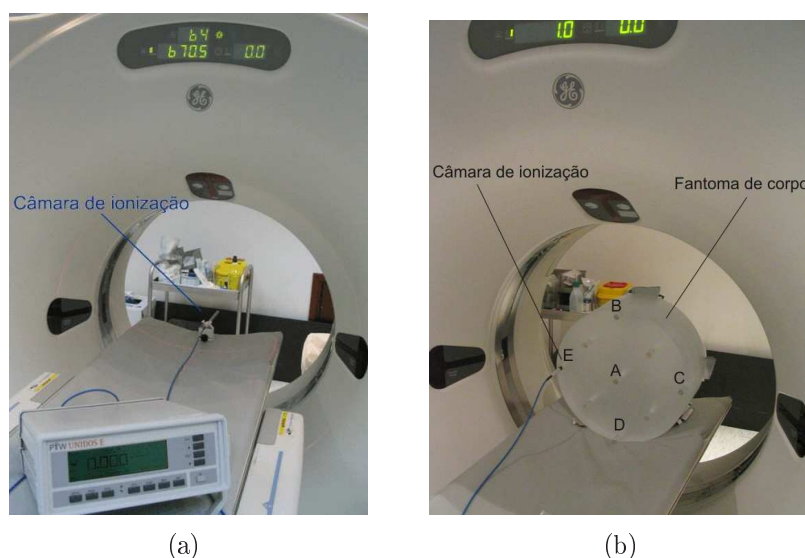
### 4.2.2 Medições no ar e no fantoma

Para o tomógrafo em estudo, foi realizado um conjunto de medições com a câmara de ionização, de modo a obter valores do  $CTDI_{100,ar}$  e do  $CTDI_w$ .

#### Medições no ponto de referência

Foram realizadas medições em condições de referência, isto é, fixando os parâmetros de exposição num valor de referência: tempo de exposição por rotação igual a 1 segundo; espessura do corte igual a 10 mm; tensão aplicada igual a 120 kV, corrente da ampola igual a 150 mA, *pitch* de 1 e um *SFOV Head*. De modo a medir o  $CTDI_{100,ar}$ , a câmara de

ionização foi colocada no isocentro do plano de rotação do tomógrafo e perpendicular ao plano axial, através de um suporte adequado, de forma a ficar distante da mesa para evitar a detecção da radiação dispersa proveniente da mesma (ver figura 4.4(a)).



**Figura 4.4:** (a) Ilustração do posicionamento da câmara de ionização no isocentro de rotação do tomógrafo e (b) do posicionamento do fantoma de corpo no isocentro de rotação do tomógrafo e da câmara de ionização na posição E.

De modo a medir o  $CTDI_w$ , nas mesmas condições de referência, a câmara de ionização foi colocada nas diferentes posições A, B, C, D, E no fantoma de cabeça e no de corpo (ver figura 4.4(b)).

O valor do  $CTDI_w$  para o fantoma de dosimetria de cabeça/corpo pode também ser obtido a partir do valor do  $CTDI_{100,ar}$  de acordo com a expressão seguinte:

$$CTDI_w = CTDI_{100,ar} \cdot P_{H/B} \quad (4.10)$$

onde  $P_{H/B}$  é o factor de conversão que tem em conta a radiação dispersa proveniente do fantoma de cabeça,  $P_H^1$  (ou de corpo,  $P_B^2$ ). Este valor varia segundo o tipo de tomógrafo, para cada tensão aplicada (kV) e para cada tipo de exame (cabeça, pescoço, tórax, abdomen e pélvico). Porém, as variações entre diferentes exames de cabeça ou diferentes exames de corpo são insignificantes. Por esse motivo, para simplificar, existem somente dois factores: um que corresponde a exames de cabeça ( $P_H$ ) e outro para exames de corpo ( $P_B$ )[Impact].

A tabela 4.1 indica os valores obtidos experimentalmente no tomógrafo em estudo para os vários valores da tensão aplicada.

<sup>1</sup>letra H do inglês *Head*

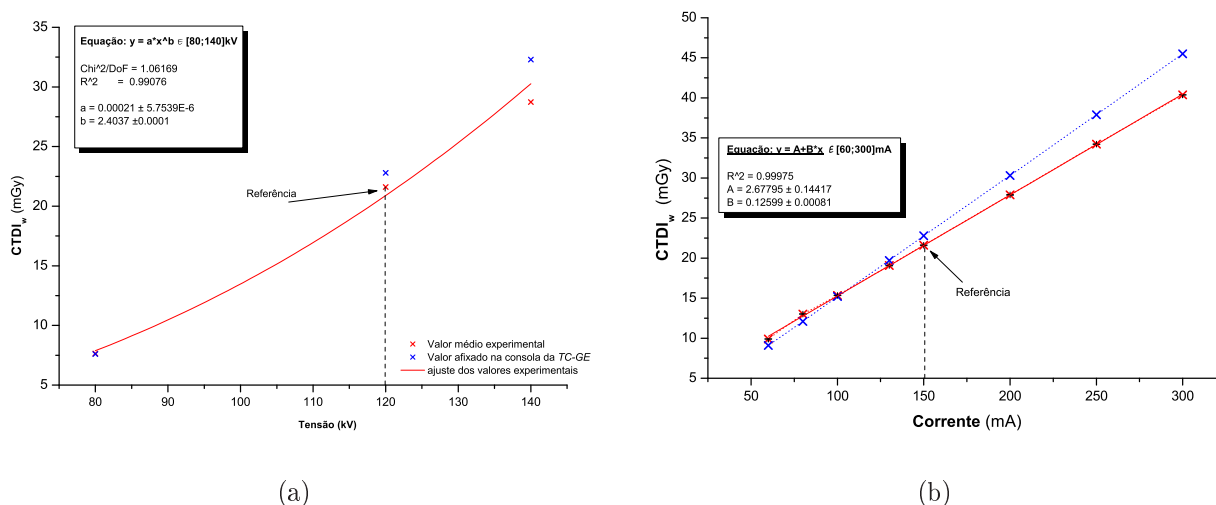
<sup>2</sup>letra B do inglês *Body*

**Tabela 4.1:** Resultados dos factores  $P_H$  e  $P_B$ , para as três tensões disponíveis na TC *HiSpeed LX/i* da *General Electric*.

Tensão (kV)	$P_H$	$P_B$
80	0,61	0,48
120	0,74	0,26
140	0,73	0,30

### Dependência do CTDI em função dos parâmetros de exposição

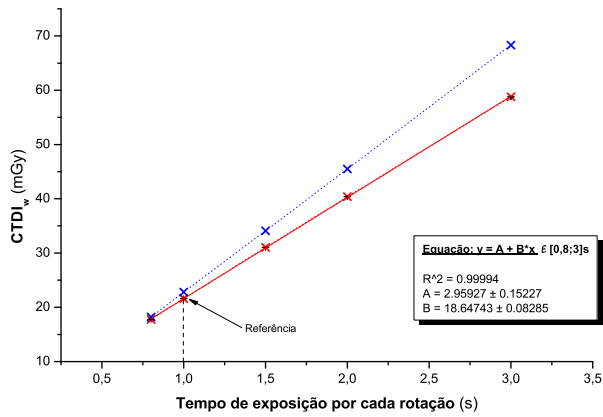
Posteriormente, foi realizado um conjunto de medidas com a câmara de ionização para diversas combinações dos parâmetros de exposição, de modo a obter a variação do  $CTDI_{100,ar}$ , e por conseguinte, do  $CTDI_w$ , em função dos parâmetros de aquisição (tensão aplicada, corrente aplicada, tempo de exposição, espessura do corte, *pitch* e campo de visão (SFOV - do inglês *Scan Field Of View*). A figura 4.5 nas páginas 52-53, mostra os resultados da variação do  $CTDI_w$  em função dos vários parâmetros de exposição. Estão representados os valores do  $CTDI_w$  calculados e os valores afixados pelo fabricante na consola de comando.



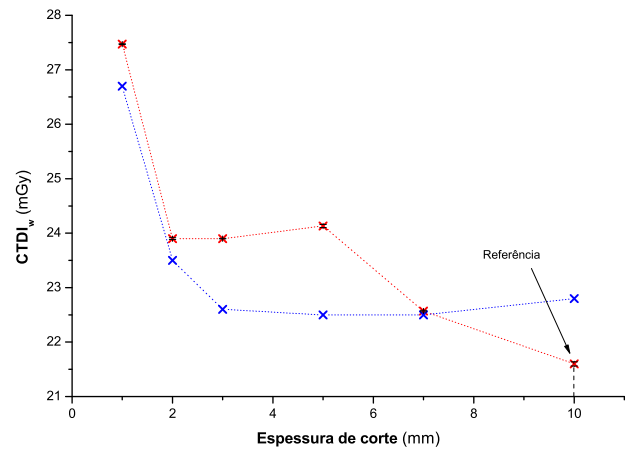
**Figura 4.5:** Variação do  $CTDI_w$  com (a) tensão, (b) corrente na ampola, (c) tempo de exposição em cada rotação da ampola; (d) espessura de corte, (e) *pitch* e (f) SFOV. Legenda:  $\dots \times \dots$  - valor experimental;  $\dots \times \dots$  - valor afixado na consola da TC-GE e  $---$  é o ajuste dos valores experimentais. Os valores de referência são 120kV, 150mA, 1s, 10mm,  $p=1$  e SFOV=Head.

Pode-se observar que o  $CTDI_w$  é independente do *pitch*, do SFOV e da espessura de corte para valores acima dos 3 mm. Relativamente à corrente da ampola e ao tempo de exposição por rotação, o  $CTDI_w$  tem uma relação linear, enquanto a relação em função da tensão aplicada é um polinómio de grau 2. O grau da função está directamente relacionada com o tipo de efeito predominante, sendo neste caso o efeito *Compton*.

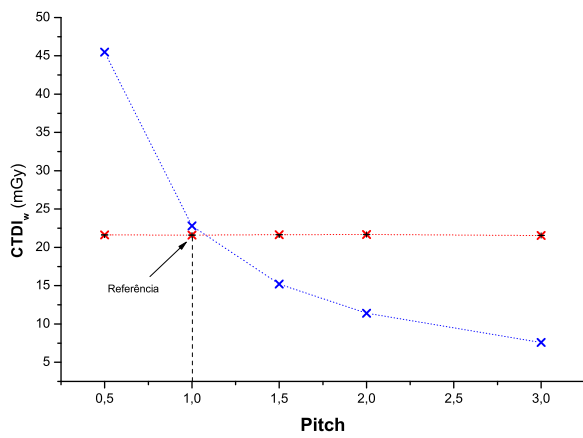
O valor de dose que surge no ecrã da consola é um valor meramente indicativo, que é definido por CTDI efectivo ( $CTDI_{w,eff}$ ). A indicação deste parâmetro de dose é obrigatória



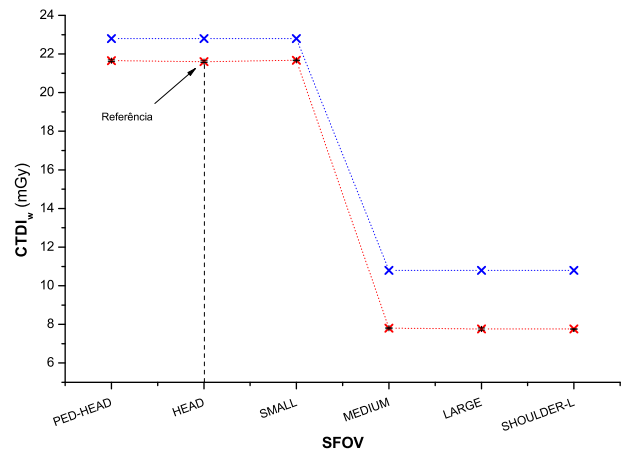
(c)



(d)



(e)



(f)

**Figura 4.5:** (Continuação) Variação do  $CTDI_w$  com (a) tensão, (b) corrente na ampola, (c) tempo de exposição em cada rotação da ampola; (d) espessura de corte, (e) *pitch* e (f) SFOV. Legenda:  $\dots \times \dots$  - valor experimental;  $\dots \times \dots$  - valor afixado na consola da TC-GE e  $—$  é o ajuste dos valores experimentais. Os valores de referência são 120kV, 150mA, 1s, 10mm,  $p=1$  e SFOV=Head.

nos scanners actuais e deverão ser calibrados em termos de  $CTDI_w$ , mas para aquisições helicoidais, este valor é dividido pelo valor do *pitch*. A dependência deste parâmetro com o *pitch*, pode ser observada na figura 4.5(e) na página anterior, ou seja, o valor de dose duplica para um *pitch* igual a 0,5 ou reduz-se para metade quando o *pitch* é de 2.

Pode-se observar também que os valores indicados na consola da TC diferem dos valores experimentais de  $CTDI_w$ .

### 4.2.3 Avaliação da dose média por protocolo clínico

Uma vez conhecida a dependência do  $CTDI_{100,ar}$  com os parâmetros de exposição, o  $CTDI_w$  correspondente a determinado exame de TC,  $CTDI_w(kV, mA, s, h)$ , pode ser avaliado através do valor medido do  $CTDI_{100,ar}$  no ponto de referência,  $CTDI_{100,ar}(kV', mA', s', h')$ , corrigido dos factores de correcção para cada um dos parâmetros de exposição utilizados durante o exame:

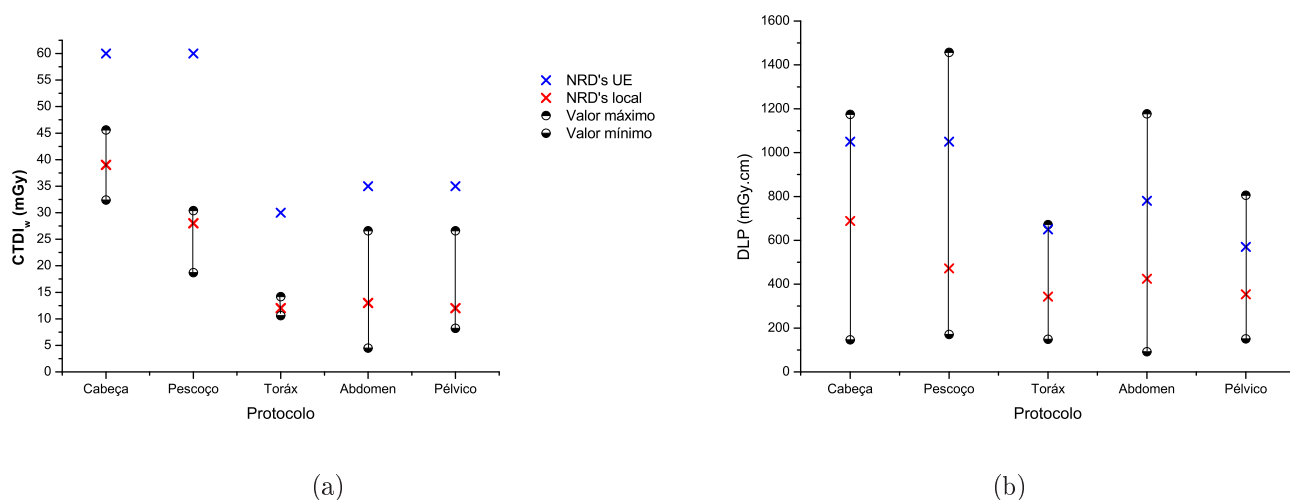
$$CTDI_w(kV, mA, s, h) = CTDI_{100,ar}(kV', mA', s', h') \cdot P_{H/B}(kV) \cdot f_{kV} \cdot f_{mA} \cdot f_s \cdot f_h \quad (4.11)$$

onde  $f(i)$  são os factores de correcção para os vários parâmetros de exposição  $i$ , que são obtidos através das curvas de dependência da figura 4.5 nas páginas 52-53.

Para este estudo, foi escolhida uma amostra de 133 pacientes adultos, de ambos os sexos, que realizaram exames de cabeça, pescoço, tórax, abdómen e pélvis, durante o mês de Fevereiro de 2005. Para cada paciente, foi realizado o levantamento dos dados seguintes:

1. Protocolo (cabeça/pescoço/...);
2. Tensão aplicada (kV);
3. Corrente aplicada (mA);
4. Tempo de exposição (s);
5. Espessura de corte (mm);
6. *Pitch*;
7. Varrimento longitudinal (mm).

Foram avaliados os valores do  $CTDI_w$  e do  $DLP$ , para cada situação. Os resultados obtidos para o valor médio do  $CTDI_w$  e do  $DLP$  para cada protocolo clínico (NRD's locais), encontram-se ilustrados na figura 4.6 na próxima página e na tabela 4.2 na página ao lado com os respectivos NRD's europeus. Também estão indicados os valores mínimos e máximos.



**Figura 4.6:** Resultados obtidos dos NRD's locais em termos de: (a)  $CTDI_w$  e (b)  $DLP$  e os respectivos NRD's europeus, para os vários protocolos clínicos.

**Tabela 4.2:** Comparação entre os NRD obtidos localmente e os valores europeus de  $CTDI_w$  e de  $DLP$ .

	$CTDI_w$		$DLP$	
	Média (NRD Local) [mínimo-máximo]	NRD's Europeus	Média (NRD Local) [mínimo-máximo]	NRD's Europeus
Cabeça	39 [32.4-45.6]	60	688 [146-1174]	1050
Pescoço	27.9 [18.7-30.4]	60	472 [171-1457]	1050
Tórax	12.3 [10.6-14.2]	30	343 [149-672]	650
Abdómen	11.9 [4.5-26.6]	35	425 [92-1177]	780
Pélvis	11.9 [8.2-26.6]	35	354 [151-806]	570

Como se pode observar na figura 4.6(a), todos os valores de  $CTDI_w$ , são inferiores aos níveis de referência europeus. Porém, os valores de  $DLP$ , que referem o exame completo, mostram variações significativas entre pacientes e inclusivé, existem situações em que o nível de referência é excedido. Isto deve-se ao facto do médico que prescreve o exame médico, pedir um varrimento longitudinal bastante extenso ou exposição realizadas com *pitch* iguais a 1.

### 4.3 Informação de dose para o paciente

A grandeza de radioprotecção que proporciona uma relação directa com o risco associado a uma exposição é a dose efectiva. Para a determinação da dose efectiva, foram utilizados diversos métodos: medidas directas de dose absorvida nos órgãos em fantasmas antropomórficos; simulações a partir de modelos matemáticos do corpo humano ou de modelos obtidos mediante imagens digitais. Estes métodos permitem o cálculo de coeficientes por dose efectiva normalizada ( $E_{DLP}$ ), com os quais se obtém a dose efectiva a partir dos parâmetros

técnicos da exposição e a partir do valor de uma grandeza com a qual possamos caracterizar dosimetricamente o feixe de radiação, geralmente o CTDI ou o  $DLP$ :

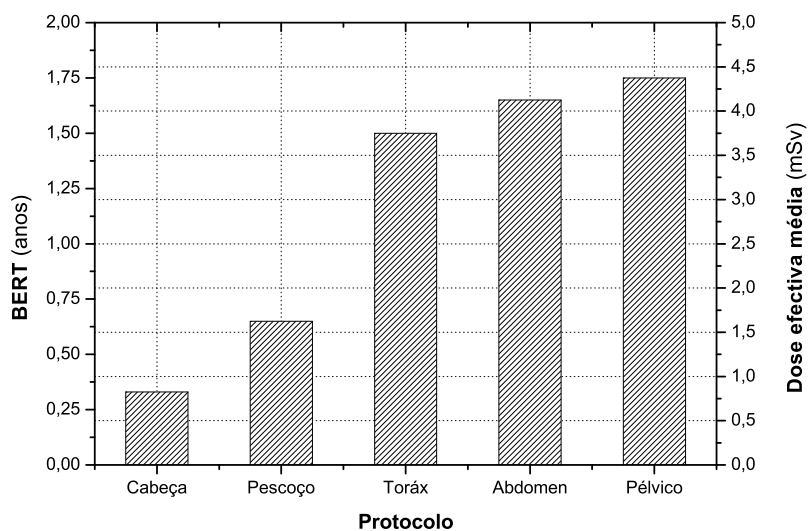
$$E = E_{DLP} \cdot DLP \quad [mSv] \quad (4.12)$$

De acordo com as Guias Europeias em Critérios de Qualidade para a Tomografia Computorizada, os valores de  $E_{DLP}$ , encontram-se resumidas na tabela 4.3.

**Tabela 4.3:** Valores de dose efectiva normalizada,  $E_{DLP}$ , para várias regiões do corpo [EUR16262].

Região do corpo	$E_{DLP}$ (mSv mGy <sup>-1</sup> cm <sup>-1</sup> )
Cabeça	0,0023
Pescoço	0,0054
Tórax	0,017
Abdomen	0,015
Pélvico	0,019

Tendo em conta os valores de  $DLP$  obtidos para cada paciente e para os vários protocolos de exames de TC, são calculadas as respectivas doses efectivas, a dose efectiva média por protocolo e o BERT correspondente. Ver figura 4.7.



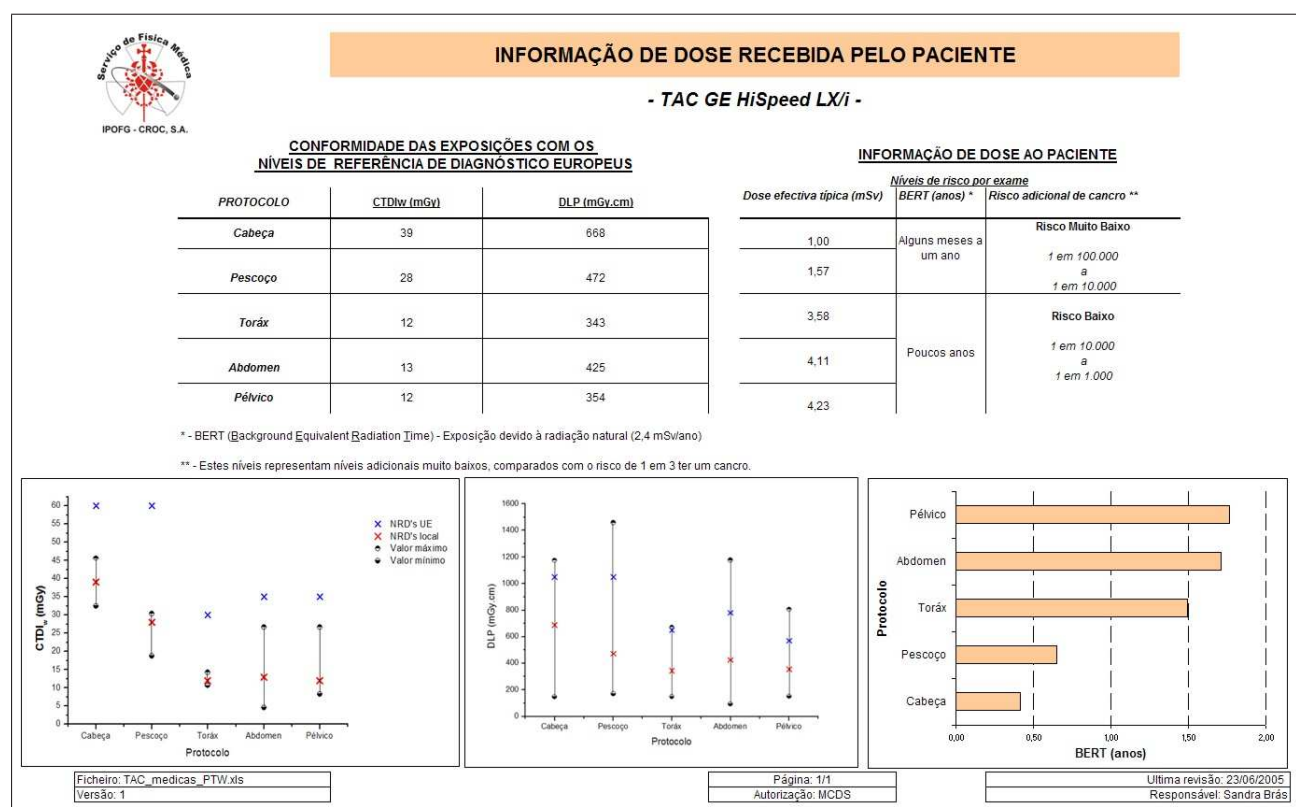
**Figura 4.7:** Dose efectiva e respectivo tempo de exposição equivalente à radiação natural para os vários protocolos clínicos de TC.

Os resultados do risco adicional associado de cancro fatal às exposições realizadas na TC, estão resumidos na tabela 4.4 na página ao lado.

**Tabela 4.4:** Níveis de risco adicional de cancro fatal para os exames médicos de tomografia computadorizada.

Protocolo	BERT	Risco adicional de cancro fatal
Cabeça	Alguns meses a um ano	Risco muito baixo 1 caso em cada 100.000 de indivíduos a 1 em 10.000
Pescoço		
Torác	Alguns anos	Risco baixo 1 em 10.000 a 1 em 1.000
Abdomen		
Pélvico		

Para finalizar, criou-se a folha com toda a informação de dose recebida pelos pacientes para os exames de TC realizado na respectiva sala (ver figura 4.8).



**Figura 4.8:** Folhas informativas da dose recebida pelo paciente, quando os exames são realizados na TC GE HiSpeed LX/i.



## CAPÍTULO 5

---

# Mamografia

Neste capítulo, descrevem-se as grandezas dosimétricas mais utilizadas em Mamografia no âmbito dos NRD's e a metodologia escolhida para a avaliação da dose nos pacientes. As doses obtidas são posteriormente comparadas com os níveis de referência europeus recomendados no *European Protocol on Dosimetry in Mammography* [EUR16263], permitindo tirar algumas conclusões relativamente às práticas clínicas realizadas no Departamento de Imagiologia do IPOFG-CROC,S.A.. Por fim, são avaliados alguns indicadores de dose suplementares que permitem melhor informar o paciente sobre o risco associado à exposição à radiação durante o exame radiológico.

### 5.1 Grandezas dosimétricas em Mamografia

#### 5.1.1 *Average Glandular Dose*

A *AGD* (do inglês *Average Glandular Dose*) é a dose média absorvida no tecido glandular (excepto a pele) numa mama uniformemente comprimida (50% de tecido adiposo e 50% de tecido glandular)[EUR16263]. Esta grandeza constitui o melhor indicador do risco de carcinogénese e, portanto, é o principal indicador na dosimetria da mama. O Protocolo Europeu de dosimetria em mamografia, sugere que o valor médio por incidência, não deverá ultrapassar em 50% o valor de 2,3 mGy e, caso seja ultrapassado, dever-se-à investigar as causas.

A *AGD* não pode ser medida directamente e é geralmente calculada sob várias hipóteses a partir de grandezas dosimétricas mensuráveis à superfície da mama.

Neste contexto, o *ESAK* e a *ESD* tornaram-se as grandezas mais utilizadas, mediante uns factores adicionais. Estes factores adicionais obtêm-se mediante simulações com métodos de Monte Carlo e são posteriormente comprovados de uma forma empírica com modelos. Os valores numéricos obtidos dependem de factores que têm em conta a qualidade do feixe (tensão, filtração e material que constitui o ânodo), como de factores próprios da mama (espessura e composição), pelo que tal estimativa implica o conhecimento em detalhe de alguns factores (tensão, camada semi-redutora para cada tensão, material que constitui o ânodo e espessura da mama comprimida) e hipóteses sobre outros (composição da mama).

## 5.2 Metodologia para a avaliação de dose

### 5.2.1 Material utilizado

As medições foram realizadas no mamógrafo Siemens Mammomat 3000, existente no Serviço de Imagiologia. Para medir o *ESAK*, foi utilizada uma câmara de ionização com um volume sensível de  $6 \text{ cm}^3$  (modelo Radcal 10X9-6M) e o electrómetro associado (Radcal 9095) (ver figura 5.1(a)). Esta câmara é exclusivamente dedicada para mamografia e apresenta uma resposta em energia plana ( $\pm 5\%$ ) entre 10 e 40 keV.



**Figura 5.1:** Material utilizado em mamografia: (a) câmara de ionização e sensor de controlo da tensão, com a respectiva unidade de leitura, da *Radcal* e (b) folhas de alumínio da *PTW-Freiburg* de várias espessuras, com uma pureza de 99,99%.

Para este trabalho, também foi necessário utilizar o sensor de controlo da tensão da Radcal (modelo 40X9-Mo). Este sensor é igualmente dedicado para a mamografia e apresenta uma exactidão de  $\pm 0,5 \text{ kV}$  entre 20 e 40 kV. Por fim, foram utilizados vários filtros de alumínio da PTW-Freiburg, com 99,99% de pureza (ver figura 5.1(b)).

### 5.2.2 Avaliação da qualidade do feixe de Raios X

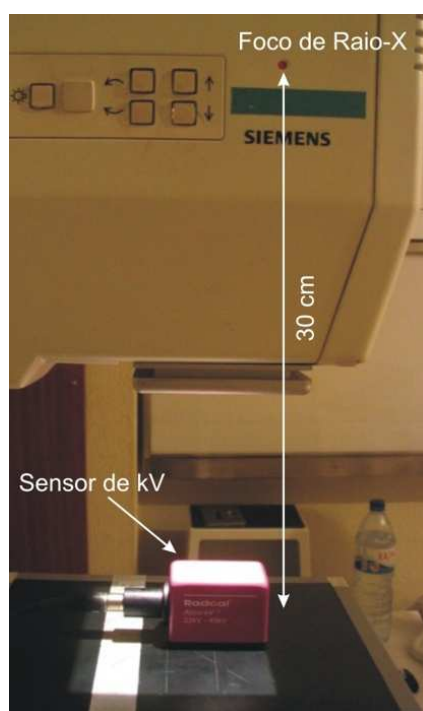
A qualidade da radiação do espectro de raio-X emitido pela ampola em mamografia depende da tensão da ampola, do material do ânodo e do tipo de filtragem. Para determinada combinação ânodo/filtragem, a qualidade do feixe de raios X é caracterizada pela tensão da ampola e pela camada hemi-redutora (HVL do acrónimo *Half Value Layer*). Foram realizados testes de exactidão e de reprodutibilidade da tensão da ampola e determinou-se o valor do HVL para as diversas combinações ânodo/filtragem e os valores da tensão da ampola de raios X.

### Avaliação da reprodutibilidade e exactidão da tensão

A exactidão<sup>1</sup> da tensão da ampola deve ser verificada para todos os valores da tensão disponíveis, enquanto que a sua reprodutibilidade deve ser verificada para os valores da tensão mais frequentemente utilizados na prática clínica.

Segundo o Protocolo Espanhol de Controlo de Qualidade em Radiodiagnóstico [SEFM, 2002], a reprodutibilidade da tensão deverá ser inferior a 0,5 kV enquanto que a exactidão da tensão deverá ser inferior a  $\pm 1$  kV. O teste deverá incluir, pelo menos, quatro valores de tensão que cubram o intervalo de tensões aplicadas na clínica para cada uma das combinações ânodo/filtro disponíveis no mamógrafo.

Relativamente ao teste da reprodutibilidade, avaliou-se a estabilidade da tensão mais usual na prática clínica, para várias exposições. A figura 5.2, ilustra a montagem experimental realizada para a avaliação da reprodutibilidade e da exactidão da tensão aplicada na ampola do mamógrafo, na qual foi utilizado o sensor de medição da tensão da Radcal.



**Figura 5.2:** Montagem experimental para o estudo da tensão da ampola.

Na tabela 5.1 na próxima página, temos os valores medidos da tensão, comparados com os valores da tensão apresentado no visor da consola do mamógrafo para as várias combinações ânodo/filtro disponíveis.

<sup>1</sup>Exprime a diferença entre o valor verdadeiro e o valor experimental de uma grandeza.

**Tabela 5.1:** Resultados da exactidão da tensão obtida para as várias combinações ânodo/filtro do mamógrafo.

Tensão aplicada (kV)	Tensão medida (kV)
<i>Mo + 30<math>\mu</math>m de Mo</i>	
26	26,0
27	27,0
28	28,1
29	29,4
<i>Mo + 25<math>\mu</math>m de Rh</i>	
27	27,3
28	27,9
29	28,6
30	29,4
<i>W + 50<math>\mu</math> de Rh</i>	
31	29,7

Relativamente ao parâmetro da exactidão, os valores obtidos encontram-se dentro das tolerâncias estabelecidas, à excepção da tensão de 31 kV com a combinação ânodo/filtro de W/Rh.

Em relação à reprodutibilidade da tensão, no caso da tensão mais frequentemente utilizada na prática clínica, 29 kV com a combinação ânodo/filtro de Mo/Mo, obteve-se uma variação de  $\pm 0,6$  kV. Este parâmetro encontra-se fora do limite de tolerância.

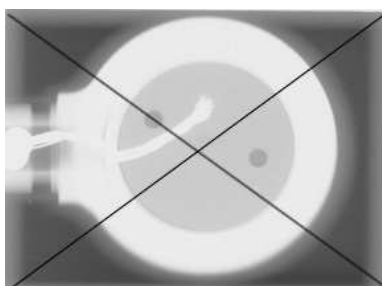
### Avaliação do HVL

O HVL, para as energias utilizadas em radiologia, é expresso em espessura de alumínio necessária para reduzir a exposição de um feixe de raios X para metade. O HVL pode ser determinado através da medição da grandeza *ESAK*, mediante a interposição de vários filtros de alumínio colocados entre o foco de raio-X e a câmara de ionização, mantendo a tensão da ampola constante. Na figura 5.3, temos a montagem experimental para a medição do HVL.



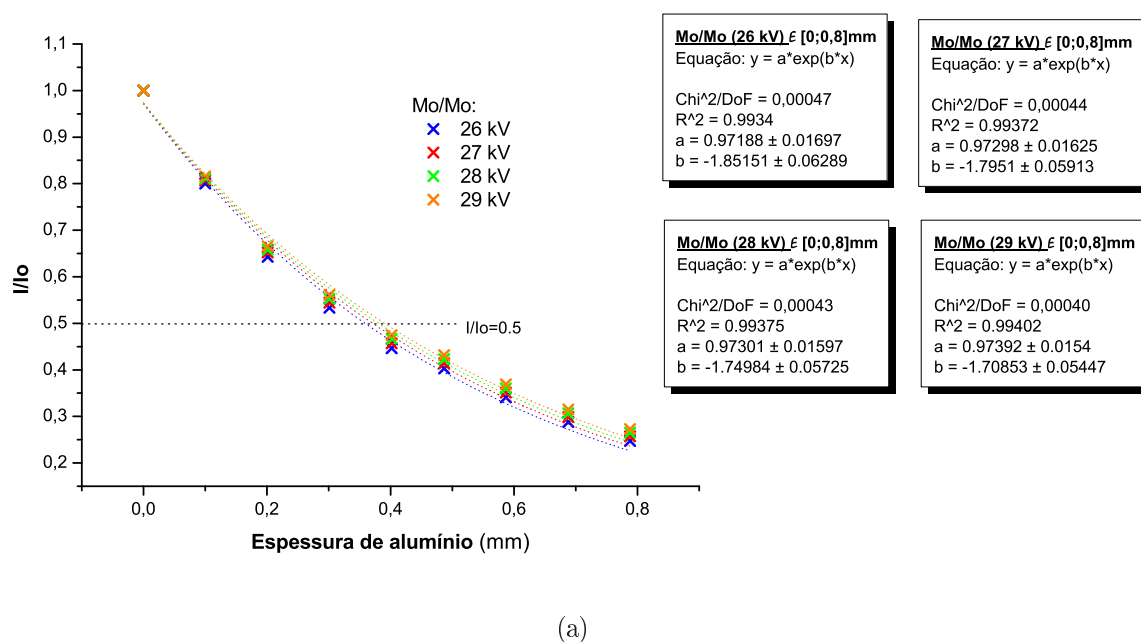
**Figura 5.3:** Montagem experimental para a determinação do HVL.

O HVL deve ser avaliado em condições geométrica de exposição ditas de "feixe fino", para minimizar a detecção da radiação dispersa. A câmara foi colocada no centro geométrico do campo de radiação de um feixe bem colimado. Ver figura 5.4.

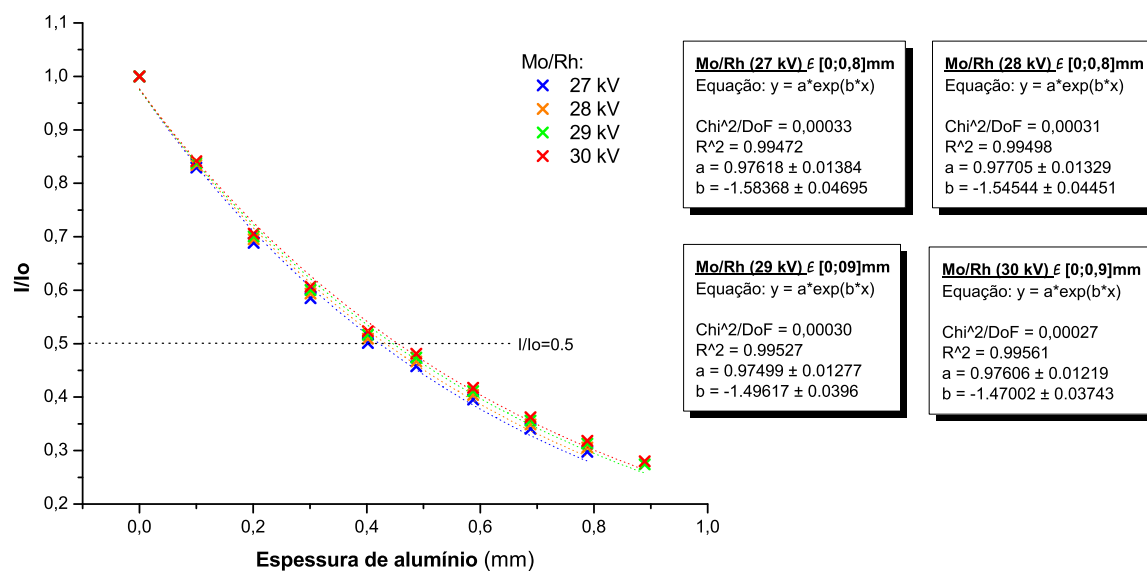


**Figura 5.4:** Imagem da câmara de ionização, cujo centro geométrico do campo de radiação está em coincidência com o centro do volume sensível da câmara.

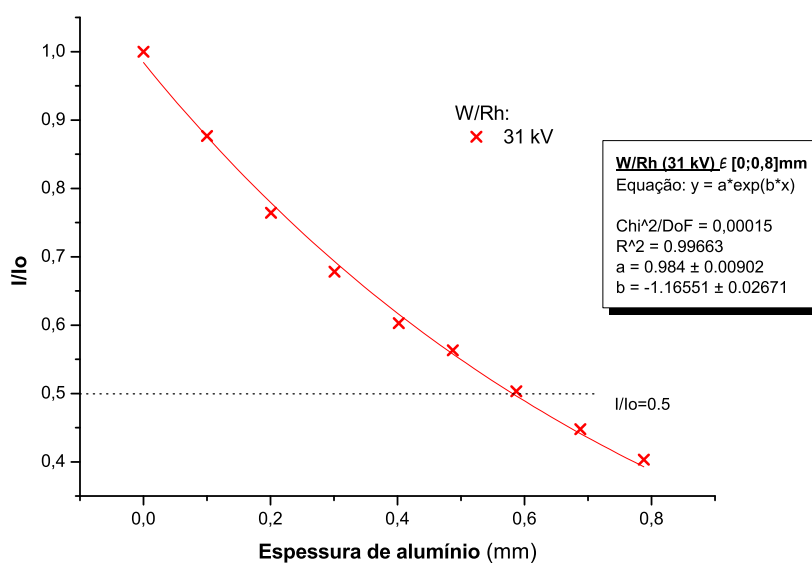
As figuras 5.5 nas páginas 63-64, mostram os valores experimentais da fracção transmitida do feixe, mediante a interposição das várias espessuras dos vários filtros de alumínio, para vários valores da tensão aplicada na ampola de raio-X e para as várias combinações ânodo/filtro.



**Figura 5.5:** Curvas experimentais da fracção do feixe de transmissão, em função da espessura de alumínio, para várias tensões e combinações ânodo/filtro: (a) Mo/Mo, (b) Mo/Rh e (c) W/Rh.



(b)



(c)

**Figura 5.5:** (Continuação) Curvas experimentais da fracção do feixe de transmissão, em função da espessura de alumínio, para várias tensões e combinações ânodo/filtro: (a) Mo/Mo, (b) Mo/Rh e (c) W/Rh.

Os resultados da medição do HVL encontram-se resumidos na tabela 5.2 na página ao lado. Também estão indicados os valores típicos recomendados pelo Protocolo Europeu de Dosimetria em Mamografia [EUR16263].

**Tabela 5.2:** Valores medidos do HVL e valores típicos de acordo com [EUR16263], para as várias combinações ânodo/filtro do mamógrafo.

Combinação	Tensão (kV)	HVL <sub>medido</sub> (mm de Al)	HVL <sub>EUR16263</sub> (mm de Al)
Mo/Mo	26	0,37	0,36
	27	0,39	0,37
	28	0,40	0,38
	29	0,41	0,39
Mo/Rh	27	0,44	0,42
	28	0,45	0,43
	29	0,46	0,45
	30	0,47	0,46
W/Rh	31	0,59	0,58

PSegundo o protocolo europeu, os valores medidos e os valores típicos não deverão ter um desvio superior a  $\pm = 0,05$  mm de alumínio e pode-se observar que os valores são bastante similares com excepção da combinação Mo/Mo. Esta diferença, pode dever-se a vários factores, nomeadamente, a forma da onda de tensão ser diferente ou o engenheiro pode ter inadvertidamente deixado 0,05 mm de alumínio entre o feixe, durante uma manutenção ou durante a sua própria concepção. Pelo facto deste mamógrafo ter sido desmontado logo a seguir às medições realizadas, não foi possível analisar com pormenor esta situação.

### 5.2.3 Medições do *ESAK*

#### Medições no ponto de referência

Para medir o *ESAK*, a câmara foi colocada em condições geométricas da exposição semelhantes às condições habitualmente praticadas na clínica, ou seja, a 45 mm acima da mesa, 60 mm da parede costal e centrada lateralmente, ficando o dispositivo de compressão entre o detector e o tubo de raio-X. Ver figura 5.6.

**Figura 5.6:** Montagem experimental para a medição do *ESAK* através de uma câmara de ionização dedicada.

Foram realizadas medições do *ESAK* nas condições de referência, isto é, para cada combinação ânodo/filtragem (x), foram fixados os parâmetros da exposição (mAs') e da tensão

(kV') da ampola de raios X num valor fixo. A tabela 5.3 indica os resultados obtidos para cada combinação ânodo/filtro.

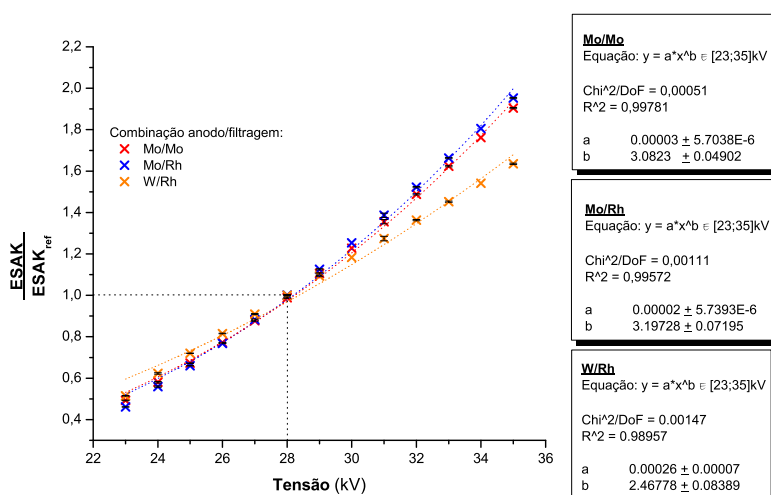
**Tabela 5.3:** Resultados do *ESAK* normalizado com a exposição e obtido no ponto de referência para cada combinação ânodo/filtro.

Combinação Ânodo/Filtro (x)	$\frac{ESAK(kV', mAs', x)}{mAs'}$ (mGy/mAs)
Mo/Mo	0,117
Mo/Rh	0,098
W/Rh	0,042

### Dependência do *ESAK* em função dos parâmetros de exposição

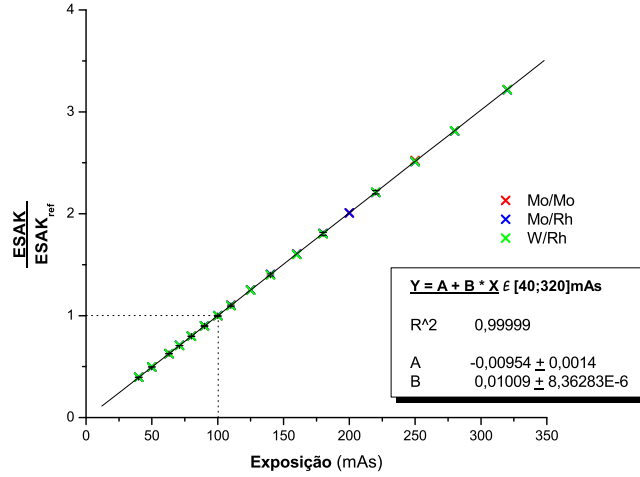
Posteriormente, foi medida a variação do *ESAK* em função dos diversos parâmetros de exposição: tensão da ampola de raios X e exposição (em mAs) para as várias combinações ânodo/filtro.

Como mostra a figura 5.7, o *ESAK* tem uma relação linear com a exposição, porém tem uma relação polinomial de grau 3 com a tensão da ampola de raios X. O grau da função está directamente relacionada com o tipo de efeito predominante, sendo neste caso o efeito fotoeléctrico.



(a)

**Figura 5.7:** Relação entre a grandeza *ESAK*, normalizada ao valor obtido no ponto de referência, e: (a) a tensão e (b) a exposição, para as várias combinações ânodo/filtro.



(b)

**Figura 5.7:** (Continuação) Relação entre a grandeza  $ESAK$ , normalizada ao valor obtido no ponto de referência, e: (a) a tensão e (b) a exposição, para as várias combinações ânodo/filtro.

### 5.2.4 Avaliação da dose média por protocolo clínico

O  $ESAK$  correspondente a determinado exame de mamografia,  $ESAK(kV, mAs, x)$ , pode ser avaliado através do valor medido do  $ESAK$  nas condições de referência (ver tabela 5.3 na página ao lado),  $\frac{ESAK(kV', mAs', x)}{mAs'}$ , corrigido dos factores de correcção da resposta em  $ESAK$  em função dos parâmetros de exposição utilizados durante o exame de mamografia, de acordo com a relação seguinte:

$$ESAK(kV, mAs, x) = \frac{ESAK(kV', mAs', x)}{mAs'} \cdot mAs' \cdot f_{kV} \cdot f_{mAs} \quad (5.1)$$

onde  $f_i$  é o factor de correcção para o parâmetro  $i$  (ver figura 5.7 na página anterior).

Logo, o  $ESD$  pode ser definida da seguinte forma:

$$ESD(kV, mAs, x) = ESK(kV, mAs, x) \cdot B \quad (5.2)$$

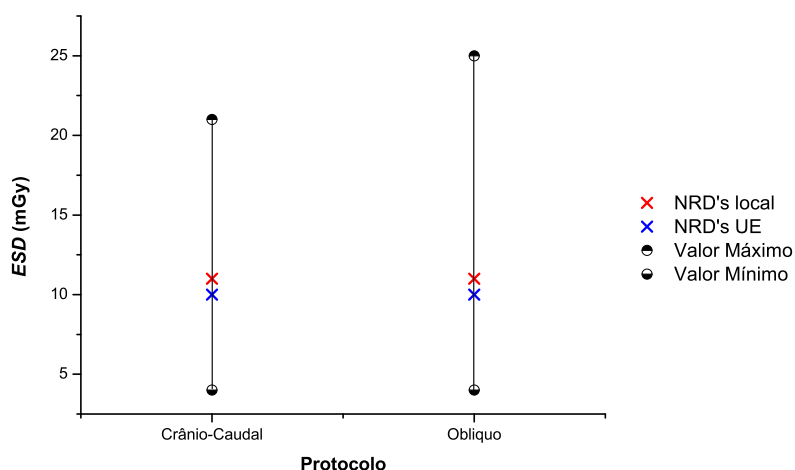
onde o factor de retrodifusão,  $B$ , é igual a 1,09 [EUR16263].

Para este estudo, foi escolhida uma amostra de 148 mulheres, que realizaram exames de mamografia com duas incidências, crânio-caudal (CC) e oblíqua. Foi realizado o levantamento para cada mulher dos dados seguintes:

1. Mama (Esquerda/Direita);
2. Projecção (CC/Oblíqua);
3. Número de exames repetidos;

4. Combinação ânodo/filtro (Mo/Mo; Mo/Rh; W/Rh);
5. Tensão aplicada (kV);
6. Exposição (mAs);
7. Compressão da mama (mm).

Foram calculados os valores da  $ESD$  para cada situação e o valor médio para cada protocolo clínico. Os NRD's locais encontram-se ilustrados na figura 5.8 e na tabela 5.4, com os respectivos NRD's europeus.



**Figura 5.8:** Resultados obtidos dos NRD's locais para cada protocolo clínico de mamografia e respectivos NRD's europeus.

**Tabela 5.4:** Comparação entre os NRD's locais e os NRD's europeus.

Protocolo	$\overline{ESD}$ (mGy)		NRD Europeu
	Média (NRD local)	[mínimo-máximo]	
Craneo-Caudal	11	[4-21]	10
Obliquo	11	[4-25]	10

Os resultados mostram claramente que os NRD locais, excedem os níveis europeus, porém os valores não diferem mais do que 10%. É importante referir, que houve situações de exposição clínica, em que a  $ESD$  excedeu de um factor 2 o nível europeu.

### 5.3 Informação de dose para o paciente

A avaliação da dose média glandular (AGD) permite uma análise do risco de radiocarcinogénese, devido à exposição durante o exame de mamografia.

A dose média glandular (total), para uma mama standard, pode ser obtida através da seguinte relação:

$$AGD = \sum_i g_i \cdot ESAK_i(kV, mAs, x) \quad [mGy] \quad (5.3)$$

onde  $i$  representa o número de incidências realizadas <sup>2</sup>,  $ESAK$  é o valor de dose nas condições de exposição durante o exame e  $g$  é o factor de conversão que depende da qualidade do feixe (kV e HVL), do material do ânodo/filtro, da espessura da mama comprimida e da sua composição. Segundo o Protocolo Europeu de Dosimetria em Mamografia, o factor  $g$ , toma os valores apresentados na tabela 5.5.

**Tabela 5.5:** Factor de conversão  $g$ , para o cálculo da AGD para diferentes espessuras de mama comprimida[EUR16263].

HVL (mm Al)	Espessura da mama comprimida (mm)					
	30	40	50	60	70	80
0,25	0,234	0,174	0,137	0,112	0,094	0,081
0,30	0,274	0,207	0,164	0,135	0,114	0,098
0,35	0,309	0,235	0,187	0,154	0,130	0,112
0,40	0,342	0,261	0,209	0,172	0,145	0,126
0,45	0,374	0,289	0,232	0,192	0,163	0,140
0,50	0,406	0,318	0,258	0,214	0,177	0,154
0,55	0,437	0,346	0,287	0,236	0,202	0,175
0,60	0,466	0,374	0,310	0,261	0,224	0,195
0,65	0,491	0,399	0,332	0,282	0,244	0,212

Tendo em conta o valor do HVL (tabela 5.2 na página 65) e através do parâmetro de espessura da mama comprimida para cada paciente, foi calculado para cada paciente, por meio de interpolação, o valor de  $g$ . Assim, avaliaram-se os valores médios de  $AGD$  por incidência, por paciente, obtendo o valor médio seguinte:

$$\overline{AGD}_{CC} = 2,09mGy \quad (5.4)$$

$$\overline{AGD}_{OBL} = 2,07mGy \quad (5.5)$$

Para o cálculo de risco, deve-se utilizar o valor médio do  $AGD$  por exame completo:

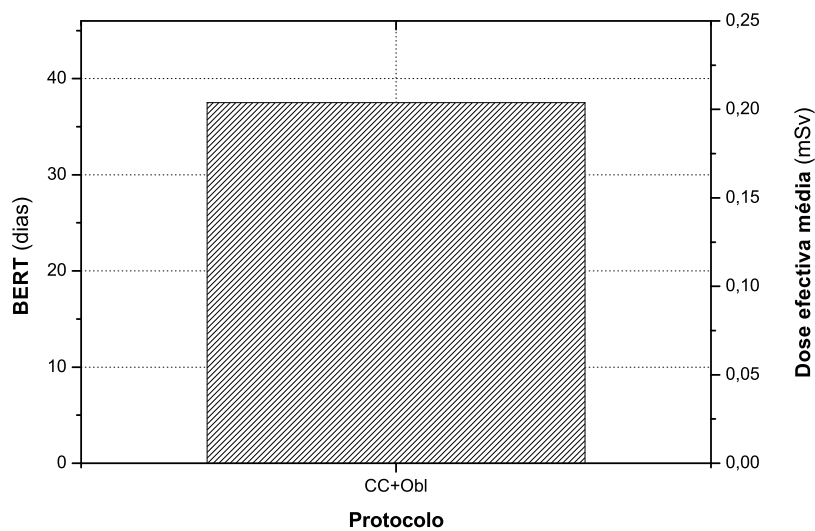
$$\overline{AGD}_{Total} = 4,2mGy. \quad (5.6)$$

Para o cálculo da dose efectiva, *K.A.Hatzioannou et al* verificaram que a  $AGD$  contribui com mais de 98% para a dose efectiva, onde as doses da tiroíde e da medula óssea (do externo) contribuem com apenas 0,8% e 0,3%, respectivamente. Numa boa aproximação, pode-se considerar que a dose efectiva para a mamografia, é o produto entre a  $AGD$  pelo factor de ponderação tecidual da mama (ver tabela 2.3 na página 11):

<sup>2</sup>Uma vez que por cada mama, realizam-se duas incidências (CC e Obliqua), então o valor da AGD (total) contabiliza as duas incidências.

$$\bar{E} = \overline{AGD_{Total}} \cdot w_T = 0,21mSv \quad (5.7)$$

Na figura 5.9, temos um gráfico com os respectivos valores de dose efectiva média e do BERT, para a mamografia.



**Figura 5.9:** Dose efectiva e respectivo tempo de exposição equivalente à radiação natural, para o exame completo de mamografia (CC+obliquo).

O risco adicional de cancro fatal associado às exposições realizadas na mamografia (para o exame completo), encontram-se referenciadas na tabela 5.6.

**Tabela 5.6:** Níveis de risco adicional de cancro fatal para os exames médicos de mamografia.

Protocolo	BERT	Risco adicional de cancro fatal
Mama (CC+obl)	Algumas semanas a poucos meses	Risco mínimo 1 caso em cada 1.000.000 de pessoas a 1 em 100.000

Para finalizar, a folha com toda a informação de dose recebida pelas doentes durante um exame de mamografia na respectiva instalação radiológica, encontra-se ilustrada na figura 5.10 na próxima página.

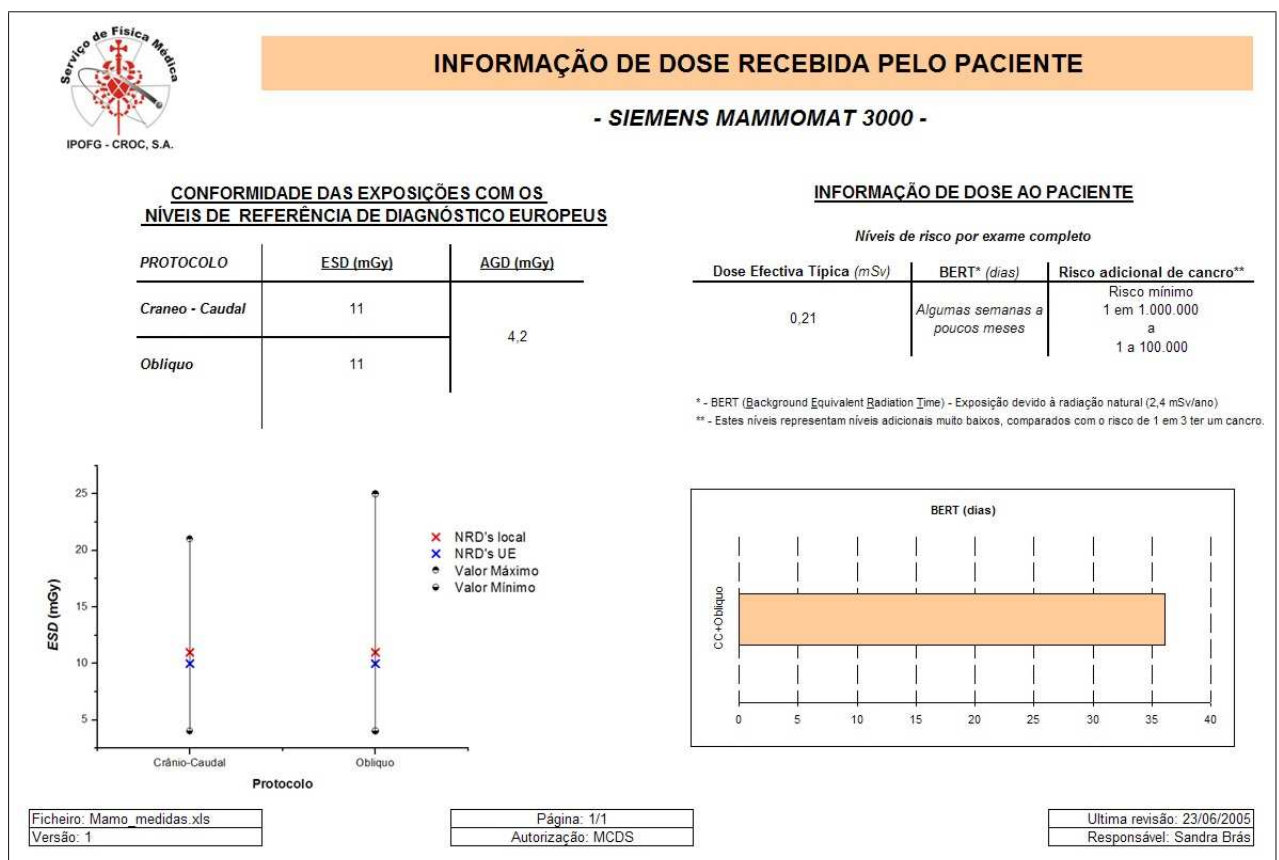


Figura 5.10: Folha colocada junto do mamógrafo, com a informação da dose recebida pela paciente.



---

## Conclusão

No âmbito das exposições radiológicas médicas e de acordo com as recomendações europeias e as exigências legais nacionais, o titular da instalação deve assegurar que são estabelecidos os níveis de referência de diagnóstico locais, para cada tipo de exame radiológico e assegurar que estes estão disponíveis para o médico que prescreve o exame. Na ausência de valores nacionais de níveis de referência de diagnóstico, os níveis locais deverão estar em concordância com os níveis europeus, publicados para os diferentes tipos de exames médicos.

O objectivo deste trabalho foi estabelecer um protocolo de avaliação das doses que recebem os pacientes em radiologia, para os exames de radiodiagnóstico mais frequentemente realizados no Serviço de Imagiologia do Instituto Português de Oncologia Francisco Gentil - Centro Regional de Oncologia de Coimbra, S.A. (IPOFG-CROC, S.A.).

A amostra de pacientes correspondentes a cada caso, consistiu de pelo menos 10 pacientes de tamanho *standard*, como é recomendado, de forma a obter as médias que constituem os Níveis de Referência de Diagnóstico locais que foram comparados com os Níveis Europeus de Referência de Diagnóstico europeus.

Verificou-se que os resultados obtidos estão, em grande maioria, abaixo dos correspondentes níveis europeus. Contudo, identificaram-se algumas situações que merecem alguma atenção adicional.

Na radiologia convencional, verificou-se que todos os níveis locais são inferiores aos níveis europeus, contudo verificou-se que para algumas exposições de Crânio - PA, a dose de entrada à superfície (*ESD*) excede o valor recomendado. Este facto pode estar relacionado com a idade do equipamento.

Na tomografia computadorizada, verificou-se que os níveis de referência locais correspondentes a um só corte, são inferiores aos níveis recomendados, enquanto que para os exames completos descritos pelos valores do *DLP*, mostraram uma variação maior e em algumas situações, houve exposições em que os níveis recomendados foram excedidos. Isto pode ser devido ao pedido de um valor excessivo do varrimento longitudinal que o médico prescreve para o exame.

Estes resultados indicam que estamos no bom caminho, no que se refere à radioprotecção do paciente. Porém a mamografia é sem dúvida a área que merece uma atenção redobrada, uma vez que os resultados mostraram que a maioria dos valores de dose de entrada à superfície excederam os níveis europeus recomendados. Isto pode ser devido a vários factores, nomeadamente à falta de controlo de qualidade dos equipamentos e devido a um problema com a máquina de revelação das películas radiográficas, que provoca um ligeiro branqueamento das películas e para contornar este problema, é necessário que a película fique sujeita

a uma exposição maior.

De facto, a instalação utilizada para estabelecer o protocolo de avaliação de dose foi desmontada pouco tempo depois da conclusão deste trabalho e substituída por um mamógrafo digital. Porém, espera-se que os novos níveis de referência de diagnóstico locais, possam satisfazer os níveis de dose recomendados.

Este trabalho representa o início de uma fase crucial para a implementação das boas práticas. É importante ter noção que a optimização é um trabalho contínuo, nomeadamente na melhor formação dos profissionais e na implementação dos controlos de qualidade dos equipamentos radiológicos. Um aspecto também muito importante a considerar, que não foi objectivo do meu trabalho, é a avaliação da qualidade da imagem.

Para finalizar, gostaria de realçar que este trabalho foi pioneiro em Portugal e que desejo que seja o início para muitos mais estudos.

---

## Bibliografia

- [UNSCEAR93] REPORT; Sources and effects of ionizing radiation. Report to the General Assembly of the United Nations with Scientific Annexes, United Nations sales publication; UNSCEAR 1993
- [UNSCEAR2000] REPORT; Sources and effects of ionizing radiation. Report to the General Assembly of the United Nations with Scientific Annexes, United Nations sales publication; UNSCEAR 2000
- [ICRP60] ICRP Publication 60: 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection; 60 Annals of the ICRP; Volume 21/1-3; International Commission on Radiological Protection; ISBN: 0-08-041144-4; 1991
- [ICRP73] ICRP Publication 73: Radiological Protection and Safety in Medicine; 73 Annals of the ICRP; Volume 26/2; International Commission on Radiological Protection; ISBN: 0-08-042738-3; 1997
- [ICRP62] ICRP Publication 62: Radiological Protection in Biomedical Research, Also includes Addendum 1 to ICRP Publication 53, Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals, and a Summary of the current ICRP Principles for Protection of the Patient in Diagnostic Radiology; Annals of the ICRP; Vol. 22/3; A Report of Committee 3 adopted by the International Commission on Radiological Protection; Edited by ICRP; ISBN: 0-08-042203-9; 1993
- [ICRP22] ICRP Report: Risks Associated with Ionising Radiations; Annals of the ICRP; Vol. 22/1; Five papers prepared by a Task Group of Committee 1 of the International Commission on Radiological Protection; Edited by ICRP; ISBN: 0-08-041840-6; 1992
- [Sherer *et al*, 2002] Mary Sherer, Paul Visconti, E. Ritenour; *Radiation Protection in Medical Radiography*; 4th Edition; Mosby; 2002
- [IAEA-TECDOC-1423] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY; *Optimization of the radiological protection of patients undergoing radiography, fluoroscopy and computed tomography, Final report of a coordinated research project in Africa, Asia and eastern Europe*; IAEA-TECDOC-1423; Vienna; December 2004
- [IAEA2003] Standards and Codes of practice in medical radiation dosimetry; VOLUME 1; Proceedings of an International Symposium Held in Vienna, Austria; 25-28 November 2002; International Atomic Energy Agency; Vienna; 2003

- [Sousa, 2002] Marie-Carmen de Sousa; Contribution a l'optimisation de la radioprotection du patient en radiologie: de la mesure en temps reel de la dose en radiologie conventionelle au calcul du risque vie entiere de deces par cancer radio-induit specifique par sexe et par age; L'Universite Paul Sabatier De Toulouse; 2002
- [Pedroso Lima, 1995] João José Pedroso de Lima; *Física dos Métodos de Imagem com Raios X*; Edições ASA; Coimbra; 1995
- [Wilting, 1999] J. E. Wilting; *Technical aspects of spiral CT*; Medicamundi; Volume 43 Issue1; March 1999
- [Kember, 1994] Ed. N F Kember; *Medical Radiation Detectors: Fundamental and Applied Aspects*; University of London, UK; 1994
- [DR9/90] Decreto Regulamentar n.º 9/90, D.R. n.º 91/90, Série I- de 1990-04-19
- [DL180/02] Decreto-Lei 180/2002, D.R. n.º 182, Série I-A de 2002-08-08
- [96/29/EURATOM] Directiva do Conselho 96/29/EURATOM de 13 de Maio de 1996 sobre as normas básicas de radiação dos trabalhadores e público geral contra as radiações ionizantes
- [97/43/Euratom] Directiva do Conselho 97/43/Euratom de 30 de Junho de 1997 sobre a protecção da saúde contra os perigos decorrentes de exposições a radiação ionizante para fins médicos, Documento 397L0043, Conselho da União Europeia.
- [NRPB, 1999] Guidelines on Patient Dose to Promote the Optimisation of Protection for Diagnostic Medical Exposures, Documents of the NRPB Vol 10, No. 1, 1999
- [EUR16260] EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images, EUR 16260, Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, 1996
- [EUR16262] EUROPEAN COMMISSION, *Quality Criteria for Computed Tomography*, EUR 16262, Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, 1999
- [EUR16263] EUROPEAN COMMISSION, *European Protocol on Dosimetry in Mammography*, EUR 16263 EN, Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, 1996
- [EUR19604] EUROPEAN COMMISSION, *Recommendations for patients dosimetry in diagnostic radiology using TLD*, EUR 19604 EN, EURATOM, Luxembourg, 2000
- [EUR16261] *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics*, EUR 16261 EN, Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, 1996

- [CE109, 1999] Comissão Europeia; *Protecção contra as radiações 109*, Orientações relativas aos níveis de referência de diagnóstico (NRD) para Exposições Médicas; Direcção-Geral Ambiente, Segurança Nuclear e Protecção Civil; 1999
- [Hatzioannou, 2002] K.A.Hatzioannou, K.Psarrakos, E.Molyvda-Athanasopoulou, G. Kitis, E.Papanastassiou, I. Sofroniadis, O.Kimoundri; *Dosimetric considerations in mammography*; Eur. Radiol. 10, 1193-1196 (2000)
- [Nagel, 2000] Hans Dieter Nagel; *Radiation Exposure in Computed Tomography: Fundamentals, Influencing Parameters, Dose Assessment, Optimisation, Scanner Data, Terminology*; COCIR - European Coordination Committee of the Radiological and Electromagnetical Industries; 2<sup>o</sup> edição;Dezembro, 2000
- [Henss *et al*, 1998] N. Petoussi-Henss, M. Zankl, G. Drexler, W. Panzer, D. Regulla; *Calculation of backscatter factor for diagnostic radiology using Monte Carlo methods*; Phys. Med. Biol. 43 (1998) 2237-2250
- [McKinlay, 1981] A. F. McKinlay; *Thermoluminescence Dosimetry*; Medical Physics Handbook 5; Adam Hilger, Ltd; Bristol; 1981
- [J.Alves, 1999] J.Alves; *Estudo do LiF:Mg,Cu,P(GR200) e do LiF:Mg,Ti(TLD-100) no domínio das baixas doses de radiação gama: estabilidade térmica e limites de detecção*; Dissertação para obtenção de Doutor, pela Universidade Nova de Lisboa, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Departamento de Física; Lisboa; 1999
- [Horowitz, 2000] Y. S. Horowitz; *Thermoluminescence and Thermoluminescent Dosimetry*; vol. I; CRC Press, Inc; Florida; 2000
- [Ginjaume, 1999] M. Ginjaume, X. Ortega, M. Duch, N. Jornee, A. Sanchez-Reyes; *Characteristics of LiF:Mg,Cu,P for clinical applications*; Radiation Protection Dosimetry; 85(1-4):389-391; 1999
- [Horowitz, 1993] Y. S. Horowitz; *LiF:Mg,Ti versus LiF:Mg,Cu,P: The competition heats up*; Radiation Protection Dosimetry; 4(1-4):135-141; 1993
- [Deβlois, 2001] François Deβlois; *Dose measurement in heterogenous phantoms with an extrapolation chamber*; McGill University; Physics Department; Montreal; 2001
- [C.Alves, 1999] C.Alves; *Dosimetria Termoluminescente em Radioterapia Externa com o sistema Rialto, modelo 688, da NE Technology - Estudo das Condições de Aplicabilidade*; Dissertação para obtenção do grau de Mestre, pela Universidade de Coimbra, Faculdade de Ciências e Tecnologia; 1999
- [Driscoll *et al*, 1986] C.M.H. Driscoll, J.R.Barthe, M.Oberhofer, G. Busuoli, C. Hickman; *Annealing procedures for commonly used radiothermoluminescent materials*; Radiation Protection Dosimetry; 14(1):17-32; 1986
- [Srivastava *et al*, 1996] J. k. Srivastava, B. C. Bhatt, E. M. Yoshimura, E. Okuno, C. M. Sunta; *A comparative analysis of three thermoluminescent phosphors LiF:Mg,Ti, LiF:Mg,Cu and LiF:Mg,Cu,P.*; Radiation Protection Dosimetry; 65(1-4):191-194; 1996

- [Piters *et al*, 1990] T. M. Piters, A. J. J. Bos; *Influence of the cooling rate on repeatability of LiF:Mg,Cu,P thermoluminescent chips*; Radiation Protection Dosimetry; 33(1):91-94; 1990
- [Fill *et al*, 1998] U. A. Fill D. F. Regulla; *Advanced LiF technology for the assessment of patient exposure in diagnostic radiology*; Radiation Protection Dosimetry; 80(1-3):225-229; 1998
- [Shoushan *et al*, 1985] W. Shoushan, C. Guolong, W. Fang, Li Yuanfang, Z. Ziyang, Z. Jianhuan; *Newly Development highly sensitive LiF (Mg,Cu,P) TL chips with signal-to-noise ratio*; Radiation Protection Dosimetry; 14(3): 223-227; 1986
- [SEFM, 2002] *Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico. Revisión 1 (Aspectos técnicos). Edicomplet 2002*
- [Impact] <http://www.impactscan.org/>