



INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA
ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA



Medições de Dose no Cristalino e na Tiróide em Tomografia Computorizada

Projecto

Trabalho final para obtenção do grau de

Mestre em

Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde

(1^o EDIÇÃO / 2010)

Área de Especialização:

Protecção Contra Radiações

Sónia Teixeira Batista

Júri

Prof. Doutor Nuno Teixeira, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa (Orientador)

Prof. Doutor Pedro Teles, Instituto Tecnológico e Nuclear (Arguente)

Prof. Doutor Luis Lança, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa (Presidente)

Maio, 2011



INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA
ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA



Medições de Dose no Cristalino e na Tiróide em Tomografia Computorizada

Projecto

**Trabalho final para obtenção do grau de
Mestre em
Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde
(1º EDIÇÃO / 2010)**

Área de Especialização:

Protecção Contra Radiações

Sónia Teixeira Batista

Trabalho realizado com o apoio do Serviço de Imagiologia do Hospital Santa Maria

A Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa tem o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objectivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor e que tal não viole nenhuma restrição imposta por artigos publicados que estejam incluídos neste trabalho

"O saber é como uma chave que abre a porta para um futuro melhor."

Carlos Amauri de Souza

"Terminar o momento, encontrar o final da jornada em cada passo do caminho, viver o maior número de boas horas, é sabedoria."

Ralph Waldo Emerson

Agradecimentos

A todos aqueles que me apoiaram nesta longa caminhada e contribuíram para a realização deste trabalho.

Ao Professor. Doutor Nuno Teixeira, pela competência com que orientou esta minha tese, o tempo que generosamente me dedicou e pela sua crítica sempre tão atempada, como construtiva.

A todos os professores do mestrado de RATES, que transmitiram os melhores e mais úteis conhecimentos.

Ao Eng.^o Físico Tiago Ribeiro, o meu agradecimento por toda a disponibilidade e indicações prestadas.

À colega, Sónia Santos pela disponibilidade e acolhimento.

À minha família, pais e irmãos, por todo o apoio incondicional, compreensão, incentivo e amizade que sempre manifestaram, pois sem eles nada seria possível.

Aos amigos e colegas de trabalho pelo apoio e incentivo incondicional.

Resumo

Este projecto tem como objectivo, a medição de doses em diferentes protocolos, na realização de uma Tomografia Computorizada de crânio, de forma a minimizar a dose para o cristalino e para a tiróide.

Com a evolução da tecnologia multi-corte e multi-detectores em Tomografia Computorizada, são realizados exames de elevada precisão. Os pacientes podem beneficiar de um diagnóstico mais rápido e preciso. No entanto, devemos dirigir a nossa atenção aos riscos associados à radiação ionizante.

O principal objectivo deste trabalho é estimar a dose de radiação recebida pelo Cristalino e a Glândula Tiróide, numa Tomografia Computorizada de Crânio. Para o estudo são utilizados dois protocolos diferentes, o Sequencial ou Axial e o Helicoidal ou Volumétrico. Os fantasmas são submetidos à exposição de radiação X, e a dose absorvida é obtida através de TLD's.

As doses absorvidas são posteriormente convertidas em doses efectivas, e comparadas com outros estudos bem como níveis de referência.

Conceitos básicos de dose de radiação são mencionados, nomeadamente de dose absorvida e dose efectiva.

Uma breve descrição anatómica dos órgãos em estudo para as medições, e os efeitos que estes podem sofrer quando em exposição com radiação ionizante.

São definidos posteriormente os riscos da exposição à radiação X, bem como os efeitos biológicos das radiações ionizantes.

Palavras-chave: Cristalino, Tiróide, Fantoma, TLD's, Dosimetria

Abstract

This project aims to measure doses in different protocols, in performing a CT scan of the skull in order to minimize the dose to the lens of eyes and the thyroid.

With the evolution of multi-cutting and multi-detector Computed Tomography in, tests are performed with high accuracy. Patients may benefit from a faster and more accurate diagnosis. However, we must turn our attention to the risks associated with ionizing radiation.

The main objective of this work is to estimate the radiation dose received by the lens and thyroid gland, a CT scan of the skull. For the study used two different protocols, the Axial and Helical. The phantoms are subjected to X-radiation exposure and absorbed dose is obtained by TLDs.

The absorbed doses are then converted in effective doses, and compared with other studies and with reference levels.

Basic concepts of radiation dose are mentioned, including absorbed dose and effective dose.

A brief anatomical description of the organs under study for the measurements and the effects they may suffer on exposure to ionizing radiation.

Are defined later risks of exposure to X radiation, as well as the biological effects of ionizing radiation.

Some fundamentals of Radiological Protection are also mentioned.

Key Words: Crystalline, Thyroid, Phantom, TLD's, Dosimetry

Lista de Siglas

Sigla	Abreviatura
TC	Tomografia Computorizada
CTDI	Índice de dose em Tomografia Computorizada (Computed Tomography Dose Index)
DLP	Produto comprimento dose para séries de cortes
TLD	Dosímetros Termoluminescentes
RC	Radiologia Convencional
Gy	Gray
ICRP	Comissão Internacional de Protecção Radiológica
Sv	Sievert
ALARA	Tão baixo quanto razoavelmente possível (As Low as Reasonably Achievable)
S	Pequeno (Small)
M	Médio (Medium)
L	Grande (Large)
Pitch	Movimento da mesa a dividir pela espessura de corte
FOV	Campo de visão (field of view)
kV	Diferença de Potencial em Kilo Volt
mAs	Miliamper x segundo
CTDIvol	Índice de dose em Tomografia Computorizada para um dado volume de estudo (Volume Computed Tomography Dose Index)
l	Litro
ml	mililitro

Índice

Agradecimentos	4
Resumo	5
Abstract	6
Lista de Siglas	7
Índice	8
Índice de Tabelas	10
Índice de Gráficos	12
Índice de Figuras	13
Introdução	14
1 - Conceitos Fundamentais	16
1.1 - Cristalino	16
1.2 - Tiróide	16
1.3 - Fantoma	16
1.4 - Dosimetria por Termoluminescência	16
1.5 - CTDI	16
1.6 - DLP	17
1.7 - Dose Absorvida	17
1.8 - Dose Equivalente	17
1.9 - Dose Efectiva	17
1.10 - Efeitos estocásticos	18
1.11 - Efeitos determinísticos	18
2 - Contextualização, Motivação e Metodologia de Abordagem	19
2.1 - Contextualização	19
2.2 - Motivação	20
2.3 - Metodologia	20
3 - Materiais e Softwares Utilizados	22
3.1 - Equipamento	22
3.1.1 - Protocolos Crânio	22

3.2 - Dosímetros TLD's	23
3.3 - Fantomas	23
3.3.1 - Fantoma de Crânio	24
3.3.2 - Fantoma Pescoço	24
3.3.3 - Fantoma da lente do Cristalino	24
3.3.4 - Fantoma Tiróide e Olhos	24
3.4 - Geometria do Sistema	25
3.4.1 - Tamanho S	25
3.4.2 - Tamanho M	27
3.4.3 - Fantoma L	29
4 - Resultados e Análise	32
4.1 - Incertezas associadas às medições	32
4.1.1 – Incerteza associada às medições do Fantoma S, M e L no Cristalino	32
4.1.2 – Incerteza associada às medições do Fantoma S, M e L na Tiróide	33
4.1.3 – Incerteza associada às medições do Fantoma S, M e L na Tiróide com protector	33
4.2 - Dose Fantoma S	34
4.2.1 - Dose no Cristalino Fantoma S	35
4.2.2 - Dose na Tiróide Fantoma S	36
4.3 - Dose Fantoma M	38
4.3.1 - Dose no Cristalino Fantoma M	40
4.3.2 - Dose na Tiróide Fantoma M	41
4.4 - Dose Fantoma L	43
4.4.1 - Dose no Cristalino Fantoma L	44
4.4.2 - Dose na Tiróide Fantoma L	45
4.5 – Dose nos Fantomas	47
5 - Análise de Resultados	51
6 - Conclusões	56
Bibliografia	58

Índice de Tabelas

- Tabela 1 – Doses europeias de referência	17
- Tabela 2 – Factores de ponderação w_t recomendados pela ICRP 2007	18
- Tabela 3 – Parâmetros de exposição do Topograma.....	22
- Tabela 4 e 5 – Parâmetros de exposição dos protocolos Axial e Helicoidal ...	22
- Tabela 6 – Dose Cristalino nos Fantoma S, M e L nos protocolos Axial e Helicoidal	32
- Tabela 7 – Dose na Tiróide nos Fantoma S, M e L nos protocolos Axial e Helicoidal	33
- Tabela 8 – Dose Tiróide com protector nos Fantoma S, M e L no protocolo Helicoidal	34

Índice de Gráficos

- Gráfico 1 - Gráfico de dados reais, relativo ao n.º de casos e o diâmetro do crânio.....	20
- Gráfico 2 - Curva de Gauss relativa ao tamanho dos fantomas	21
- Gráfico 3 - Doses nos Cristalinos Fantoma S, na aquisição Axial (1) e Helicoidal (2) em Sv	36
- Gráfico 4 – Doses na Tiróide no Fantoma S, na aquisição Axial (1) e na aquisição Helicoidal (2) em mSv	37
- Gráfico 5 – Doses na Tiróide no Fantoma S, sem protector (1) e com protector (2) de Tiróide, em mSv	38
- Gráfico 6 – Doses nos Cristalinos Fantoma M, na aquisição Axial (1) e Helicoidal (2) em Sv	41
- Gráfico 7 – Doses na Tiróide no Fantoma M, na aquisição Axial (1) e na aquisição Helicoidal (2) em mSv	42
- Gráfico 8 – Doses na Tiróide no Fantoma M, sem protector (1) e com protector (2) de Tiróide, em mSv	43
- Gráfico 9 – Doses nos Cristalinos Fantoma L, na aquisição Axial (1) e Helicoidal (2) em Sv	45
- Gráfico 10 – Doses na Tiróide no Fantoma L, na aquisição Axial (1) e na aquisição Helicoidal (2) em mSv	46
- Gráfico 11 – Doses na Tiróide no Fantoma L, sem protector (1) e com protector (2) de Tiróide, em mSv	47
- Gráfico 12 – Doses mínimas e máximas no Cristalino, protocolo Axial	48
- Gráfico 13 – Doses mínimas e máximas no Cristalino, protocolo Helicoidal	48
- Gráfico 14 – Doses mínimas e máximas na Tiróide, protocolo Axial	49
- Gráfico 15 – Doses mínimas e máximas na Tiróide, protocolo Helicoidal	49
- Gráfico 16 – Doses mínimas e máximas na Tiróide, protocolo Helicoidal, com protector	50

Índice de Quadros

- Quadro 1 – Quadro de dose DLP e CTDIvol, Fantoma S	34
- Quadro 2 – Quadro de dose DLP e CTDIvol, Fantoma M	39
- Quadro 3 – Quadro de dose DLP e CTDIvol, Fantoma L	43

Índice de Figuras

Fig.1 – Localização dos olhos e Tiróide nos fantasmas de crânio e pescoço	24
Fig.2 – Fantoma S	25
Fig.3 – Fantoma de olhos com dosímetros virados para baixo, com lentes de contacto por cima	25
Fig.4 – Tiróide e dosímetros	26
Fig.5 – Fantoma S, com protector de tiróide	26
Fig.6 – Topograma Fantoma S, Axial	26
Fig.7 – Topograma Fantoma S, Helicoidal	27
Fig.8 – Fantoma M	27
Fig.9 – Fantoma M, com protector	28
Fig.10 – Topograma Fantoma M, Axial	28
Fig.11 – Topograma Fantoma M, Helicoidal	29
Fig.12 – Fantoma L	29
Fig.13 – Fantoma L com protector de tiróide	30
Fig.14 – Topograma Fantoma L, Axial	30
Fig.15 – Topograma Fantoma L, Helicoidal	31
Fig.16 – Fantoma Axial S	35
Fig.17 – Fantoma Helicoidal S	35
Fig.18 – Fantoma Protector Tiróide S	35
Fig.19 – Fantoma Axial M	39
Fig.20 – Fantoma Helicoidal M	39
Fig.21 – Fantoma Protector Tiróide M	39
Fig.22 – Fantoma Axial L	44
Fig.23 – Fantoma Helicoidal L	44
Fig.24 – Fantoma Protector de Tiróide	44

Introdução

Com a evolução tecnológica dos últimos anos, a Tomografia Computorizada é um dos métodos de imagem mais utilizado para o diagnóstico de uma grande variabilidade de patologias.

Os benefícios destes métodos são inquestionáveis. No entanto, como envolvem directamente a exposição de um ser humano à radiação ionizante, é necessário ter em atenção os benefícios e riscos associados a esta técnica imagiológica.

Com a evolução da TC multi-corte, são realizados exames de alta qualidade com regularidade. Os utentes podem beneficiar de um diagnóstico rápido e detalhado com informações cruciais para o diagnóstico ou tratamento de patologias. No entanto, apesar da contribuição da TC, deve-se ter em conta o risco associado à exposição de radiação ionizante.¹⁵

Devido ao potencial benefício para a saúde, não existem limites de dose prescritos para exposições de pacientes. Desta forma cabe ao profissional de saúde ponderar entre o benefício à exposição e o detrimento que possa ser causado pela mesma.¹²

As publicações da ICRP não recomendam a aplicação de limites de dose ao paciente irradiado, mas chamam a atenção ao uso de níveis de referência de dose como uma orientação para optimização da protecção radiológica e limitação da dose na exposição médica.

Com o aumento do número de exames e das doses de radiação recebidas pelos utentes, é de extrema importância encontrar as medidas de protecção radiológica mais adequadas para este tipo de exames.

A dosimetria das radiações estima a dose média de radiação absorvida pelos tecidos e órgãos no corpo, para que esta prática possibilite verificar as doses e compará-las com níveis de referência de dose.

É de extrema importância conseguir esclarecer quais os protocolos mais adequados, para que seja possível diminuir a dose tanto quanto possível, nomeadamente no cristalino e na tiróide, que são irradiados, directa ou indirectamente em exames de TC de crânio, sem prejudicar a qualidade de imagem.

Chegar-se a um consenso sobre limites de dose e saber a dose de radiação a que um indivíduo está exposto, em cada exposição, é fundamental para que seja possível

encontrar as medidas adequadas de protecção radiológica tanto para a zona exposta, como para as estruturas adjacentes.

Estimar as doses nos órgãos mais radiosensíveis é fundamental em termos de protecção radiológica. Só assim é possível saber se estamos abaixo dos limiares de dose referidos para tais órgãos, para que seja possível evitar os efeitos que a radiação possa ter. No caso do cristalino, as cataratas e na tiróide o carcinoma.

Deste modo, iremos medir as doses no Cristalino e na Tiróide numa TC de Crânio. Para tal, foi realizado um estudo estatístico para sabermos as dimensões dos nossos fantasmas de Crânio. Posteriormente, para executar as referidas medições de dose, serão utilizados dosímetros TLD's, que serão colocados por cima de um fantoma, nomeadamente nas estruturas que simulam o Cristalino e a Tiróide, e expostos à radiação ionizante com diferentes protocolos. Estas doses absorvidas serão convertidas em doses efectivas e posteriormente comparadas com níveis de referência de outros estudos.

No capítulo 1, serão abordados alguns conceitos fundamentais descritos neste estudo.

A contextualização, motivação e a metodologia de abordagem é enumerada no capítulo 2. É descrito o objectivo principal deste estudo e algumas abordagens do tema noutros estudos semelhantes. A justificação da motivação também é explícita neste capítulo. Na metodologia é descrita o estudo efectuado para definir o tamanho dos fantasmas de crânio.

No capítulo 3, são enumerados os materiais e softwares, como o equipamento e protocolos utilizados na exposição. São também apresentados os tamanhos dos fantasmas S, M e L.

Os resultados e análise são relatados no capítulo 4, com as incertezas associadas às medições e as doses recebidas no cristalino e na tiróide em cada exposição.

No quinto e último capítulo, são apresentadas as considerações finais relativas as medições efectuadas neste estudo.

1 – Conceitos Fundamentais

1.1 - Cristalino

O cristalino é uma espécie de lente que se encontra dentro do olho humano. É um disco transparente biconvexo, com elevado conteúdo aquoso. À frente do cristalino existe uma expansão pigmentada e opaca da camada média, a Íris e atrás deste, o Humor Vítreo. O tamanho do cristalino varia entre 07 e 09 mm de comprimento no seu maior eixo e, entre 02 e 04 mm de espessura.¹⁹

1.2 - Tiróide

A glândula Tiróide está situada na região anterior do pescoço, à frente da Traqueia a nível de C5. Tem a forma de um H, constituída por dois lóbulos e uma porção média, o Istmo. As dimensões são de 6 a 7 cm de comprimento e 3 cm de altura.²¹

1.3 - Fantoma

Objecto que simula órgão ou estrutura da anatomia humana. Pode ser de várias geometrias e matérias. Para estudos de crânio em TC, a dose na pele pode ser medida na superfície de fantasmas de água.¹¹

1.4 - Dosimetria por Termoluminescência

Existem matérias que sob a acção de radiação ionizante, apresentam a propriedade de absorver e armazenar parte da energia incidente e de posteriormente a libertar, por acção de um agente excitador (calor), na forma de radiação luminosa, sendo este fenómeno designado por termoluminescência. Ao medir a luz emitida determina-se a dose absorvida.¹¹

1.5 - CTDI

É o índice de dose para TC e define-se como o valor que dá a dose média por unidade de espessura de corte, para um único corte, ou seja, o valor de dose dentro do corte irradiado. A sua unidade é o Gy.

O CTDI quantifica a contribuição da radiação dispersa na dose de um particular corte e a dose no paciente em condições específicas da operação.

Fornece um valor padrão, que permite estimar aproximadamente a dose a que o paciente está sujeito em cada exposição.

CTDI_{vol} representa portanto a dose média para um dado volume de estudo.¹¹

1.6 - DLP

O DLP representa o produto de comprimento de dose em TC. É a grandeza utilizada para expressar a intensidade e extensão da área irradiada visto que em TC, todo o diâmetro do corpo é completamente irradiado, pelo que este se aplica ao exame total e não para um só corte. O DLP é a dado através da multiplicação do CTDI pelo número de cortes e espessura de cortes.¹¹

Área Anatómica	CTDI (mGy)	DLP (mGy.cm)
Cérebro	60	1050

Tabela 1 – Doses europeias de referência (Report EUR 16262 EN)¹

1.7 - Dose Absorvida

A influência biológica potencial da radiação ionizante depende da energia que uma unidade de massa absorve em determinado tecido ou órgão. Esta quantidade é denominada por Dose Absorvida e expressa em Gy.¹⁷

A dose absorvida é definida pela ICRP60, como a energia absorvida em determinado órgão, dividido pelo valor de massa. É um indicador de CTDI.

É a quantidade fundamental em protecção radiológica. Porém, quando se pretender avaliar o efeito da exposição biológica à radiação ionizante, é necessário entrevirem outros factores, tais como, o tipo de tecido e a qualidade da radiação.¹¹

Medidas de dose nos órgãos não podem ser realizadas directamente nos pacientes, e requerem o uso de fantomas, nos quais são inseridos TLD's.

1.8 - Dose Equivalente

A dose equivalente é uma grandeza física, determinada através da dose absorvida e do factor de ponderação W_R , cujo valor é ponderado pelo tipo de energia da radiação incidente. A unidade é o Sv.¹¹

1.9 - Dose Efectiva

De acordo com a ICRP60, a dose efectiva é definida como a média ponderada dos valores de Dose Equivalente para um número específico de órgãos no corpo.¹⁷

Estes órgãos têm diferentes radiosensibilidades e os factores de risco também variam. A dose efectiva é a grandeza da protecção radiológica que toma em consideração a dose de radiação absorvida, o factor de ponderação de cada órgão e o coeficiente de ponderação de radiação.¹²

A fórmula que a define é:

$$E = \sum_T w_T \times \sum_R w_R \times D_{TR}$$

Em que D, é a dose absorvida, w_R são os factores de ponderação da radiação (que é 1 para a radiação X) e o w_T os factores de ponderação dos órgãos, contabilizando o detrimento para os efeitos estocásticos referentes ao órgão T.¹¹

A unidade de dose efectiva é o Sv.

Tecidos e Órgãos	Factor de ponderação w_T
Cérebro	0,01
Olhos	0,01*
Tiróide	0,04

*NOTA: O factor de ponderação para os olhos não é referido nas tabelas do ICRP, e como 0,12 (factor de ponderação definido para os órgãos que não estão descritos), é demasiado elevado para a estrutura, assumimos o factor de ponderação 0,01, idêntico ao do cérebro. Tal facto, não é descrito devido ao risco a que o olho está sujeito em cada exposição, sendo mais relevante para a estrutura os efeitos determinísticos associados do que os estocásticos.

Tabela 2 – Factores de ponderação w_T recomendados pela ICRP²⁰

A dose efectiva é usada para comparar o risco potencial para níveis de irradiação (inferiores ao limiar determinístico de 1 a 2Sv, como é o caso da TC).¹¹

1.10 - Efeitos estocásticos

Os efeitos estocásticos causam alterações aleatórias no ADN, não apresentam limiar de dose, o dano pode resultar de uma dose mínima de radiação. O aumento da dose aumenta a probabilidade e não a severidade do dano. A severidade é determinada pelo tipo e localização do tumor ou pela anomalia resultante. No entanto, o organismo apresenta mecanismos de defesa muito eficientes. A maioria das transformações neoplásicas não evolui para um cancro. Quando este mecanismo falha, após um longo período de latência, pode dar origem a um cancro.²²

1.11 - Efeitos determinísticos

Os efeitos determinísticos levam a morte celular. Existe uma relação entre a dose e a dimensão da lesão esperada, sendo que estas só aparecem a partir de determinada dose. A ocorrência e a severidade do dano estão directamente relacionadas com o aumento da dose. Como exemplo de efeitos determinísticos temos as cataratas, náuseas, anemia, hemorragia, etc.¹

2 – Contextualização, Motivação e Metodologia de Abordagem

2.1 - Contextualização

Com a contínua evolução e crescente utilização da TC, torna-se imprescindível que as informações do carácter dosimétrico envolvidas nesta técnica de diagnóstico sejam apresentadas à prática clínica e acompanhem a evolução tecnológica.

Com o aumento do número de exames e das doses de radiação a eles associados, é fundamental saber ao certo a dosimetria de cada exame e dos órgãos mais radiosensíveis que estão a ser irradiados directamente ou indirectamente em cada exame, para que possam ser tomadas medidas de protecção radiológica mais eficientes.

Em tomografia computadorizada, devido à geometria rotacional da irradiação, a energia da radiação depositada não ocorre somente no corte, mas também na sua vizinhança. Ocorre devido à divergência do feixe e principalmente pela radiação dispersa produzida na região do corte irradiado.¹¹

O objectivo primordial é saber a dose efectiva que o Cristalino e a Tiróide recebem em cada exposição, para que posteriormente se possam comparar com os níveis de referência, para sabermos se estamos abaixo dos limiares.

A dose limite para ser detectável a opacidade do cristalino é de 0,5 a 2Gy, sendo este um efeito determinístico.²⁹

A Comissão Internacional de Protecção Radiológica, ICRP, emite um relatório para a redução limite da exposição do Cristalino. Os valores de opacidade são detectáveis a 5Sv para uma exposição prolongada, 0,5-2,0Sv para uma exposição de curta duração. *“Devido à incerteza sobre esse risco, deve haver especial ênfase na optimização nas exposições dos olhos”*.⁷

Com base nos efeitos determinísticos, a ICRP, define 15 mSv como dose limite anual efectiva para a lente do olho.¹³

Segundo a ICRP, o limite para a dose efectiva na Tiróide para pessoas expostas ocupacionalmente é de 300 mSv/ano. Sendo que para o público é 1/10 da dose limite para os trabalhadores.¹²

O risco de um efeito estocástico para a Tiróide é de 50 mSv, devido ao factor de ponderação do órgão.²⁶

Segundo Cardis et al, *“O risco de cancro da Tiróide é de aproximadamente sete vezes superior quando estimado para uma dose de 1Gy e uma relação linear de dose de risco foi observada pelo menos até 2Gy”*.²⁵

2.2 - Motivação

Com o aumento do número de exames em Tomografia Computorizada, é fundamental encontrarmos uma forma de amplificar os mecanismos de protecção radiológica, para que estes se tornem mais eficazes.

É de extrema importância conseguir esclarecer quais os protocolos mais adequados, para que seja possível diminuir a dose tanto quanto possível (ALARA), nomeadamente no cristalino e na tiróide, em exames de Tomografia Computorizada de crânio, sem prejudicar a qualidade e o diagnóstico da imagem.

É interessante verificar, que o avanço da tecnologia em TC, não evoluiu no sentido da diminuição das doses efectivas, mesmo sendo notáveis os avanços em dosimetria e informações sobre os riscos associados às doses, ao contrário do que se verifica em Radiologia Convencional.¹¹

Como a TC de crânio é um dos exames mais realizados no Serviço de Imagiologia do Hospital de Santa Maria, é de extrema importância saber exactamente a dose que cada órgão recebe, para que se possa otimizar a prática dos profissionais de saúde, numa tentativa de uma redução de dose para o paciente.

A redução de dose em órgãos radiosensíveis é extremamente motivador para que seja possível diminuir os riscos associados à radiação X, como os efeitos estocásticos e determinísticos.

2.3 Metodologia

Para o estudo da dosimetria do Cristalino e da Tiróide numa TC de crânio, foi efectuado um estudo com uma população de 40 pacientes, escolhidos aleatoriamente, em que foi medido o perímetro a volta dos olhos em cada crânio, para definirmos os tamanhos nos nossos fantasmas.

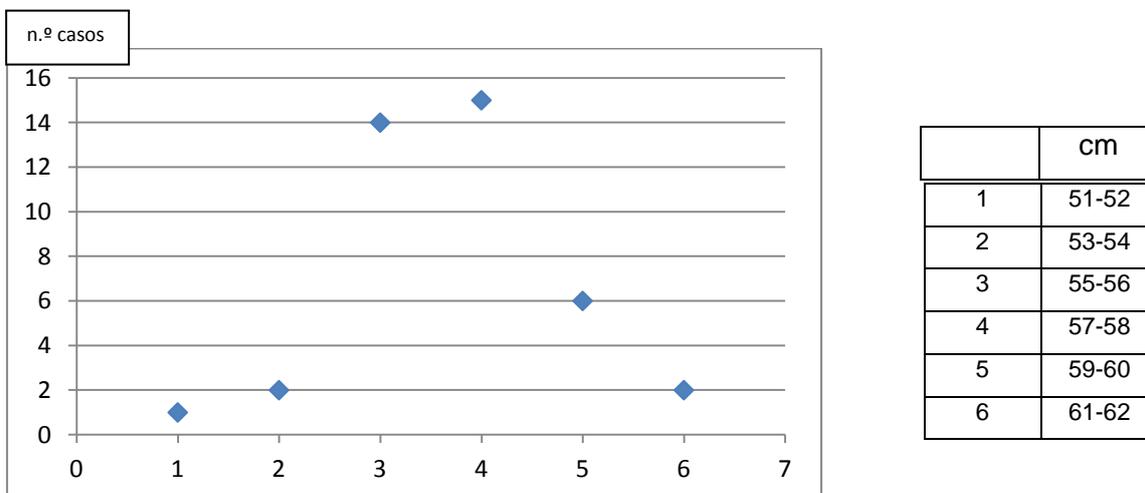


Gráfico 1 – Gráfico de dados reais, relativo ao n.º de casos e o diâmetro do crânio

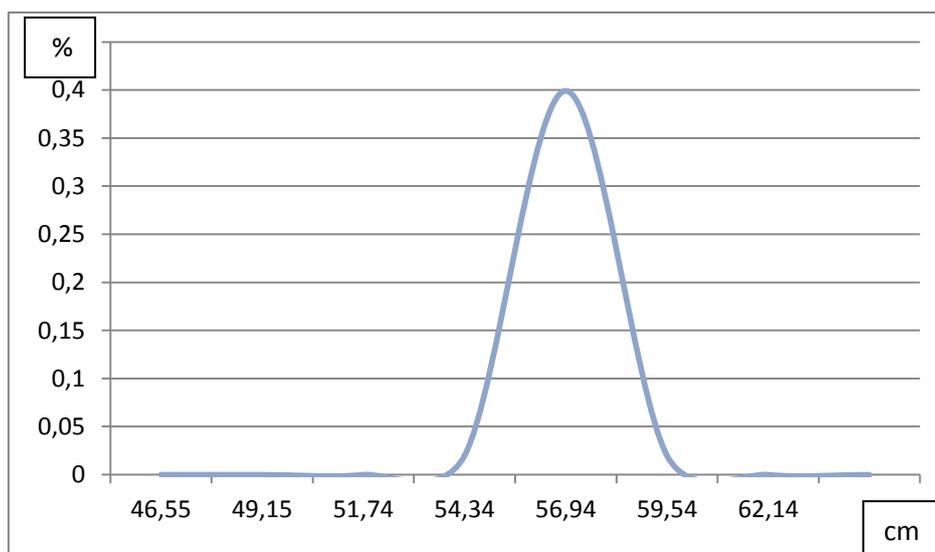


Gráfico 2 – Curva de Gauss relativa ao tamanho dos fantomas

Face aos dados recolhidos, criou-se três tipologias de crânio, a que chamamos de S (Small), de M (Medium) e de L (Large).

O fantoma S ficou definido com um perímetro à volta dos olhos de 54cm, o M com 57cm e o L com cerca de 62cm.

O aparelho utilizado para a realização de cada exposição, foi uma Tomografia Computorizada, Philips Brilliance™ de 64 cortes, localizada no serviço de Imagiologia do Hospital de Santa Maria.

Posteriormente, os fantomas que simulam o crânio humano foram colocados na mesa do aparelho, com suporte de crânio.

No fantoma de Crânio foi colocado na parte anterior e superior, um fantoma de olhos, com a lente de contacto que simula o cristalino. Inferiormente, no fantoma de pescoço, na parte distal, foi colocado outro para simular a glândula tiróide.

Em cada fantoma de olhos e tiróide foi colocado um TLD, num total de 30. Nos olhos, o dosímetro foi colocado por baixo da lente de contacto e na tiróide colocado com o número para cima para simular a pele.

Cada fantoma foi submetido aos dois tipos de protocolos efectuados na instituição, um axial e um helicoidal. Relativamente às exposições, foram efectuadas três para cada fantoma, uma axial, uma helicoidal e uma helicoidal com protector de tiróide. No axial o varrimento é sequencial, efectuado corte a corte, e no helicoidal é volumétrico, que permite posteriormente a reconstrução multiplanar.

3– Materiais e Softwares Utilizados

3.1 - Equipamento

O equipamento utilizado na exposição dos fantasmas, foi uma Tomografia Computorizada, Philips Brilliance™ de 64 Cortes, localizada do Serviço de Imagiologia do Hospital de Santa Maria. É um dos sistemas mais avançados de TC.

É construído com uma tecnologia inovadora que permite uma elevada qualidade de imagem, uma eficiência do tempo de aquisição rápida e uma gama de avanços direccionados a reconstruções 3D, das imagens adquiridas.

3.1.1 – Protocolos Crânio

Os protocolos utilizados na instituição para a elaboração de uma TC de crânio, são dois, um Axial onde a aquisição é sequencial e um Helicoidal onde a aquisição é volumétrica, que permite posteriormente reconstruções multiplanares. Antes da realização de cada exame é efectuado um Topograma para se efectuar a marcação dos cortes.

Topograma
mA 20
kV 80

Tabela 3 – Parâmetros de exposição Topograma

Axial / Sequencial		Helicoidal/ Volumétrico	
Espessura de Corte	5 mm	Espessura de corte	2mm
Incremento	15mm	Incremento	1,0mm
kV	120	kV	120
mAs	400	mAs	400
Tempo do Ciclo	2,8 seg	Tempo de Rotação	0,5 seg
Colimação	12x1,25	Colimação	64x0,625
FOV	250	FOV	250
		Pitch	0,298
Range	13,5	Range	13,5

Tabela 4 e 5 – Parâmetros de exposição dos protocolos Axial e Helicoidal

3.2. - Dosímetros TLD's

Cada dosímetro utilizado neste estudo é um elemento Harshaw DXTRAD™. É um metal pequeno em círculo, composto por cristais iónicos de Fluoreto de Lítio dopados com Magnésio que permitem captar energias muito baixas de radiação.

A termoluminescência ocorre quando os electrões são excitados pela interacção da radiação com a matéria, onde a energia recebida é armazenada até que o material termoluminescente seja aquecido devidamente.

Quando a radiação ionizante passa através de um material termoluminescente, os electrões que estão na Banda de Valência recebem energia e ficam excitados. Com a energia adquirida, os electrões passam a deslocar-se na Banda de Condução. Estes podem regressar à Banda de Valência, onde pode ocorrer a recombinação com emissão de um fóton ou podem ficar retidos em armadilhas, resultante da presença de impurezas da malha cristalina. Estas armadilhas são níveis inferiores a banda de condução. A energia recebida sob a acção do aquecimento permite que os electrões regressem a Banda de Valência com emissão de fótons luminosos.¹¹

A intensidade luminosa da luz emitida durante o aquecimento varia com a temperatura do aquecimento, e permite definir a curva de brilho.¹¹

O Fluoreto de Lítio é um material halogéneo de densidade 2,6 g/cm³ com número atómico (de 8,2) bem perto do valor daquele do tecido humano (entre 7 e 7,5).

O método de funcionamento destes dosímetros é através da absorção de energia a partir de uma exposição à radiação ionizante. Esta energia fica armazenada até que sejam aquecidos (neste caso a 250°C). Quando são aquecidos, a energia é libertada sob a forma de luz. A quantidade de luz libertada é proporcional à dose de radiação.

Os dosímetros são utilizados para medir doses de radiação X, radiações beta e gama, na pele e nas extremidades. Mede a equivalente de dose a uma profundidade de 0,07 mm.

Os dosímetros devem ser usados com os elementos sensíveis na direcção da fonte de radiação e estão sujeitos às incertezas das medições, sendo estas de +- 20%.

3.4 – Fantomas

Para a escolha dos materiais, consideram-se factores como a densidade do material e as propriedades radiológicas, sendo o objectivo obter um material equivalente ao tecido do corpo humano.

3.3.1 - Fantoma de Crânio

Devido à semelhança de densidades entre os tecidos humanos e a água, o material escolhido para simular o crânio humano foi um garrafão de 6 litros de água. Para que este fantoma fica-se com as dimensões desejadas, foi acrescentada uma camada composta por um saco com água, com tamanho variável.

- No fantoma S, com um diâmetro de 53 cm, foi utilizado o garrafão de 6L de água.
- No fantoma M, com um diâmetro de 57 cm, foi utilizado o garrafão de 6L de água e um saco com 800mL de água.
- No fantoma L, com um diâmetro de 62 cm, foi utilizado o garrafão de 6L de água e um saco com 1250mL de água.

3.3.2. - Fantoma Pescoço

Para simular o pescoço, o material utilizado foi uma garrafa de 1,5L de água. A escolha do material foi mais uma vez, pela semelhança de densidades entre o tecido humano e a água. O diâmetro à volta do pescoço também é variável em cada tipo de pessoa, mas neste estudo foi apenas utilizado um tamanho, com 27 cm de diâmetro, porque a zona para se efectuar as medições está localizada fora do campo de exposição e assim, o diâmetro não se torna tão relevante.

3.3.3 - Fantoma da lente do Cristalino

Para simular a lente do cristalino, foram utilizadas lentes de contacto biconvexas, sendo a estrutura que encontramos mais semelhante à lente do olho.

3.3.4 - Fantoma Tiróide e Olhos

Para a localização dos olhos e da tiróide nos fantomas de crânio, foram colocados uns olhos e uma tiróide de plasticina, para que deste modo, todos os dosímetros fossem

colocados nas mesmas distâncias e para nos facilitar a marcação dos cortes em cada aquisição. Cada fantoma de olho foi colocado a 12 cm do limite inferior do crânio (garrafão) e o da Tiróide a 8 cm da parte superior do pescoço (garrafa).



Fig. 1 – Localização dos olhos e tiróide nos fantasmas de crânio e pescoço

3.4 – Geometria do Sistema

3.4.1 - Tamanho S

A figura seguinte representa o fantoma S, com o posicionamento para se efectuar o estudo. O diâmetro à volta dos olhos é de 53cm. Os olhos foram colocados a 12 cm do limite inferior do crânio (garrafão) e o da Tiróide a 8 cm da parte superior do pescoço (garrafa).



Fig.2 – Fantoma S

Na Figura 3, visualizam-se os dosímetros colocados no fantoma de olhos, com a parte sensível virada para cima. As lentes de contacto foram colocadas por cima dos dosímetros para simular a lente do cristalino.



Fig.3 – Dosímetros nos olho, no fantoma S

Na figura 4, visualiza-se o fantoma de tiróide com os dosímetros virados com a parte sensível para baixo, para que deste modo, possamos simular a pele, que se encontra anterior à localização da tiróide, no pescoço humano.



Fig.4 Tiróide e Dosímetros

A figura 5, representa o fantoma S com protector de tiróide, em que os dosímetros foram colocados no fantoma de tiróide, mas com o protector por cima.



Fig.5 – Fantoma S com protector de Tiróide

Na figura 6, visualizamos o topograma de TC para a marcação de um exame de crânio, no protocolo Axial, com cerca de 27 cortes. Este foi elaborado antes da realização do exame Axial ao fantoma S.

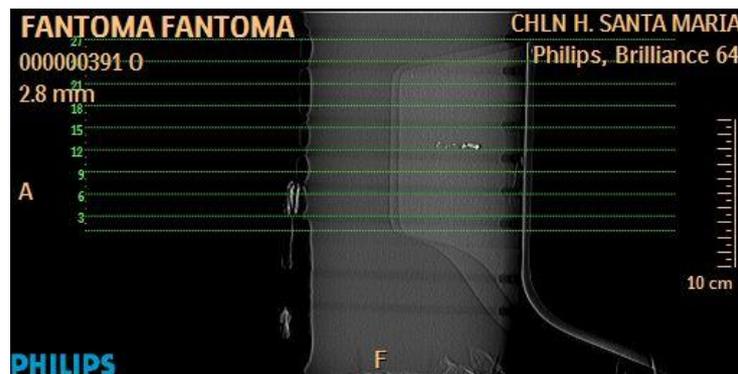


Fig.6 – Topograma Fantoma Axial S

A figura 7 representa o topograma de TC para a marcação de um exame de crânio, no protocolo helicoidal, com cerca de 134 cortes. Este foi elaborado antes da realização do exame Helicoidal ao fantoma S.

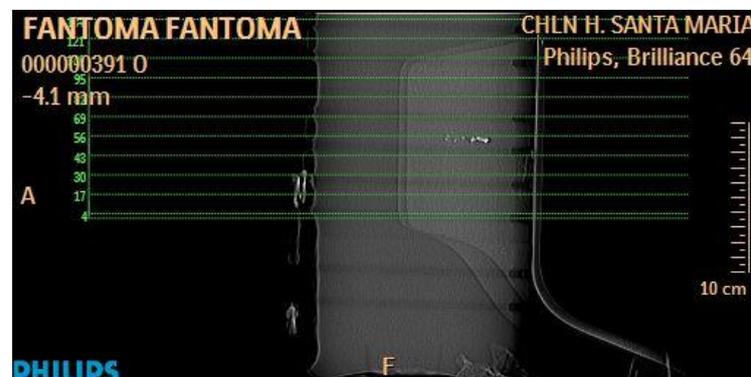


Fig.7 – Topograma Fantoma Helicoidal S

3.4.2 - Tamanho M

A figura 8 representa o fantoma M, com o saco 800mL de água colocado por cima do garrafão de 6L. O diâmetro à volta dos olhos é de 57cm. Os olhos com os dosímetros foram colocados por cima do saco de água, a 12 cm do limite inferior do crânio (garrafão) e o da Tiróide a 8 cm da parte superior do pescoço (garrafa). Os dosímetros colocados nos olhos ficaram com a parte sensível virada para cima e com as lentes de contacto por cima, para simular o cristalino. Na tiróide, os dosímetros foram colocados com a parte sensível virada para baixo para simular a pele.



Fig.8 – Fantoma M

A figura 9 representa o fantoma M com protector de tiróide, em que os dosímetros foram colocados no fantoma de tiróide, mas com o protector por cima.



Fig.9 – Fantoma M com protector

Na figura 10, visualizamos o topograma de TC para a marcação de um exame de crânio, no protocolo Axial, com cerca de 24 cortes. Este foi elaborado antes da realização do exame Axial ao fantoma M.

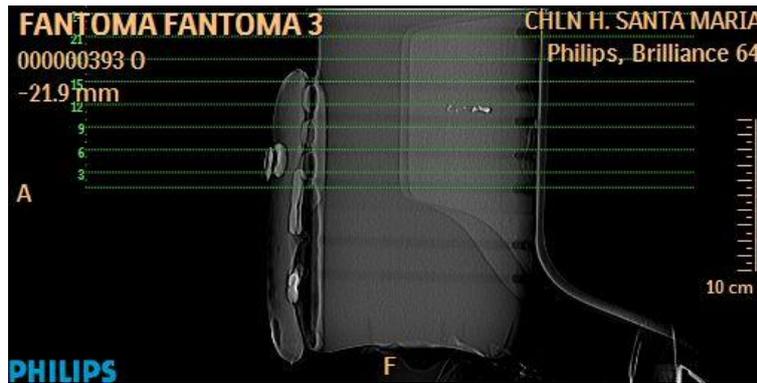


Fig.10 – Topograma Fantoma M, Axial

A figura 11 representa o topograma de TC para a marcação de um exame de crânio, no protocolo helicoidal, com cerca de 134 cortes. Este foi elaborado antes da realização do exame Helicoidal ao fantoma M.

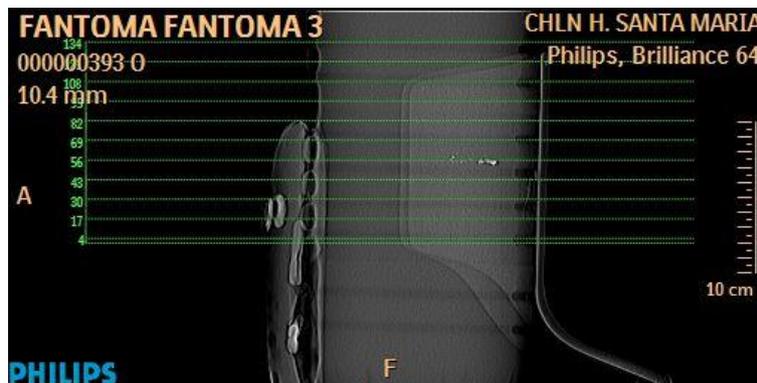


Fig.11 – Topograma Fantoma M, Helicoidal

3.4.3 - Fantoma L

A figura 12 representa o fantoma L, com o saco 1250mL de água colocado por cima do garrafão de 6L. O diâmetro à volta dos olhos é de 62 cm. Os olhos com os dosímetros foram colocados por cima do saco de água, a 12 cm do limite inferior do crânio (garrafão) e o da Tiróide a 8 cm da parte superior do pescoço (garrafa). Os dosímetros colocados nos olhos ficaram com a parte sensível virada para cima e com as lentes de contacto por cima, para simular o cristalino. Na tiróide, os dosímetros foram colocados com a parte sensível virada para baixo para simular a pele.



Fig.12 – Fantoma L

A figura 13 representa o fantoma L com protector de tiróide, em que os dosímetros foram colocados no fantoma de tiróide, mas com o protector por cima.



Fig.13 – Fantoma L com protector

Na figura 14, visualizamos o topograma de TC para a marcação de um exame de crânio, no protocolo Axial, com cerca de 24 cortes. Este foi elaborado antes da realização do exame Axial ao fantoma L.

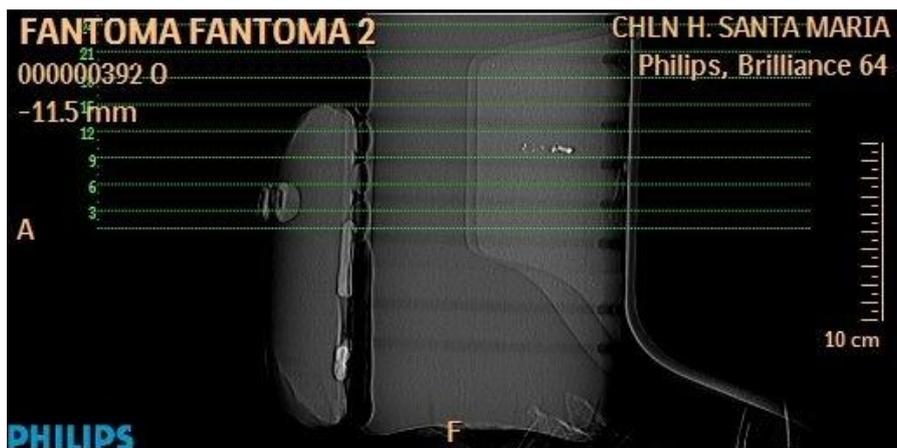


Fig.14 – Topograma Fantoma L, Axial

A figura 15 representa o topograma de TC para a marcação de um exame de crânio, no protocolo helicoidal, com cerca de 134 cortes. Este foi elaborado antes da realização do exame Helicoidal ao fantoma L.

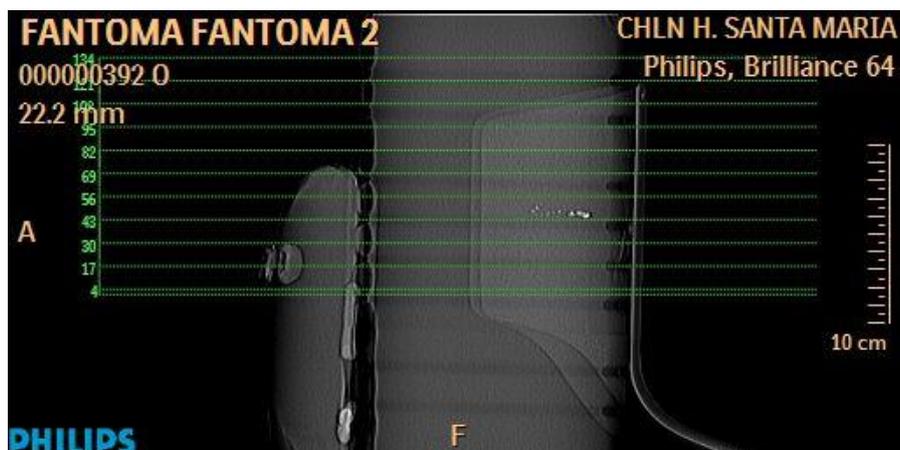


Fig.15– Topograma Fantoma L, Helicoidal

4 – Resultados e Análise

4.1 - Incertezas associadas às medições

Os dosímetros utilizados para as medições foram dosímetros termoluminescentes (TLD), o que implica a necessidade de correcções nas leituras realizadas quando estes são expostos a radiação.

A incerteza das medidas associadas aos dosímetros utilizados neste estudo é de +-20%. Este é o valor estimado pelo tipo de dosímetros e para doses de radiação baixas.

4.1.1 – Incerteza associada às medições do Fantoma S, M e L no Cristalino

A tabela seguinte, representa as doses recebidas nos olhos, no fantoma S, M e L no protocolo Axial e Helicoidal. Como a incerteza associada aos TLD's é de 20%, cada valor obtido nas medições está entre -20 a +20%.

Dose no Cristalino						
	Axial			Helicoidal		
Fantoma	-20%	Dose Absorvida	+20%	-20%	Dose Absorvida	+20%
S	41,62mGy	52,03mGy	62,44mGy	36,98mGy	46,22mGy	55,46mGy
S	41,20mGy	51,20mGy	61,80mGy	41,91mGy	52,39mGy	62,87mGy
M	43,03mGy	53,79mGy	64,55mGy	38,42mGy	48,02mGy	57,62mGy
M	47,11mGy	59,89mGy	70,67mGy	38,22mGy	47,78mGy	57,34mGy
L	40,74mGy	50,93mGy	61,12mGy	35,15mGy	43,94mGy	52,73mGy
L	46,52mGy	57,62mGy	69,14mGy	32,00mGy	40,00mGy	48,00mGy

Tabela 6 - Dose no Cristalino nos Fantomas S, M e L, nos protocolos Axial e Helicoidal

A tabela 7, representa as doses recebidas na Tiróide, no fantoma S, M e L no protocolo Axial e Helicoidal. Como a incerteza associada aos TLD's é de 20%, cada valor obtido nas medições está entre -20 a +20%.

Dose na Tiróide						
	Axial			Helicoidal		
Fantoma	-20%	Dose Absorvida	+20%	-20%	Dose Absorvida	+20%
S	0,29mGy	0,37mGy	0,44mGy	0,4mGy	0,5mGy	0,6mGy
S	0,08mGy	0,1mGy	0,12mGy	0,37mGy	0,46mGy	0,55mGy
M	0,43mGy	0,54mGy	0,65mGy	0,61mGy	0,76mGy	0,91mGy
M	0,34mGy	0,49mGy	0,59mGy	0,57mGy	0,71mGy	0,85mGy
L	0,34mGy	0,42mGy	0,50mGy	0,50mGy	0,62mGy	0,74mGy
L	0,34mGy	0,49mGy	0,59mGy	0,48mGy	0,68mGy	0,76mGy

Tabela 7 - Dose na Tiróide nos Fantomas S, M e L, nos protocolos Axial e Helicoidal

A tabela seguinte, representa as doses recebidas na Tiróide, no fantoma S, M e L no protocolo Helicoidal com protector de Tiróide. Como a incerteza associada aos TLD's é de 20%, cada valor obtido nas medições está entre -20 a +20%.

Dose na Tiróide com Protector			
	Helicoidal		
Fantoma	-20%	Dose Absorvida	+20%
S	0mGy	0mGy	0mGy
S	0,15mGy	0,19mGy	0,23mGy
M	0,32mGy	0,40mGy	0,48mGy
M	0,24mGy	0,30mGy	0,36mGy
L	0,34mGy	0,42mGy	0,50mGy

L	0,30mGy	0,37mGy	0,44mGy
---	---------	---------	---------

Tabela 7 - Dose na Tiróide com protector nos Fantomas S, M e L, no protocolo Helicoidal

4.2 - Dose Fantoma S

O quadro que se segue representa a informação do exame do fantoma S, após a conclusão deste. Os dados apresentados são relativos às doses dos protocolos utilizados, o Axial e o Helicoidal.

A linha 1 e 2 representam a primeira exposição ao fantoma S, no protocolo axial, sendo a 1 o topograma onde se efectua a marcação do exame.

A linha 3 e 4 representam a segunda exposição do fantoma S, no protocolo Helicoidal, sendo a 3 o topograma onde se efectua a marcação do exame.

A linha 5 e 6 são referentes à exposição do fantoma S com protector de tiróide, no protocolo Helicoidal, sendo a 5 o topograma onde se efectua a marcação do exame.

O quadro apresenta os mAs, os Kv, o $CTDI_{vol}$, o DLP e o DLP_{TOTAL} relativo às três exposições efectuados no fantoma S.

Exam Information							
Study ID:	21730						
Time:	Dec 02, 2011, 20:07:48						
Total DLP:	2636.6 mGy*cm						
Dose							
#	Description	Scan Mode	mAs	kV	CTDIvol [mGy]	DLP [mGy*cm]	Phantom Type [cm]
1	Surview		1	80	0.03	0.8	HEAD 16 CM
2	Axial		N/A	120	52.01	702.1	HEAD 16 CM
3	Surview		1	80	0.03	0.8	HEAD 16 CM
4	Helical		399	120	51.07	966.1	HEAD 16 CM
5	Surview		1	80	0.03	0.8	HEAD 16 CM
6	C COLAR	Helical	399	120	51.07	966.1	HEAD 16 CM

Quadro 1 – Quadro dose DLP e $CTDI_{vol}$ Fantoma S

As figuras 16, 17 e 18 representam o esquema da colocação dos dosímetros no fantoma S.

O 1, 2, 5 e 6 são relativos números dos dosímetros utilizados no cristalino. O 1 e 2 foram expostos ao protocolo Axial e o 5 e 6 ao protocolo Helicoidal.

O 3, 4, 7, 8, 9 e 10 são referentes aos números dos dosímetros utilizados na tiróide. O 3 e 4 foram expostos ao protocolo Axial, o 7 e 8 ao protocolo Helicoidal e o 9 e 10 ao protocolo Helicoidal com protector de tiróide.

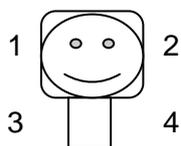


Fig.16 - Axial S

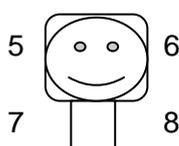


Fig.17 - Heli S

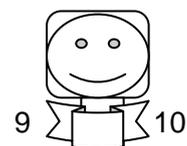


Fig.18 - Colar S

4.2.1 - Dose no Cristalino Fantoma S

Os cálculos seguintes são referentes à conversão da dose absorvida em dose efectiva no cristalino, no fantoma S, após o cálculo de incertezas relativas às medições dos dosímetros utilizados, no protocolo Axial que corresponde ao 1 e 2, e no protocolo Helicoidal que corresponde ao 5 e 6.

1 – Dose Absorvida: 52,03 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,01 \times 1 \times 0,5203 = 5 \text{ mSv}$$

- Como o erro da nossa medição é de 20%, o valor do dosímetro 1 está entre 4,0mSv e 6,0mSv.

2 – Dose Absorvida: 51,50 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,01 \times 1 \times 0,5150 = 5,0 \text{ mSv}$$

- Como o erro da nossa medição é de 20%, o valor do dosímetro 2 está entre 4,0mSv e 6,0mSv.

5 – Dose Absorvida: 46,22 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,01 \times 1 \times 0,4622 = 4,0 \text{ mSv}$$

- Como o erro da nossa medição é de 20%, o valor do dosímetro 5 está entre 3,0mSv e 5,0mSv.

6 – Dose Absorvida: 52,39 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,01 \times 1 \times 0,5239 = 5,0 \text{ mSv}$$

- Como o erro da nossa medição é de 20%, o valor do dosímetro 6 está entre 4,0mSv e 6,0mSv.

O gráfico seguinte representa a diversidade de doses em o protocolo Axial e Helicoidal no Cristalino, no fantoma S.

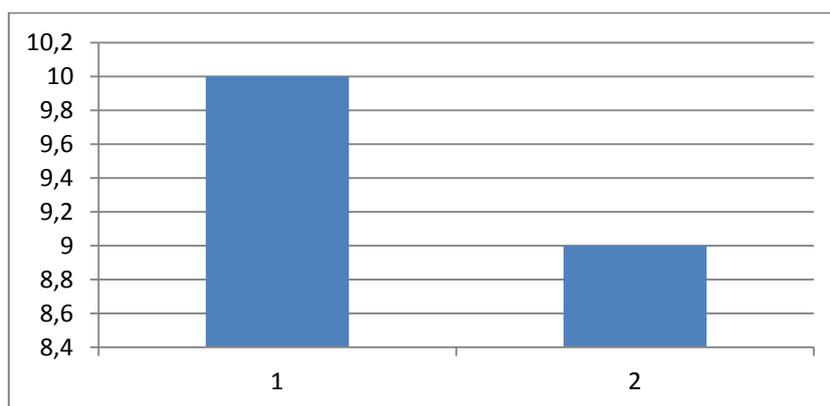


Gráfico 3 – Doses nos Cristalinos Fantoma S, na aquisição Axial (1) e Helicoidal (2) em Sv

4.2.2 - Dose na Tiróide Fantoma S

Os cálculos seguintes são referentes á conversão da dose absorvida em dose efectiva na tiróide, no fantoma S, após o cálculo de incertezas relativas às medições dos dosímetros utilizados, no protocolo Axial que corresponde ao 3 e 4, no protocolo Helicoidal que corresponde ao 7 e 8, e no protocolo Helicoidal com protector de tiróide que corresponde ao 9 e 10.

3 – Dose Absorvida: 0,37 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,04 \times 1 \times 0,37 = 0,0148 \text{ mSv}$$

4 – Dose Absorvida: 0,31 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,04 \times 1 \times 0,31 = 0,0124 \text{ mSv}$$

Dose Total na tiróide, na aquisição Axial: 0,0272 mSv

- Como o erro da nossa medição é de 20%, o valor da dose total na tiróide na aquisição axial está entre 0.022mSv e 0.033mSv.

7 – Dose Absorvida: 0,50 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,04 \times 1 \times 0,50 = 0,02 \text{ mSv}$$

8 – Dose Absorvida: 0,45 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,04 \times 1 \times 0,45 = 0,018 \text{ mSv}$$

Dose Total na tiróide, na aquisição Helicoidal: 0,038 mSv

- Como o erro da nossa medição é de 20%, o valor da dose total na tiróide na aquisição helicoidal está entre 0.030mSv e 0.046mSv.

O gráfico seguinte representa a diversidade de doses entre o protocolo Axial e Helicoidal na tiróide, no fantoma S.

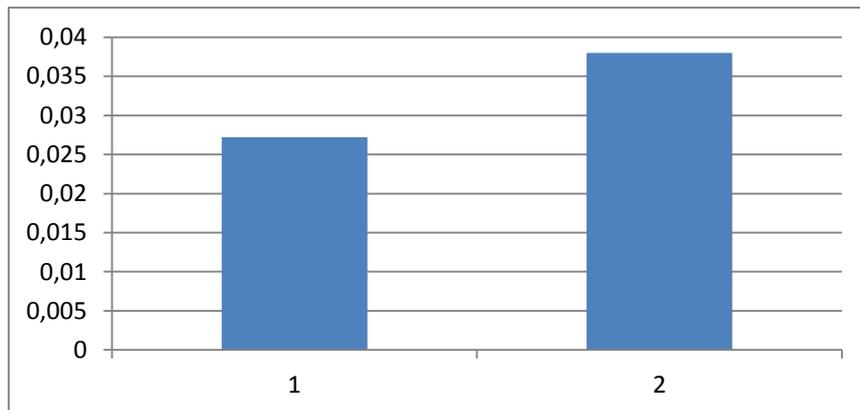


Gráfico 4 – Doses na Tiróide no Fantoma S, na aquisição Axial (1) e na aquisição Helicoidal (2) em mSv

9 – Dose Absorvida: 0,00 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,04 \times 1 \times 0,00 = 0,00 \text{ mSv}$$

10 – Dose Absorvida: 0,19 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,04 \times 1 \times 0,19 = 0,0076 \text{ mSv}$$

Dose Total na tiróide, na aquisição Helicoidal com Protector: 0,0076 mSv

- Como o erro da nossa medição é de 20%, o valor da dose total na tiróide na aquisição helicoidal com protector está entre 0.006mSv e 0.009mSv.

O gráfico que se segue representa a divergência de doses na tiróide, no protocolo helicoidal, no fantoma S, quando não se usa qualquer tipo de protecção (1) e quando se utiliza um protector de tiróide (2).

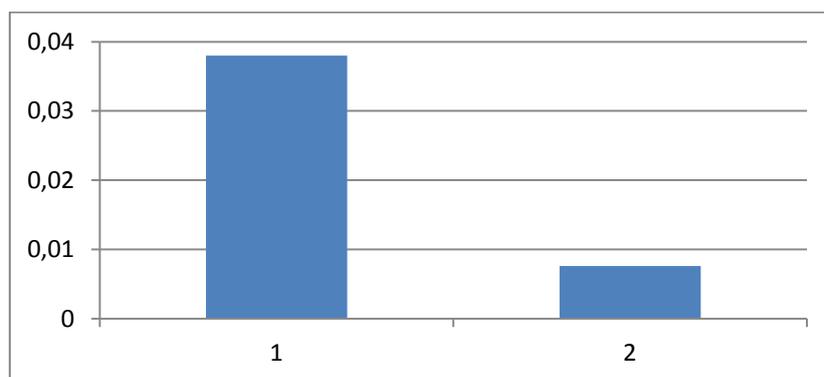


Gráfico 5 – Doses na Tiróide no Fantoma S, sem protector (1) e com protector (2) de Tiróide, em mSv

4.3 - Dose Fantoma M

O quadro que se segue representa a informação do exame do fantoma M, após a conclusão deste. Os dados apresentados são relativos às doses dos protocolos utilizados, o Axial e o Helicoidal.

A linha 1 e 2 representam a primeira exposição ao fantoma M, no protocolo axial, sendo a 1 o topograma onde se efectua a marcação do exame.

A linha 3 e 4 representam a segunda exposição do fantoma M, no protocolo Helicoidal, sendo a 3 o topograma onde se efectua a marcação do exame.

A linha 5 e 6 são referentes à exposição do fantoma M com protector de tiróide, no protocolo Helicoidal, sendo a 5 o topograma onde se efectua a marcação do exame. O quadro apresenta os mAs, os Kv, o $CTDI_{vol}$, o DLP e o DLP_{TOTAL} relativo às três exposições efectuados no fantoma M.

Exam Information							Z 1.00
Study ID:	21733						
Time:	Dec 02, 2011, 20:41:52						
Total DLP:	2738.5 mGy*cm						
Dose							
#	Description	Scan Mode	mAs	kV	$CTDI_{vol}$ [mGy]	DLP [mGy*cm]	Phantom Type [cm]
1	Surview		1	80	0.03	0.8	HEAD 16 CM
2	Axial		N/A	120	59.56	804.0	HEAD 16 CM
3	Surview		1	80	0.03	0.8	HEAD 16 CM
4	Helical		399	120	51.07	966.1	HEAD 16 CM
5	Surview		1	80	0.03	0.8	HEAD 16 CM
6	Helical		399	120	51.07	966.1	HEAD 16 CM

Quadro 2 – Quadro dose DLP e $CTDI_{vol}$ Fantoma M

As figuras 19, 20 e 21 representam o esquema da colocação dos dosímetros no fantoma M.

O 11, 12, 15 e 16 são relativos números dos dosímetros utilizados no cristalino. O 11 e 12 foram expostos ao protocolo Axial e o 15 e 16 ao protocolo Helicoidal.

O 13, 14, 17, 18, 19 e 20 são referentes aos números dos dosímetros utilizados na tiróide. O 13 e 14 foram expostos ao protocolo Axial, o 17 e 18 ao protocolo Helicoidal e o 19 e 20 ao protocolo Helicoidal com protector de tiróide.

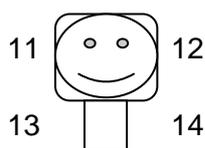


Fig.19 - Axial M

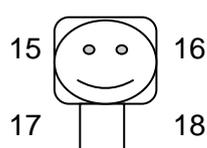


Fig.20 - Heli M

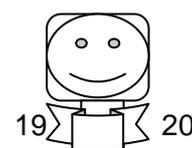


Fig.21 - Colar M

4.3.1 - Dose no Cristalino Fantoma M

Os cálculos seguintes são referentes à conversão da dose absorvida em dose efectiva no cristalino, no fantoma M, após o cálculo de incertezas relativas às medições dos dosímetros utilizados, no protocolo Axial que corresponde ao 11 e 12, e no protocolo Helicoidal que corresponde ao 15 e 16.

11 – Dose Absorvida: 53,79 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,01 \times 1 \times 0,5379 = 5,0 \text{ mSv}$$

- Como o erro da nossa medição é de 20%, o valor do dosímetro 11 está entre 4,0mSv e 6,0mSv.

12 – Dose Absorvida: 59,89 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,01 \times 1 \times 0,5989 = 6,0 \text{ mSv}$$

- Como o erro da nossa medição é de 20%, o valor do dosímetro 12 está entre 5mSv e 7mSv.

15 – Dose Absorvida: 48,02 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,01 \times 1 \times 0,4802 = 5,0 \text{ mSv}$$

- Como o erro da nossa medição é de 20%, o valor do dosímetro 15 está entre 4,0mSv e 6,0mSv.

16 – Dose Absorvida: 47,78 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,12 \times 1 \times 0,4778 = 5,0 \text{ mSv}$$

- Como o erro da nossa medição é de 20%, o valor do dosímetro 16 está entre 0.004Sv e 0.006Sv.

O gráfico seguinte representa a diversidade de doses em o protocolo Axial e Helicoidal no Cristalino, no fantoma M.

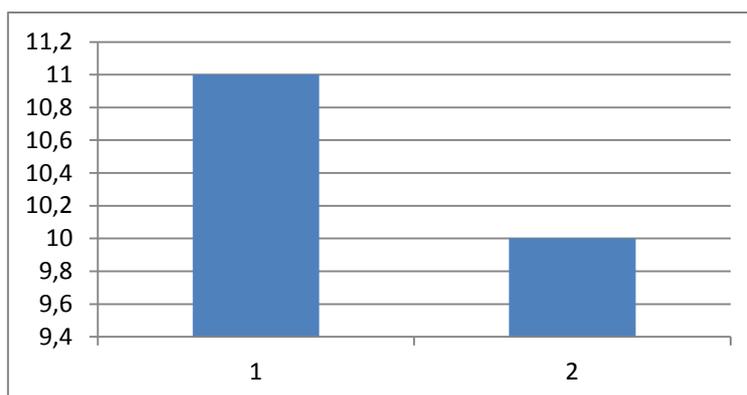


Gráfico 6 – Doses nos Cristalinos Fantoma M, na aquisição Axial (1) e Helicoidal (2) em Sv

4.3.2 - Dose na Tiróide Fantoma M

Os cálculos seguintes são referentes á conversão da dose absorvida em dose efectiva na tiróide, no fantoma M, após o cálculo de incertezas relativas às medições dos dosímetros utilizados, no protocolo Axial que corresponde ao 13 e 14, no protocolo Helicoidal que corresponde ao 17 e 18, e no protocolo Helicoidal com protector de tiróide que corresponde ao 19 e 20.

13 – Dose Absorvida: 0,54 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,04 \times 1 \times 0,54 = 0,0216 \text{ mSv}$$

14 – Dose Absorvida: 0,49 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,04 \times 1 \times 0,49 = 0,0196 \text{ mSv}$$

Dose Total na tiróide, na aquisição Axial: 0,0412 mSv

- Como o erro da nossa medição é de 20%, o valor da dose total na tiróide na aquisição axial está entre 0.033mSv e 0.049mSv.

17 – Dose Absorvida: 0,76 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,04 \times 1 \times 0,76 = 0,0304 \text{ mSv}$$

18 – Dose Absorvida: 0,71 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,04 \times 1 \times 0,71 = 0,0284 \text{ mSv}$$

Dose Total na tiróide, na aquisição Helicoidal: 0,0588 mSv

- Como o erro da nossa medição é de 20%, o valor da dose total na tiróide na aquisição helicoidal está entre 0.047mSv e 0.070mSv.

O gráfico seguinte representa a diversidade de doses entre o protocolo Axial e Helicoidal na tiróide, no fantoma M.

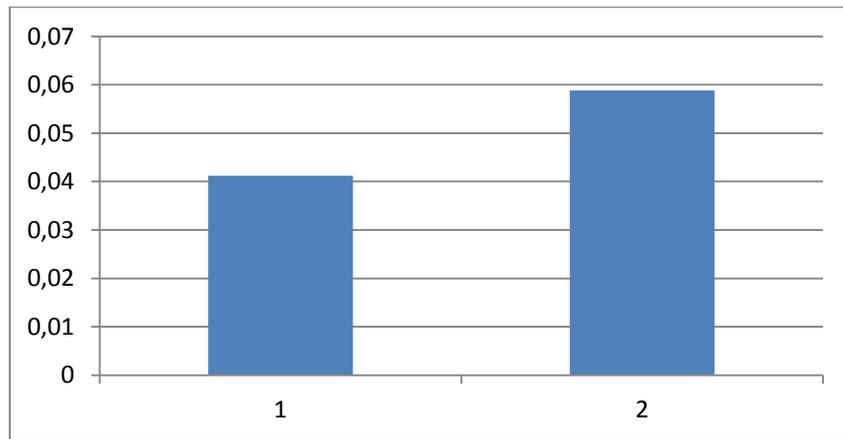


Gráfico 7 – Doses na Tiróide no Fantoma M, na aquisição Axial (1) e na aquisição Helicoidal (2) em mSv

19 – Dose Absorvida: 0,40 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,04 \times 1 \times 0,40 = 0,016 \text{ mSv}$$

20 – Dose Absorvida: 0,30 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,04 \times 1 \times 0,30 = 0,012 \text{ mSv}$$

Dose Total na tiróide, na aquisição Helicoidal com protector de Tiróide: 0,028 mSv

- Como o erro da nossa medição é de 20%, o valor da dose total na tiróide na aquisição helicoidal com protector está entre 0.022mSv e 0.034mSv.

O gráfico que se segue representa a divergência de doses na tiróide, no protocolo helicoidal, no fantoma M, quando não se usa qualquer tipo de protecção (1) e quando se utiliza um protector de tiróide (2).

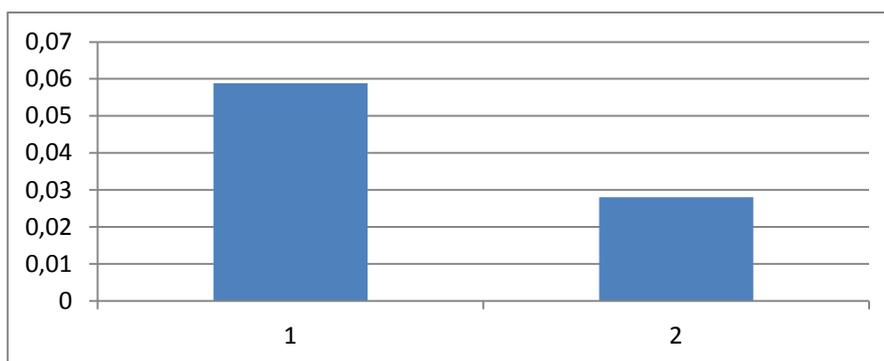


Gráfico 8 – Doses na Tiróide no Fantoma M, sem protector (1) e com protector (2) de Tiróide, em mSv.

4.4 - Dose Fantoma L

O quadro que se segue representa a informação do exame do fantoma L, após a conclusão deste. Os dados apresentados são relativos às doses dos protocolos utilizados, o Axial e o Helicoidal.

A linha 1 e 2 representam a primeira exposição ao fantoma M, no protocolo Helicoidal, sendo a 1 o topograma onde se efectua a marcação do exame.

A linha 3 e 4 representam a segunda exposição do fantoma M, no protocolo Axial, sendo a 3 o topograma onde se efectua a marcação do exame.

A linha 5 e 6 são referentes à exposição do fantoma M com protector de tiróide, no protocolo Helicoidal, sendo a 5 o topograma onde se efectua a marcação do exame.

O quadro apresenta os mAs, os Kv, o $CTDI_{vol}$, o DLP e o DLP_{TOTAL} relativo às três exposições efectuados no fantoma L.

```

Exam Information
Study ID:          21732
Time:              Dec 02, 2011, 20:22:03
Total DLP:         2738.5 mGy*cm

Dose
# Description      Scan Mode      mAs   kV   CTDIvol [mGy]   DLP [mGy*cm]   Phantom Type[cm]
1  Surview          Helical      1     80   0.03    0.8    HEAD 16 CM
2  Helical          Surview      399   120  51.07  966.1  HEAD 16 CM
3  Surview          Axial        1     80   0.03    0.8    HEAD 16 CM
4  Axial            Helical      N/A   120  59.56  804.0  HEAD 16 CM
5  Surview          Helical      1     80   0.03    0.8    HEAD 16 CM
6  Helical          Surview      399   120  51.07  966.1  HEAD 16 CM
    
```

Quadro 3 – Quadro dose DLP e $CTDI_{vol}$ Fantoma L

As figuras 22, 23 e 24 representam o esquema da colocação dos dosímetros no fantoma L.

O 21, 22, 25 e 26 são relativos números dos dosímetros utilizados no cristalino. O 21 e 22 foram expostos ao protocolo Axial e o 25 e 26 ao protocolo Helicoidal.

O 23, 24, 27, 28, 29 e 30 são referentes aos números dos dosímetros utilizados na tiróide. O 23 e 24 foram expostos ao protocolo Axial, o 27 e 28 ao protocolo Helicoidal e o 29 e 30 ao protocolo Helicoidal com protector de tiróide.

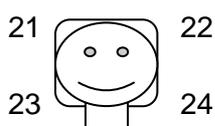


Fig.22 - Axial L



Fig.23 - Heli L

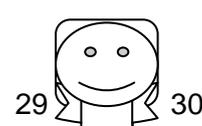


Fig.24 - Colar L

4.4.1 - Dose no Cristalino Fantoma L

Os cálculos seguintes são referentes à conversão da dose absorvida em dose efectiva no cristalino, no fantoma L, após o cálculo de incertezas relativas às medições dos dosímetros utilizados, no protocolo Axial que corresponde ao 21 e 22, e no protocolo Helicoidal que corresponde ao 25 e 26.

21 – Dose Absorvida: 50,93 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,01 \times 1 \times 0,5093 = 5,0 \text{ mSv}$$

- Como o erro da nossa medição é de 20%, o valor do dosímetro 21 está entre 0.004Sv e 0.006Sv.

22 – Dose Absorvida: 57,62 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,01 \times 1 \times 0,5762 = 6,0 \text{ mSv}$$

- Como o erro da nossa medição é de 20%, o valor do dosímetro 22 está entre 0.005Sv e 0.007Sv.

25 – Dose Absorvida: 43,94 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,01 \times 1 \times 0,4394 = 4,0 \text{ mSv}$$

- Como o erro da nossa medição é de 20%, o valor do dosímetro 25 está entre 0.003Sv e 0.005Sv.

26 – Dose Absorvida: 40,00 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,01 \times 1 \times 0,4000 = 4,0 \text{ mSv}$$

- Como o erro da nossa medição é de 20%, o valor do dosímetro 26 está entre 0.003Sv e 0.005Sv.

O gráfico seguinte representa a diversidade de doses em o protocolo Axial e Helicoidal no Cristalino, no fantoma L.

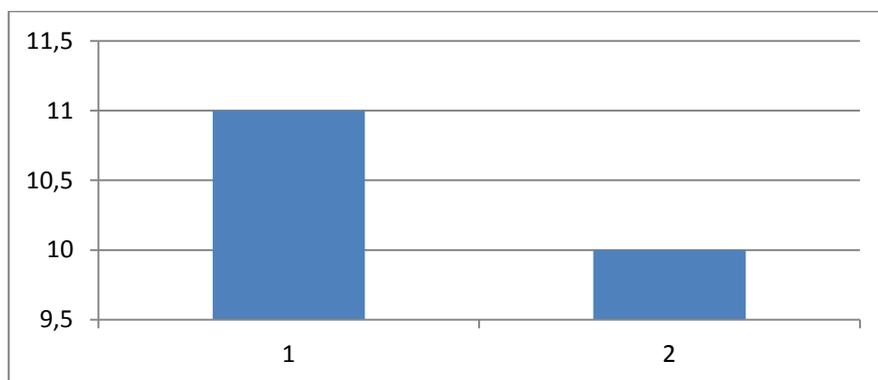


Gráfico 9 – Doses nos Cristalinos Fantoma L, na aquisição Axial (1) e Helicoidal (2) em Sv

4.4.2 - Dose na Tiróide Fantoma L

Os cálculos seguintes são referentes á conversão da dose absorvida em dose efectiva na tiróide, no fantoma L, após o cálculo de incertezas relativas às medições dos dosímetros utilizados, no protocolo Axial que corresponde ao 23 e 24, no protocolo Helicoidal que corresponde ao 27 e 28, e no protocolo Helicoidal com protector de tiróide que corresponde ao 29 e 30.

23 – Dose Absorvida: 0,42 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,04 \times 1 \times 0,42 = 0,0168 \text{ mSv}$$

24 – Dose Absorvida: 0,49 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,04 \times 1 \times 0,49 = 0,0195 \text{ mSv}$$

Dose Total na tiróide, na aquisição Axial: 0,058 mSv

- Como o erro da nossa medição é de 20%, o valor da dose total na tiróide na aquisição axial está entre 0.046Sv e 0.070Sv.

27 – Dose Absorvida: 0,62 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,04 \times 1 \times 0,62 = 0,0248 \text{ mSv}$$

28 – Dose Absorvida: 0,68 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,04 \times 1 \times 0,68 = 0,0272 \text{ mSv}$$

Dose Total na tiróide, na aquisição Helicoidal: 0,066 mSv

- Como o erro da nossa medição é de 20%, o valor da dose total na tiróide na aquisição helicoidal está entre 0.053mSv e 0.079mSv.

O gráfico seguinte representa a diversidade de doses entre o protocolo Axial e Helicoidal na tiróide, no fantoma L.

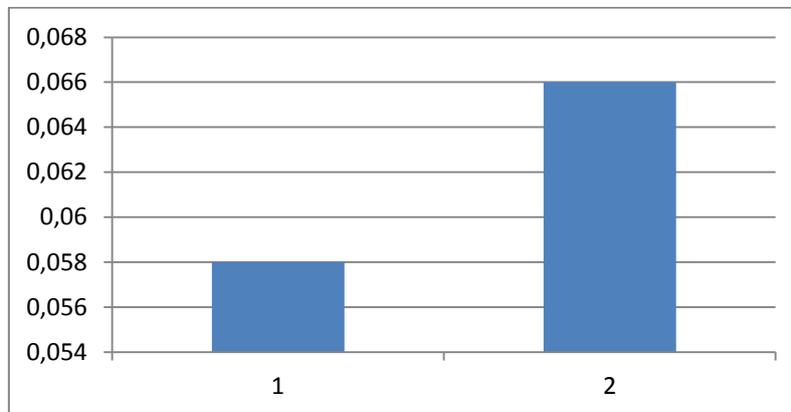


Gráfico 10 – Doses na Tiróide no Fantoma L, na aquisição Axial (1) e na aquisição Helicoidal (2) em mSv

29 – Dose Absorvida: 0,42 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,04 \times 1 \times 0,42 = 0,0168 \text{ mSv}$$

30 – Dose Absorvida: 0,37 mGy

$$\text{Dose Efectiva } E = \sum_T wT \times \sum_R wR \times D_{TR}$$

$$E = 0,04 \times 1 \times 0,37 = 0,0148 \text{ mSv}$$

Dose Total na tiróide, na aquisição Helicoidal com protector de tiróide: 0,0316 mSv

- Como o erro da nossa medição é de 20%, o valor da dose total na tiróide na aquisição helicoidal com protector está entre 0,012mSv e 0,018mSv.

O gráfico que se segue representa a divergência de doses na tiróide, no protocolo helicoidal, no fantoma L, quando não se usa qualquer tipo de protecção (1) e quando se utiliza um protector de tiróide (2).

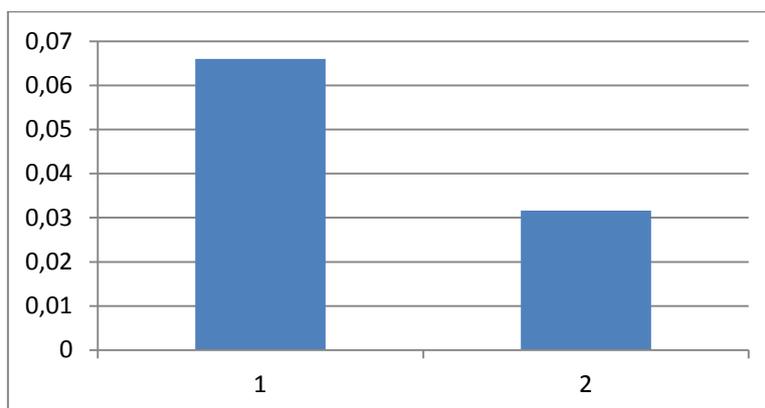


Gráfico 11 – Doses na Tiróide no Fantoma L, sem protector (1) e com protector (2) de Tiróide, em mSv

4.5 – Dose nos Fantomas

Os gráficos que se seguem são relativos às doses recebidas no Cristalino e na Tiróide, nos protocolos Axial e Helicoidal nos fantomas S, M e L. Demonstram as doses mínimas e máximas recebidas em cada órgão durante a exposição dos fantomas. Deste modo, é possível comparar a relação de dose recebida com a variabilidade do tamanho do crânio.

O gráfico seguinte, representa as doses mínimas e máximas recebidas no cristalino, no protocolo Axial, nos fantomas S, M e L.

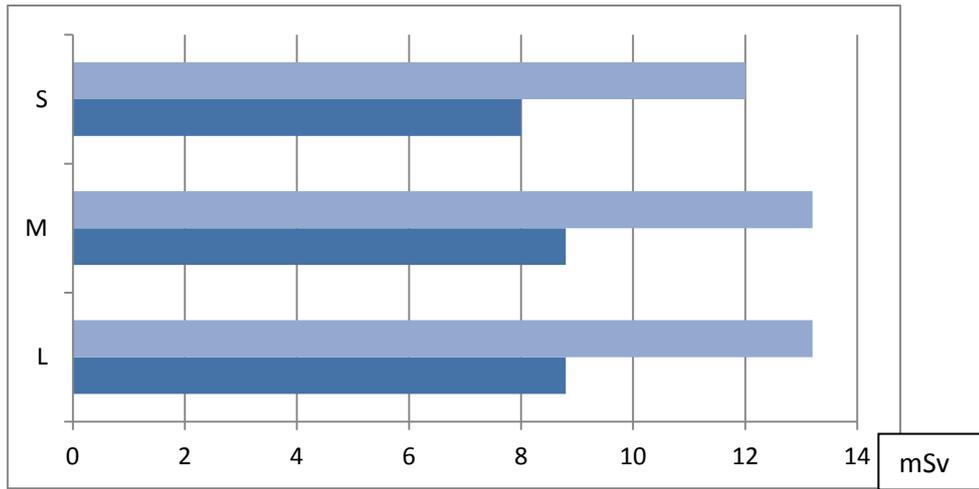


Gráfico 12 – Doses mínimas e máximas no cristalino no protocolo Axial

O gráfico que se segue, apresenta as doses mínimas e máximas recebidas no cristalino, no protocolo Helicoidal, nos fantasmas S, M e L.

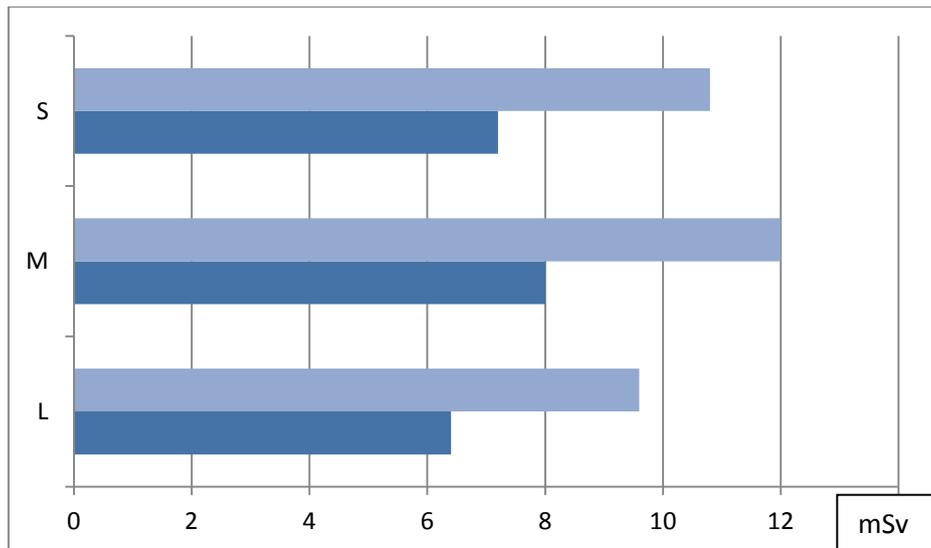


Gráfico 13 – Doses mínimas e máximas no cristalino no protocolo Helicoidal, mSv

O gráfico seguinte, representa as doses mínimas e máximas recebidas na tiróide, no protocolo Axial, nos fantasmas S, M e L.

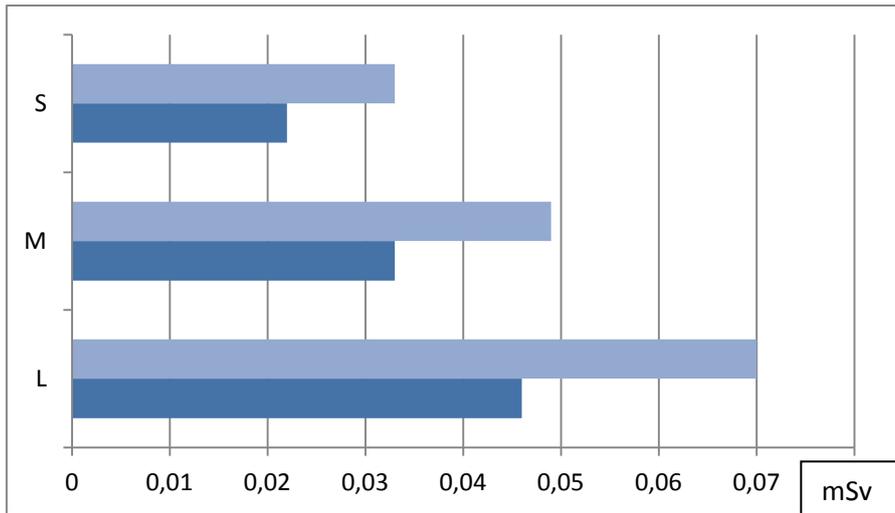


Gráfico 14 – Doses mínimas e máximas na tiróide no protocolo Axial

O gráfico seguinte, representa as doses mínimas e máximas recebidas na tiróide, no protocolo Helicoidal, nos fantomas S, M e L.

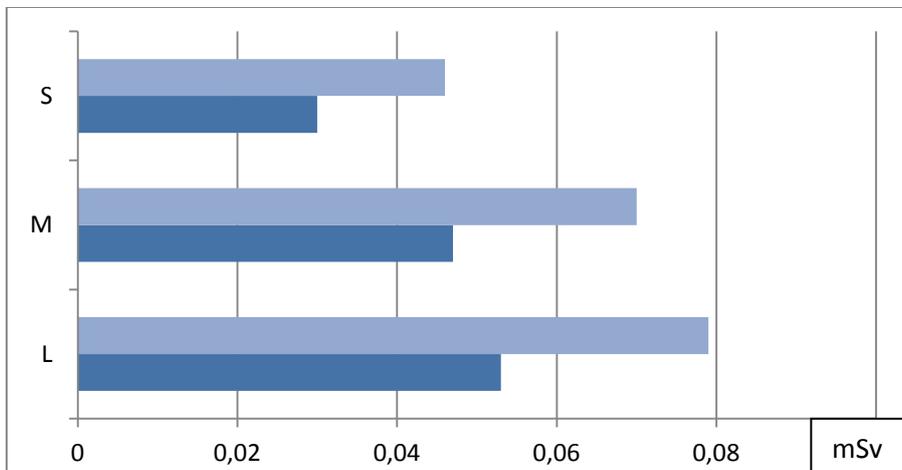


Gráfico 15 – Doses mínimas e máximas na tiróide no protocolo Helicoidal

O gráfico seguinte, representa as doses mínimas e máximas recebidas na tiróide, quando é utilizando um protector, no protocolo Helicoidal, nos fantomas S, M e L.

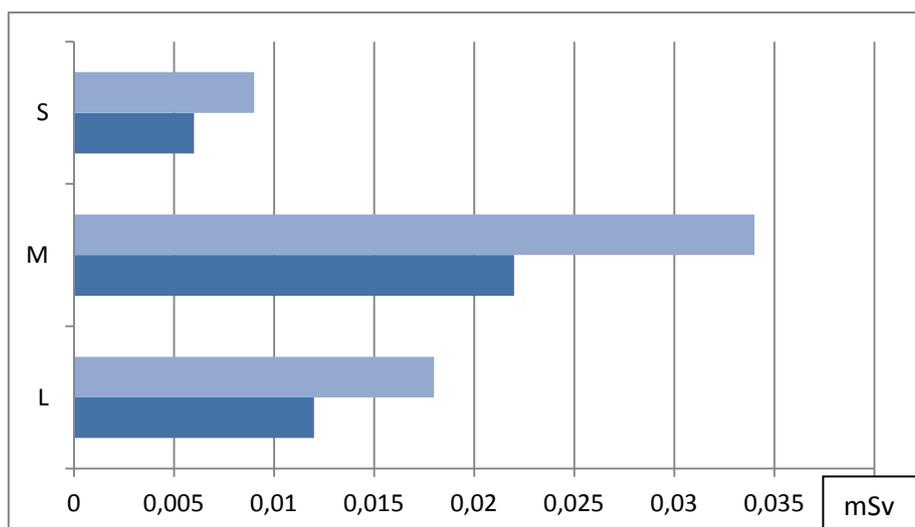


Gráfico 16 - Doses mínimas e máximas na tiróide no protocolo Helicoidal, com protector de tiróide

5 – Análise de Resultados

Pela análise dos quadros 1, 2 e 3, relativos ao $CTDI_{vol}$ e DLP_{total} , adquiridos após conclusão de um exame de TC, verificamos que o fantoma S demonstra uma menor dose em relação ao $CTDI_{vol\ total}$ e DLP_{total} relativamente aos fantasmas M e L. O fantoma S apresenta valores de $CTDI_{vol\ total}$ de 154,24 mGy e de DLP_{total} 2636,6 mGy*cm. Os fantasmas M e L apresentam os mesmos valores de $CTDI_{vol\ total}$ com 161,79mGy e de DLP_{total} com 2738,5 mGy*cm.

No fantoma S as doses no cristalino variaram entre 3,0mSv e 6,0mSv. Na aquisição Axial a dose é mais elevada com 10mSv do que a aquisição Helicoidal, que apresenta uma dose 9,0mSv.

Na tiróide as doses estiveram compreendidas entre 0,022mSv e 0,046mSv. A aquisição Axial apresenta uma dose menor com 0,027mSv do que a Helicoidal com 0,038mSv. Com o uso do protector da tiróide as doses variaram 0,006mSv e 0,009mSv. Verifica-se uma redução de dose com 0,0076mSv, em relação à mesma exposição helicoidal sem qualquer tipo de protecção com 0,038mSv, o que corresponde a uma redução de 20% da dose recebida.

No fantoma M, as doses no cristalino variaram entre 4,0mSv e 7,0mSv. Na aquisição Axial a dose foi mais elevada com 11mSv do que a aquisição Helicoidal, que apresenta uma dose de 10mSv.

Na tiróide, as doses estiveram compreendidas entre 0,033mSv e 0,070mSv. A aquisição Axial apresenta uma menor dose com 0,0412mSv do que a Helicoidal com 0,0588mSv.

Com o uso do protector de tiróide, as doses variaram entre 0,022mSv e 0,034mSv. Verifica-se uma redução de dose quando o protector é utilizado com 0,028mSv, comparativamente à mesma exposição helicoidal sem qualquer tipo de protecção com 0,0588mSv. O que corresponde a uma redução de 47% da dose recebida.

No fantoma L, as doses no cristalino variaram entre 3,0mSv e 7,0mSv. Na aquisição Axial, a dose foi mais elevada com 11mSv do que a aquisição Helicoidal com 10mSv.

Na tiróide, as doses estiveram compreendidas entre 0,046mSv e 0,079mSv. A aquisição Axial apresenta uma menor dose com 0,058mSv do que a Helicoidal com 0,066mSv.

Com o uso do protector de tiróide as doses variaram entre 0,012mSv e 0,018mSv. Verifica-se uma redução de dose com 0,0316mSv em relação à exposição helicoidal

sem qualquer tipo de protecção com 0,066mSv, o que corresponde a uma redução de 47% da dose recebida.

Verifica-se que com a utilização do protector de tiróide, em ambos os fantasmas, houve uma redução de cerca de 41,28%, o que nos leva a crer que essa mesma redução poderia acontecer no cristalino se fosse utilizado um bismuto ou protecção. Tal facto, não foi calculado nesta investigação, pois num exame de TC de crânio a utilização de um bismuto traria artefactos à imagem em estudo, o que poderia afectar o diagnóstico e ocultar patologias.

No entanto, a protecção não irá contudo conseguir reduzir totalmente a dose do feixe primário, devido à radiação dispersa que é gerada no interior do paciente, visto que esta é colocada na superfície do mesmo.

Com a variabilidade dos tamanhos dos fantasmas S, M e L, não se verificaram grandes divergências nas doses recebidas nos órgãos em estudo.

No cristalino, no protocolo Axial em ambos os fantasmas, verifica-se que as doses variarem entre 9mSv e 13,2mSv, como demonstra o gráfico 12. Relativamente, ao protocolo Helicoidal, em ambos os fantasmas, as doses no cristalino variaram entre 6,3mSv e 12mSv, como se verifica no gráfico 13.

Na tiróide, no protocolo Axial, em ambos os fantasmas verifica-se que as doses variaram entre 0,022mSv e 0,07mSv, como demonstra o gráfico 14. Relativamente ao protocolo Helicoidal, em ambos os fantasmas, as doses na tiróide variaram entre 0,03mSv e 0,078mSv, como se verifica no gráfico 15.

Na tiróide, no protocolo Helicoidal, com protector de protector de tiróide, em ambos os fantasmas verifica-se uma dose compreendida entre 0,007mSv e 0,033mSv, como está representado no gráfico 16.

Nos protocolos Axial e Helicoidal, no cristalino existe uma variabilidade pouco significativa da dose recebida, pois não há grande alteração mesmo quando o protocolo Helicoidal apresenta uma maior dose para o paciente, porque não existe grande variabilidade quanto ao tamanho dos crânios, porque em qualquer um deles as doses acabam por se sobrepôr.

No protocolo helicoidal a dose é mais elevada do que no axial, mas no cristalino, a dose é menor no helicoidal, porque a mesa move-se continuamente e no axial o cristalino esta a ser irradiado directamente numa só aquisição. Isto acontece desde que todos os outros parâmetros sejam iguais. Na tiróide o mesmo não se verifica

porque como a dose é maior no helicoidal, a radiação difusa também é maior, logo a dose na tiróide também é ligeiramente mais elevada.

Os valores de opacidade são detectáveis a 5Sv para uma exposição prolongada, 0,5 e 2,0 Sv para uma exposição curta duração⁶, o que nos demonstra que os valores obtidos no cristalino entre 6,3 mSv e 13,2 mSv estão abaixo dos níveis de referência e abaixo dos limiares.

As doses descritas são bem inferiores ao limite crítico para a formação de cataratas. Leves calcificações foram observadas após a irradiação 0.5Gy. Mesmo com repetições de exames os valores não atingem os limiares.⁵

Na tiróide o risco de ocorrência para um efeito estocástico é de 50mSv, devido ao factor de ponderação do órgão.²⁶ As doses adquiridas na Tiróide neste estudo estão entre 0,022mSv e 0,078mSv e encontram-se muito abaixo do limiar, visto não ser um órgão que está a ser irradiado directamente.

Como o limite de dose para o desenvolvimento de neoplasias malignas da tiróide não é conhecido, qualquer exposição pode ser perigosa. Mathias Cohnen refere no seu estudo doses da tiróide compreendidas entre 0.9-1.3mGy, que multiplicando pelo factor de ponderação do órgão corresponde a uma dose efectiva de 0.06mSv.⁵

Outros estudos referem que sem inclinação da gantry, a dose absorvida para a lente do olho tem cerca de 30mGy, ou seja, uma dose efectiva de 0,3mSv, do que quando esta está a ser utilizada a dose é de 6mGy, uma dose efectiva 0,06mSv.¹⁶

A TC de crânio é realizada paralela a linha orbito-meatal e os olhos são posicionados dentro do campo de visão, onde estão expostos directamente à radiação.

É importante referir que a inclinação da gantry depende sempre da anatomia do paciente. A orientação é na linha orbito-meatal e a marcação do exame da fossa posterior ao vértex do crânio.

Neste estudo não foi utilizado o protector de olhos, para reduzir a irradiação directa do cristalino, devido ao artefacto que este poderia causar à imagem, podendo afectar a qualidade desta e influenciar o diagnóstico. No entanto, o uso deste protector poderia ser utilizado em exames em que a estrutura em estudo não fosse o crânio, como por exemplo, a coluna cervical, para evitar a radiação dispersa e deste modo diminuir a dose de radiação que chega ao olho.

O uso de protector de tiróide pode reduzir significativamente 7% da dose efectiva no respectivo órgão. Os resultados para o uso deste protector, revelam uma diminuição de dose, sem prejuízo para o diagnóstico.¹⁶

Geralmente, a literatura revela doses em TC de crânio entre 1,3mSv e 2,3mSv.²⁹ Os olhos e a tiróide recebem doses com cerca de 50mGy e 2,3mGy, ou seja, uma dose efectiva de 6mSv e 0.092mSv, respectivamente.⁹ Comparando com este estudo verificamos que os nossos valores são ligeiramente superiores, no cristalino com doses a variar entre 6,3mSv e 13,2mSv.

Outros estudos, revelam uma dose para a tiróide de 1,9 mGy, o que equivale a uma dose efectiva de 0.076mSv, e nos olhos 25mGy, que corresponde a uma dose efectiva de 3mSv.² Os nossos resultados na tiróide são inferiores com valores compreendidos entre 0,022mSv e 0,078mSv e no cristalino as doses são também ligeiramente mais elevadas com 6,3mSv e 13,2mSv, o que significa que estamos sempre abaixo do limiar de dose.

Mathias Cohnen et al, refere que as dose para o cristalino são bem inferiores ao limiar crítico para a formação de cataratas, abaixo dos 0.5Gy, que corresponde a uma dose efectiva de 0.06Sv. Na glândula tiróide 25mGy que significa uma dose efectiva de 1mSv.⁶ Comparativamente aos nossos valores em estudo, a dose mais elevada no Cristalino foi de 13,2mSv, o que nos demonstra que os nossos valores são inferiores ao limiar crítico para a formação de cataratas. Na Tiróide o valor máximo obtido foi de 0,078mSv.

Os resultados para o uso do protector de tiróide, não apresentam qualquer prejuízo na qualidade de imagem e revela uma diminuição da dose. A facilidade de acesso a protectores de tiróide, indica que poderia ser um procedimento de rotina na sua aplicação, neste tipo de exames.

No estudo de Zammit et al, no plano axial o cristalino recebe 24.5mGy e a tiróide 1,4mGy que equivale a uma dose efectiva 2.94mSv e 0,056mSv.²⁹ Relativamente ao nosso estudo, no plano axial, os valores obtidos o Cristalino estiveram compreendidos entre 9,0mSv e 13,2mSv e na Tiróide entre 0,022mSv e 0,07mSv.

A maioria dos estudos para a redução de dose no cristalino, para além da angulação da gantry, centraliza a atenção para os parâmetros definidos em cada protocolo. Outros, relatam o uso de um protector ou bismuto, para permitir uma redução de cerca de 50% de radiação para as lentes durante a TC de crânio.¹⁸ Neste estudo, não foi utilizado porque para além do desconforto que poderia causar aos pacientes, o

artefacto de imagem poderia prejudicar o diagnóstico preciso de cada exame e ocultar patologias.

6 - Conclusões

É demasiado importante que a requisição de uma TC seja plenamente justificada e que se adoptem técnica de redução de dose e de protecção radiológica, que assegure a obtenção de dados de diagnóstico essenciais.

Concluimos que com a variabilidade do tamanho dos crânios não existe grande divergência de doses porque em qualquer um dos tamanho S, M e L, as doses acabam por se sobrepôr.

A Tomografia Computorizada utilizada neste estudo, está capaz de efectuar exames com boas práticas de protecção radiológica, porque em qualquer uma das exposições efectuadas, as doses no Cristalino e na Tiróide são inferiores aos níveis de referência de outros estudos.

O uso do protector de tiróide é recomendado para este tipo de exame, no sentido de reduzir a dose para a mínima possível, por isso é sempre importante mesmo quando a dose não é elevada.

Para uma diminuição da dose no cristalino, a angulação da gantry é fundamental, para que este não seja directamente irradiado. A angulação tem que ser cuidadosamente escolhida para que a orbita seja poupada. Tem o benefício da redução da dose sem que haja perda de informação.

Durante uma TC de crânio, a exposição à radiação da lente cristalino é inevitável. Portanto, é muito importante saber as doses recebidas para que seja possível tomarem medidas para reduzir os efeitos determinísticos.

A dose média para o cristalino neste estudo esteve entre 0,009Sv e 0,012Sv. Estas doses são inferiores aos limiares de dose para a qual são detectáveis opacidades. No entanto a dose é uma prioridade visto que alguns pacientes necessitam de vários exames de TC e a dose é cumulativa.

A aquisição helicoidal acarreta consigo uma dose superior a uma aquisição axial, mas permite efectuar cortes finos que facultam reformatações em vários planos e técnicas de reconstruções e de pós-processamento avançadas.

O conhecimento da dose de radiação utilizada em cada exame, pode contribuir substancialmente para que se encontrem métodos cada vez mais eficazes de protecção radiológica.

No entanto, este estudo foi no âmbito de medições de doses, mais estudos são necessários para avaliar as doses de radiação e os procedimentos necessários para a redução destas.

Bibliografia

- 1 - Ardenghi T, Bayardo R, Oliveira J. **Estimativa de Risco Biológico das Radiações Ionizantes na Medula Óssea, Glândula Tireóide e Glândulas Salivares: Considerações sobre Pacientes Infantis.** JBP – J Bras Odontopediatr Odontol Bebe. 2003; 6(32):339-43
- 2 - Bruner A, et al. **Minimizing patient exposure to ionizing radiation from computed tomography scans.** Univ Med Cent. 2009 April; 22(2):119-12
- 3 - Cancro na Tiróide [Internet]. Networking for Health: **Hiroshima Radiação Led de Câncer de tiróide em sobreviventes no início da idade adulta.** [2008, Ago; cited 2011 Fev] Available from: <http://www.medindia.net/news/Hiroshima-Radiation-Led-to-Thyroid-Cancer-in-Survivors-at-Onset-of-Adulthood-41243-1.htm>
- 4 - Cataratas [Internet]. Medipédia – **Catarata: Causas e Tipo.** [cited 2011] Available from: <http://www.medipedia.pt/home/home.php?module=artigoEnc&id=512>
- 5 - Cohnen M, Fischer H, Hamacher J, Lins E, Kotter R, Modder U. **CT of the Head by Use of Reduced Current and Kilovoltage: Relationship between Image Quality and Dose Reduction.** American Journal of Neuroradiology. 2000 Oct; 21:1654-1660
- 6 - Cohnen M, Wittsack H, Assadi s. **Radiation Exposure of Patients in Comprehensive Computed Tomography of the Head in Acute Stroke.** American Journal of Neuroradiology. 2006 Sep; 27:1741-45
- 7 - Comunicado ICRP [Internet]. IAEA - **ICRP issues statement lowering threshold for eye lens.** [cited 2011 Maio] Available from: <http://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/News/ICRP-statement-threshold-eye-lens.htm>
- 8 - Diekmann S, Siebert E, Juran R. **Dose Exposure of Patients Undergoing Comprehensive Stroke Imaging by Multidetector-Row CT: Comparison of 320-**

Detector Row and 64-Detector Row CT Scanners. American Journal of Neuroradiology. 2010 Jun-Jul; 31:1003-09

9 - Doses de Radiação [Internet]. Medical Radiation – **Radiation Doses.** cited 2011 Maio] Available from: http://www.nzqg.org.nz/guidelines/0129/TBI_medical_Radiation.pdf

10 - Incerteza de Medição [Internet]. – **Incerteza do Tipo A** [cited 2011 Novembro] Available from: <http://www.portalaction.com.br/1036-incerteza-do-tipo>

11 - Lima, J. – **Aspectos Físicos e Biofísicos** – Coimbra Imprensa da Universidade – 1ª Edição. (pág. 327, 559-561, 566, 691-694) - 2005 Out;

12 - Limites de Dose [Internet]. ENS - **Radiation exposure, dose limits.** [cited 2011 Maio] Available from: <http://www.euronuclear.org/info/encyclopedia/r/radiation-exposure-dose-limit.htm>

13 - Limites de Dose [Internet]. ICRP - **Valores de risco e limites de dose para ICRP60 and NCRP 116.** [cited 2011 Maio] Available from: <http://www.tenorm.com/ncrp116icrp60.htm>

14 - McCollough C, Christner J, Kofler J. **How Effective Is Effective Dose as a Predictor of Radiation Risk?** American Roentgen Ray Society. 2010 Apr; 194

15 - McCollough C, Primark A. **Strategies for Reducing Radiation Dose in CT.** PubMed – Journal List. 2009 Jan; 47(1): 27- 40

16 - McLaughlin D, Mooney R. **Dose reduction to radiosensitive tissues in CT. Do commercially available shields meet the user's needs?** Clinical Radiology. 2004 Oct; 59, 446-450

17 - Michael F, McNitt-Gray. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in **CT – Radiation Dose in CT.** RadioGraphics. 2002 Nov; 22:1541-1553

- 18 - Niu Y, Wang Z, Liu Z. **Radiation Dose to the Lens Using Different Temporal Bone CT Scanning Protocols**. American Journal of Neuroradiology. 2010 Feb; 31:226-29
- 19 - O Cristalino [Internet]. Lotten Eyes – **O que é o cristalino?** [cited 2011 Novembro] Available from: <http://www.lotteneyes.com.br/glossario-cristalino/>
- 20 - Pereira, N. **Optimização de um sistema de dosimetria individual para monitorização de extremidades**. Repositorio Universidade de Lisboa. 2009
- 21 - Pina, J. – Anatomia Humana dos Órgãos – LIDEL – 1ª Edição. (pág. 447) – 2004 Jan;
- 22 - Produção de Raios X [Internet]. **Efeitos Biológicos das Radiações**. [cited 2011] Available from: http://www.biossegurancahospitalar.com.br/rx/Curso_de_Biosseguranca_cap_5_Efeitos_Biologicos_das_Radiacoes_Ionizantes.pdf
- 23 - Proposta Redução de Dose [Internet]. HSE - **Radiation Protection News**. [cited 2011 Maio] Available from: <http://www.hse.gov.uk/radiation/rpnews/rpnews010211.htm>
- 24 - Protecção Contra Radiações [Internet]. **Directrizes para a Prescrição de Exames Imagiológicos** [2000, cited 2011] Available from: http://www.sprmn.pt/legislacao/ficheiros/Directrizes_Prescricao_de_Exames_Radiologicos_Radiation_Protection_118_pt.pdf
- 25 - Radiação Ionizante vs Tiroide [Internet]. STAR – **Thyroid Cancer**. cited 2011 Maio] Available from: http://www.startoncology.net/site/index.php?option=com_content&view=article&id=191%3Athyroid-cancer&catid=48%3Ahead-and-neck-cancers-cat&Itemid=53&lang=en
- 26 - Risco de Dose e Limites [Internet]. Chapter 5 - **Dose Limits and Risk**. [cited 2011 Maio] Available from: <http://canteach.candu.org/library/20031305.pdf>
- 27 - Rumboldt Z, Huda W, All J. **Review of Portable CT with Assessment of a Dedicated Head CT Scanner**. American Journal of Neuroradiology. 2009 Oct; 30:1630-36

28 - Tan J, Tan K, Lee J. **Comparison of Eye Lens Dose on Neuroimaging Protocols between 16- and 64-Section Multidetector CT: Achieving the Lowest Possible Dose.** American Journal of Neuroradiology. 2009 Fev; 30:373-77

29 - Zammit-Maempel I, Chadwick C, Wills S. **Radiation dose to the lens of eyes and thyroid gland in paranasal sinus multislice CT.** The British Journal of Radiology. 2003 Jun; 76:418-420

30 - Zang D, Zankl M. **Reducing radiation dose to selected organs by selecting the tube start angle in MDCT helical scans: A Monte Carlo based study.** Medical Physics. 2009 Dec; 36:12