

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

Otimização dos protocolos de estudo em Tomografia  
Computorizada aplicados à Neurorradiologia  
Pediátrica  
*-Estudo de caso no CHLC-*

**Filomena Isabel Gonçalves Batalha**

**Trabalho final para obtenção do Título de Especialista em  
Radiologia**

Lisboa, 2017

---

---

---

**Filomena Isabel Gonçalves Batalha**

Otimização dos protocolos de estudo em Tomografia  
Computorizada aplicados à Neurorradiologia  
Pediátrica  
*-Estudo de caso no CHLC-*

**Trabalho final para obtenção do Título de Especialista em  
Radiologia**

Lisboa, 2017

Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa  
Instituto Politécnico de Lisboa

---

---

## AGRADECIMENTOS

O trabalho aqui desenvolvido só aparentemente é fruto de um esforço individual. Sem um coletivo de boas vontades, não seria certamente possível concluir esta dissertação. Para que o tempo não apague a dedicação e o esforço de cada um, aqui fica a devida nota através do meu mais profundo agradecimento.

A Iládia minha companheira nesta viagem o meu agradecimento por me ouvir nos momentos em que se duvida que é possível um desfecho positivo

À minha coordenadora Mestre Cristina Almeida o meu obrigado pela incansável atitude de persistir comigo para a execução deste estudo de investigação e pelas opiniões e sugestões.

À minha amiga Professora Margarida Ribeiro, o meu agradecimento por estar ao meu lado, pela sua amizade e com a sua imensa sabedoria ensinar-me a nortear o meu trabalho.

Ao Rui pelo carinho, amizade, paciência, persistência e disponibilidade que tudo fez para que me dedicasse por completo a este projeto.

Ao meu irmão e sobrinhos por serem o meu alicerce enquanto família.

À Natacha pelo seu tempo de férias para me ajudar e ao meu sobrinho João por contribuir e ajudar a tia neste projeto, sem ele não teria conseguido.

O meu agradecimento aqueles que diretamente ou indiretamente contribuíram para o enlace desta dissertação.

Por fim mas não por último, aos meus pais que apesar de ausentes lhes devo todo o meu ser, o meu obrigada, dizer-lhes que estejam onde estiverem foi para mim um orgulho tê-los tido como meus orientadores de vida.

---

---

## PRODUÇÃO CIENTÍFICA ASSOCIADA

### APRESENTAÇÕES

- Internacional em cartaz

**Batalha, F.** Freire, L. Almeida, C. Ribeiro, M. “CT Scan Dose Reduction: An Optimization of Acquisition protocols in Paediatric Neuroradiology” – Workshop on European Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging - 15 a 17 de Outubro de 2015.

- Nacional oral

**Batalha, F.** Freire, L. Almeida, C. Ribeiro, M. “*Avaliação da dose de Exposição em TC: Estudo comparativo antes e após otimização dos protocolos em Neuroradiologia Pediátrica*” - VII Encontro Nacional das Ciências e Tecnologias da Saúde – ESTeSL – 12-14 de Novembro 2015.

### PUBLICAÇÕES “BOOK OF ABSTRACTS”

- Internacional

**Batalha, F.** Freire, L. Almeida, C. Ribeiro, M. CT scan dose reduction: An Optimization of acquisition protocols in Paediatric neuroradiology. European diagnostic reference levels for paediatric imaging workshop, 2015, Lisbon, Pag.36.

- Nacional

**Batalha, F.** Freire, L. Almeida, C. Ribeiro, M. Avaliação da dose de exposição em tomografia computadorizada: estudo comparativo antes e após otimização dos protocolos em neuroradiologia pediátrica. Livro de resumos do VII Encontro Nacional das Ciências e Tecnologias da Saúde, 2015, Lisboa. Pág. 17.

---

---

## CONSIDERAÇÕES ÉTICAS

Este estudo retrospectivo salvaguardou a identidade de todos os casos incluídos na amostra. Contudo, alguns dados que possam estar associados a cada criança nomeadamente o número de processo hospitalar e data de realização do exame, e fatores demográficos (idade, género e área anatómica em estudo) foram registados e tratados de forma agregada.

Foi solicitada, aos responsáveis da Área de Diagnóstico por Imagem (ADPI) do Centro Hospitalar de Lisboa Central (CHLC), autorização para acesso aos dados a partir dos registos do serviço de Imagiologia e a partir da plataforma informática *ISITE Enterprise™*, garantido a anonimização dos mesmos, a comunicação dos resultados à instituição e como único fim a investigação científica com vista a um benefício comum. (ANEXOS VI e VII)

Não houve qualquer desconforto causado aos doentes uma vez que se tratou dum estudo retrospectivo cujos exames foram previamente realizados sob uma prescrição clínica justificada.



---

## RESUMO

O número de exames de tomografia computadorizada realizados por ano em crianças apresenta crescimento contínuo e por conseguinte a crescente preocupação com os potenciais efeitos indesejados da radiação ionizante. Especialmente nesta população, exige a otimização dos protocolos de exames, reduzindo a exposição.

A otimização de protocolos de neurorradiologia pediátrica, é relevante na proteção radiológica, na adoção de boas práticas, na segurança do paciente onde é visado uma redução efetiva de dose, mantendo a qualidade de imagem de diagnóstico.

Pretende-se com este estudo avaliar as doses praticadas em neurorradiologia pediátrica num equipamento multidetector e medir e comparar a dose administrada com a alteração de protocolos do ano 2012 para o ano 2013 num hospital Pediátrico.

Apresentam-se como objetivos específicos:

1. Determinar os valores de  $CTDI_{vol}$  e DLP para os exames de neurorradiologia em pediatria;
2. Avaliar se houve redução de dose e verificar os NRD de acordo com a *guidelines* internacionais;
3. Refletir sobre as práticas radiológicas e estratégias de redução de dose aplicadas sem comprometer o diagnóstico clínico.

A estratégia metodológica adotada foi de um estudo de caso do tipo descritivo, exploratório e comparativo tendo o estudo de caso como base de trabalho, para maior aprofundamento da particularidade, o serviço de Radiologia do Hospital de D. Estefânia. Recorreu-se a testes descritivos e inferência estatística.

A partir dos resultados deste estudo concluímos que existiu uma diminuição do valor médio do  $CTDI_{vol}$  correspondendo a um decréscimo de 5,7 *mGy* na dose de radiação emitida ao doente em todos os exames efetuados e em ambos os géneros no ano de 2013 em relação a 2012. Foi demonstrado que 95% dos casos sofreram uma redução de 16 *mGy* no  $CTDI_{vol}$  em 2013 em relação a 2012 e que essas diferenças encontradas têm significância estatística.

Para o DLP os valores médios variaram entre os anos de 2012 e 2013 com uma diferença nominal de 50,9 *mGy.cm* logo, com uma diferença média estatisticamente significativa, houve um menor volume irradiado e como tal uma redução de dose recebida pelo doente.

---

Nos percentis  $P_5$  e  $P_{10}$  os valores de DLP são superiores no ano de 2013 mas para o percentil 75,  $P_{75} = (Q_3)$ , existe uma diferença de 40 *mGy.cm* a menos no ano de 2013 em relação a 2012.

Uma das maiores conclusões deste estudo foi a promoção dum trabalho de equipa fortemente marcado pela cooperação e responsabilização tal como indicam os programas da Qualidade e Controlo da Qualidade em Radiologia.

**Palavras-chave:** Tomografia Computorizada; Níveis de referência Diagnóstico; Otimização protocolos de Neurroradiologia Pediátrica; descritores de Dose em TC

---

## ABSTRACT

The number of CT scanners performed per year in children shows a continuous growth and therefore this growing concern about the potential undesirable effects of ionizing radiation. Especially in this population, is required an optimization of the protocols, regarding the reducing of exposure.

The optimization of paediatric neuroradiology protocols is relevant in radiological protection, in the adoption of good practices, in patient safety where an effective dose reduction is aimed, maintaining the diagnostic image quality.

The aim of this study was to evaluate the doses of pediatric neuroradiology in a multidetector equipment and to measure and compare the dose emitted with the change of protocols from year 2012 to 2013 in a Paediatric hospital.

Specific objectives are:

1. Determine the values of  $CTDI_{vol}$  and DLP for pediatric neuroradiology exams;
2. Evaluate if there was a dose reduction and verify NRD according to international guidelines;
3. Reflect on radiological practices and dose reduction strategies applied without impairing clinical diagnosis.

The methodological strategy adopted was a descriptive, exploratory and comparative study, having the case study as a basis for further results of the particularity of the Radiology Department from D. Estefânia Hospital. The descriptive tests and statistical inference were applied.

From the results of this study we concluded that there was a decrease in the mean value of the  $CTDI_{vol}$  corresponding to a decrease of 5.7 *mGy* in the dose of radiation emitted to the patient in all exams performed and in both genders in the year of 2013 related to 2012. It was demonstrated that in the 95% of the subjects were verified a reduction of 16 *mGy* in the  $CTDI_{vol}$  in 2013 compared to 2012 and that these differences found are statistically significant.

For DLP, mean values ranged between 2012 and 2013 reach a nominal difference of 50,9 *mGy.cm* so, with a statistically significant mean difference, there was a smaller irradiated volume and as such a reduction of dose received by the patient.

In the  $P_5$  and  $P_{10}$  percentiles the DLP values are higher in 2013 but for the 75th percentile,  $P_{75} = (Q_3)$ , there is a difference of 40 *mGy.cm* less in the year 2013 compared to 2012.

---

One of the major conclusions of this study was the promotion of teamwork marked by cooperation and accountability as indicated by the Quality and Quality Control programs in Radiology.

**Keywords:** Computed Tomography; Diagnostic reference levels; Optimization protocols Pediatric Neuroradiology; descriptors Dose in CT

---

# ÍNDICE

<b>Agradecimentos</b> .....	<b>V</b>
<b>Produção Científica associada</b> .....	<b>VII</b>
<b>Apresentações</b> .....	<b>VII</b>
<b>Publicações</b> .....	<b>VII</b>
<b>Considerações éticas</b> .....	<b>IX</b>
<b>Resumo</b> .....	<b>XI</b>
<b>Abstract</b> .....	<b>XIII</b>
<b>Índice</b> .....	<b>XV</b>
<b>Índice de tabelas</b> .....	<b>XVII</b>
<b>Índice de Figuras</b> .....	<b>XIX</b>
<b>Índice de Gráficos</b> .....	<b>XX</b>
<b>Lista de siglas e abreviaturas</b> .....	<b>XXII</b>
<b>Nota introdutória</b> .....	<b>23</b>
<b>Contexto e Motivações</b> .....	<b>23</b>
<b>Estrutura do documento</b> .....	<b>28</b>
<b>CAPÍTULO I – Caracterização Jurídico/Administrativas das Instituições</b> .....	<b>31</b>
1.1- Retrospectiva do Centro Hospitalar Lisboa Central e função social.....	<b>31</b>
1.2- Área de Diagnóstico por Imagem do Centro Hospitalar Lisboa Central- ADPI/CHLC.....	<b>32</b>
1.2.1 - Recursos Humanos .....	<b>33</b>
1.2.2 - Recursos Tecnológicos .....	<b>34</b>
1.2.3 - Produção/Estatística da ADPI no ano 2013 .....	<b>35</b>
<b>CAPITULO II - Caraterização Tecnológica da Tomografia Computorizada</b> .....	<b>37</b>
2.1 - Tomografia computadorizada - Definição e evolução histórica .....	<b>37</b>
2.2 - Componentes de um Equipamento de TC .....	<b>40</b>
2.3 - As gerações da Tomografia Computorizada .....	<b>43</b>
2.3 – Variáveis tecnológicas do modelo de equipamento.....	<b>54</b>
<b>CAPITULO III - Desempenho da tecnologia, qualidade de imagem e prática radiológica</b> .....	<b>57</b>
3.1 - Perspectiva sobre os riscos da radiação .....	<b>57</b>
3.2 - Responsabilização pela gestão da dose cedida ao paciente .....	<b>57</b>
3.3- Níveis de Referência de Diagnóstico.....	<b>58</b>
3.4 – Grandezas Dosimétricas.....	<b>61</b>
3.4.1 - Dose Equivalente .....	<b>61</b>
3.4.2 - Dose efetiva .....	<b>62</b>

3.5 – Parâmetros da qualidade da imagem em TC .....	62
3.5.1 - Uniformidade.....	63
3.5.2 - Linearidade .....	63
3.5.3 - Ruído .....	63
3.5.4 - Resolução Espacial .....	66
3.5.5 - Resolução de contraste .....	66
3.6 - Parâmetros de aquisição que afetam a dose em TC .....	68
3.6.1 Fatores técnicos de exposição.....	68
3.6.1.1 - Tensão (kVp) .....	69
3.6.1.2 - Intensidade de Corrente (mA) e tempo de exposição (s) .....	69
3.6.1.3 - Pitch .....	70
3.6.1.4 – Colimação .....	70
3.6.1.5 - Espessura de corte .....	71
3.6.2 – Protocolos Aquisição no Hospital Pediátrico D.Estefânia VS característica do paciente .....	72
3.7 – Variáveis de quantificação de dose em TC – Descritores de dose .....	72
3.7.1 - Índice de Dose em Tomografia Computorizada (CTDI).....	73
3.7.2 - CTDI <sub>100</sub> .....	75
3.7.3 – CDTI w (Ponderado) .....	76
3.7.4 – CTDI <sub>vol</sub> .....	77
3.7.5 – Produto Dose Comprimento (DLP - <i>Dose Length Product</i> ) .....	77
<b>CAPÍTULO IV – Material e Métodos.....</b>	<b>79</b>
4.1- Estratégica Metodológica .....	79
4.2 – Amostra.....	80
4.3 – Recolha de dados .....	80
4.4 - Análise Estatística .....	81
4.5 - Hipóteses de Estudo.....	84
<b>CAPÍTULO V – Resultados e discussão .....</b>	<b>85</b>
5.1 - Apresentação.....	85
5.2 - Análise e Discussão .....	85
5.2.1 - Caracterização da amostra.....	85
5.2.2 - Avaliação dos Descritores de dose em Tomografia Computorizada .....	89
5.2.3 - Descritores de dose por ano e outros fatores independentes .....	95
<b>CAPÍTULO VI – Conclusão.....</b>	<b>122</b>
Bibliografia Geral .....	128
Bibliografia Eletrónica .....	134

---

## ÍNDICE DE TABELAS

TABELA 1 – EVOLUÇÃO HISTÓRICA DOS EQUIPAMENTOS DE TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA .....	39
TABELA 2 - EQUIPAMENTOS INSTALADOS NA ADPI.....	54
TABELA 3 - VARIÁVEIS TECNOLÓGICAS DE EQUIPAMENTO SIEMENS <i>EMOTION 6</i> .....	55
TABELA 4 - TABELA FRANCESA DOS DRL, 2011 .....	60
TABELA 5 - TABELA AUSTRALIANA CRIANÇA (0-4 ANOS) E (5-14 ANOS) DRLs AUSTRÁLIA, 2012 .....	60
TABELA 6 - COMPARAÇÃO DE DOSES PEDIÁTRICAS COM VALORES INTERNACIONAIS DESCRITOS EM VALORES DE $CTDI_{vol}$ E DLP .....	61
TABELA 7 - ESTATÍSTICAS PARAMÉTRICAS E NÃO PARAMÉTRICAS APLICADAS.....	82
TABELA 8 - SEPARATRIZES DA AMOSTRA EM RELAÇÃO À VARIÁVEL $CTDI_{vol}$ .....	90
TABELA 9 - SEPARATRIZES DA VARIÁVEL DLP NOS ANOS DE 2012 E 2013. ....	93
TABELA 10 - TESTE DA HOMOGENEIDADE DE VARIÂNCIAS.....	94
TABELA 11 - ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL DLP DISTRIBUÍDA NOS ANOS DE 2012 E 2013.....	94
TABELA 12 - AMOSTRA ORDENADA POR ESCALÕES ETÁRIOS.....	99



---

## ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1 - DESENHO ESQUEMÁTICO DO PROTÓTIPO <i>HOUNSFIELD</i> (ESQ.) E ORIGINAL PROJETO PROPOSTO PELA EMI (DTA.) FONTE: SEERAM 2009 .....	38
FIGURA 2 - IMAGEM DA PRIMEIRA TC CRÂNIO-ENCEFÁLICA REALIZADA POR HOUNSFIELD .....	39
FIGURA 3 - CONFIGURAÇÃO BÁSICA DO EQUIPAMENTO DE TC, MOSTRANDO OS PRINCIPAIS COMPONENTES TÉCNICOS. ....	42
FIGURA 4 - COMPONENTES DE UM EQUIPAMENTO DE TC .....	43
FIGURA 5 - TIPOS DE PROJEÇÕES DO FEIXE DE RADIAÇÃO X SEGUNDO A FONTE EMISSORA.....	43
FIGURA 6 - ESQUEMAS REPRESENTATIVOS DAS CONFIGURAÇÕES DOS TOMÓGRAFOS DE 1ª E 2ª GERAÇÃO .....	44
FIGURA 7 - ESQUEMA DAS CONFIGURAÇÕES DOS TOMÓGRAFOS DE 3ª E 4ª GERAÇÃO .....	45
FIGURA 8 - ESQUEMA DA CONFIGURAÇÃO DE DYNAMIC SPATIAL RECONSTRUCTOR .....	46
FIGURA 9 - ESQUEMA DA CONFIGURAÇÃO DE UM TOMÓGRAFO DE 5ª GERAÇÃO - ELECTRON BEAM CT .....	47
FIGURA 10 - ESQUEMA DA CONFIGURAÇÃO DE 6ª GERAÇÃO .....	48
FIGURA 11 – <i>PITCH</i> .....	48
FIGURA 12 - GEOMETRIA DOS DETETORES.....	49
FIGURA 13 - SINGLE E MULTISLICE .....	50
FIGURA 14 - MATRIZ FIXA.....	51
FIGURA 15 - MATRIZ ADAPTATIVA.....	51
FIGURA 16 - MATRIZ MISTA/HÍBRIDA .....	52
FIGURA 17 - ESQUEMA DE FUNCIONAMENTO DE UM EQUIPAMENTO <i>DUAL SOURCE</i> .....	53
FIGURA 18 - EMISSÃO DE KILOVOLTAGEM DE 80KV E 140 KV.....	53
FIGURA 19 - REGIÃO DE INTERESSE PARA A AVALIAÇÃO DO RUÍDO EM TC SEGUNDO A [IAEA] ...	65
FIGURA 20 - DA ESQUERDA PARA A DIREITA: ARTEFACTOS DE <i>ALISING</i> (SETA MOSTRA RISCAS DE MAIOR OU MENOR BRILHO) E ENDURECIMENTO DO FEIXE, ARTEFACTOS EM ANEL, <i>BEAM HARDENING ARTIFACT</i> . ....	68
FIGURA 21 - ESQUEMA DA COLIMAÇÃO NUM EQUIPAMENTO DE TC.....	71
FIGURA 22 - DISTRIBUIÇÃO DAS CURVAS DE DOSE PARA EXAMES DE RADIOLOGIA CONVENCIONAL E TC .....	73
FIGURA 23 - ESQUEMA EXPERIMENTAL DE UMA CÂMARA DE IONIZAÇÃO NO CENTRO DA GANTRY E O RESPECTIVO PERFIL DE DOSE (FDA, 1985 – MODIFICADO) .....	74
FIGURA 24 – FANTOMA E CÂMARA DE IONIZAÇÃO .....	75
FIGURA 25 - PREDIÇÃO RELATIVA DAS VARIÁVEIS INDEPENDENTES SOBRE A DEPENDENTE NO MODELO DE REGRESSÃO LINEAR. ....	110

---

---

## ÍNDICE DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1 - RECURSOS HUMANOS - TOTAL DE EFETIVOS POR POLO ADPI NO ANO DE 2013.....	34
GRÁFICO 2 - RECURSOS TECNOLÓGICOS: TOTAL DE EQUIPAMENTOS ADPI POR POLO, ANO 2013....	35
GRÁFICO 3 - PRODUÇÃO DA ADPI POR POLO ANO 2013 .....	36
GRÁFICO 4 - NÚMERO TOTAL DE EXAMES DE TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA POR POLO NO ANO 2013	36
GRÁFICO 5 - NÚMERO TOTAL DE CASOS POR ANO DE ESTUDO E PERCENTAGEM RELATIVA NA AMOSTRA .....	86
GRÁFICO 6 - NÚMERO DE CASOS POR TIPO DE EXAME NOS ANOS 2012 E 2013.....	87
GRÁFICO 7 - NÚMERO DE CASOS POR GÊNERO EFETUADOS NO ANO DE 2012 E 2013 .....	87
GRÁFICO 8 - NÚMEROS DE CASOS POR GÊNERO NO ANO 2012 E 2013 .....	88
GRÁFICO 9 - HISTOGRAMA DA DISTRIBUIÇÃO DO $CTDI_{VOL}$ NOS ANOS DE 2012 E 2013.....	90
GRÁFICO 10 - DIAGRAMA DE EXTREMOS E QUARTIS DA DISTRIBUIÇÃO DO $CTDI_{VOL}$ NOS ANOS DE 2012 E 2013. ....	92
GRÁFICO 11 - VALOR MÉDIO DLP ( $MGY.CM$ ) POR ANO DE 2012 E 2013.....	93
GRÁFICO 12 -VALOR MÉDIO DA COLIMAÇÃO NOS ANOS DE 2012 E 2013 .....	95
GRÁFICO 13 - VALORES MÉDIOS DE INTENSIDADE DA CORRENTE POR ANO.....	96
GRÁFICO 14 - VALOR MÉDIO DO TEMPO DE EXPOSIÇÃO POR ANO.....	97
GRÁFICO 15 - VALOR MÉDIO DA TENSÃO (kVp) NOS ANOS DE 2012 E 2013.....	99
GRÁFICO 16 - VALORES MÉDIOS DE $CTDI_{VOL}$ ( $MGY$ ) POR TIPO DE EXAME NOS ANOS DE 2012 E 2013. .....	103
GRÁFICO 17 - VALORES MÉDIOS DE DLP ( $MGY.CM$ ) POR TIPO DE EXAME NOS ANOS DE 2012 E 2013. .....	104
GRÁFICO 18 - VALORES MÉDIOS DE TENSÃO NA AMPOLA (kVp) POR TIPO DE EXAME NOS ANOS DE 2012 E 2013.....	105
GRÁFICO 19 - VALORES MÉDIOS DA INTENSIDADE DA CORRENTE (mAs) POR TIPO DE EXAME NOS ANOS DE 2012 E 2013. ....	106
GRÁFICO 20 - VALOR MÉDIO DO $CTDI_{VOL}$ POR ANO E TIPO DE EXAME ESTRATIFICADO POR GÊNERO.	107
GRÁFICO 21 - VALOR MÉDIO DOS kVp NOS ANOS DE 2012 E 2013 POR TIPO DE EXAME E GÊNERO. .	111
GRÁFICO 22 - VALOR MÉDIO DOS mAs NOS ANOS DE 2012 E 2013 POR TIPO DE EXAME E GÊNERO..	111
GRÁFICO 23 - VALOR MÉDIO DO $CDTI_{VOL}$ POR IDADES E TIPO DE ESTUDO "CE" .....	112
GRÁFICO 24 - VALOR MÉDIO DO DLP POR IDADE E TIPO DE ESTUDO "CE" .....	113

---

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

<b>AAPM</b>	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
<b>ACR</b>	<i>American College of Radiology</i>
<b>ADPI</b>	<i>Área de Diagnóstico Por Imagem</i>
<b>AEC</b>	<i>Automatic Exposition Control</i>
<b>ALARA</b>	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
<b>ALARP</b>	<i>As Low As Reasonably Practicable</i>
<b>IAEA</b>	<i>International Atomic Energy Agency</i>
<b>CE</b>	<i>Crânio - Encefálico</i>
<b>CE/ORBITAS</b>	<i>Crânio - Encefálico/Orbitas</i>
<b>CE/SPN</b>	<i>Crânio - Encefálico/Seios Perinasais</i>
<b>CHLC</b>	<i>Centro Hospitalar Lisboa Central</i>
<b>CTDI</b>	<i>Computed Tomography Dose Index</i>
<b>DIR</b>	<i>Dose Index Registration</i>
<b>DLP</b>	<i>Dose Length Product</i>
<b>FOV</b>	<i>Field of View</i>
<b>LRF</b>	<i>Local Reference Frame</i>
<b>MCDTs</b>	<i>Meios Complementares de Diagnóstico e Terapêutica</i>
<b>MDCT</b>	<i>Multi Detector Computed Tomography</i>
<b>NRD</b>	<i>Níveis de Referência de Diagnóstico</i>
<b>Rx</b>	<i>Raios-x</i>
<b>SPN</b>	<i>Seios Perinasais</i>
<b>SSCT</b>	<i>Single Slice Computed Tomography</i>

---

---

## NOTA INTRODUTÓRIA

Ao longo dos últimos anos tem-se assistido na comunidade médica a um maior recurso a tecnologias emergentes na prestação de cuidados de saúde. Esta tendência é atualmente aplicada a todas as áreas hospitalares mas em particular aos Meios Complementares de Diagnóstico (MCDTs), tendo um impacto significativo em todos os seus atores, bem como em toda a sociedade envolvente.

O aumento da prescrição de exames por Tomografia Computorizada (TC), como método de imagem rápido e de fácil acesso, para o diagnóstico e terapêutica de um elevado número de patologias, tem sido acompanhado de uma crescente preocupação de aumento de dose em órgãos radiosensíveis e potencial indução de alterações biológicas.

A indústria procura desenvolver a cada dia uma componente tecnológica capaz de responder de forma mais célere e eficaz às mais diversas questões clínicas, passando essas ferramentas a constituir metodologias de referência quer por mérito próprio, quer pela diferenciação percebida pelos seus utilizadores.

É assim que o desenvolvimento tecnológico dos equipamentos de TC surge com a adoção de maior do número de detetores, e equipamentos *Dual Source*, apresentando propostas tecnológicas *low dose*, que apesar do aumento de ruído, não comprometem o diagnóstico diferencial e a qualidade e fiabilidade da imagem.

### Contexto e Motivações

Ao longo dos anos no âmbito do exercício profissional em Radiologia, surgiram-me muitas dúvidas sem resposta às quais chegou o momento de as tentar responder ou pelo menos nelas refletir. Este trabalho surgiu assim.

A maior exigência de respostas mais concretas e inequívocas para novas patologias ou tendências demográficas em patologias existentes, coloca uma maior pressão nos

---

---

profissionais de saúde de modo a apresentarem em tempo útil evidências clínicas que suportarão ou orientarão a redução substancial de exposição à radiação, mantendo no entanto um diagnóstico fiável e uma imagem diagnóstica de qualidade apesar do aumento de ruído na imagem.

Martin, L. *et al.*, (2010) no artigo “*State of the art: technologies for computed tomography dose reduction*”, além de referirem o aumento exponencial da realização dos exames de TC, que de 1993 a 2005 cresceu anualmente cerca de 10%, ultrapassando em muito o crescimento da população que foi de 1%, no mesmo período, nos EUA, alertam para diversas estratégias, de redução dose, que incluem monitorização da dose recebida pelos pacientes nos diferentes exames de tomografia computadorizada, formação e educação, de forma a manter a dose tão baixa quanto razoavelmente possível, e ainda a revisão de uma série de novas tecnologias, que oferecem uma redução efetiva de dose, tais como, modulação da corrente na ampola, conhecido como controlo automático da exposição, técnicas para reduzir a intensidade da corrente na ampola durante a TC, proteção com protetores de bismuto com intuito de diminuir a exposição à superfície dos órgãos radiosensíveis, como a mama, tireoide e o cristalino, técnicas tradicionais de redução de dose, por exemplo, diminuição dos *mA* (intensidade da corrente), redução dos *kV* (tensão), utilização de filtros e de novos algoritmos de reconstrução e assim diminuir o potencial risco de cancro associado a este método - a tomografia computadorizada.

O número de exames de tomografia computadorizada realizados por ano aumentou cerca de 600% desde 1980 nos EUA e cerca de 5 milhões no UK. (Armao, D. *et al.* 2015). Nas crianças apresenta um crescimento contínuo e vários fatores contribuem para isso, incluindo a evolução tecnológica dos equipamentos, com aumento da velocidade de aquisição de dados e redução do tempo de realização dos exames, assim como o aumento no número de indicações para a sua realização, associado à maior disponibilidade, à relativa tendência de diminuição dos custos dos exames, à não observância do princípio da Justificação, os processos litigiosos, a medicina defensiva e a crescente influência das seguradoras.

Atualmente são realizadas, aproximadamente 600.000 tomografias computadorizadas por ano (abdómen ou crânio) em menores de 15 anos nos Estados Unidos. Maioritariamente são feitas para avaliar neoplasias. Por outro lado, a crescente preocupação com os potenciais efeitos indesejados da radiação ionizante, especialmente nesta população, exige a otimização dos protocolos de exames, reduzindo a exposição. Quando as tomografias computadorizadas, principalmente do abdómen para a avaliação de neoplasias, utilizam meios de contraste endovenosos, os exames são realizados de forma multifásica, o que determina maior dose de

---

radiação, sendo onerosos e demorados. Onze por cento dos exames de imagem realizados nos Estados Unidos são de TC. (Lima, 2011)

As crianças são 10 vezes mais sensíveis aos efeitos da radiação do que adultos. Acredita-se, atualmente, que o risco de uma criança morrer devido a uma neoplasia causada pela radiação seja de 1:550 no caso de realizar uma TC de abdómen e de 1:1500 se for uma TC do crânio.

O risco de cancro em crianças provocado pela exposição à radiação é de aproximadamente duas a três vezes mais elevado do que em adultos, pois as crianças são particularmente suscetíveis aos efeitos da radiação ionizante, com dez vezes mais potencial neoplásico comparado com um adulto (Shah, N.A, 2009).

Na sequência do anteriormente exposto deve ser considerado da maior relevância no desempenho de um Técnico de Radiologia a proteção radiológica, a adoção de boas práticas, a segurança da paciente, onde é visado uma redução efetiva de dose, mantendo a qualidade de imagem de diagnóstico. Estas considerações fazem deste estudo o motivo da sua conceção e realização.

O nível de dose de radiação recebida pelo paciente em exames de TC depende de uma série de fatores, em particular, o protocolo utilizado e o controlo do operador a configuração do equipamento e as especificações de cada indivíduo (IMC, parte do corpo irradiada e idade).

A pesquisa atual recomenda que protocolos específicos devem ser adaptados para pediatria e que o excesso de exames tomográficos e os exames multifásicos devem ser evitados. O estudo de Santos, J. (2014) sugere que os NRD portugueses são geralmente mais elevados do que as recomendações europeias, sugerindo um potencial de otimização dos protocolos e das práticas instituídas nos centros radiológicos pediátricos. Assim identificou-se a necessidade de maior padronização dos protocolos pediátricos categorizados por idade. (Santos, J. *et al.* 2014)

É importante salientar que as crianças têm risco acentuado de maior desenvolvimento de neoplasias relacionadas com a radiação, comparativamente à população adulta. Este risco aumentado é explicado pela presença de maior número de células que sofrem divisões nos diversos tecidos e órgãos ainda em desenvolvimento e pela maior expectativa de vida em termos absolutos e relativos. Uma criança de um ano de vida tem de 10 a 15 vezes maior risco de desenvolver uma neoplasia radioinduzida do que um adulto de 50 anos de idade para a mesma dose de radiação. (Lima, 2011)

A idade pediátrica em Portugal varia no intervalo de 0 a 18 anos. (Despacho N° 9871/2010)

---

Devido a variabilidade na estatura entre um recém-nascido e um indivíduo com 18 anos, faz com que dados demográficos do paciente como, o peso, altura e diâmetro AP, possam ser alterados não de forma linear.

Existem vários métodos de avaliação da redução da dose para implementação de melhorias nos protocolos de TC pediátrica. Um dos mais diretos é através do controlo automático de exposição (AEC). O AEC ajusta os *mAs* pela atenuação do paciente em ambas nas direções x-y e ao longo do eixo z e encontra-se disponível no equipamento utilizado. No entanto, a AEC difere entre as várias marcas de fabricantes o que impediria uma sistematização comparativa. Outro método possível consiste em reduzir a dose de radiação em pequenas etapas sequenciais, diminuindo ligeiramente a intensidade da corrente e avaliando sempre o aumento do índice de ruído sendo este o método adotado neste estudo. (Kofler, J. *et al* em 2014)

Este é um fator importante e exige plena consideração na formulação de protocolos de imagem, relevante para estudos pediátricos como referem as orientações e evidências internacionais sobre os critérios de qualidade recomendados para diagnóstico radiográfico em imagens pediátricas. (Cohen, 2009; Santos, J. *et al*. 2014)

Com base nas recomendações do ACR acerca da revisão anual dos protocolos de otimização em TC, para efeitos da certificação da Qualidade e como Técnica de Radiologia com atribuições de Subcoordenação, auditora interna da Qualidade e participação na elaboração dos procedimentos sectoriais de boas práticas da ADPI, senti a necessidade premente de busca de informações e dados credíveis que caracterizem as práticas desenvolvidas, entroncadas na segurança e proteção radiológica e de as melhorar com base em evidência científica, uma vez tratar-se de um hospital pediátrico.

Para ir ao encontro das recomendações do ACR CT (American College of Radiology - Computed Tomography) no sentido de reduzir a radiação associada à Tomografia Computorizada a níveis tão baixos quanto possíveis foi apanágio da equipa de neurorradiologia do Hospital de D. Estefânia avaliar e rever, para melhorar, o funcionamento e os serviços prestados à população pediátrica. Foram seguidos os procedimentos segundo uma abordagem sistemática de verificação tal como determinado por Kofler, J. *et al* em 2014. Foram efetuadas reuniões de consenso entre a equipa para identificar os aspetos do protocolo a considerar tendo em vista a otimização, incluindo a qualidade de imagem, a quantificação de indicadores para os descritores de dose, a segurança do doente e o fluxo de trabalho.

---

A equipa que desenvolveu o processo e implementou a otimização durante 5 meses foi constituída por uma médica radiologista pediátrica que desempenhou a função de especialista clínica tendo a seu cargo a tarefa de avaliação das imagens, um perito em física médica que sugeriu parâmetros e técnicas de aquisição e 2 técnicos de radiologia responsáveis pela implementação, alteração dos protocolos, conciliação com a produtividade e fluxos de trabalho e limitações técnicas de implementação. Esta equipa obteve os pareceres e informações relevantes dos seus colegas de categoria profissional e realizou reuniões periódicas.

Foi tido em conta o facto de se tratar de crianças e não utilizar os testes de forma experimental, por isso as alterações introduzidas foram efetuadas sequencialmente para avaliação dos efeitos produzidos por cada uma delas sendo sempre alvo de uma avaliação final. Os protocolos duplicados ou rejeitados foram colocados numa pasta separada. As imagens de referência de cada tipo de estudo foram registadas e serviram como base de comparação às obtidas após as alterações sequenciais. Para efeitos de comparação das doses obtidas após as aquisições em cada tipo de exame e grupo etário foram consideradas as bases de dados europeias já que a base de dados de registo de doses em TC do ACR, o DIR não é aconselhado para fazer comparações uma vez que para a determinação dos relatórios de dose são utilizadas variáveis geográficas e demográficas que diferem substancialmente dos dados europeus. (Grunho, R. *et al.* 2015)

A adoção ou rejeição dos protocolos foi sempre feita de forma justificada e validada pela equipa de otimização com a menção da data da alteração/rejeição. Optou-se por manter um registo do histórico das alterações e propostas de melhoria adotando a estratégia de auditorias anuais para a melhoria contínua da Qualidade. (Kofler, J. *et al* 2014)

A auditoria clínica é um processo estruturado de revisão das práticas, procedimentos e resultados realizados de forma a promover referências e um quadro de boas práticas radiológicas com estimação de valores de NRD. Este sistema de auditoria é obrigatório nalguns países europeus e seria desejável que se estendesse aos restantes. Segundo a diretiva EURATON 97/43 entende-se por auditoria clínica:

*"a systematic examination or review of medical RADIOLOGICAL procedures which seeks to improve the quality and the outcome of patient care, through structured review whereby RADIOLOGICAL practices, procedures, and results are examined against agreed standards for good medical RADIOLOGICAL procedures, with modifications of the practices where indicated and the application of new standards if necessary".*

(European Council. Council Directive 97/43/ EURATOM)

---

Este estudo teve como propósito avaliar as doses praticadas em neurorradiologia pediátrica num equipamento multidetetor e avaliar a redução de dose obtida com a alteração de protocolos do ano 2012 para o ano 2013 e ainda verificar o impacto na qualidade de imagem. Deste desígnio emergiram algumas dúvidas que pretendemos esclarecer, tais como:

- Qual a dose de radiação praticada nos exames de neurorradiologia pediátrica, num equipamento de Tomografia computadorizada Multidetetores, nos anos de 2012 e 2013?
- Existe redução de dose de radiação em 2013 face a 2012?
- Existe relação entre a dose de radiação aplicada e a qualidade de imagem?

Os protocolos são parte integrante das práticas em TC e afetam todos os aspectos da aquisição os quais foram considerados neste trabalho, incluindo a qualidade de imagem, a dose de radiação, a segurança do paciente e os fluxos de trabalho. (Kofler, J. *et al* 2014)

O estudo teve objetivo geral contribuir para melhores práticas e adequação dos protocolos de baixa dose de acordo com a faixa etária no estabelecimento de NRD em TC em exames de neurorradiologia.

Definiram-se como objetivos específicos:

1. Determinar os valores de  $CTDI_{vol}$  e DLP para os exames de neurorradiologia em pediatria;
2. Avaliar se houve redução de dose e verificar os NRD de acordo com a *guidelines* internacionais;
3. Refletir sobre as práticas radiológicas e estratégias de redução de dose aplicadas sem prejudicar o diagnóstico clínico.

## **Estrutura do documento**

O trabalho que se apresenta foi estruturado, em seis capítulos:

- *Produção científica associada*

- *Capítulo 1* - aborda-se a caracterização Jurídica e Administrativa da Instituição.

- *Capítulos 2* - caracterizam-se os aspetos considerados mais relevantes ligados à técnica de TC, desde a sua história, parâmetros técnicos de aquisição, formação e qualidade da imagem, quantidades e aspetos dosimétricos.

---

- *Capítulo 3* - refere-se o desempenho da tecnologia e qualidade de imagem e práticas, onde são abordados os níveis de referência de diagnóstico e as variáveis de quantificação de dose em TC ou seja, os descritores de dose.

- *Capítulos 4* - são apresentados os materiais que foram usados para a realização das medições e a metodologia usada para avaliação e comparação dos valores das doses obtidas e da qualidade da imagem em exames de TC de crânio, ouvidos, orbitas, SPN e maxilo-faciais.

- *Capítulos 5* - são exibidos a apresentação dos resultados obtidos, análise e sua discussão.

- *Capítulo 6* - por fim são apresentadas as conclusões desta investigação e ainda feita a referência a algumas limitações que condicionaram as mesmas.

Na componente pré-textual é apresentada a produção científica associada, o enquadramento e a motivação para o estudo.

---

---

# **CAPÍTULO I – CARACTERIZAÇÃO JURÍDICO/ADMINISTRATIVAS DAS INSTITUIÇÕES**

## **1.1- Retrospectiva do Centro Hospitalar Lisboa Central e função social**

Os Hospitais de S. José, Hospital Santo António dos Capuchos, e os Hospitais de Santa Marta e de D. Estefânia, agregaram-se para constituir o Centro Hospitalar de Lisboa Central, EPE, a 28 de Fevereiro de 2007 através do Decreto de Lei 50 A/2007.

A 1 de Março de 2012, o Decreto – Lei nº 44/2012 de 23 de Fevereiro entra em vigor e altera a composição de Centro Hospitalar de Lisboa Central – CHLC, EPE integrando através da junção de outros dois hospitais: o Hospital de Curry Cabral e a Maternidade Dr. Alfredo da Costa – SPA.

O CHLC, EPE é uma organização pública do SNS, constituindo-se como uma pessoa coletiva de direito público, de natureza empresarial, dotada de personalidade jurídica e autonomia financeira, administrativa e patrimonial. (Regulamento Interno CHLC, EPE).

Integra o setor Empresarial do Estado desde 1 de Março de 2007, conforme estipulado pelo D.L. nº 50-A/2007 de 28 de Fevereiro. Os estatutos publicados no anexo II do Decreto-Lei nº 233/2005 de 29 de Dezembro, e nos termos do Decreto-Lei nº 558/99 de 17 de Dezembro, na redação dada pelo Decreto-Lei nº 300/2007, de 23 de Agosto, conjugados com o artigo 18º do anexo da Lei nº2/2002, de 8 de Novembro constitui-se como entidade empresarial.

Como entidade única de elevada diferenciação científica quer em termos de recursos humanos como materiais e de equipamentos, com um desenvolvimento tecnológico de ponta, fazem deste Centro Hospitalar de Lisboa Central um núcleo de excelência clínica, eficácia e eficiência onde os estabelecimentos de ensino

---

universitário, na sua formação básica e pós graduada, estabelecem parcerias, assumindo-se este grupo de seis hospitais como uma instituição de referência a nível nacional.

## **1.2- Área de Diagnóstico por Imagem do Centro Hospitalar Lisboa Central- ADPI/CHLC**

A Área Diagnóstico por Imagem (ADPI) é constituída pelos seis serviços de imagiologia dos seis hospitais que integram o CHLC, com um conjunto de meios humanos e tecnológicos diversificados nas suas competências. Possui três grandes áreas de atividade: a Clínica, a de Ensino e a de Investigação.

Define na sua missão: a melhoria da qualidade dos cuidados de saúde da população, garantindo uma prestação de cuidados com base em boas práticas de diagnóstico e de humanização, aliando competência, inovação e respeito pela dignidade, bem-estar e valores fundamentais dos utentes. Garantindo a cada utente a execução do exame correto para esclarecimento do seu quadro clínico, providenciando uma melhor qualidade em diagnóstico e intervenção por imagem, com programas de investigação e formação contínua, compromete-se com a motivação e com o desenvolvimento profissional de todos os colaboradores.

Defende a promoção da saúde e a educação para a saúde, num ambiente seguro e no respeito pelo meio em que se insere. Para dar cumprimento à missão, a ADPI conta com recursos humanos de elevada diferenciação técnica e científica e um parque tecnológico modernizado, para as atividades que exerce com base num desenvolvimento económico e financeiro sustentável, onde se pauta por um menor desperdício.

Os objetivos estratégicos para a ADPI e de acordo com a missão, são definidos pela Direção:

- Promover o cumprimento da execução dos objetivos fixados no Plano de Atividades;
- Assegurar o cumprimento de uma política informativa que sirva de base, na área assistencial, à implementação de uma cadeia clara de responsabilização dos diversos Polos pelos resultados obtidos e pela utilização de recursos atribuídos e que, simultaneamente, viabilize um modelo de gestão participado e orientado para a qualidade;
- Desenvolver políticas de gestão centradas no utente e na prestação de procedimentos de elevada qualidade;

- 
- Promover o desenvolvimento profissional dos seus colaboradores, apostando na qualificação e motivação profissional como incentivo à diferenciação otimizando a qualidade de prestação de serviços aos utentes;
  - Desenvolver boas práticas com eficiência operacional;
  - Contribuir para o equilíbrio económico e financeiro de forma eficiente assegurando a monitorização regular da sua atividade e performance.

*In Manuais de procedimentos da ADPI, 2012*

### **1.2.1 - Recursos Humanos**

Os recursos humanos têm um papel fundamental na força de trabalho que desempenham na produção e utilização de serviços e o seu sucesso depende dessa organização de trabalho sobre a quantidade produzida e a combinação de competências, a distribuição, a formação e as condições de trabalho. (Dussault, G. *et al*, 2000).

Na ADPI existe um leque muito variado e multifacetado de profissionais de saúde detentores de vários saberes e competências que se divide estruturalmente, numa cadeia hierárquica, com uma Direção da área, constituída por uma Administradora Hospitalar, Médico Diretor e uma Técnica Coordenadora.

Os restantes recursos dividem-se em: Médicos Radiologistas e Neurorradiologistas e Médicos no Internato, Técnicos de Radiologia, Enfermeiros, Assistentes Técnicos e Assistentes Operacionais.

Todo o potencial destes recursos na organização é melhorado através da partilha de valores e de uma cultura de confiança e de responsabilização, a qual encoraja o envolvimento de todos.

A qualidade do serviço implica a interação dos diversos profissionais da organização, recebendo “inputs” para a execução do seu trabalho permitindo assim satisfazer as necessidades dos utentes.

O desenvolvimento neste contexto, permite aos profissionais de saúde desenvolver ao máximo as suas potencialidades pessoais e profissionais e serem reconhecidos por isso.

Relativamente aos recursos humanos a ADPI dispõe em 2013 de um total de profissionais divididos pelas categorias de médicos Radiologistas (58) e Neurorradiologistas (16), Médicos em formação no Internato Médico (21), Técnicos de Radiologia (137); Enfermeiros (20); Assistentes Técnicos (34) e Assistentes

Operacionais (80). Da categoria “Técnicos de Radiologia” no polo Hospital de D. Estefânia existem 21 elementos. (Gráfico 1)

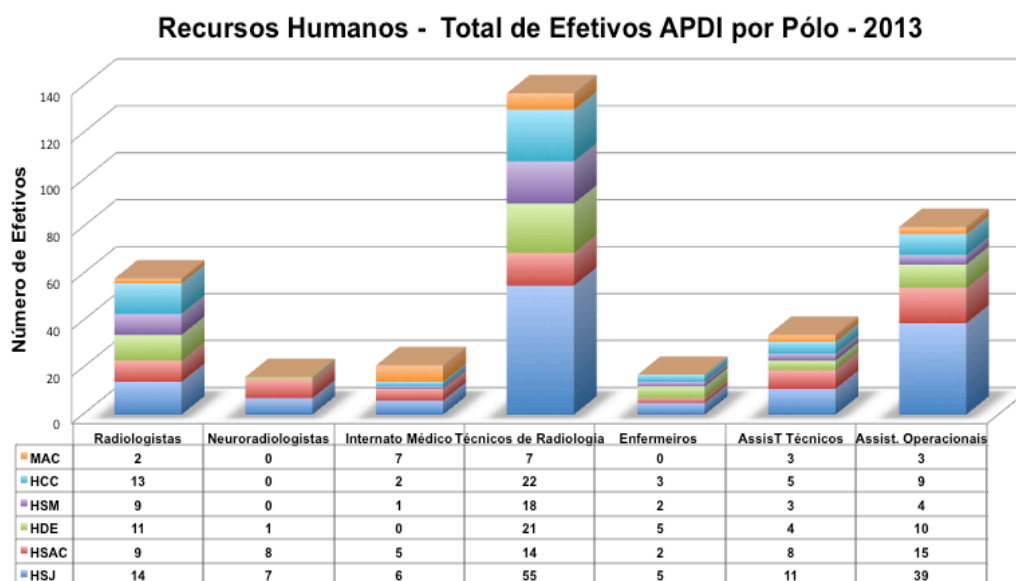


Gráfico 1 - Recursos humanos - Total de efetivos por polo ADPI no ano de 2013

Fonte: Plano de ação de 2013

## 1.2.2 - Recursos Tecnológicos

A imagiologia é das ciências médicas a que mais recorre e depende da evolução tecnológica, com um benefício inegável da imagem nas aplicações clínicas de diagnóstico e terapêutica. O desenvolvimento dos meios computacionais, o *design* dos equipamentos e todos os desenvolvimentos técnicos com a consequente preocupação de redução de doses, e por isso a adesão a melhores práticas, faz dos recursos tecnológicos existentes na área da APPI, o *Gold Standard*.

Na ADPI possui de um conjunto de equipamentos recentes e com tecnologia detentora de um *hardware* e *software* com meios computacionais, eficazes, que permitem aquisições de imagem para o esclarecimento das múltiplas patologias quer em termos de diagnóstico como de terapêutica, concebendo uma influência no papel da imagiologia com mudanças de ambiente de trabalho e de práticas. (Silva, C. 2009)

A Área de Diagnostico por Imagem é detentora de um vasto parque tecnológico que cobre importantes modalidades médicas dando resposta aos diferentes métodos

de imagem: Radiologia Convencional, Fluoroscopia, Osteodensitometria, Mamografia, Angiografia Digital, Tomografia Computorizada, Ressonância Magnética e Ecografia.

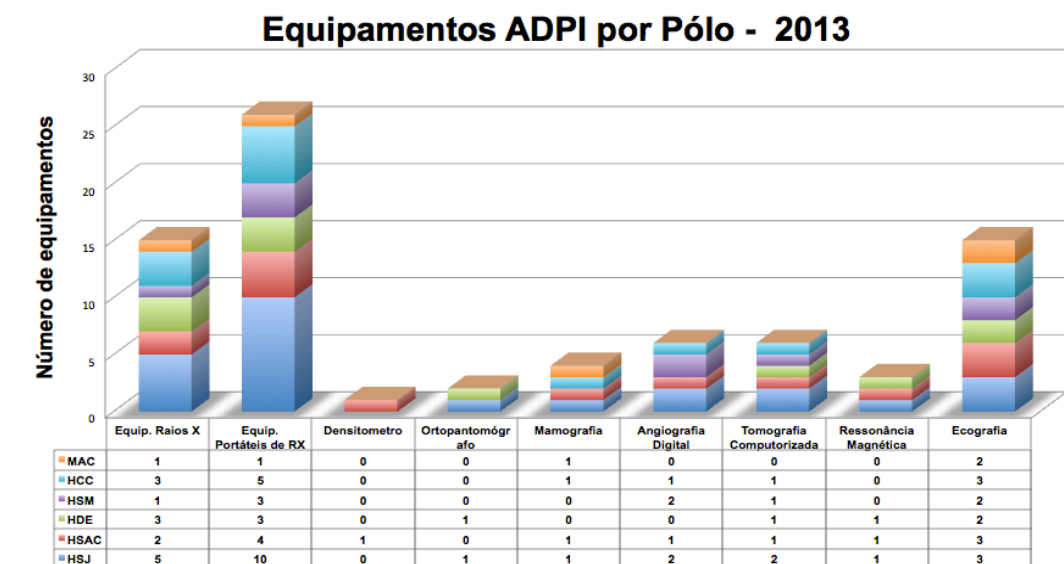


Gráfico 2 - Recursos Tecnológicos: Total de Equipamentos ADPI por Polo, ano 2013

Fonte: Plano de ação de 2013

### 1.2.3 - Produção/Estatística da ADPI no ano 2013

O processo produtivo, mais eficaz e eficiente, faz-se através da reformulação dos objetivos e produtos numa perspetiva integradora, através do redesenho do mercado, tendo sempre em conta o individuo.

A rentabilização dos equipamentos e a minimização de custos faz-se de acordo com a capacidade instalada, de profissionais qualificados, e de um ambiente organizacional onde os objetivos são claramente definidos.

A produção da ADPI está de acordo com as características e a área assistencial de cada unidade Hospitalar não refletindo a condicionante da dispersão geográfica. A mobilidade de profissionais entre Polos tem sido uma mais-valia para o bom funcionamento da Área colmatando lacunas nos recursos humanos, dando uma resposta célere e garantindo a melhor qualidade.

O core da ADPI baseia-se na utilização dos meios corretos para tratar apropriadamente, com a metodologia correta, a patologia em causa, de forma mais rápida, com técnica que melhor responde para o caso em particular, ao mais baixo custo, fazendo uma correta avaliação do rácio custo/benefício, e que, pelo seu resultado, permita ao doente viver melhor.

## Produção/Estatística da ADPI 2013

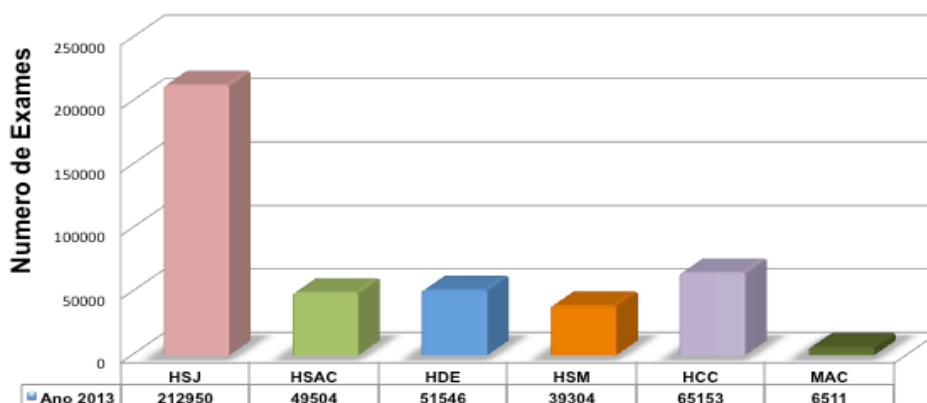


Gráfico 3 - Produção da ADPI por polo ano 2013

Fonte: Plano de ação de 2013

O número de exames de Tomografia computadorizada realizados na ADPI é representado no gráfico 4 sendo que a grande maioria é efetuada no hospital de S. José seguido do polo Hospital dos capuchos. Por se tratar duma população específica é o polo do Hospital de D. Estefânia que realiza menor número de exames de Tomografia Computorizada.

## Exames Tomografia Computorizada por Polo 2013

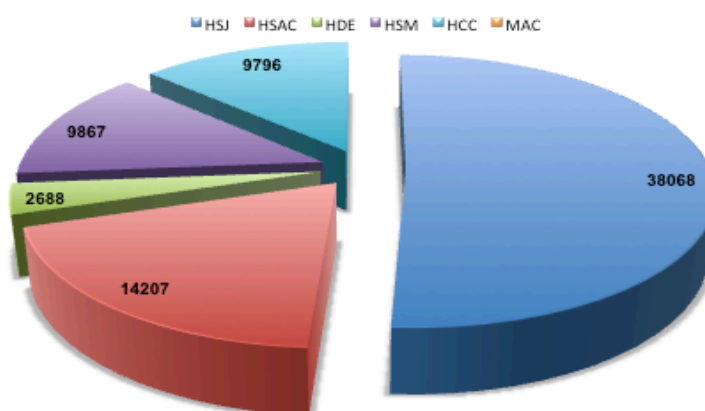


Gráfico 4 - Número total de exames de tomografia computadorizada por polo no ano 2013

---

## CAPITULO II - CARATERIZAÇÃO TECNOLÓGICA DA TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA

### 2.1 - Tomografia computadorizada - Definição e evolução histórica

A palavra tomografia surge na década de 20, quando alguns investigadores desenvolveram métodos de imagem de uma camada ou seção. Na época, termos como "radiografia da seção do corpo" e "estratigrafia" (a partir de estrato, o que significa "camada") eram usados para descrever a técnica.

*Grossman* em 1935 descreve a técnica da tomografia, do grego *tomos*, que significa "seção". Dois anos mais tarde, em 1937 *Watson*, técnico de radiologia inglês, desenvolveu outra técnica tomográfica, idealizando pela primeira vez um tomógrafo axial transversal em que as seções eram transversais (*Seeram, 2009*).

A Tomografia Computorizada (TC), é um dos métodos de imagem mais importantes do século XXI, aclamada como uma ferramenta de diagnóstico por imagem revolucionária na medicina, teve o seu início nos anos 70, onde se preconizou um aumento de informação diagnóstica comparada com a radiologia convencional originando imagens axiais muitas vezes referidas como imagens transaxiais porque se referem a secções planas, perpendiculares ao eixo longitudinal do paciente, detalhadas e livres de sobreposições, uma vez que mostra imagens digitais em corte transversal do corpo do doente.

O desenvolvimento da TC deve-se à tecnologia computacional através da qual se processa e reconstroem imagens a partir de projeções, com recurso a algoritmos especiais de reconstrução de imagem usando os dados de atenuação provenientes do paciente. Estes algoritmos, chamados "algoritmos de reconstrução", datam de 1917, altura em que *Radon* desenvolveu soluções matemáticas para a reconstrução de imagens a partir de um conjunto de dados de projeção (*Seeram, 2009*).

A aplicação prática na medicina da reconstrução de imagens a partir de projeções só seria encontrada na década de 60 através do trabalho de *Oldendorf*,

---

responsável pelo desenvolvimento da reconstrução computacional da imagem médica. *Kuhl* e *Edwards* estudaram problemas semelhantes na medicina nuclear. É em 1963, que o físico *Allan M. Cormack* desenvolveu o método para calcular a distribuição de radiação absorvida no corpo humano a partir de medidas de transmissão. Ele, postulou para as aplicações radiológicas, que seria possível mostrar pequenas diferenças de absorção, como estruturas de diferentes tecidos moles.

Não foi possível a *Cormack* colocar a sua teoria em prática e em 1972, engenheiro inglês *Goldfrey N. Hounsfield* implementou-a com sucesso sendo por isso reconhecido como o criador da tomografia computadorizada. Em 1979, *Hounsfield* e *Cormack* dividiram o prémio Nobel da Medicina como reconhecimento da importante invenção. (Paschoal, C. 2012)

O primeiro tomógrafo foi denominado *Electric and Musical Industries (EMI)*, nome da empresa onde *Hounsfield* trabalhava. O primeiro equipamento foi utilizado para estudar o cérebro e já permitia alguma diferenciação em termos de substância branca e cinzenta e calcificações. (Carvalho, A, 2007)

Inicialmente *Hounsfield* criou um protótipo com fonte de Amerício-241 que levou 150 horas a adquirir uma imagem, tempo que reduzia para nove horas quando utilizava uma ampola de RX.

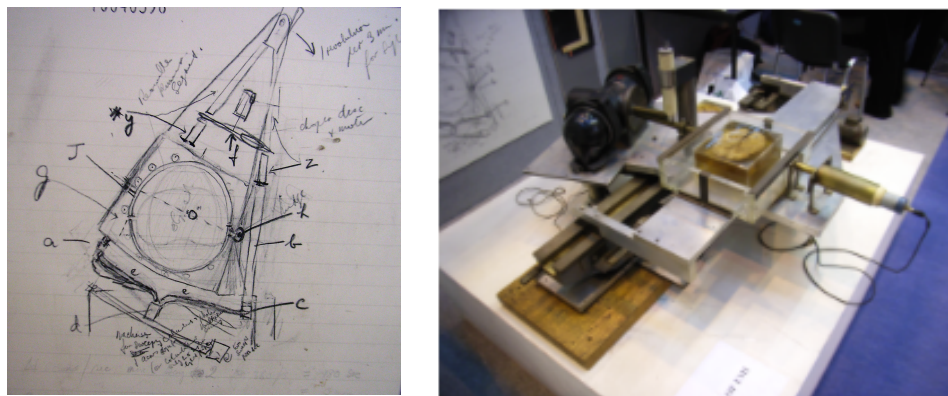


Figura 1 - Desenho esquemático do protótipo *Hounsfield* (esq.) e original projeto proposto pela EMI (dta.) Fonte: Seeram (2009)

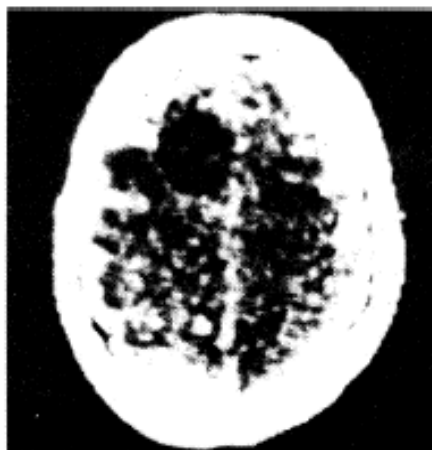


Figura 2 - Imagem da primeira TC crânio-encefálica realizada por Hounsfield

Apresenta-se na tabela 1 a evolução cronológica da tecnologia de equipamentos de Tomografia Computorizada.

Tabela 1 – Evolução histórica dos Equipamentos de Tomografia Computorizada

<b>1917</b>	<i>Radon</i> investiga as teorias de reconstrução; princípios básicos matemáticos
<b>1956</b>	<i>Bracewel</i> desenvolve as primeiras técnicas de reconstrução
<b>1961</b>	<i>Oldendorf</i> realiza investigação na reconstrução da imagem médica
<b>1963</b>	<i>Cormark e Kuhl</i> realizam investigações na reconstrução da imagem médica em medicina nuclear
<b>1967</b>	<i>Hounsfield e Ambrose</i> examinam pela 1ª vez uma peça anatómica
<b>1971</b>	É instalado o 1º protótipo TC
<b>1974</b>	Instala-se o 1º Equipamento de TC de Corpo Inteiro

---

Em 1974, *Robert Ledley*, professor de radiologia, fisiologia e biofísica da Universidade de Georgetown desenvolveu o primeiro equipamento de tomografia computadorizada de corpo inteiro. Este foi um passo importante na história da TC.

Os equipamentos então utilizados tinham tempos muito longos de aquisição uma vez que o sistema era por cabos, corte a corte, incrementalmente ou sequencialmente.

Posteriormente, o desafio foi aumentar a velocidade e o volume de cobertura sem comprometer a qualidade de imagem. *Willis Kalender*, físico alemão, introduziu a ideia de movimento contínuo da mesa e paciente, no entanto só nos anos 80 foram implementadas estas melhorias e no final desta década foi introduzida, pela primeira vez, a TC Helicoidal, onde os cabos deram lugar aos *slip rings*.

Em 1998, na reunião anual em Chicago (RSNA) uma nova geração de equipamentos de TC foi introduzida - Os *Multi Detector Computerized Tomography* (MDCT), cujo funcionamento tem por base o recurso de tecnologia com múltiplos detetores, aumentando assim a velocidade de volume de cobertura em comparação com SSCT, permitindo melhor resolução temporal, melhor resolução espacial, maior cobertura anatômica, melhoria da relação sinal/ruído, melhor processamento da imagem e reconstrução retrospectiva sem necessidade de aquisições adicionais.

## 2.2 - Componentes de um Equipamento de TC

A estrutura geral de um equipamento de TC pode ser dividida em 3 elementos principais:

Os 3 sistemas estão colocados em diferentes locais. (Figura 3)

- Sistema de imagem colocado na *Gantry* – Sistema de aquisição e transferência de dados
- Sistema de computadores colocado na sala de computadores – Sistema de Computação
- Sistema de visualização, armazenamento e gravação na sala do operador - Sistema de reconstrução de imagem

### 1 - O sistema de aquisição e transferência de dados

O sistema de aquisição e transferência de dados engloba:

---

- *Gantry* – é uma estrutura que envolve o paciente num plano vertical com um sistema rotativo onde todos os componentes são colocados à sua volta. Durante a aquisição do exame o paciente vs mesa deslocam-se dentro desta abertura. Da sua estrutura fazem parte a ampola de raios-X (com emissão da radiação x), os detetores (recolhem as informações relativas à estrutura anatómica), os sistemas de colimação cujos colimadores primários determinam a espessura de corte e os colimadores secundários junto ao detetor, eliminam a radiação difusa proveniente do paciente, o sistema de filtração, sistema de arrefecimento e a fonte de energia para a ampola, o gerador de alta tensão, a rotação dos detetores, os anéis deslizantes (*Slip rings*) e o sistema de aquisição de dados. Permite fazer angulações de  $\pm 30^\circ$ , possuindo igualmente um conjunto de luzes de laser para o posicionamento do paciente. O diâmetro da sua abertura varia entre os 70 os e 90cm.

- *Mesa do paciente* – constitui uma plataforma ou local onde o paciente é posicionado conferindo conforto e segurança e se move dentro da *Gantry* ao longo do eixo Z. É feita habitualmente de fibra de carbono, tem um mecanismo elétrico que permite movimentos horizontais e verticais.

- *Unidade de distribuição de energia* – para fornecer energia à *Gantry*, mesa do paciente e sistema de computação existe um dispositivo elétrico. Esta unidade é independente e está geralmente na mesma sala da *Gantry* e mesa.

- *Unidade de transferência de dados* – *Analog to Digital Converters (ADCs)* unidade que está junto aos detetores e tem a função de converter o sinal elétrico recebido nos detetores em sinal digital, enviando-o para o computador.

**2 - O sistema de computação** - consiste numa unidade central de processamento e controlo (CPU/RAM) com instalação de vários processadores de vários computadores numa sala separada.

Com este sistema de computadorização, e através do operador (técnico), controla o processo de aquisição do exame, introduzindo os dados do paciente, selecionando os parâmetros de aquisição da imagem e processamento e armazenamento e gravação quando necessária da informação dada pelo sistema de aquisição de dados para posterior visualização e tratamento de imagem.

Um número significativo dos atuais equipamentos de TC possui um *software* integrado que emite no final do exame, os valores de dose de radiação a que o paciente esteve exposto.

**3 - O sistema de reconstrução de imagem** - a informação dos dados recebidos é transmitido em formato digital. Estes dados recolhidos são depois corrigidos usando algoritmos de reconstrução e mais tarde gravados em CD ou DVD. Geralmente, todos os dados do exame são arquivados no sistema interno da instituição designado por *Picture Archiving and Communication System (PACS)*.

Pode ainda existir uma segunda estação de trabalho, para a edição e pós-processamento das imagens, onde também é possível analisar e rever exames anteriores sem interferir com a aquisição que esteja a ser feita no momento. (Figura 4)

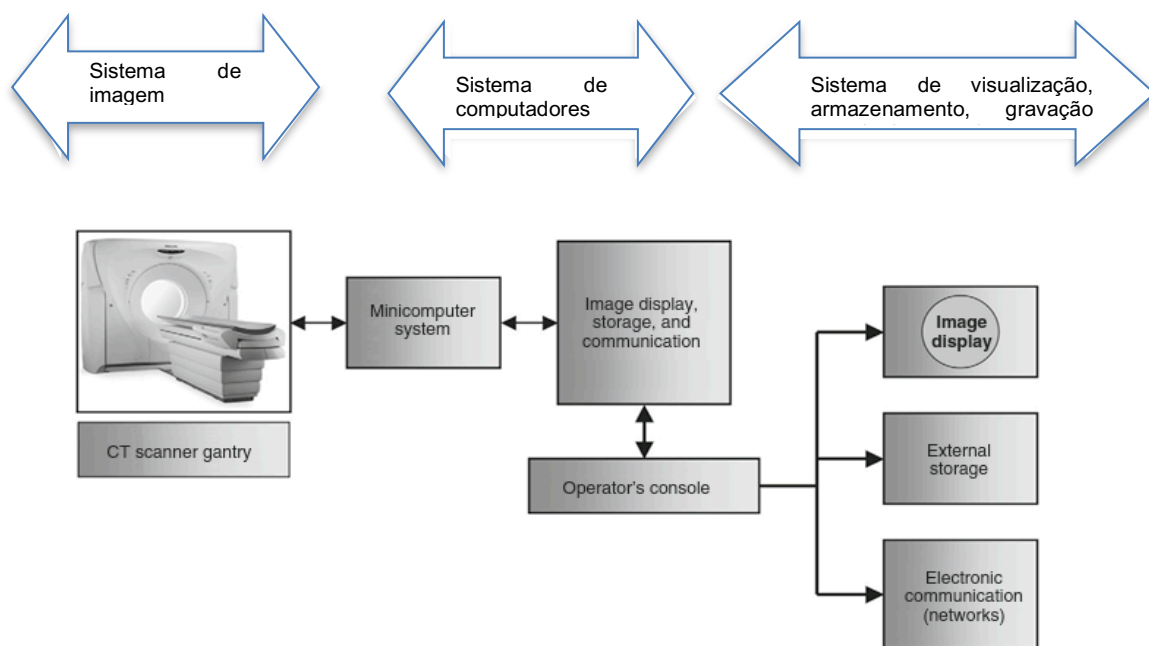


Figura 3 - Configuração básica do equipamento de TC, mostrando os principais componentes técnicos.

Fonte: Seeram (2009)

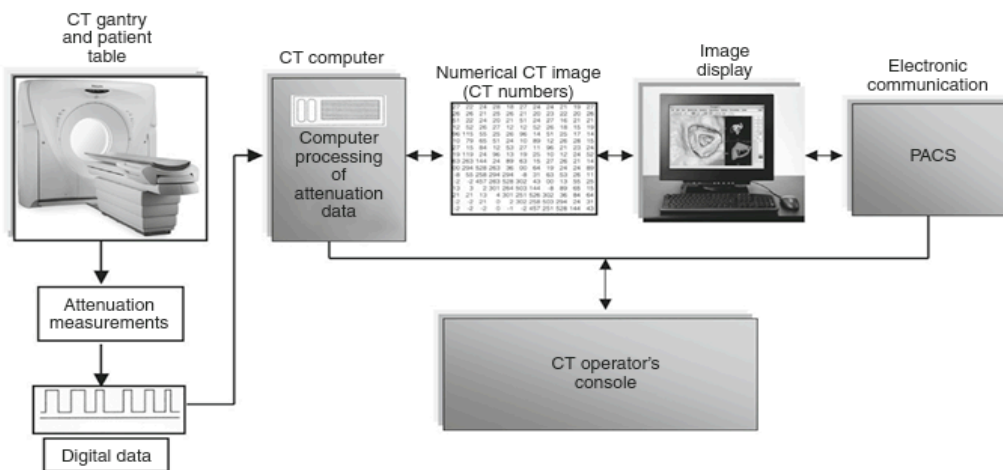


Figura 4 - Componentes de um equipamento de TC

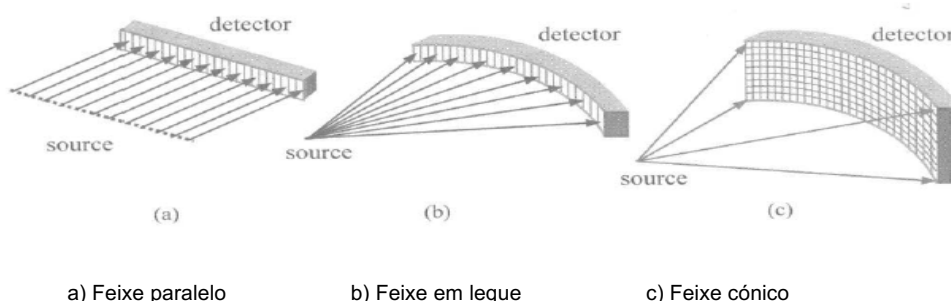
Fonte: Seeram (2009)

## 2.3 - As gerações da Tomografia Computorizada

Desde os primeiros equipamentos comercializados nos finais dos anos 70, houve uma evolução de diversas gerações e tipos de equipamentos de TC, que basicamente se distinguem pelo número e organização dos detetores, do feixe de raios-x, e pelo movimento da ampola e detetores.

A evolução do movimento da ampola e detetores fez-se à custa de sistemas de translação/rotação, rotação/rotação, rotação/estacionário.

Os feixes na sua configuração passaram de tipo lápis, feixe em leque e feixe cónico. (Figura 5)



a) Feixe paralelo

b) Feixe em leque

c) Feixe cónico

Figura 5 - Tipos de projeções do feixe de Radiação X segundo a fonte emissora

Fonte: Hsieh (2003)

## 1ª e 2ª Gerações – 1972/1976

Na 1ª geração de Tomógrafos a ampola de RX emitia um feixe paralelo em forma lápis e no lado oposto só existia um único detetor. O conjunto efetuava um movimento de translação para varrer o plano de lado a lado do paciente, e de seguida realizava uma volta repetindo de seguida a translação, tendo assim um movimento rotação – translação. Um movimento de rotação de 1º giro, seguido de um movimento de translação da ampola e detetor era repetido sucessivamente até percorrer um arco de 180º e as projeções eram ortogonais.

As espessuras do corte eram de 8/13 mm e demorava 30 minutos para adquirir cada corte. A matriz era de 80x80 pixéis.

Na segunda geração no lado oposto da ampola de RX, com feixe divergente, em vez de uma, existem várias filas de detetores (5 a 10), com o qual a cobertura de translação se podia efetuar mais rapidamente, mantendo-se o movimento de rotação – translação.

A Amplitude do movimento de rotação era 10º, aumentando o número de projeções e reduzindo o tempo de aquisição (6-20s). As projeções não eram ortogonais.

O tempo de corte normal era, nomeadamente no crânio, muito grande e por isso a sua utilização era reduzida devido à impossibilidade de imobilização prolongada. (Figura 6)

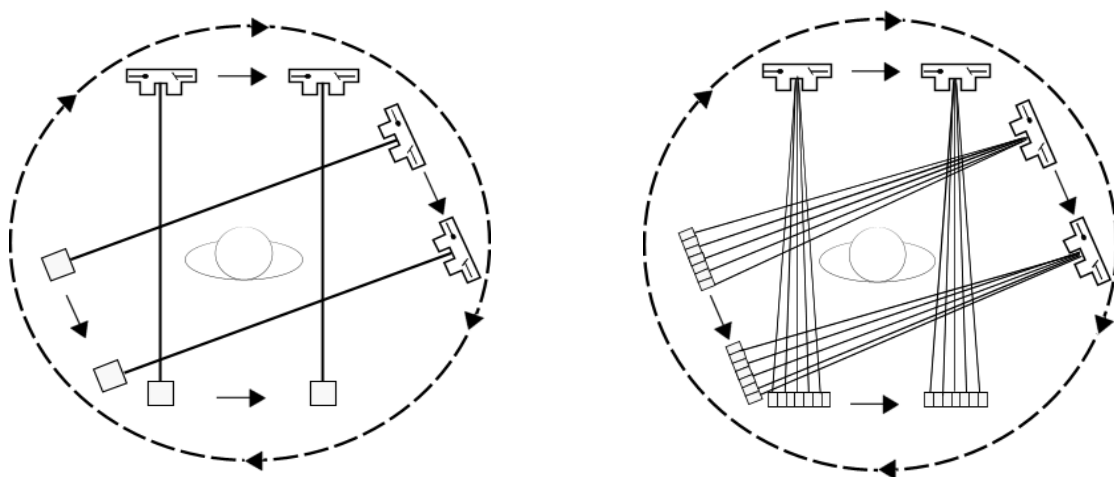


Figura 6 - Esquemas representativos das configurações dos Tomógrafos de 1ª e 2ª geração

Fonte: [https://it.wikipedia.org/wiki/Tomografia\\_computerizzata](https://it.wikipedia.org/wiki/Tomografia_computerizzata)

## 2ª e 3ª Geração - 1978/1986

Na terceira geração na qual se baseiam os equipamentos helicoidais atuais, a ampola de RX emite um feixe divergente ou em leque que cobre praticamente todo o paciente e todo o FOV, e incide sobre um arco de múltiplos detetores (500 – 1000).

Há eliminação do movimento de translação e passa-se a ter um movimento Rotação – Rotação, isto é, um movimento de rotação do conjunto Ampola/ detetores sincronizada à volta do doente (360°).

O conjunto de ampola-detetores gira sincronicamente ao redor de um eixo que de maneira ideal, deve coincidir com o eixo longitudinal do paciente (eixo dos Z).

Os primeiros modelos desta geração possuíam cabos de alimentação da fonte e de transmissão dos sinais obtidos pelos detetores, obrigando a alternar o sistema fonte/detector no sentido horário e anti-horário. (Figura 7 esq.)

Em 1987 introduz-se a tecnologia *slip ring* (anéis de contacto deslizantes), e os tempos de corte diminuem para 1 – 9 s, a matriz é 512 x 512, apresentando a desvantagem dos artefactos em anel.

Nos equipamentos de quarta geração com uma da ampola de RX com um feixe divergente ou em leque, temos detetores estacionários (4000 elementos) dispostos em círculo à volta da *Gantry*, com sistema contínuo de rotação de 360° da ampola, o movimento é de Rotação – Estacionário, com tempo de corte 1-3s, reconstrução da imagem 2-10s com a espessura mínima de 1mm e as matrizes utilizadas são 512x512 e 1024x1024 pixéis. (Figura 7 dta.)

Um dos inconvenientes dos equipamentos de quarta geração era a baixa eficiência dos detetores.

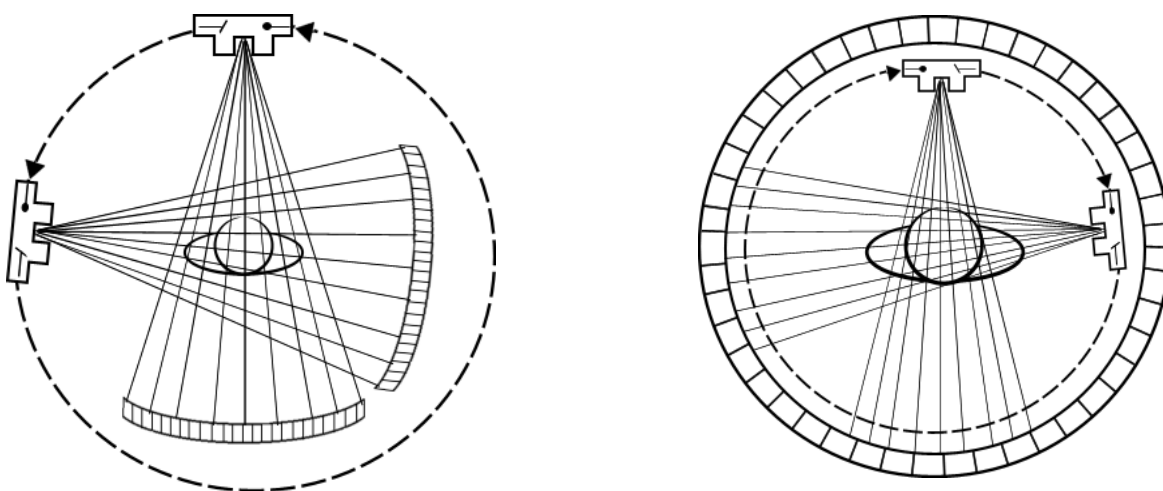


Figura 7 - Esquema das configurações dos Tomógrafos de 3ª e 4ª geração

Fonte: [https://it.wikipedia.org/wiki/Tomografia\\_computerizzata](https://it.wikipedia.org/wiki/Tomografia_computerizzata)

## 5ª Geração – Década de 80

### *Dynamic Spatial Reconstuctor - DSR*

Em 1975, desenhou-se e instalou-se um equipamento especialmente dedicado a estudos cardiovasculares denominado *Dynamic Spatial Reconstuctor- DSR*

Era um dispositivo baseado na técnica de tomografia computadorizada. Foi concebido para investigar alguns problemas inerentes às técnicas de diagnóstico por imagem, e para permitir os estudos quantitativos de estrutura e função cardiovascular. Permite a aquisição de dados volumétricos (geometria de feixe cónico) e inclui um conjunto de 14 focos de RX colocados em semicírculo onde no lado oposto existe um detetor planar composto por um écran fluorescente semicircular. No écran fluorescente as imagens projetadas são recebidas por 14 dispositivos de intensificadores de imagens sendo gravadas. Um varrimento completo permite a aquisição de 240 planos contíguos de 0,9 mm de espessura em 1/60 segundos e podem ser repetidos 60 vezes por segundo.

Os dados obtidos permitem a visualização em modo cine e todo o sistema de aquisição das projeções pode rodar (15 rpm) em torno do objeto.

O movimento mecânico, combinado com o varrimento electrónico, permite a aquisição de projeções numa gama angular completa, melhorando a qualidade das imagens seccionais no que se refere à resolução espacial e de contraste, em detrimento da resolução temporal. (Figura 8)

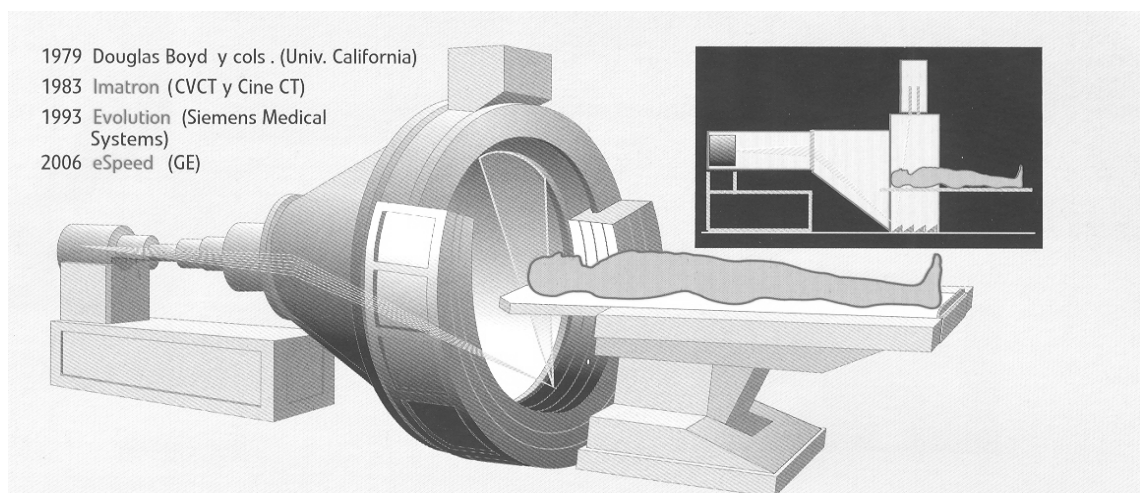


Figura 8 - Esquema da configuração de *Dynamic Spatial Reconstuctor*

Fonte: Francesco (2009)

### **EBT - *Electron Beam CT***

Desenhado em 1979 e comercializado pela GE, este equipamento foi introduzido pela *Imatron* e é igual ao DSR onde não existem componentes mecânicos no movimento, ou seja há uma eliminação das partes móveis.

Os tomógrafos de feixe de eletrões (cone beam) - *Electron Beam CT*- (EBCT) são muito rápidos com tempos de varrimentos de 50 ms, com igual utilização nos estudos cardíacos.

Os componentes básicos do sistema são constituídos por um emissor de feixe de eletrões, um deflector do feixe e uma série de arcos de tungstênio (4 de 210°).

O feixe de eletrões é focalizado para anéis de tungstênio que atuam como ânodo.

A fonte de Raios-x é constituída por quatro pares de alvos semi - circulares em tungstênio formando um arco de 210° que abrange o lado inferior. (Figura 9)

Um feixe de eletrões de elevada intensidade é defletido magneticamente de forma a varrer um alvo semicircular de cada vez, produzindo um feixe de Raios-x que irradia uma secção do corpo do doente.

No lado oposto aos alvos semicirculares situam-se os detetores dispostos em dois arcos paralelos de 216°.

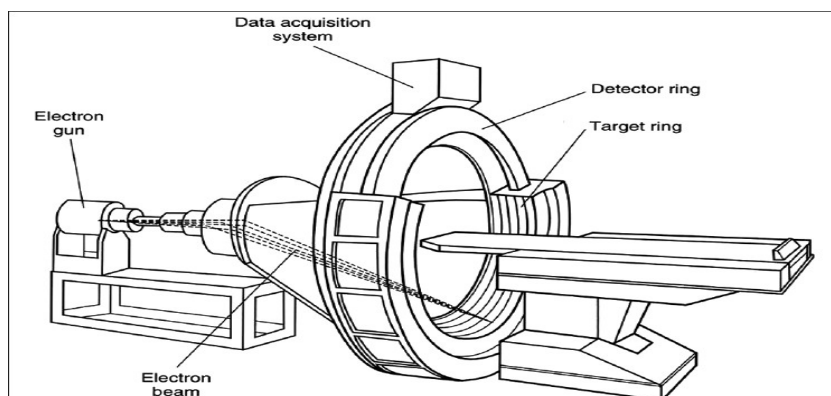


Figura 9 - Esquema da configuração de um Tomógrafo de 5ª geração - Electron Beam CT

Fonte: Francesco,(2009)

## 6ª Geração – 1989 – TC HELICOIDAL

Caracteriza-se por sistemas de rotação contínua com aquisição helicoidal, espiral ou volumétrica. Baseiam-se na TC de 3ª geração, com rotação da fonte (ampola) e detetores que giram continuamente em torno do paciente enquanto a mesa progride em movimento de translação, de forma contínua, adquirindo-se todos os planos programados na zona a estudar.

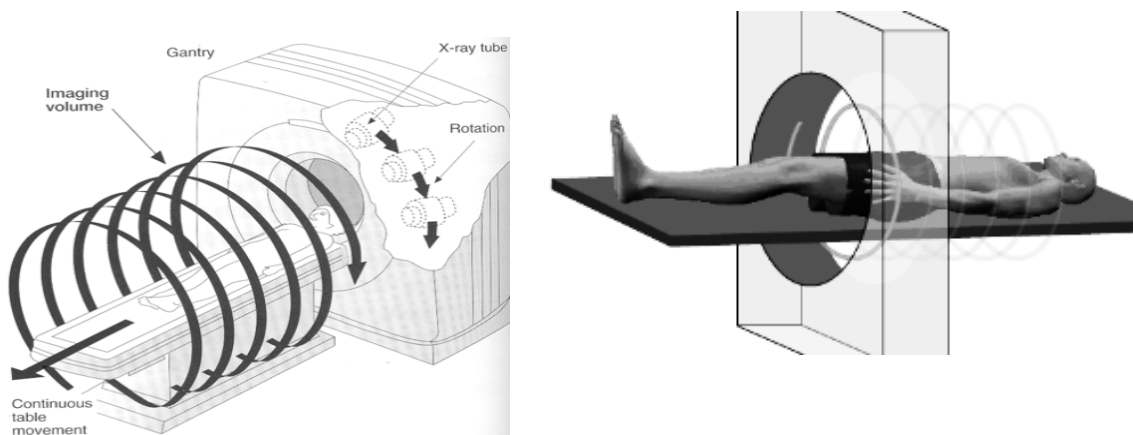


Figura 10 - Esquema da configuração de 6ª geração

Fonte: Prokop (2003)

Adquire-se um volume e não os planos diretamente como acontecia na TC sequencial com a tecnologia de anéis deslizantes (*Slip Rings*), e o tempo de corte ou aquisição é de 0,75 -1,5 s.

É introduzido um novo parâmetro o “*Pitch*” sendo a definição deste elemento:

*Pitch* = Incremento da mesa (durante a rotação do sistema ampola/detetores (360°) /Espessura de Corte.

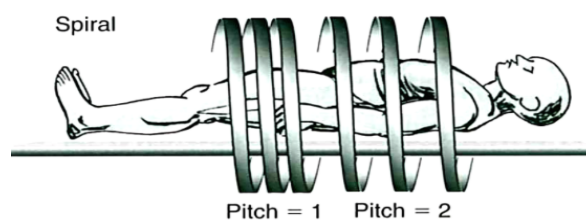


Figura 11 – *Pitch*

Fonte: Prokop (2003)

---

Na TC helicoidal a reconstrução da imagem é instantânea e os planos axiais são reconstruídos secundariamente por interpolação, a partir do volume adquirido, permitindo reconstrução de imagens em qualquer plano, contido na totalidade do volume adquirido com maior complexidade com interpolação algorítmica.

Permite obtenção de reconstruções multiplanares, i.e. reconstruções de planos em todas as direções e conseqüentemente imagens tridimensionais de alta qualidade, no entanto há um aumento do ruído. (Figuras 10 e 11)

### **7ª Geração – 1998 – sistemas Multidetetores ou TC Multicorte**

Esta tecnologia providenciou um ganho na *performance* reduzindo o tempo da aquisição, diminuindo substancialmente a colimação e aumentando a área a examinar

A definição dos equipamentos helicoidais multicorte (TCHMC) é definida pelo desenho dos detetores e quantas mais filas de detetores maior é a possibilidade de efetuar maior número de cortes. (Figura 12)

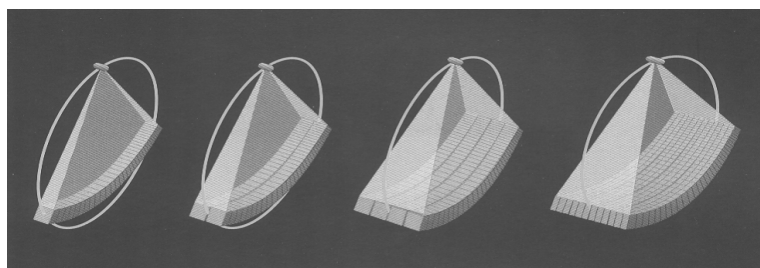


Figura 12 - Geometria dos detetores

Fonte: COVIDIEN

Há que distinguir o número de filas de detetores, o número de canais (DAS) e o número de planos, havendo equipamentos que tem mais filas de detetores que número de canais e de cortes possíveis.

Os TCHMC permitem então efetuar diversos cortes em simultâneo, numa única rotação usando múltiplos detetores muito próximos entre si (em forma de matriz) segundo a direção do z.

Baseiam-se na TC de 3ª geração onde existe uma rotação sincronizada da ampola e detetores com avanço da mesa.

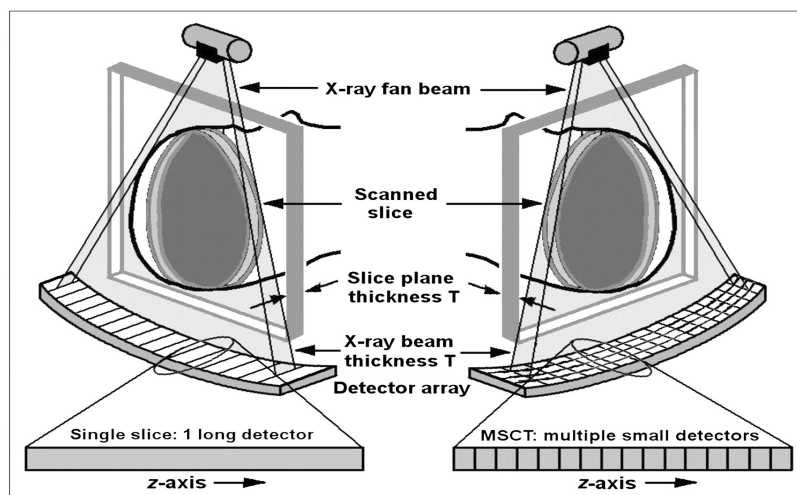


Figura 13 - Single e Multislice

Fonte: Goldman (2008)

O número de cortes e a sua espessura variam com a colimação do feixe de raios x e da comutação dos canais levando à combinação das filas de detetores.

A evolução destes sistemas realizou-se muito rapidamente sendo que os primeiros apenas dispunham de 2 linhas de detetores permitindo a aquisição simultânea de 2 cortes. Seguidamente foram aparecendo sistemas para a aquisição simultânea de 4, 8, 16 ou mais cortes. Com o aumentar do número de planos, as configurações dos detetores mantiveram-se semelhantes mas com um número mais elevado de linhas de detetores.

O número real de filas de detetores é superior ao número de filas de detetores ativos, permitindo assim ajustar convenientemente a colimação ao protocolo que se pretende efetuar. Este ajuste da colimação é conseguido pelo facto de se poder somar os sinais de detetores justapostos, fazendo com que o sinal obtido pareça que venha de um só elemento de deteção, permitindo assim obter cortes de espessura variável. (Figura 13)

A geometria pode ser:

- *Matricial/fixa* - constituída por elementos de deteção todos do mesmo tamanho. Esta configuração permite a adaptação do sistema à aquisição de um maior número de planos por rotação. (Figura 14)

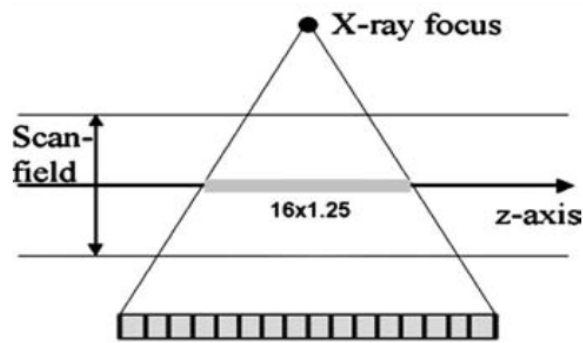


Figura 14 - Matriz fixa

Fonte: Flohr (2007)

- *Adaptativa, assimétrica ou anisotrópica* - os elementos de detecção têm largura variável. Os elementos de detetores aumentam em comprimento com a distância ao longo do Z a partir do centro e nos dois sentidos. Este tipo de configuração permite uma maior eficiência, uma vez que dispõe de menos elementos possibilitando um menor número de espaços mortos entre os detetores. (Figura 15)

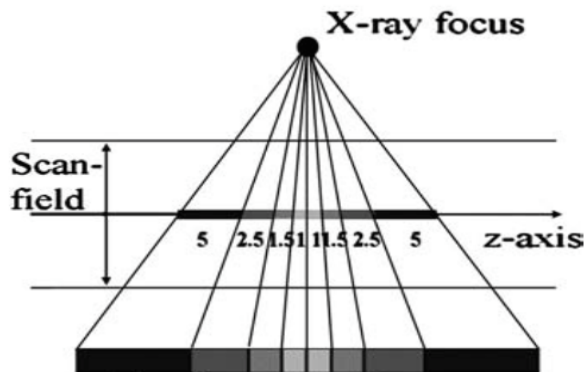


Figura 15 - Matriz Adaptativa

Fonte: Flohr (2007)

- *Mista/híbrida* - constituída por elementos iguais com a exceção de alguns elementos centrais de menores dimensões. (Figura 16)

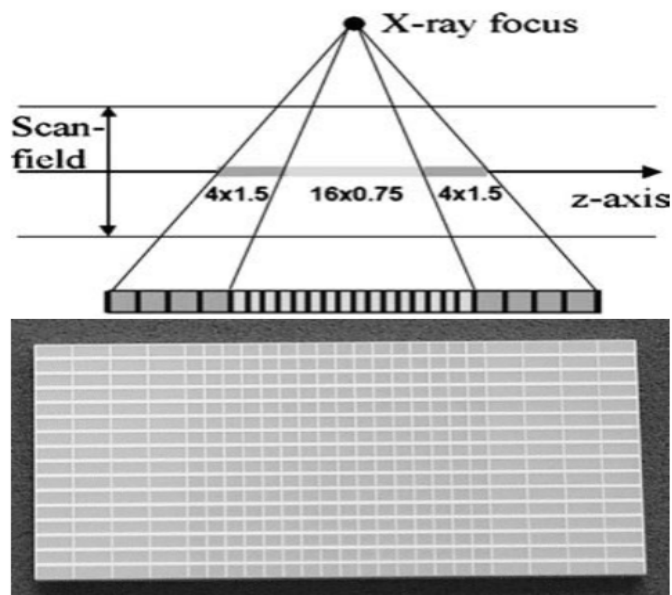


Figura 16 - Matriz Mista/Híbrida

Fonte: Flohr (2007)

São várias as adotadas pelas diferentes marcas existentes no mercado.

### **8ª Geração – Dual Source**

Possui duas ampolas e dois detetores que giram sincronizados tendo um campo de medição diferente em cada ampola e proporciona uma maior resolução temporal.

Tem um FOV diferente para cada ampola e um arco de detetores correspondente. Utiliza dupla energia uma vez que a cada ampola é aplicada uma diferente tensão.

Conhecendo os espectros de cada substância, podem-se caracterizar diferentes tecidos que possuem distinto número atômico, como o cálcio do osso ou o iodo do meio de contraste. (Figuras 17 e 18)

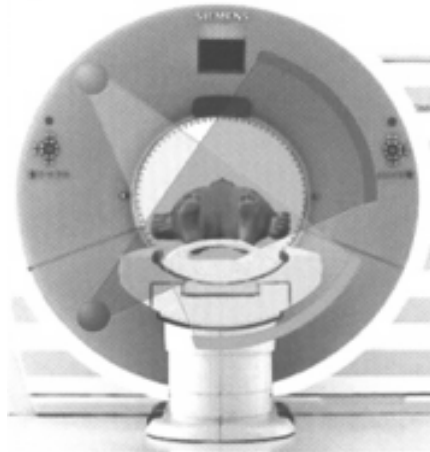


Figura 17 - Esquema de funcionamento de um equipamento *Dual Source*

Fonte: COVIDIEN

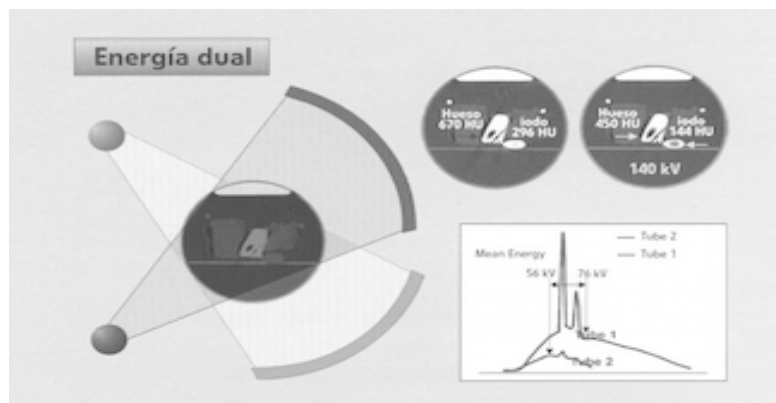


Figura 18 - Emissão de kilovoltagem de 80KV e 140 KV

Fonte: COVIDIEN

## 2.2 – Parque tecnológico de equipamentos de TC na ADPI

A tecnologia *Multislice* ganhou rapidamente uma aceitação pela comunidade radiológica, com um crescimento exponencial do número de equipamentos instalados.

Em 1974, tinham sido instalados apenas 60 Tomógrafos em todo o mundo; em 1980, após a comercialização do primeiro tomógrafo destinado à análise do corpo inteiro (em 1976), já se contavam cerca de 10 000 instalações e no ano de 2000 cerca

de 30 000. Em Portugal, contavam-se apenas 45 equipamentos de TC instalados em 1990 e 291 em 2011, correspondendo a 28 equipamentos por milhão de habitantes. (Teles, P. 2012)

O parque tecnológico de Tomografia Computorizada é principalmente formado por um conjunto de equipamentos *multislice*, de diferentes tipologias, onde são contempladas varias marcas como a *General Electric*, *Philips* e *Siemens*, com aquisição e instalação maioritariamente nos anos de 2004, 2006, 2009 e 2011.

Tabela 2 - Equipamentos instalados na ADPI

<b>Marca</b>	<b>Hospital</b>	<b>Instalação</b>
<b>GE Brightspeed 16 Elite</b>	Hospital S. José	Março 2009
<b>GE Lightspeed VCT 64</b>	Hospital S. José	Fevereiro 2011
<b>GE Lightspeed VCT 64</b>	Hosp. S. Ant <sup>o</sup> . Capuchos	Junho 2011
<b>GE Lightspeed VCT 64</b>	Hospital Santa Marta	Julho 2011
<b>Siemens Emotion 6</b>	Hospital D. Estefânia	Junho2006/Setembro 2011
<b>Philips Brilliance CT 6</b>	Hospital Curry Cabral	2004

### **2.3 – Variáveis tecnológicas do modelo de equipamento**

Apresentam-se de seguida as principais características do equipamento de Tomografia Computorizada *Siemens Emotion 6*, onde o estudo foi realizado, no que respeita ao sistema de aquisição e transferência de dados. (Tabela 3)

Tabela 3 - variáveis tecnológicas de equipamento Siemens *Emotion 6*

Ampola de RX	
Tipo	Siemens Dura 422 MV
Tamanho do ponto focal de acordo com IEC 60 336	0,8 x 0,5 mm / 7 ° 0,8 x 0,7 mm / 7 °
Configuração do ponto focal de pequeno para grande	Seleção Automática dependente dos protocolos
Filtração total no eixo central mm Al equivalente	6,3 (140 KV)
Capacidade de calor do ânodo (MHU)	5
Taxa Máxima de arrefecimento do ânodo (KHU/min)	810
Método de arrefecimento	Ar e Óleo
Tempos de garantia do Tubo	200.000 Scans segundo 330.000@0,6s
Gerador	
Tipo	Alta frequência
Localização	Conjunto rotativo
Potência (KW)	50
Configuração KV disponíveis	80,110,130
Gama mA	20-345
Max. mA permitido para cada kV	80KV 345mA 110KV 345mA 130KV 345mA
Gantry	
Geração	3ª Geração
<i>Slipring</i>	Baixa voltagem
Abertura (cm)	70 cm
FOV (cm)	50 (70 Opcional)
Angulação	±30
Tipo de Luzes	Laser
Largura <i>slice</i> para aquisição incremental	1,2,3,4,6,9,10,12,18
Precisão da posição das luzes	±1
Tempo de rotação	0,8s; 1s; 1,5s
Sistema de Detecção	
Tipo de detetor	Estado sólido (Cerâmico ultra rápido)
Número de detetores por linha	736 (1472 canais)
Elementos	11776
Número de linhas de detetores	16
Número de elementos ao longo do eixo Z	16
Comprimento efetivo de cada elemento ao isocentro (mm)	8x0,5; 4x11; 2x2; 3x3
Comprimento total efetivo do detetor ao isocentro (mm)	18
Mesa do Paciente	
Carga Máxima da mesa	200Kg
Velocidade da mesa	1-100 mm/s
Nível Vertical da mesa	45-83 cm
Nível de aquisição horizontal	1530 mm
Material da Mesa	Fibra Carbono

---

---

## **CAPITULO III - DESEMPENHO DA TECNOLOGIA, QUALIDADE DE IMAGEM E PRÁTICA RADIOLÓGICA**

### **3.1 - Perspectiva sobre os riscos da radiação**

Os efeitos da exposição à radiação pelos tecidos biológicos dependem não só do tipo de radiação como do tempo de exposição e de que forma (única / fracionada) a que se foi exposto.

Em função da dose e da forma de resposta podemos classificar os efeitos como efeitos estocásticos, que são aleatórios, assumindo-se que existe sempre a probabilidade de ocorrerem, mesmo para pequenas doses de radiação. A probabilidade de ocorrerem é proporcional à dose de radiação e não existe um limiar de dose abaixo do qual não se desencadeiam efeitos da radiação. O cancro radio-induzido é um exemplo de um efeito estocástico.

Efeitos determinísticos são aqueles cuja severidade aumenta com o aumento da dose, usualmente acima de um limiar (*Threshold*). São exemplos de efeitos determinísticos os eritemas e as queimaduras na pele.

### **3.2 - Responsabilização pela gestão da dose cedida ao paciente**

A responsabilidade pela gestão da dose dada ao paciente é referenciada pelo ICRP “ *Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT)* ”, na aplicação dos princípios da proteção radiológica: justificação, otimização e limitação.

O princípio da justificação menciona que nenhuma prática ou fonte de exposição deve ser autorizada se não produzir benefício suficiente para o indivíduo exposto ou para a sociedade face ao detrimento potencialmente provocado. É uma ferramenta

---

poderosa de proteção contra as radiações, mas que por falta de informação, muitas vezes não é passível de ser alcançado, realizando-se muitos exames de TC.

Em contrapartida, a otimização, tem recebido uma grande atenção e há uma considerável quantidade de informações disponíveis na literatura sobre a magnitude da redução da dose que pode ser alcançada através de ações de otimização, com aplicação do princípio ALARA.

Neste mesmo relatório o ICRP defende que o sistema de limitação de dose deve ser aplicado a exposições ocupacionais, com determinação dos limites de dose adequados. Quando os pacientes estão em causa, não existem limites de dose.

### **3.3- Níveis de Referência de Diagnóstico**

Em 1990 no Reino Unido, foi introduzido o conceito de “Níveis de Referência de Diagnóstico” (NRD) para exames de Radiologia pelo *Royal College of Radiologists* (RCR) e pelo *Nacional Radiological Protection Board* (NRPB) e em 1996 com maior detalhe pela ICRP.

“Nível de referência de Diagnóstico” é definido pela *International Commission on Radiological Protection* (ICRP), como:

*“ Uma forma de nível de investigação, aplicado a uma quantidade facilmente mensurável, normalmente, a dose absorvida no ar, ou material de tecido equivalente à superfície de um simples fantoma ou de uma paciente representativa”.*

*(In ICRP, 1996)*

A ICRP recomenda o estabelecimento de níveis de referência de diagnóstico como uma ferramenta para otimizar a dose de radiação nos pacientes no decurso de procedimentos diagnósticos e / ou terapêuticos.

O Conselho da União Europeia define NRD como os níveis de dose da prática médica de radiodiagnóstico ou, no caso de produtos radiofármacos, os níveis de atividade para exames típicos em grupos de pacientes de tamanho padrão ou em fantasmas - padrão para tipos de equipamento de definição alargada. Estes níveis não devem ser ultrapassados nos procedimentos habituais quando as boas práticas correntes relativas ao diagnóstico e técnicas, são aplicadas.

*(in European Commission: Luxemburg, 1997)*

O objetivo de um nível de referência de diagnóstico é ajudar a evitar doses excessivas de radiação para o paciente as quais não contribuem para uma informação clínica e que não tenham utilidade adicional para imagens médicas.

---

Os níveis de referência de diagnóstico (NRD) são usados como níveis de investigação, como uma ferramenta de garantia da qualidade, a título consultivo e não como um limite de dose.

A aplicação de um LRF é para uma instalação de imagiologia local no intuito de estabelecer uma dose de referência para os protocolos mais comuns de forma a ser possível fazer uma comparação interna e externa.

Os NRD podem ser igualmente utilizados a nível internacional, para comparação de valores dosimétricos.

A aplicação dos DRLs, no seu conjunto são um processo de otimização que ajuda a reduzir a dose no paciente e o risco da radiação, tendo em conta que esta é cumulativa.

Um nível de referência de diagnóstico pode ser utilizado para:

- Melhorar as distribuições locais, regionais ou nacionais de doses em imagiologia médica, reduzindo a frequência de valores injustificados de doses altas ou baixas;
- Promover uma faixa mais estreita de doses que representam boas práticas para um procedimento mais específico de imagens médicas;
- Promover uma faixa ótima de doses para um protocolo de imagem médica específica;
- Fornecer uma métrica comum de dose para a comparação entre as instalações, protocolos e modalidades;
- Avaliar o impacto dose na introdução de novos protocolos;
- Proporcionar o cumprimento de requisitos estatais e entidades reguladoras competentes.

É necessária uma intervenção quando as doses observadas estão claramente fora do nível de referência de diagnóstico para aquele grupo, com revisão local apropriada e clinicamente justificado. No entanto, se necessário, esta dose elevada com justificação clínica deve ser uma exceção e não a regra em vários NRD.

Níveis de referência de diagnóstico (NRD) são particularmente úteis em áreas onde uma redução da dose individual ou coletiva pode ser consideravelmente conseguida, especialmente para exames de alta dosagem, como tomografia computadorizada e procedimentos de fluoroscopia. (*European ALARA Network, 2007*)

Na prática, NRD são o percentil ( $P_{75}$ ) sobre a distribuição média observada de doses de radiação a pacientes. No entanto, o principal objetivo do NRD é manter a consciência da proteção contra radiações a nível local, e a identificação de doses elevadas. Estabelecer NRD e fazer a comparação com os valores nacionais podem

facilitar a auditoria às doses e melhorar a proteção contra radiações, disseminando uma redução de dose sem comprometer a qualidade da imagem ou os cuidados de saúde prestados ao paciente. (Santos, 2012)

O principal objetivo da otimização é alcançar uma distribuição de dose mais estreita, com menor média e valores de percentil 75.

O estabelecimento de NRD deve abranger tanto os adultos como exames pediátricos no modo como as reações da biologia celular diferem entre os dois grupos. (Brady, Z, 2012)

De seguida são apresentados alguns exemplos de NRD obtidos em diferentes países. (Tabelas 4, 5 e 6)

Tabela 4 - Tabela Francesa dos DRL, 2011

Exame	1 Ano		5 Anos		10 Anos	
	CTDI (mGy)	DLP mGy.cm	CTDI (mGy)	DLP mGy.cm	CTDI (mGy)	DLP mGy.cm
<b>Crânio</b>	30	420	40	600	50	900
<b>Maciço - Facial</b>	25	200	25	275	25	300
<b>Ouvidos</b>	45	160	70	280	85	340

Tabela 5 - Tabela Australiana criança (0-4 anos) e (5-14 anos) DRL Austrália, 2012

Criança (0- 4anos)		
Protocolo de Criança	DLP (mGy.cm)	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)
Crânio	470	30
Criança (0- 4anos)		
Protocolo de Criança	DLP (mGy.cm)	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)
Crânio	470	30

Tabela 6 - Comparação de doses pediátricas com valores internacionais descritos em valores de CTDI<sub>vol</sub> e DLP. Fonte: Santos, 2013

		CTDI <sub>vol</sub> (mGy) e DLP (mGy.cm)														
		Portugal 2013				UK, 2003 <sup>(18)</sup>			Ireland, 2004 <sup>(19)</sup>			Germany, 2006 <sup>(20)</sup>				
		<	1	5	10	15	1	5	10	< 1	5	10	< 1	[1,2[	[2-5]	[6-10]
Crânio		48	50	70	72	28	43	51	-	-	-	27	33	40	50	
		630	770	1100	1120	270	465	619	300	600	750	-	390	520	710	

### 3.4 – Grandezas Dosimétricas

A definição de grandezas dosimétricas e de unidades de medida de radiação emergem da descoberta dos raios x em Novembro 1895 e da radioatividade em Fevereiro 1896.

A dose é um termo geral que se refere à quantidade de energia depositada num material.

Os efeitos biológicos provocados por diferentes tipos de radiação são distintos. Alguns órgãos são mais “radiossensíveis” que outros (e.g. aqueles que têm células em rápida divisão).

A grandeza de maior interesse do ponto de vista dos efeitos das radiações ionizantes nas pessoas, é a dose efetiva, ponderada com as doses equivalentes nos diferentes órgãos.

#### 3.4.1 - Dose Equivalente

A dose equivalente  $H_T$  num determinado tecido ou órgão é dada por:

$$H_T = \sum_R W_R \cdot D_{T,R} \qquad H = w_R D_{T,R}$$

---

em que  $D_{T,R}$  é a dose absorvida média no órgão ou tecido e  $W_R$  é o fator de ponderação da radiação.

Unidade: J.kg-1, nome especial: Sievert (Sv).

A unidade de dose equivalente é o J/kg = 1 Sievert = 1 Sv.

### 3.4.2 - Dose efetiva

É uma grandeza de proteção radiológica, que representa a soma de todas as doses equivalentes em todos os órgãos e tecidos do corpo: em que  $D_{T,R}$  é a dose absorvida média no órgão ou tecido,  $W_R$  é o fator de ponderação da radiação e  $W_T$  é o fator de ponderação tecidular.

Unidade: J.kg-1, nome especial: Sievert (Sv).

Esta medida constitui o melhor descritor disponível do risco estocástico do paciente. Pode ser estimada a partir de medidas do feixe incidente sobre o paciente bem como a dose à entrada na pele (DEP), ou o produto dose – área (DAP), em conjugação com coeficientes de conversão.

$$E = \sum w_T \cdot H_T = \sum_{T,R} w_T w_R D_{T,R}$$

### 3.5 – Parâmetros da qualidade da imagem em TC

A qualidade de imagem de uma tomografia computadorizada (TC) pode ser descrita por vários parâmetros de desempenho: resolução espacial de alto contraste, resolução de baixo contraste, a resolução temporal, uniformidade dos números TC, precisão, ruído e artefactos.

A definição de qualidade de imagem aceitável deve ser uniforme e aplicável a todos os modelos de equipamentos. (Baert A.; 2007)

Esses parâmetros são influenciados não só pelo desempenho do sistema TC, mas também pela seleção de protocolos pelo operador tais como tensão da ampola de raios-x (em kilovolt [kV]), corrente do tubo (em miliampere [mA]), espessura de corte, *pitch*, parâmetros de reconstrução e digitalização da imagem.

A qualidade da imagem é uma característica de uma imagem digital que mede a degradação da imagem, da qual depende o diagnóstico fidedigno.

---

Esta deve-se à fidelidade com que o conjunto de unidades de TC reproduz as pequenas diferenças de atenuação entre os diferentes tecidos (resolução de baixo contraste) e os pequenos detalhes das estruturas (resolução de alto contraste ou resolução espacial).

Para além dos parâmetros físicos anteriores, estão ainda diretamente relacionados com a qualidade da imagem a uniformidade, linearidade, ruído e os artefactos.

### **3.5.1 - Uniformidade**

Nos testes de controlo da qualidade e manutenção da TC a escala das unidades *Hounsfield* deverá ser verificada com regularidade com intervalos de tempo iguais afim de assegurar a homogeneidade e uniformidade, isto é, manter um valor constante de unidades TC para a água, em toda a secção sob análise de um fantoma. Os seus valores podem sofrer variações que são aceites dentro de limites restritos (Marques, 2009; Medeiros, 2009)

### **3.5.2 - Linearidade**

A linearidade é um requisito geral esperado por qualquer sistema de forma a garantir uma boa medição. Esta define o modo como são respeitadas, na imagem, as variações do valor dos coeficientes de atenuação do objeto; uma variação no  $\mu$  deve ser refletida numa variação equivalente nas unidades de TC. (Marques, 2009; Medeiros, 2009)

A linearidade refere-se então à capacidade que o equipamento de TC tem em providenciar uma escala linear de unidades de *Hounsfield* (UH) para materiais com diferentes densidades eletrónicas.

### **3.5.3 - Ruído**

O ruído de imagem é um importante determinante da qualidade de imagem de TC e limita a visibilidade das estruturas de baixo contraste.

O ruído é o resultado da natureza quântica dos fotões de raios-X, que gera uma

---

flutuação estatística local nos números de TC, dos pixéis da imagem de uma região homogénea do corpo. A magnitude do ruído é determinada pelo desvio padrão dos números de TC numa dada região de interesse (ROI) e num material homogéneo. A fonte predominante de ruído é a flutuação do número de fotões de raios X detetados, portanto depende da eficiência dos detetores e do fluxo de fotões que atinge o detetor.

Uma imagem de TC de um objeto uniforme revela variações aleatórias dos valores dos pixéis em torno de um valor médio. As variações observáveis correspondem ao ruído de uma imagem. O ruído é extremamente importante na discriminação dos coeficientes de atenuação dos tecidos em estudo.

Os dados adquiridos pelo detetor afetam o ruído devido à natureza aleatória dos processos de produção, transmissão e deteção de fotões. Cada valor medido, incluindo a medição da atenuação, tem associada uma incerteza que é causada por flutuações no número dos *quantum* de raios-X registados pelo detetor. Por esta razão, normalmente, designa-se este fenómeno de “ruído quântico” ou *quantum noise*. (Francesco S, 2009; Marques, F. 2009)

O ruído eletrónico surge como a variação aleatória do sinal antes da digitalização. É inerente ao tomógrafo e praticamente independente dos fatores de aquisição (Medeiros, J, 2009)

As incertezas relacionadas com o ruído resultante da medição das intensidades e introduzidas no cálculo dos valores de atenuação, aparecem, à *posteriori* na imagem reconstruída final. Nesta imagem, estas incertezas podem ser identificadas como ruído da imagem ou ruído do *pixel*.

O ruído do *pixel* ( $\sigma$ ) é determinado como o desvio padrão (SD) do valor médio  $\bar{X}$  dos valores  $X_i$  (valor individual do nível de cinza de um *pixel*) dos  $n$  *pixeis* de uma região de interesse (ROI – *Region of Interest*) numa dada secção:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum (X_i - \bar{X})^2}{n - 1}}$$

Na figura 19 é demonstrado o modo da colocação de um ROI, numa imagem em TC, para medição do ruído estatístico da imagem.



Figura 19 - Região de interesse para a avaliação do ruído em TC segundo a [IAEA]

O ruído pode ser expresso em termos do valor dos números TC em unidades de *Hounsfield*, ou como percentagem dos coeficientes de atenuação linear da água corrigindo-se para a escala de contraste da aquisição:

$$\text{Ruído} = \frac{\sigma}{(UH_{\text{médio}} - UH_{\text{ar}})} \times 100\%$$

O ruído depende de vários fatores como: os kV, mAs, espessura de corte, filtro matemático, eficiência do detetor e tamanho do *pixel*.

Um dos aspetos principais que define a qualidade da imagem é a relação sinal-ruído (SNR), medida esta que compara o nível de um sinal desejado para o nível de ruído de fundo. A SNR traduz-se através do quociente das diferenças das unidades TC em relação ao ruído do *pixel*. Quanto maior o ruído, menor a SNR e pior a qualidade da imagem (Marques, F. 2009)

Desta forma, o processo matemático utilizado para reconstrução da imagem requer uma boa relação sinal-ruído e portanto uma quantidade enorme de sinal recolhido (projeções). A obtenção do sinal contido numa projeção é feita à custa dos processos de interação radiação-matéria, cujo resultado é a transferência de energia do feixe para o corpo (dose). Logo, quanto mais projeções ou projeções com mais informação, se obtiverem mais aumenta a dose no paciente. Por outro lado, uma redução excessiva da dose poderá condicionar o diagnóstico, ou seja, neste caso a menor detetabilidade de estruturas de baixo contraste. Desta maneira, é necessário estabelecer um nível de ruído aceitável para um exame. A escolha adequada dos parâmetros do exame e reconstrução da imagem são, por isso, de importância crucial (Marques, F. 2009)

---

### 3.5.4 - Resolução Espacial

A resolução espacial descreve a capacidade de um sistema de imagem diferenciar separadamente os detalhes finos de alto contraste, acima de 10%.

Pode-se descrevê-la, como a menor distância entre dois objetos pequenos que podem ser visibilizados na imagem. Na TC encontra-se na faixa de 0,7 mm a 2,0 mm.

São vários os fatores que contribuem para a falta de nitidez e redução de detalhe na TC, dependendo não só do operador como também das características do equipamento

O fator mais importante que leva à perda de nitidez é a abertura do foco dependendo ainda de outros parâmetros como, dos colimadores, o tipo de filtro utilizado, do algoritmo de reconstrução e dos fatores de exposição tais como *mAs*, *kV*, e espessura de corte.

Outro fator que afeta na resolução espacial é o tamanho do voxel, que depende do campo de visão, tamanho da matriz e espessura de corte. Os filtros de reconstrução também contribuem para a resolução espacial.

Uma forma de avaliar a resolução espacial consiste na determinação da Função de Transferência de Modulação (FTM). Esta função reflete a capacidade do sistema transferir o contraste do objeto para o contraste da imagem.

### 3.5.5 - Resolução de contraste

A resolução de contraste isto é, a capacidade do sistema distinguir detalhes de baixo contraste, representa uma das tarefas mais importantes dos métodos de análise de imagens seccionais.

A resolução de baixo contraste, permitiu que na década de 70 a TC se impusesse como uma das modalidades de imagem mais importantes para o diagnóstico até então. Na prática, levou à questão de o contraste em tecidos moles resultar da diferença na densidade entre tecidos e depender pouco da energia dos *quantum* de raios X.

Determina a capacidade de observar objetos de baixo contraste cujas densidades sejam muito próximas da densidade da área de fundo. A TC pode diferenciar objetos com diferenças de densidades entre 0,25 a 0,5%. (Medeiros, J, 2009)

A avaliação do contraste permite inferir acerca da capacidade de detetar uma dada lesão. Esta traduz-se pela diferença da média das unidades TC entre duas regiões adjacentes.

---

A resolução de baixo contraste é fortemente afetada pelo ruído. Valores de contraste elevados são normalmente indicadores de aumento de ruído na imagem.

Além do ruído, a resolução de contraste também é determinada pela resolução espacial do sistema. Se a resolução espacial for baixa, lesões/detalhes pequenos de baixo contraste poderão não ser detetados.

A detetabilidade de baixo contraste é determinada primeiramente pelo “nível” de ruído na imagem, e conseqüentemente, pelas influências no ruído. Enquanto as medidas do ruído do *pixel*  $\sigma$  são fáceis de realizar, a especificação da resolução de contraste é difícil e quase sempre matéria de avaliação de alguma subjetividade.

### 3.5.6 - Artefactos

Os artefactos podem degradar a qualidade da imagem e afetam a perceptibilidade de detalhe, podendo levar a erros de diagnóstico.

Especificamente, numa imagem de TC um artefacto é definido como qualquer discrepância entre os números TC reconstruídos da imagem e os verdadeiros coeficientes de atenuação do objeto. Resultam dos erros aleatórios ocorridos nos algoritmos aplicados durante os cálculos dos coeficientes de atenuação das estruturas em estudo e as correspondentes UH.

Um artefacto apresenta-se na imagem como qualquer distorção ou erro na imagem que não está relacionada ao objeto em estudo, prejudicando com isso, a qualidade da mesma.

Em geral os artefactos são causados por inconsistência nas medições das projeções. São vários os tipos de artefactos e podem ser resultado de movimentos do paciente, problemas no equipamento, amostra de dados, efeito de volume parcial ou pouca quantidade de fótons que chegam aos detetores (exemplo de fenômenos de *aliasing*).

Um dos artefactos mais comum na TC deve-se à presença de metais como por exemplo próteses, que dão origem aos fenômenos de endurecimento do feixe, denominado também de *beam hardening artifact*, onde a energia média do feixe de raios-X aumenta uma vez que os fótons de menor energia são absorvidos em detrimento de fótons de energia mais elevada. Isso faz com que ao ser examinada, a imagem dos limites do objeto metálico tenha uma aparência mais brilhante. O resultado nas imagens são faixas claras e brilhantes, que dificultam a visualização anatômica da região em estudo. Outro tipo de artefacto relativo ao endurecimento do feixe são manchas ou faixas escuras entre objetos metálicos de uma região – *streaks*

---

*artifacts* ou *dark bands*.) Artefactos raiados causados por objetos metálicos são também comuns nas imagens. (Figura 20)

Temos ainda artefactos em anel característicos dos equipamentos de 3ª Geração.

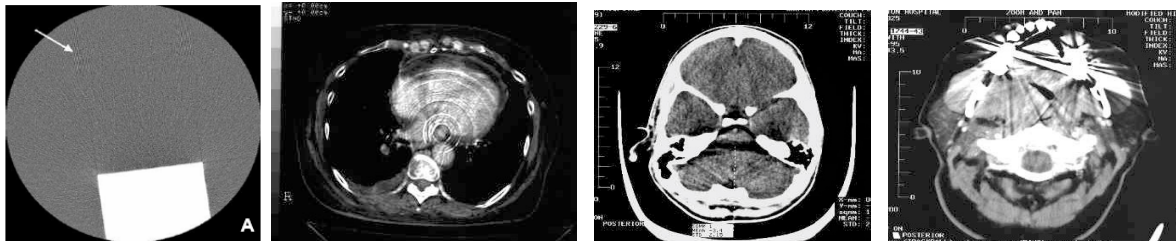


Figura 20 - Da esquerda para a direita: Artefactos de alising (seta mostra riscas de maior ou menor brilho) e endurecimento do feixe, artefactos em anel, beam hardening artifact.

Fonte: Barrett (2004)

### 3.6 - Parâmetros de aquisição que afetam a dose em TC

São vários os fatores que afetam a dose na TC e estes podem dividir-se em duas categorias, nomeadamente, aqueles que têm um efeito direto sobre a dose e aqueles que têm um efeito indireto sobre a dose. (Seeram, 2009)

Os fatores diretos são aqueles que aumentam ou diminuem a dose para o paciente e estão sob o controle direto do operador. Os fatores indiretos são aqueles que “ têm uma influência direta sobre a qualidade da imagem, mas não têm efeito direto sobre a dose de radiação; por exemplo, o filtro de reconstrução ” (McNitt, 2002).

Considera-se assim fatores técnicos de exposição, colimação do feixe, *Pitch*, centragem paciente, o número de detetores, e *overranging*.

#### 3.6.1 Fatores técnicos de exposição

Os fatores técnicos de exposição são caracterizados pelo potencial da ampola definido pela Kilovtagem; corrente no tubo, definido pela miliamperagem; e o tempo de exposição em segundos, a colimação do feixe, *Pitch*. O produto de miliamperagem e o tempo de exposição é a miliamperagem\*segundo (*mAs*).

---

O técnico pode selecionar esses fatores manualmente ou podem ser selecionados usando AEC. AEC utiliza uma técnica conhecida como modulação de corrente automática da ampola. (Seeram, 2009)

### 3.6.1.1 - Tensão (*kVp*)

O pico de Kilovoltagem (*kVp*) determina energia penetrante dos fótons provenientes da ampola de RX. (Seeram, 2009)

*KVp* maiores significam que os fótons têm altas energias e podem penetrar objetos mais densos e de maior espessura comparados com menor *kVp* de feixes de RX.

O aumento da tensão endurece o feixe de raios X penetrando mais facilmente na matéria.

A dose de radiação é proporcional ao quadrado dos *kVp*. (Bushberg et al, 2004) Isto significa que a quantidade de fótons aumenta pelo quadrado dos *kVp*.

Assim um aumento da tensão é acompanhado por um aumento exponencial da dose sobre o paciente.

Ao aumentar-se o *kVp*, além do feixe se tornar mais penetrante, a área sobre as curvas aumentam, o que significa que o número de fótons aumenta muito com pequenas variações de *kVp*, e portanto aumenta a dose de raios-x no paciente

Em geral, na TC utilizam-se valores entre 80 e 130 *KVp*.

Verifica-se claramente que à medida que se aumenta o *kVp*, há um aumento da dose. (Seeram,2009)

### 3.6.1.2 - Intensidade de Corrente (mA) e tempo de exposição (s)

A escolha da intensidade de corrente da ampola e do tempo de exposição para determinar a exposição radiográfica é de extrema importância, por isso os *mA* e *mAs* são os fatores de maior importância na gestão da dose do paciente. Tal como em radiologia convencional, existe uma relação linear entre os *mAs* e a dose. Se reduzir os *mAs*, a dose no paciente será menor, no entanto se a intensidade for demasiado pequena, os raios-X serão atenuados pelo corpo do paciente, correspondendo a uma imagem com muito ruído.

Num exame de TC a dose a que o paciente é exposto varia linearmente com o produto da corrente da ampola pelo tempo de exposição.

---

### 3.6.1.3 - *Pitch*

Em 1999, a Comissão Eletrotécnica Internacional (IEC) apresentou uma definição de *Pitch* que é referido no documento 60601 regulação IEC para TC, como um meio de lidar com as variações nas definições oferecidos por diferentes fabricantes (IEC, 2002).

O aumento do *Pitch* faz com que a dose sobre o paciente diminua, pois há um número menor de rotações para a mesma distância. No caso do *Pitch* ser igual a 1, a mesa, move-se o equivalente à espessura do corte por cada rotação e a energia é cedida ao objeto num volume duplo.

Nos equipamentos *Single-slice* o *pitch* é dado pela fórmula:

$$Pitch = d/h$$

Em que o  $d$  é o deslocamento da mesa por rotação da ampola e  $h$  é a espessura nominal do corte. Para os equipamentos multicorte, uma vez que são usadas múltiplas filas de detetores na aquisição de dados, é utilizado o conceito de avanço efetivo que se define como:

$$Pitch = d/NT$$

onde  $t$  é o produto da espessura de corte e  $N$  é o número de secções adquiridas em simultâneo.

### 3.6.1.4 – Colimação

O sistema de colimação de feixe de raios X é concebido para garantir uma largura constante de feixe.

Os resultados para uma colimação fina permitem uma melhor resolução mas leva mais tempo para analisar um determinado volume (Seeram,2009)

Um aumento de colimação oferece menos resolução, no entanto a velocidade de exame é muito maior.

O objetivo da colimação em radiografia convencional e fluoroscopia é para proteger o paciente restringindo o feixe para a área anatômica de interesse. Na TC, a colimação é igualmente importante porque afeta dose do paciente e qualidade da imagem (Seeram, 2009)

Os dispositivos responsáveis pela restrição da exposição do paciente à região a ser analisada, denominam-se por colimadores.

Há colimadores pré paciente (o feixe é colimado assim que sai da ampola) e pós paciente (o feixe é novamente colimado ao entrar em contato com o detetor). (Figura 21)

Na TC, a colimação é usada para definir a largura do feixe para o exame. Os sistemas de colimação são diferentes entre single-slice (único detetor em linha ao longo do eixo-z) e Multislice (Multidetetores, fileiras de detetores ao longo do eixo - z).

A colimação reflete a utilização eficiente do feixe de RX no detetor e deve ser efetuada de acordo com o comprimento do detetor, pois uma maior cobertura do eixo dos Z permite a aquisição de dados com um *Pitch* maior e conseqüentemente uma redução de dose significativa.

Nas colimações mais finas a eficiência geométrica dos detetores é deteriorada e este efeito leva a um aumento indireto da dose pois levará a um tempo de exposição maior.

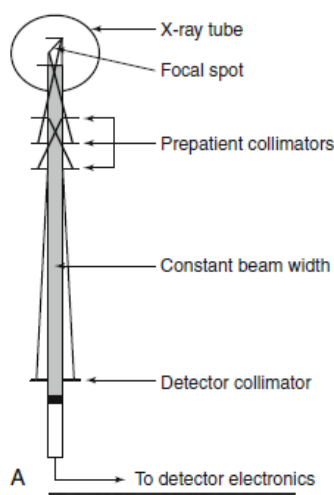


Figura 21 - Esquema da Colimação num equipamento de TC

Fonte: Seeram (2009)

### 3.6.1.5 - Espessura de corte

A espessura de corte é um parâmetro, que se obtém quando se limita a abertura do colimador.

Uma das vantagens da fina colimação é a redução da radiação secundária. A radiação secundária reduz a qualidade da imagem e aumenta a dose de radiação ao paciente. Sendo assim, a mudança na espessura do corte é acompanhada por um aumento de *mAs* por rotação, havendo portanto um aumento efetivo de dose. Quanto

---

menor a radiação secundária, melhor a resolução de contraste, que é a capacidade de distinguir pequenas diferenças de tons de cinza numa imagem.

A dose não é diretamente afetada pela espessura do corte.

### 3.6.2 – Protocolos de Aquisição no Hospital Pediátrico D.Estefânia VS característica do paciente

Atendendo aos procedimentos da qualidade implementados no serviço de radiologia do HDE, os exames de neurorradiologia por TC, com o objetivo de standardização das práticas na realização dos exames estão pré-definidos e gravados no equipamento como conjuntos de protocolos de acordo com as faixas de idade das crianças. Os referidos protocolos estavam agrupados por anos, segundo as ranges etárias [0-1], [1-5], [5-10], > 10, antes da otimização.

Um outro critério para organização dos protocolos é o tipo de aquisição (sequencial/ Espiral) e o nível de dose (Standard, Baixa).

Os protocolos estão hierarquizados em 24 *set* e organizados de acordo com as seguintes áreas anatómicas: Crânio, Face, SPN, Ouvidos, Órbitas. (ANEXO X).

De acordo com a literatura existem várias formas de otimizar os protocolos com vista as doses de radiação emitidas.

Podem ser agrupados por peso do paciente, faixa etária, fenótipo ou percentil.

No Hospital de D.Estefânia o critério assumido é a faixa etária por se considerar que é o critério mais importante na diferenciação e que condiciona a alteração ao protocolo, como por exemplo o aumento do número de planos em função do comprimento da estrutura anatómica (*scan length*) ou a variação do poder de penetração do feixe para resposta a diferentes patologias e IMC.

## 3.7 – Variáveis de quantificação de dose em TC – Descritores de dose

Existe uma aplicação de grandezas dosimétricas específicas, que conduzem ao cálculo dos valores de dose em TC.

A exposição do paciente num estudo de TC, considera parâmetros muito particulares e como tal a dose é mais uniformemente distribuída, devido à geometria da fonte. Faz um movimento rotacional em torno do paciente, irradiando-o em todas as direções. É mais concentrada no centro da rotação do que na radiologia convencional, mas acresce, no entanto, o facto da energia de radiação não se confinar apenas ao

corte transversal de alguns milímetros, mas também na sua vizinhança, contribuindo com a radiação dispersa para um presumível aumento de dose. (Figura 22)

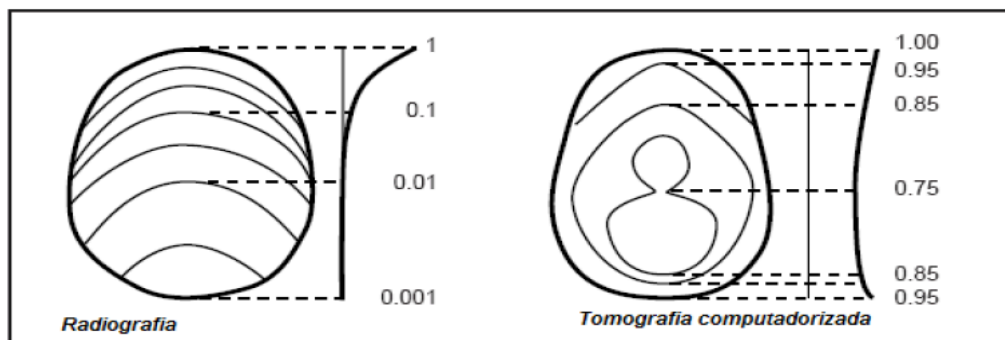


Figura 22 - Distribuição das curvas de dose para exames de radiologia convencional e TC.

Fonte: Paschoal (2012)

As grandezas dosimétricas, mais utilizadas como indicadores de dose recebida pelo paciente num estudo de TC são:

- Índice de Dose em Tomografia Computorizada (CTDI)
- Produto Dose Comprimento (DLP)

### 3.7.1 - Índice de Dose em Tomografia Computorizada (CTDI)

O CTDI foi definido pelo órgão norte-americano U.S. *Food and Drug Administration* (FDA) em 1981, como um padrão de medida de dose em estudos por TC. (FDA, 1985)

Na Figura 23 pode observar-se o posicionamento da câmara de ionização no centro da *gantry* para determinação do CTDI.

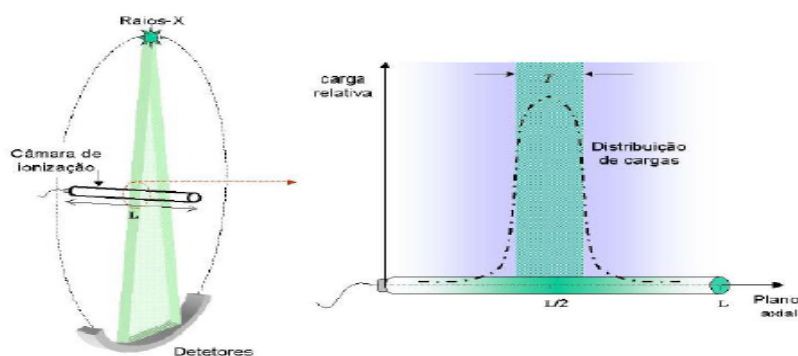


Figura 23 - Esquema experimental de uma câmara de ionização no centro da Gantry e o respetivo perfil de dose. (Oliveira, L. 2012)

Em 2002 McNitt-Gray, faz uma recomendação à comunidade radiológica:

*" Os descritores de dose são, obviamente, criados para servir como um índice de dose de radiação devido à tomografia computadorizada e não são criados para servir como uma estimativa precisa da radiação da dose recebida por um paciente individual. Embora as medições nos fantomas são destinadas a ser reflexo de um ambiente de atenuação um tanto semelhante a um paciente, o fantoma polimetilmetacrilato homogéneo não simula os diferentes tipos de tecidos e heterogeneidades de um paciente real. "* (Seeram, 2009)

O CTDI, corresponde então ao índice de dose de tomografia computadorizada, que se define como o valor da dose média por unidade de espessura do corte, para um único corte, ou seja, é o integral do perfil de dose referente a um único corte e estendido a todo o comprimento, dividido pela espessura nominal do corte.

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (mGy)$$

Onde  $D(z)$  é a curva de dose para um único corte e  $t$  é a espessura do corte. O CTDI quantifica a contribuição da radiação dispersa na dose de um corte único. Tem as dimensões de dose absorvida e é definido pela unidade de medida - o Gy. Fornece ainda um valor padrão tornado visível ao operador e usado para lhe dar a este uma informação sobre a dose no paciente em condições específicas de operacionalidade, permitindo programar a série de cortes e comparar entre equipamentos e doentes.

---

No modo Helicoidal:

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (mGy)$$

Onde  $N$  representa o número de planos realizados simultaneamente numa única aquisição, ( $NT$  é valor total da colimação utilizada na aquisição).

O CTDI é assumido como um valor padrão e oferece informação sobre a dose do paciente para protocolos e equipamentos específicos, permitindo a sua comparação.

Existem outros índices de medida, que fazem parte das grandezas dosimétricas, como  $CTDI_w$  (Ponderado),  $CTDI_{vol}$  (volume),  $CTDI_{100}$ , que são utilizados, consoante a sua determinação prática.

### 3.7.2 - $CTDI_{100}$

Para medir o valor de CTDI utiliza-se uma câmara de ionização do tipo lápis com comprimento ativo ( $L$ ) de 100mm.

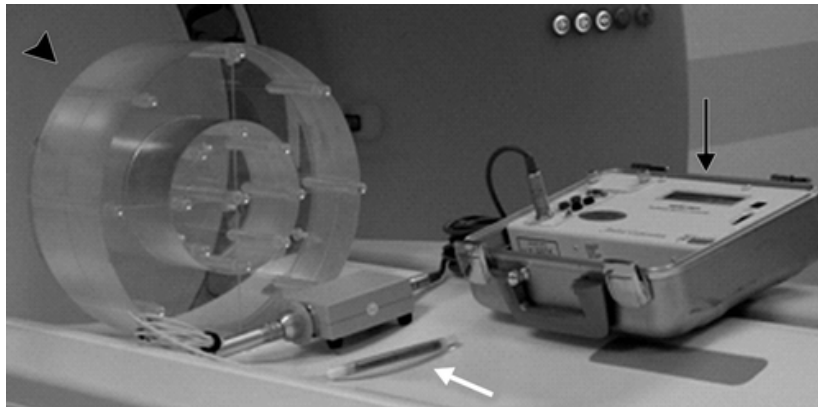


Figura 24 – Fantoma e câmara de Ionização

Fonte: Bauhs (2008)

O  $CTDI_{100}$  é um parâmetro de medida de exposição à radiação. Esta medida é mais conveniente do que o CTDI e é a medida de escolha realizada por físicos médicos na prática clínica. Ela é obtida com uma câmara de ionização (Figura 24) que integra a

---

exposição à radiação de um único varrimento axial ao longo de um comprimento de 100 mm. Os eventos de ionização que ocorrem na câmara são proporcionais à intensidade da corrente.

A câmara de ionização é colocada num fantoma de Polimetilmetacrilato (PMMA) disponível comercialmente, de 16cm (Crânio) - ou 32 cm de diâmetro (Corpo)

O  $CTDI_{100}$  representa a dose acumulada do ao centro varrimento, numa largura de irradiação de 100mm. Este exige a integração da dose de radiação a partir de um único perfil axial. Neste caso, os limites de integração são de  $\pm 50$ mm o que corresponde às câmaras de ionização tipo lápis disponíveis no mercado:

$$CTDI_{100} = 1/NT \int_{-50}^{+50} D(z)dz \quad (mGy)$$

### 3.7.3 – CDTI w (Ponderado)

O  $CTDI_w$  é a média ponderada das medições  $CTDI_{100}$  no centro e nos locais periféricos do fantoma. Este parâmetro reflete a dose média absorvida sobre as dimensões x e y do espectro do fantoma como uma aproximação da dose média de radiação de uma secção transversal do corpo de um paciente.

Presumindo que a dose num fantoma diminui com a posição radial da superfície para o centro, este é calculado com a seguinte equação:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,C} + \frac{2}{3} CTDI_{100,P} \quad (mGy)$$

Deste modo, os fatores 1/3 e 2/3 aproximam os valores das áreas ao centro e à periferia do fantoma.

Na prática, o  $CTDI_w$  é utilizado como índice de dose recomendado para a determinação e comparação de níveis de referência.

Na literatura é ainda referenciado o CTDI normalizado (n CTDI) em que o “n” é utilizado para designar as medições normalizadas para a intensidade de corrente utilizada (mAs), sendo este representado na seguinte fórmula:

$$CTDI_w = n CTDI_w mAs \quad (mGy)$$

---

### 3.7.4 – $CTDI_{vol}$

Enquanto o  $CTDI_w$  representa somente a média da dose absorvida no plano  $xy$  da secção tomográfica adquirida numa série de varrimentos axiais, o  $CTDI_{vol}$  (também designado índice de dose volumétrico) representa a dose média de radiação absorvida segundo as direções  $x$ ,  $y$  e  $z$  (do volume em estudo)

Comparativamente ao índice anterior, o  $CTDI_{vol}$  considera o incremento da mesa ou o pitch:

$$CTDI_{VOL} = CTDI_w / Pitch \quad (mGy)$$

Por exigência legal, todas as interfaces gráficas dos equipamentos de TC, atualmente disponíveis no mercado, exibem este valor.

As limitações do  $CTDI_{vol}$  prendem-se ao facto de não indicar o total de energia depositada no volume estudado, isto porque é independente da duração do exame. Além disso, os valores apresentados nas consolas do operador são estimativas da dose absorvida para objetos semelhantes ao fantoma em que se realizou a calibração do aparelho, não tendo em conta as dimensões, formas ou atenuações diferentes deste. É possível que os valores obtidos pela consola sejam diferentes dos valores de dose reais a que o paciente está exposto.

### 3.7.5 – Produto Dose Comprimento (DLP - *Dose Length Product*)

O DLP foi criado na tentativa de estimar o risco associado a determinado procedimento de TC, tendo em vista que o  $CTDI$  não inclui o comprimento da região a ser estudada ( $L$ ). Este reflete o total de energia absorvida atribuível para o varrimento completo num exame de TC. O DLP corresponde ao produto dose\*comprimento, e aplica-se ao exame total. É a soma dos produtos ( $CTDI_w$  \* espessura do corte), para o total de planos. Exprime-se no resultado do produto do gray por unidade de comprimento ( $mGy \cdot cm$ ). A equação seguinte mostra como o calcular:

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (mGy \cdot cm)$$

---

---

## CAPÍTULO IV – MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1- Estratégica Metodológica

Como opção empírica, dirigida aos objetivos deste estudo, foi utilizado o método do caso aplicado ao serviço de Imagiologia do Hospital de D. Estefânia do CHLC.

Segundo Yin (2001), o estudo de caso tem como objetivo explorar, descrever ou explicar os fenómenos em estudo.

O estudo de caso na investigação, representa um método que assenta numa pesquisa intensiva e aprofundada de um determinado objeto de estudo, o qual se encontra bem definido, circunscrito e que visa compreender a singularidade e globalidade do tema em simultâneo. Foi o caso do Serviço de Imagiologia do Hospital de D. Estefânia.

Yin (2001), considera que existem vários tipos de estudos de caso em função dos seus objetivos: *Exploratório*, quando o objetivo é proporcionar maior familiaridade com o objeto em estudo, tornando-o mais explícito e gera conhecimento numa área pouco estudada; *Explicativo*, quando o objetivo é realizar uma ligação entre um evento e os seus efeitos; e *Descritivo*, quando o objetivo primordial é a descrição das características de uma determinada população, de forma a ilustrar eventos e contextos específicos, focando-se nas características que definem o objeto de estudo.

O estudo aqui apresentado é do tipo descritivo, retrospectivo e utiliza o paradigma comparativo entre os resultados obtidos.

Este estudo enquadra-se no tipo de caso único uma vez que se tem em conta um fenómeno único e específico com características próprias e que ainda não foi alvo de análise científica para os objetivos propostos (Yin, 2001). Visa, desta forma, estudar a redução de dose nos exames de TC em neurorradiologia pediátrica após a adequação de protocolos entre os anos de 2012 e 2013.

---

## 4.2 – Amostra

A amostra constou duma seleção não aleatória, intencional e dirigida aos registos de exames realizados nos anos 2012 e 2013, antes e após a intervenção da otimização dos protocolos de aquisição de imagem.

De acordo com os dados disponíveis, o foco do estudo dirigiu-se aos exames de neurorradiologia por serem os mais frequentes e com maior impacto em termos da dose de radiação à qual a população pediátrica é submetida.

Excluíram-se os exames do neuro-eixo e definiram-se os seguintes critérios de inclusão dos casos na amostra.

1 - Serem exames de Tomografia Computorizada realizados antes e após a otimização dos protocolos (anos de 2012 e 2013);

2 - Incluir crianças dos 0-18 anos de idade, com efetivação de exames para neurorradiologia do crânio, seios peri-nasais, ouvidos, órbitas e estudos maxilo-faciais.

As variáveis dependentes foram os descritores de dose:  $CTDI_{vol}$  e DLP e as variáveis independentes consideradas foram a idade do doente, estratificada em classes [0-1]; [2-5]; [6-10]; [11-15]; [15+], género, tipo de exame segundo a área anatómica em estudo, diferença de potencial da ampola, intensidade da corrente e colimação do feixe.

Antes da iniciação da análise estatística, procedeu-se ao tratamento prévio dos dados incluídos na amostra, excluindo desta forma o ruído presente nos mesmos e garantindo a obtenção de resultados mais consistentes. Foram, por isso, excluídos 71 casos por falta de representatividade na amostra tais como: determinados grupos etários e alguns tipos de exame cujo número presente foi insuficiente para produzir resultados fiáveis. Foram excluídos os seguintes tipo de exames combinados: “CE/ORBITAS”, “CE/SPN”, “SPN/ORBITAS” e “SPN/OUVIDOS”.

Além disso, foram ainda extraídos um total de 24 exames por registo incompleto dos dados. O total da amostra constou de 2607 casos válidos.

## 4.3 – Recolha de dados

Foram salvaguardados os pressupostos éticos conforme descrito na página VII. Foram identificados os casos que obedeciam aos critérios de inclusão através dum livro de registo. Extraído o número de identificação de cada caso, foi possível fazer a confirmação dos dados referentes aos casos registados na plataforma informática *ISITE Enterprise™*, bem como aceder às restantes variáveis constantes do relatório de dose.

---

Posteriormente organizaram-se e registaram-se os dados numa folha Excel que depois foi convertida para SPSS® onde constavam as seguintes variáveis: número do paciente, idade, género, ano, nº do exame, tipo de exame,  $CTDI_{vol}$ , DLP,  $kVp$ ,  $mAs$  e colimação.

#### 4.4 - Análise Estatística

De acordo com a natureza dos dados, tipos de variáveis e respetivas escalas de medida foram avaliadas as condições de aplicabilidade dos testes estatísticos mais adequados aos objetivos do estudo.

Assim, foram confirmados os pressupostos de normalidade e homogeneidade da variância da distribuição amostral e sub-amostral, para decisão de aplicação de estatísticas paramétricas ou não paramétricas

A validação dos testes estatísticos permitiu determinar com maior rigor o tipo de teste a aplicar na avaliação de diferenças de médias relativamente ao género, escalão etário ou ano em relação aos descritores de dose ( $CTDI_{vol}$ , DLP) resultantes da variação dos  $KVp$ ,  $mAs$ , e colimação aplicada.

Embora as condições de aplicabilidade dos testes paramétricos pressuponham a verificação simultânea de que a variável dependente possua distribuição normal e que as variâncias populacionais sejam homogéneas, é defendido que os métodos paramétricos são robustos à violação do pressuposto de normalidade. Nestes casos se a assimetria das distribuições e o grau de achatamento forem contidos a probabilidade de inflação do erro tipo I é mínima, com reduzido impacto significativo sobre a probabilidade de assumir efeitos que não ocorrem na variável dependente. Com fundamento neste pressuposto foram ainda considerados para a decisão de aplicação dos testes o valor do coeficiente de achatamento, a assimetria e a presença de *outliers* severos. (Marôco, J. 2014)

Com fundamento no teorema do limite central, a violação da normalidade da distribuição poderá não induzir viés nos resultados estatísticos se a dimensão da amostra (total ou analisada por sub-amostras) for razoavelmente grande assumindo-se que a média da amostra se aproxima à da população de onde foi extraída, o que se verifica neste estudo.

A violação da homogeneidade de variâncias, segundo estudos de simulação, afeta o erro tipo I mas sobretudo o erro tipo II. Por esse motivo sempre que a homogeneidade da distribuição não foi verificada aplicaram-se estatísticas não paramétricas. (Murteira, B. *et al.* 2002)

---

Para validação da normalidade das distribuições das variáveis em estudo, foi aplicado o teste de *Kolmogorov-Smirnov* com correção de Lilliefors – KS, aceitando-se a hipótese nula ( $H_0$ ) sempre que o nível de significância, para  $\alpha = 95\%$ , foi igual ou menor do que 0,05 ( $p \leq 0,05$ ).

Para validação da homogeneidade de variâncias aplicou-se o teste de *Levene* sendo que se aceitou a hipótese nula ( $H_0$ ) sempre que a distribuição das variáveis em torno da média é idêntica, ou seja, para graus de liberdade na ordem dos 2000,  $p = n.s.$

Sempre que o teste *Levene* não foi validado considerou-se a dimensão amostral e a relação entre as sub-amostras em estudo, isto é: torna-se crítico, do ponto de vista estatístico, quando a maior amostra tiver uma dimensão pelo menos dupla da dimensão da menor amostra o que nunca acontece neste caso pois as sub-amostras não são fortemente desequilibradas. Nas distribuições em estudo, o efeito da heterogeneidade da variância, mesmo se acentuada, não foi considerada significativa. (Murteira, B. *et al.* 2002)

Para evocar a aplicação dos métodos paramétricos com violações suaves dos pressupostos utilizou-se os métodos da transformação matemática com funções Logarítmicas de base 10 ( $Log_{10}$ ) presentes no SPSS®, para normalizar as variáveis ou para homogeneizá-las que segundo Marôco é um procedimento preferível à utilização imediata de testes não paramétricos por os primeiros serem mais potentes. (Marôco, J. 2014).

Por esse motivo foi também verificado a potência dos testes usados bem como a dimensão do efeito das variáveis independentes sobre a variável dependente.

A tabela 7 identifica os testes usados.

Tabela 7 - Estatísticas paramétricas e não paramétricas aplicadas

Testes estatísticos paramétricos	Testes estatísticos não paramétricos
T-Student para duas amostras independentes	Mann-Whitney
Anova	Kruskal - Wallis

(Se existirem diferenças de médias, aplicação de testes de comparações múltiplas de médias)

Na interpretação do teste paramétrico (t) e ANOVA para testar a igualdade de médias das sub-amostras entre os anos de 2012 e 2013 e /ou comparações múltiplas rejeitou-se  $H_0$  sempre que se verificaram diferenças estatisticamente significativas com ( $p < 0,05$ ) nas médias das distribuições consideradas para duas amostras independentes.

---

O teste paramétrico ANOVA e foram ainda aplicados testes adicionais de comparações múltiplas de médias pois considerou-se importante analisar qual o escalão etário das crianças nos quais ocorrem diferenças estatisticamente significativas em relação ao  $CTDI_{vol}$  e de que forma os parâmetros de aquisição de imagem as influenciam.

Como não se validou o pressuposto da homogeneidade de variâncias, procedeu-se ao teste das comparações múltiplas de médias com recurso à estatística de *Games-Howell*.

Foi também determinada a medida de associação *Eta* e o coeficiente de determinação para verificação das associações entre as variáveis. As medidas de associação variam entre as variáveis em estudo de 0 (ausência de associação) a 1 (perfeita associação). Identificou-se que quanto mais próximas de 1, mais se associam.

Aplicaram-se em variáveis qualitativas nominais (por exemplo o género) para aferir a intensidade da relação entre estas e uma variável quantitativa (neste caso o  $CTDI_{vol}$ ), tanto para os testes estatísticos paramétricos *t-student* ou não paramétricos de *Mann-Witney*. O Coeficiente de determinação  $Eta^2$  (*Eta* ao quadrado) indica-nos a proporção da variação da variável dependente que é explicada pela variável independente. O  $Eta^2$  varia entre 0 e 1 e quanto mais perto de 1 maior é a variabilidade de uma variável explicada pela outra.

Avalia-se, portanto, o sentido (sinal) e a intensidade da relação existente entre as duas variáveis.

Foram efetuadas matrizes de correlação múltipla entre as variáveis para analisar a associação da variação entre as mesmas. Estes coeficientes variam entre -1 (correlação perfeita negativa) e 1 (correlação perfeita positiva), sendo o 0 a ausência de relação entre as duas variáveis.

Utilizou-se o Coeficiente de correlação de *Spearman* dada a natureza de escalas de medida das variáveis (existência de pelo menos uma escala de medida ordinal). A intensidade e a direção da correlação foram interpretadas segundo a proposta de *Cohen & Holliday* (1982) tal como abaixo mencionado:

- <0,19 – Associação/ Correlação muito baixa
- 0,20-0,39 – Associação/ Correlação baixa
- 0,40-0,69 – Associação/ Correlação moderada
- 0,70-0,89 – Associação/ Correlação alta
- 0,90-1,00 – Associação/ Correlação muito alta

---

## 4.5 - Hipóteses de Estudo

As hipóteses de estudo formuladas foram elaboradas de forma a responder aos objetivos propostos e tiveram em vista a exploração de relações entre as variáveis em estudo.

Apresenta-se o enunciado das mesmas:

H0: Os valores médios do  $CTDI_{vol}$  entre os anos de 2012-2013 são iguais;

H0: Os valores médios do DLP entre os anos de 2012-2013 são iguais;

H0: As médias dos  $kVp$  aplicados nos exames pediátricos de neurorradiologia entre os anos de 2012 e 2013 são iguais.

H0: O valor médio das distribuições de  $mAs$  aplicados nos exames de neurorradiologia pediátrica é igual entre os anos de 2012 e 2013;

H0: A média do tempo de exposição (s) utilizado nos exames pediátricos de neurorradiologia é igual nos dois anos;

H0: A redução dos descritores de dose nos exames pediátricos de neurorradiologia, por faixa etária nos anos de 2012 e 2013 é igual.

H0: Existe correlação significativa entre o  $CTDI_{vol}$  e os escalões etários [(0-1); (2-5); (6-10); 11-15); (>15)]

H0: Existe correlação significativa entre o DLP e os escalões etários [(0-1); (2-5); (6-10); 11-15); (>15)]

H0: Existe correlação significativa entre o tempo de aquisição e os escalões etários [(0-1); (2-5); (6-10); 11-15); (>15)]

H0: Existe correlação significativa entre os  $mAs$  e os escalões etários [(0-1); (2-5); (6-10); 11-15); (>15)]

H0: Existe correlação significativa entre os  $kVp$  e os escalões etários [(0-1); (2-5); (6-10); 11-15); (>15)]

H0: Existe correlação significativa entre a colimação da radiação e os escalões etários [(0-1); (2-5); (6-10); 11-15); (>15)]

H0: As diferenças no  $CTDI_{vol}$  estão igualmente relacionadas com os escalões etários.

H0: O valor médio do  $CTDI_{vol}$  é igual nos diferentes exames de neurorradiologia pediátrica no ano de 2012 e no ano de 2013.

H0: O valor dos NRD é menor em 2013 do que em 2012.

---

# **CAPÍTULO V – RESULTADOS E DISCUSSÃO**

## **5.1 - Apresentação**

Ao seguinte secção apresenta como propósito a exposição e análise dos resultados apurados com base na análise estatística duma amostra não aleatória.

A análise irá incidir sobre os descritores de dose  $CTDI_{vol}$  e DLP e os parâmetros técnicos que podem influenciar a dose em TC.

O tratamento e análise dos dados foram realizados com recurso ao programa *Statistical Package for the Social Sciences* - da IBM® SPSS® *Statistics* v. 22 e *Excel* v.2011.

A caracterização da amostra em tipo de exames e género por ano foi obtida por contagem frequencial de unidades e é apresentada graficamente e sob a forma de unidades de contagem ou percentagens.

## **5.2 - Análise e Discussão**

### **5.2.1 - Caracterização da amostra**

Caracterizou-se a amostra tendo em conta o número total de exames nos anos de 2012 e 2013, o número de casos por tipo de exame nos mesmos períodos de tempo, o número de casos por género e o número de casos género, por tipo de exames e ano.

Nos resultados da caracterização da amostra o gráfico 5 permite-nos verificar a variação do número total de exames entre 2012 (46%) e 2013 (54%). A variação verificada tem vindo a manter-se nos anos subsequentes.

## EXAMES DE TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA

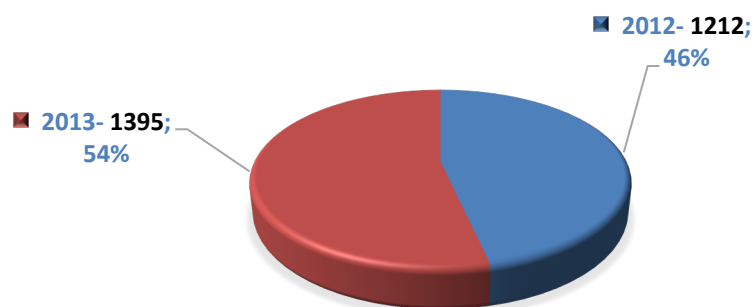


Gráfico 5 - Número total de casos por ano de estudo e percentagem relativa na amostra

Da análise verifica-se que num total de 2607 casos recolhidos resulta um acréscimo de 183 casos a mais (cerca de 8%) no ano 2013 em relação a 2012.

Este aumento de exames está em concordância com a literatura e as estatísticas internacionais disponíveis.

No Reino Unido, por exemplo, as estatísticas do *National Health Service* (NHS) apresentam um aumento de 7,9% de exames de TC no biénio de 2012-2013 em relação ao ano de 2011. Esse aumento para a Ressonância Magnética representou 6,5%, no mesmo período, e para a Fluoroscopia e exames de Medicina Nuclear houve variações negativas de (-2,4%). Os exames de Radiologia Convencional sofreram um incremento pouco significativo (0,7%). (NSH England, 2013)

Na base deste aumento estiveram os diferentes tipos de exames de TC tal como apresentados no gráfico 6.

Da sua análise podemos verificar as diferenças ocorridas ao nível do número total de exames realizados entre 2012 e 2013 e extrapoladas por tipo de exame.

Existiu um acréscimo significativo do número de exames do tipo “CE” verificando-se em 2013 um aumento de 9,3% (mais 192 exames efetuados) em relação a 2012. À exceção dos exames do tipo “SPN”, no qual se verificou uma diminuição de 34 exames efetuados, a totalidade dos restantes exames revelou um aumento face a 2012, sendo que os exames do tipo “MÁXILO-FACIAL” patentearam o maior acréscimo apurado (26,7%).

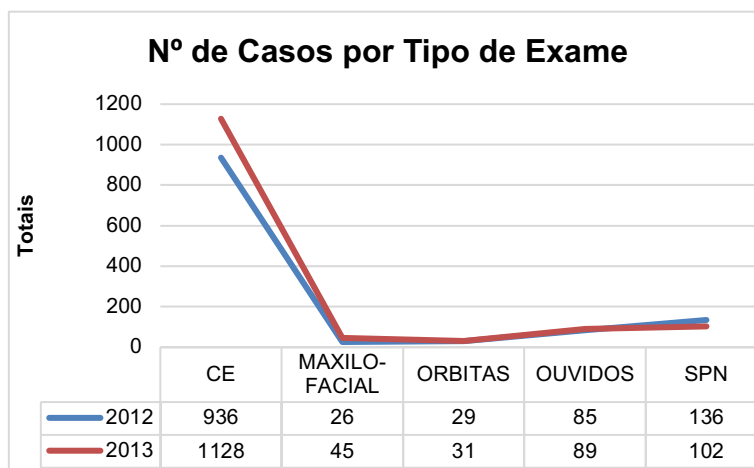


Gráfico 6 - Número de casos por tipo de exame nos anos 2012 e 2013.

Além disso, importa ainda mencionar que os exames do tipo “CE” detêm o valor que representa a moda ou classe modal para ambos os períodos temporais em análise (2012 e 2013), por exibirem o valor que surge com maior frequência na representação gráfica anterior. Esta constatação não nos surpreende pois é a realidade verificada na maioria dos serviços de imagiologia.

Com efeito devido aos acidentes domésticos frequentes e em ambiente escolar surgem em regime de urgência muitas solicitações para os exames de TC “CE” em pediatria para despiste de traumatismo Crânio-encefálico o que faz crescer este valor.

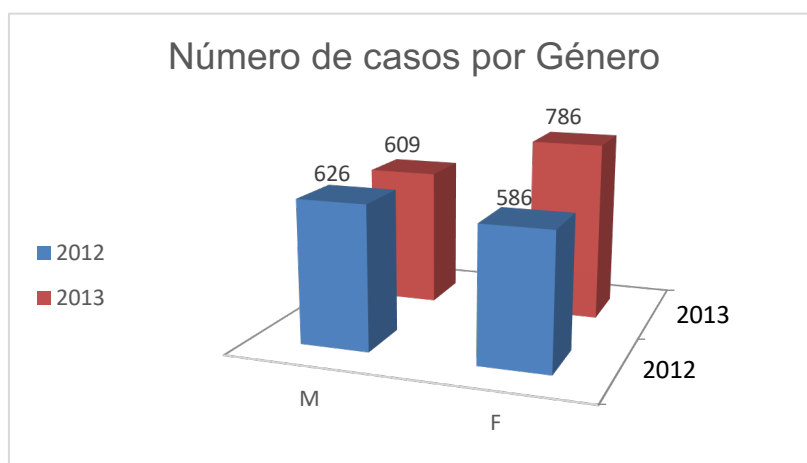


Gráfico 7 - Número de casos por género efetuados no ano de 2012 e 2013

No gráfico 7 apresentam-se o número de casos por género efetuados no ano de 2012 e em 2013. Este resultado permite-nos constatar as diferenças verificadas no número total de exames, segundo o género, realizados em ambos os anos. Observamos uma diferença de menos 17 casos no género masculino no ano de 2012 relativamente a 2013. Contrariamente, no ano de 2013, houve um aumento de 200 casos do género feminino em relação a 2012.

Verifica-se uma diminuição de 17 exames no género feminino no ano de 2013 mas um aumento de 219 exames no género masculino do ano 2013 face a 2012 perfazendo um aumento total de 202 exames a mais em 2013. A variação ocorrida no número de exames de TC por género e por ano deveu-se sobretudo à variação nos estudos tipo “CE”. No entanto ao consideramos a distribuição efetiva dos exames efetuados em cada ano em estudo por género verifica-se que houve um equilíbrio entre estes indicadores. Sendo os exames do tipo “CE” os mais efetuados verificámos que também foi o género masculino no ano de 2013 que registou uma maior subida (126) face aos restantes estudos.

No género feminino e nos estudos também de crânio verifica-se um acréscimo de 30 estudos de TC de crânio a mais no ano de 2013 em relação a 2012. (Gráfico 8)

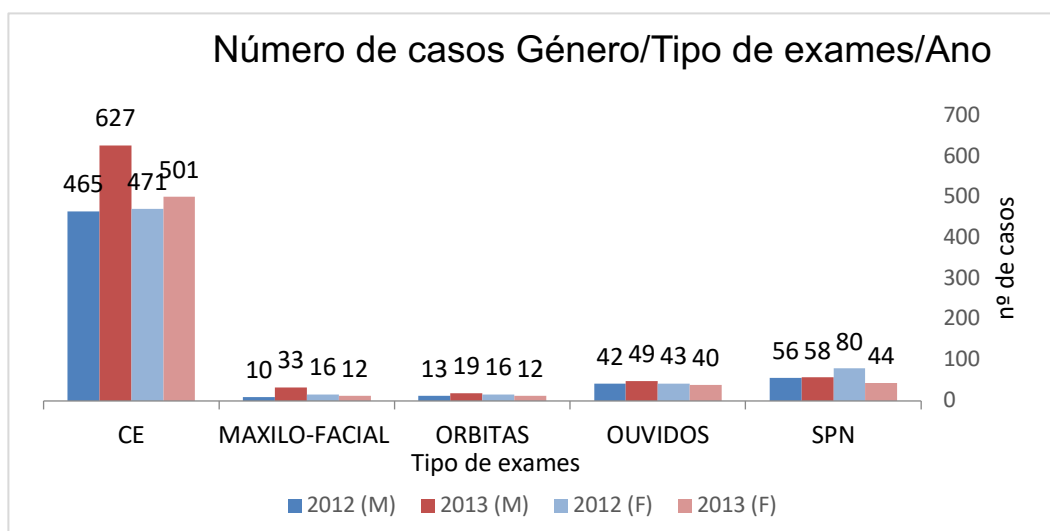


Gráfico 8 - Números de casos por Género no ano 2012 e 2013

Quanto ao tipo “CE” por género verificou-se que foi o género masculino o responsável pela maior variação sendo que do total de 2064 exames de crânio, 1092 foram ao género masculino e 972 ao género feminino. (Gráfico 8)

---

Nos estudos dos SPN houve uma variação a considerar (mais 10 exames) no género feminino em relação ao masculino.

Regra geral os exames menos solicitados e efetuados são os do tipo “MÁXILO-FACIAL” e “ÓRBITAS” em ambos os géneros e anos.

Comparando os exames tipo “MÁXILO- FACIAIS” em género, observa-se que no ano de 2013 o sexo masculino teve um acréscimo de 23 exames, enquanto em relação ao género feminino houve um decréscimo de 4 exames do ano de 2013 face a 2012.

Em relação aos exames tipo exames “ÓRBITAS” o aumento é de 6 exames face ao sexo masculino de 2013 em relação a 2012. A diferença no sexo feminino no ano 2012 são 4 exames a mais face a 2013.

No ano de 2013 houve um aumento de 9 exames tipo “OUVIDOS ”no género feminino em relação ao masculino e também no mesmo ano houve uma diminuição de 3 exames tipo “OUVIDOS ”no género feminino em relação a 2012.

## **5.2.2 - Avaliação dos Descritores de dose em Tomografia Computorizada**

CTDI<sub>vol</sub>

Quanto ao descritor de dose CTDI<sub>vol</sub>, analisou-se a totalidade dos casos em estudo com um número de casos válidos de 1212 (100%), no ano de 2012 e de 1395 casos, no ano de 2013, correspondendo igualmente a 100% dos casos. Não houve em nenhum dos anos casos ausentes.

As medidas descritivas de localização, dispersão e simetria, com um intervalo de confiança de 95% permitem afirmar que para o ano de 2012 em relação ao CTDI<sub>vol</sub> o valor médio obtido foi de 32,38 mGy com um desvio padrão de 18,1 ( $\mu=32,38 \pm 18,1$ ) e no ano de 2013, após otimização dos protocolos, obteve-se um valor de 26,68 mGy com um desvio padrão de 15,3 ( $\mu=26,68 \pm 15,3$ ) correspondendo a um decréscimo de 5,7 mGy (valor nominal) na dose de radiação emitida ao doente em todos os exames efetuados e em ambos os géneros.

Para o ano de 2012, o valor máximo obtido foi de 165,22 mGy e o valor mínimo foi de 1,91 mGy com uma assimetria de 1,472 no ano de 2012, com um erro padrão de 0,070 e para o ano de 2013 o valor da assimetria é de 1,472 com um erro padrão de 0,066 ( $b_1=22,3$ ).

Para o ano de 2013, o valor máximo de  $CTDI_{vol}$  obtido foi de 145,85 *mGy* e o valor mínimo foi de 1,91 *mGy* com uma assimetria de 1,472 no ano de 2012 com um erro padrão de 0,07 e para o ano de 2013 o valor da assimetria é de 1,472 com um erro padrão de 0,066 ( $b_1=21,02$ ).

Os valores de assimetria já observados pela representação gráfica do histograma permitem presumir acerca da não normalidade da distribuição da variável nos anos de 2012 e 2013.

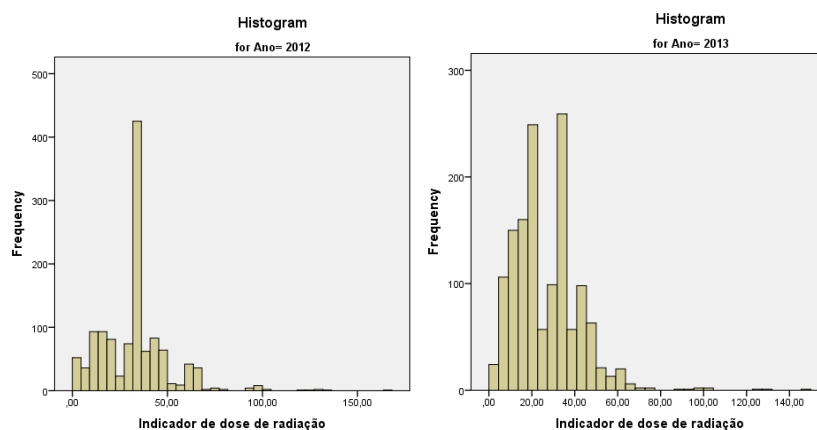


Gráfico 9 - Histograma da distribuição do  $CTDI_{vol}$  nos anos de 2012 e 2013

A estatística de *Tukey's Hinges* permitiu revelar que no cálculo das separatrizes para o  $CTDI_{vol}$  este foi inferior em 2013 sendo que o percentil 75  $P_{75}$  (Q3) no ano de 2013 igualou a mediana da mesma variável em 2012. O intervalo interquartil  $Q3-Q1$  foi de 19,7 em 2012 e de 18,37 em 2013. A mesma análise demonstra que 95% dos casos sofreram uma redução de 16 *mGy* no  $CTDI_{vol}$  em 2013 em relação a 2012. (Tabela 8)

Tabela 8 - Separatrizes da amostra em relação à variável  $CTDI_{vol}$ .

		Percentis							
		Ano	Percentis						
			5	10	25	50	75	90	95
Média	$CTDI_{vol}$	2012	5,3925	11,826	19,430	33,040	39,130	51,890	66,014
Ponderada	( <i>mGy</i> )	2013	7,1180	9,2400	14,670	23,020	33,040	45,310	50,620
Tukey's	$CTDI_{vol}$	2012			19,430	33,040	39,130		
Hinges	( <i>mGy</i> )	2013			14,670	23,020	33,040		

---

Para a verificação do decréscimo da dose do ano 2013 face a 2012 e se esta variação é, ou não, estatisticamente significativa utilizaram-se vários testes estatísticos iniciando-se pela verificação dos pressupostos para aplicação de estatísticas paramétricas.

O teste de *Kolmogorov - Smirnov* com ( $n \geq 30$ ) para os dois anos verificou que  $D(1212)_{\text{ano } 2012} = 0,183$ ;  $p < 0,001$ ;  $D(1395)_{\text{ano } 2013} = 0,130$ ;  $p < 0,001$  aceitando-se a hipótese nula para ambos os anos de 2012 e 2013, ou seja, o  $CTDI_{vol}$  não segue uma distribuição normal. Pela aplicação do teste de *Levene* obteve-se que  $F(1,2605) = 0,994$   $p = n.s.$ , verificando-se o pressuposto de que a variância do  $CTDI_{vol}$  é homogênea nos dois anos (2012 e 2013).

Aplicou-se a comparação das distribuições do  $CTDI_{vol}$  nos anos de 2012 e 2013 através do teste de variância ANOVA. Quando analisados o indicador de dose  $CTDI_{vol}$  em relação à variável nominal “ano” chegou-se ao resultado de  $F(2605) = 75,835$   $p = 0,00$ . Com  $p < 0,05$  podemos afirmar que as diferenças encontradas na variação das distribuições das variáveis  $CTDI_{vol}$  nos anos de 2012 e 2013 têm significância estatística.

O diagrama de extremos e quartis (gráfico 10) revela que estamos perante sub-amostras assimétricas (valores de  $CTDI_{vol}$  no ano de 2012 e valores de  $CTDI_{vol}$  no ano de 2013). No ano de 2013 a mediana é inferior e a distribuição dos valores do  $CTDI_{vol}$  mais concentrada. A concentração de 50% dos valores da variável  $CTDI_{vol}$  no ano de 2012 assume valores claramente superiores em relação a 2013. No ano de 2013 a distribuição dos valores por quartis é mais simétrica em torno da mediana. A amplitude inter-quartil é superior em 2012 e apresenta alguns *outliers* tanto em 2012 como em 2013. (Gráfico 9)

A medida de associação *Eta ao quadrado* revela que 28% da variação do  $CTDI_{vol}$  é explicado pela variável ano ( $\eta^2 = 0,28$ ).

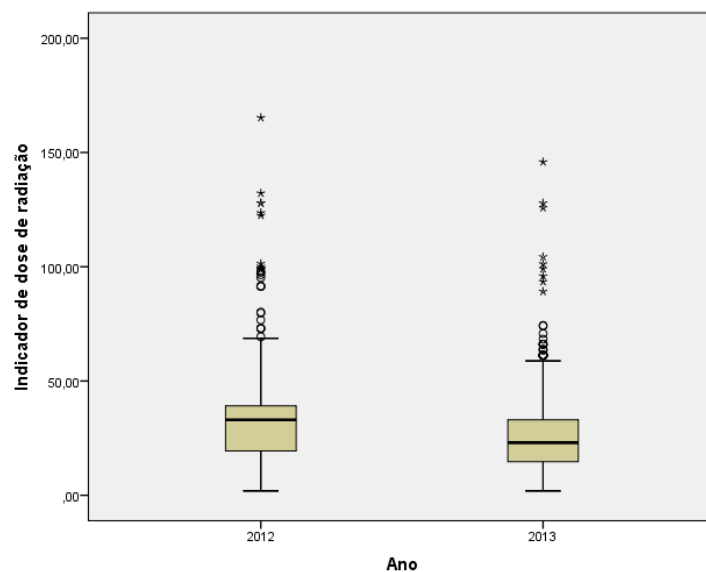


Gráfico 10 - Diagrama de extremos e quartis da distribuição do  $CTDI_{vol}$  nos anos de 2012 e 2013.

### DLP

Quanto ao segundo descritor de dose, o DLP (produto-dose\*comprimento) os valores médios variaram entre os anos de 2012 e 2013 com uma diferença nominal de  $50,9 \text{ mGy.cm}$ . (Gráfico 11)

Para esta variável analisaram-se a totalidade dos casos em estudo com um número de casos válidos de 1212 (100%), no ano de 2012 e de 1395 casos, no ano de 2013, correspondendo igualmente a 100% dos casos.

As medidas descritivas de localização, dispersão e simetria, para um intervalo de confiança de 95% permitem afirmar que para o ano de 2012, em relação ao DLP, o valor médio obtido foi de  $412,32 \text{ mGy.cm}$  com um desvio padrão de  $230,3$  ( $\mu=412,32 \pm 230,3$ ) e no ano de 2013, após a intervenção nos protocolos, obteve-se um valor de  $361,33 \text{ mGy.cm}$  com um desvio padrão de  $218,09$  ( $\mu=361,33 \pm 218,09$ ).

Para o ano de 2012, o valor máximo de DLP foi de  $1424 \text{ mGy.cm}$  e o valor mínimo foi de  $11 \text{ mGy.cm}$  com uma assimetria de  $0,212$  e um erro padrão de  $0,07$  donde se obtém um coeficiente de assimetria de  $3,028$ .

Para o ano de 2013, o valor máximo de DLP medido foi de  $1709 \text{ mGy.cm}$  e o valor mínimo foi de  $12 \text{ mGy.cm}$  com uma assimetria de  $0,659$  e um erro padrão  $9,984$ .

Os valores do coeficiente de assimetria não compreendidos no intervalo  $[(-2) - (2)]$  levam-nos a pensar que as sub-amostras de 2012 e 2013 não seguem uma distribuição normal.

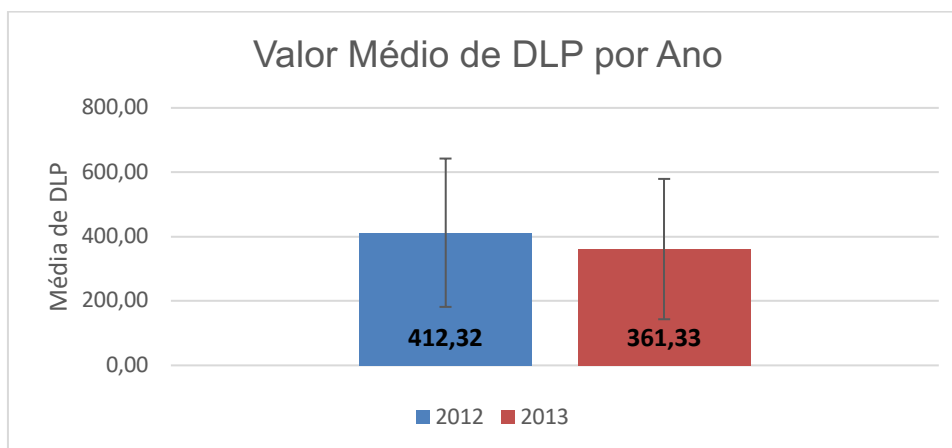


Gráfico 11 - Valor médio DLP ( $mGy.cm$ ) por ano de 2012 e 2013

Observando a amostra organizada em percentis verificamos que para o percentil 75,  $P_{75}=(Q_3)$ , existe uma diferença de 40  $mGy.cm$  a menos no ano de 2013 em relação a 2012. Nos percentis  $P_5$  e  $P_{10}$  os valores de DLP são superiores no ano de 2013 para depois a tendência se inverter e haver valores inferiores de DLP no ano de 2013 a partir do percentil  $P_{25}$  até ao final das observações.

A estatística de *Tukey's Hinges* revela que a mediana ( $Q_2$ ) difere entre 2012 e 2013 em 116,5  $mGy.cm$  com benefício de 2013. (Tabela 9)

Tabela 9 - Separatrizes da variável DLP nos anos de 2012 e 2013.

		Percentis							
		Ano	Percentis						
			5	10	25	50	75	90	95
Weighted Average	DLP	2012	50,25	74,00	198,25	447,5	516,00	685,00	808,0
						0			0
	2013	61,80	84,00	178,00	331,0	476,00	673,00	749,0	
						0			0
Tukey's Hinges	DLP	2012			198,50	447,5	516,00		
						0			
	2013			178,00	331,0	476,00			
						0			

Tal como antevisto através do coeficiente de assimetria, a distribuição dos valores de DLP nas duas sub-amostras dos exames radiológicos nos anos de 2012 e 2013 não cumprem o pressuposto de normalidade  $D_{(1212)}_{ano\ 2102} = 0,166$ ;  $p < 0,05$  e

$D_{(1395) \text{ ano } 2103} = 0,082$ ;  $p < 0,05$ . Quanto à homogeneidade de variâncias após aplicado teste *Levene*, com base na mediana, concluímos que a distribuição da amostra é homogénea:  $F_{(1, 2605)} = 0,14$ ;  $p = n.s.$

Tabela 10 - Teste da Homogeneidade de variâncias

		Levene Statistic	df1	df2	Sig.
Produto Dose	Based on Mean	,968	1	2605	,325
	Based on Median	,014	1	2605	,907
Comprimento	Based on Median and with adjusted df	,014	1	2554,82 6	,907
	Based on trimmed mean	2,135	1	2605	,144

Tal como já referido verifica-se que o decréscimo em termos médios do valor de DLP é de 50,99 *mGy.cm* do ano 2013 em relação ao ano de 2012 em todos os exames efetuados e em ambos os géneros, logo um menor volume irradiado e como tal uma redução de dose. (Tabela 11)

Tabela 11 - Estatísticas descritivas da variável DLP distribuída nos anos de 2012 e 2013.

	Ano	N	Média	Desvio padrão	Erro padrão
Produto Dose Comprimento (DLP)	2012	1212	412,32	230,278	6,615
	2013	1395	361,33	218,094	5,839

O teste *t* para amostras independentes revela que as diferenças no DLP nos anos de 2012 e 2013 são estatisticamente significativas com  $p = 0,00$  [ $t(2605) = 5,801$ ;  $p < 0,05$ ].

Por estarmos perante uma distribuição do DLP de resposta contínua e não normal, com consideráveis assimetrias e um fator categórico “ano” com dois níveis (2012 e 2013) foi aplicado o teste ANOVA para compreender a influência do ano na variação do DLP.

Antes da aplicação do teste ANOVA considerou-se (a partir da apreciação do diagrama de extremos e quartis) que o valor da mediana do DLP diminuiu de 2012 para 2103 e que a variabilidade da distribuição também foi mais reduzida no segundo ano.

Como resultado do teste ANOVA observamos que  $F_{(1,2606)}=33,649$ ;  $p<0,05$ , o que nos leva a considerar que as diferenças no DLP em relação ao ano em que foram obtidas são estatisticamente significativas. A dimensão do efeito é representada pelas diferenças exercidas pelo fator “ano” sobre a variação do DLP e situa-se em 1,33% ( $\eta^2=0,013$ ), através do cálculo do *Eta* ao quadrado.

### 5.2.3 - Descritores de dose por ano e outros fatores independentes

#### *Colimação do feixe*

A colimação do feixe foi uma das variáveis independentes alvo de modificação entre os anos de 2012 e 2013. Embora com diferentes valores para cada um dos tipos de exames foi considerada nesta análise a colimação média para todos os exames.

Em 2012 a média da colimação foi 1,71mm ( $\mu= 1,71 \pm 0,57$ ) com um coeficiente de assimetria de -7,7mm e em 2013 foi 1,78mm ( $\mu= 1,78 \pm 0,63$ ), um coeficiente de assimetria de (-6,0) e com uma mediana de 2mm em ambos os anos. O valor máximo e mínimo da colimação foi igual nos dois anos [Máx. 5,0 - min. 0,5 mm] se bem que pelo  $P_{75}$  ( $Q_3$ ) em 75% da amostra usaram-se valores de colimação abaixo de 2mm. A diferença nos valores de colimação entre os dois anos foi de 0,7mm. (Gráfico 12)

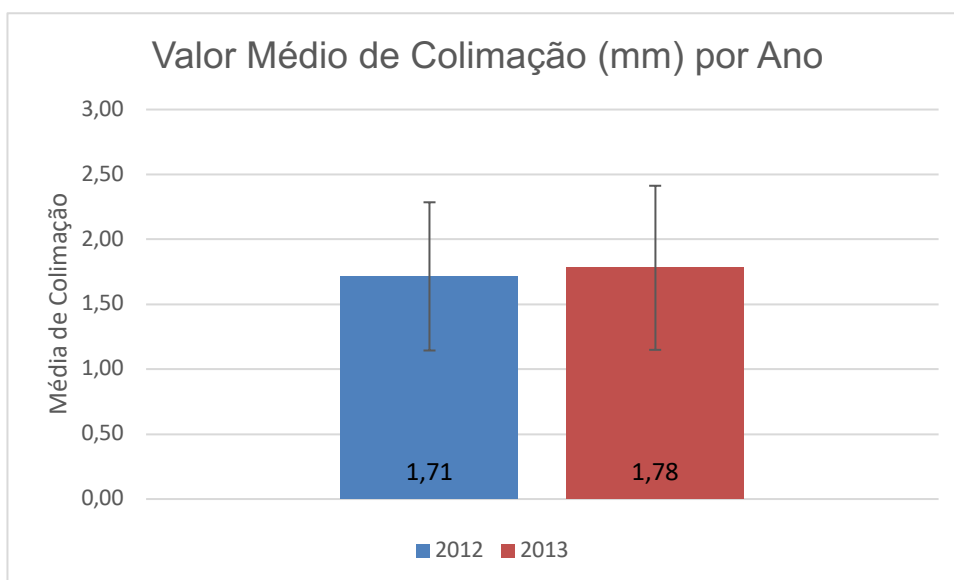


Gráfico 12 -Valor médio da colimação nos anos de 2012 e 2013

Nas colimações mais finas a eficiência geométrica dos detetores é deteriorada e este efeito leva a um aumento indireto da dose pois é necessário um tempo de exposição superior para superar o ruído de imagem, logo o aumento da colimação possibilita uma redução de dose.

Os valores da colimação não apresentaram uma distribuição normal  $D_{(1212)ano\ 2012}=0,423;p<0,05$  e  $D_{(1395)ano\ 2013}=0,385;p<0,05$  e apresentaram uma variância homogénea  $F_{(1,2605)}=3,613; p=0,057$ . O teste  $t$  para amostras independentes permitiu verificar que a diferença na média da colimação entre os dois anos é estatisticamente significativa  $t[2605]=(-2,705); p=0,007$ . A análise de variância ANOVA permitiu verificar que as variâncias dos valores de colimação são diferentes sob o efeito da variável ano:  $F_{(1,2605)}=7,315; p=0,007$ .

#### *Intensidade da corrente*

No gráfico 13 apresenta-se, em termos comparativos, o valor médio da intensidade da corrente ( $mAs$ ) por unidade de tempo de exposição (s) nos anos de 2012 e 2013.

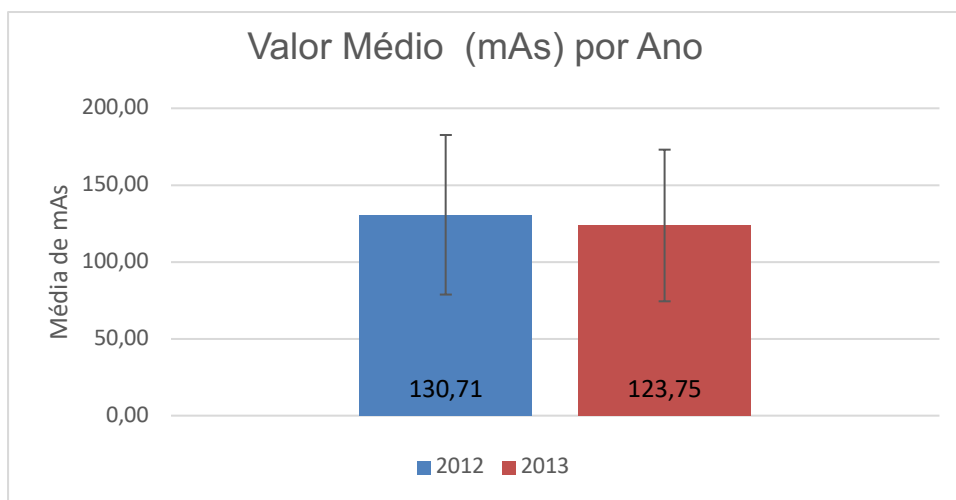


Gráfico 13 - Valores médios de Intensidade da corrente por ano

Da análise do gráfico 13 e como parâmetro que influencia a dose em TC, temos que o valor médio obtido em 2013 é de menos 6,96  $mAs$  do que no ano de 2012.

A análise da intensidade da corrente na ampola medida pelo indicador miliampere\*segundo ( $mAs$ ) indicou que o valor médio para todos os tipos de estudo

em 2012 foi 130,7 *mAs*, com uma mediana de 140 *mAs*. Em 2013 a média desceu para 123,8 *mAs* e a mediana baixou para 130 *mAs*. Os casos em estudo foram os mesmos do que para as outras variáveis mas foi suprimida uma observação por constituir um *outlier* severo. O coeficiente de assimetria é 2,45 em 2013 e em 2012 é de 1,95. Mesmo com valores próximos dos dois desvios-padrão a amostra não apresenta critérios de normalidade cujos resultados pelo teste *K-S* foram  $D_{(1212)}_{\text{ano de 2012}} = 0,923$ ;  $p=0,00$ ; e  $D_{(1392)}_{\text{ano de 2013}} = 0,962$ ;  $p=0,00$ .

A estatística de *Levene* com base na mediana para análise de homogeneidade de variância obteve os seguintes resultados:  $F_{(1,2602)}=0,617$ ;  $p=0,432$  podendo-se assumir que a variância dos dados para a intensidade da corrente é homogénea.

O teste *t* permitiu afirmar que as diferenças nas médias dos *mAs* aplicados aos exames de neurorradiologia pediátrica entre os anos de 2012 e 2013 são estatisticamente significativas e que essas diferenças sob influência intra ou entre os anos de 2012 e 2013 são significativas:  $t_{(2602)}=3,482$ ;  $p=0,001$  e  $F_{(2603)}=12,122$ ;  $p=0,001$ . A medida de associação entre as duas variáveis indica que 0,5% ( $\eta^2= 0,005$ ) da variação dos *mAs* é explicada pela otimização dos protocolos aqui representada pelo fator “ano”.

O gráfico 14 mostra os valores médios do tempo de exposição entre os anos de 2012 e 2013 e da sua avaliação verifica-se que a diferença é apenas de 0,01s.

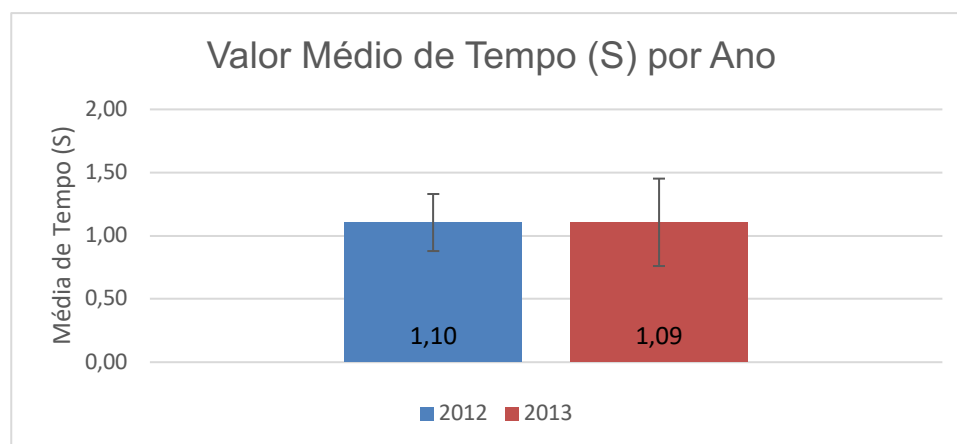


Gráfico 14 - Valor médio do tempo de exposição por ano

O tempo de aquisição por ser um parâmetro conjugado com a intensidade da corrente está dependente desta e torna-se inadequado considerá-lo isoladamente. Ainda assim foi analisada a distribuição desta variável verificando-se idêntico comportamento quanto à intensidade da corrente no que respeita à normalidade e à homogeneidade de variâncias. No entanto o teste *t* mostrou que a diferença no tempo

---

de aquisição entre os anos de 2012 e 2013 não é significativa do ponto de vista estatístico:  $t_{(2605)}=0,876; p=n.s.$  A análise de dispersão ANOVA relativamente aos dois anos revela que a diferença nas variações do tempo de aquisição em relação aos anos de 2012 e 2013 não é significativo  $F_{(1,2605)}=0,767 ; p=n.s.$  sendo  $p=0,381$ .

A medida *Eta* revela não haver associação entre o tempo de exposição e o fator “ano” em que foi feito o estudo. Nesse caso a otimização dos protocolos e a variação do  $CDTI_{vol}$  não terá sido influenciada diretamente pelo tempo de exposição mas sim pelos *mAs*.

### *Diferença de potencial*

A diferença de potencial estabelece uma determinada tensão de pico na ampola medida em *Kilovolt* (kV). Esse valor é pouco variável por razões técnicas. Ainda assim a distribuição de valores da tensão de pico tem um máximo em [Máx-130; min-80] em ambos os anos. A média em 2012 foi 122,41kV ( $\mu=122,4 \pm 13,6kV$ ) e em 2013 foi de 118,65 kV ( $\mu=118,65 \pm 12,7kV$ ). (Gráfico 15) É também por razões técnicas e de justificação anatómica que a distribuição de valores tem um coeficiente de assimetria de (-1,486) e uma maior concentração de valores junto aos valores superiores logo assimétrica negativa. A grande amplitude de valores de *kVp* tem sobretudo a ver com os diferentes exames radiológicos em estudo.

O teste de normalidade e de homogeneidade de variâncias não se mostraram significativos. Atendendo ao teorema do Limite central aplicou-se o teste *t* para testar a igualdade de médias da distribuição de valores de *kVp*.

Assim, o teste  $t_{(2605)}=7,268; p=0,00$  revela que as diferenças entre 2012 e 2013 quanto aos valores dos *kVp* são significativas. Pelo teste de variância ANOVA verificamos que as diferenças médias da variação são significativas tanto entre um ano e o outro como dentro de cada ano com  $F_{(1,2606)}=53,086; p=0,00$ .

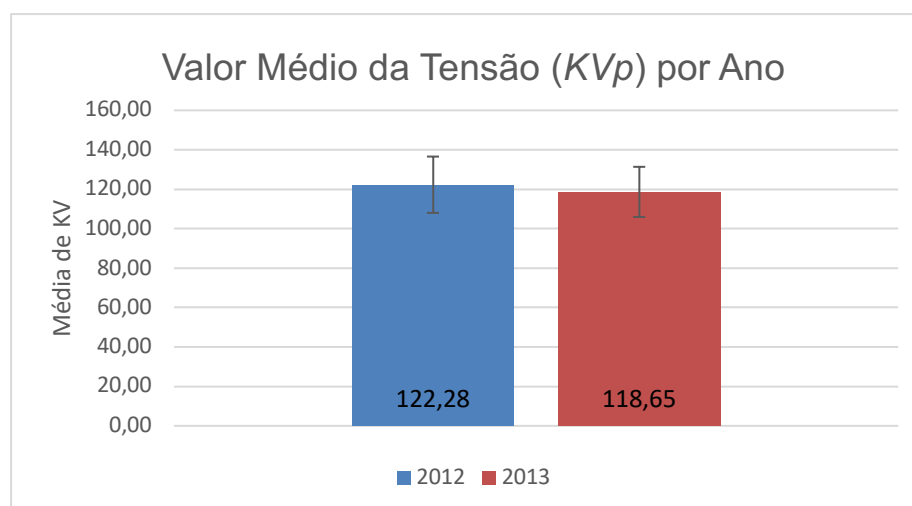


Gráfico 15 - Valor médio da tensão (kVp) nos anos de 2012 e 2013

### *CTDI<sub>vol</sub> e idade*

Considerando  $CTDI_{vol}$  e a idade dos elementos da amostra ordenada por escalões etários, a variável apresenta a distribuição constante da tabela 12. O escalão etário mais frequente é o dos [6-10] anos com 675 unidades amostrais e o menos representado é o dos [15+] com 293. Foram incluídos todos os casos da amostra.

Tabela 12 - Amostra ordenada por escalões etários.

Escalões Etários	Casos					
	Validos		Omissos		Total	
	N	Percent.	N	Percent.	N	Percent.
[0-1]	453	100,0%	0	0,0%	453	100,0%
[2-5]	516	100,0%	0	0,0%	516	100,0%
[6-10]	675	100,0%	0	0,0%	675	100,0%
[11-15]	670	100,0%	0	0,0%	670	100,0%
[15+]	293	100,0%	0	0,0%	293	100,0%

A média do  $CTDI_{vol}$  dos diferentes escalões cresce à medida que sobe o escalão de idades o que é um resultado espectável. No entanto esse valor não é muito relevante neste contexto, uma vez que em cada escalão existem diferentes exames dos quais depende o valor de  $CTDI_{vol}$  final. Assim, neste caso os diferentes exames de TC constituem uma variável moderadora difícil de isolar.

---

Por esse motivo a distribuição por escalões etários em relação ao  $CTDI_{vol}$  não segue uma distribuição normal e também não podemos assumir homocedasticidade de variâncias.

Efetuararam-se o teste *Brown-Forsythe* e o teste *Welch* cujos resultados foram significativos para a igualdade de variância do  $CTDI_{vol}$  intra e entre os escalões etários, com  $p < 0,05$ .

A variação do  $CTDI_{vol}$  apresentou diferenças estatisticamente significativas entre todos os escalões etários exceto entre os [2-5] e [6-10] com  $p = 0,1$ . Foi obtido o teste não paramétrico de *Kruskal-Wallis* cujo resultado permitiu aferir que existe efeito estatisticamente significativo da variação dos escalões etários sobre o  $CTDI_{vol}$  com  $\chi^2_{KW}(4) = 525,7$ ;  $p < 0,05$ .

#### *DLP e idade*

A verificação dos pressupostos de normalidade da amostra e da homocedasticidade de variância da distribuição do DLP levou à não rejeição da hipótese nula  $D(453;516;675;670;293)_{([0-1];[2-5];[6-10];[10-15];[+10])} = p < 0,05$ . O mesmo aconteceu com a variância, com base na mediana, que pela estatística *Levene* resultou que  $F(4) = 38,84$ ;  $p < 0,05$ . Contudo devido à dimensão da amostra se aproximar de  $N$  (teorema do limite central) Marôco, J. (2014), por todos as distribuições do DLP pelos escalões etários apresentarem uma assimetria e achatamento reduzidos, exceto no escalão [0-1], e como apenas apresenta um *outlier* severo, considerados elementos de violação suave, foram aplicados testes paramétricos na inferência.

Os testes de múltiplas comparações *Games-Howell* permitiram verificar com base nas médias do DLP intra grupos (I-J), que as diferenças não são significativas entre os escalões [2-5] e [6-10] com  $p = 0,62$ . As diferenças entre os restantes escalões etários apresentaram-se estatisticamente diferentes com  $p < 0,05$ .

Efetivamente nestes dois grupos etários pode acontecer que os diferentes percentis baseados nos índices de crescimento sofram variações quanto aos padrões normais e haver crianças com 4 anos, por exemplo, com índice desenvolvimento físico semelhante a 7 ou mesmo acontecer o inverso.

Por se tratar duma variável ordinal aplicou-se o teste não paramétrico de *Kruskal-Wallis* para verificar se os grupos etários provêm de amostras com a mesma distribuição de valores do DLP e com  $\chi^2_{KW}(4) = 434,7$ ;  $p < 0,05$ , podemos rejeitar a  $H_0$  com uma probabilidade de erro associado a 5% e afirmar que existem diferenças significativas na distribuição dos valores do DLP em função da variação da globalidade

---

dos grupos etários. Esta afirmação pressupõe que o resultado obtido entre os escalões etários [2-5] e [6-10] se dilui quando analisado globalmente.

#### *Colimação, Intensidade da corrente, Tensão da ampola, Escalões etários e Género*

Quanto à variação da distribuição da variável independente “colimação” em relação aos escalões etários verificámos com base na mediana a homogeneidade das variâncias.

Os testes de múltiplas comparações *Games-Howell* permitiram verificar que as diferenças não são significativas entre os escalões [2-5] e [6-10]; e [2-5] e [15+] com  $p=0,248$  e  $p=7,12$  respetivamente e também entre os grupos [6-10] e [11-15]; e [6-10] e [15+] com  $p=8,70$  e  $p=9,76$  e os grupos etários [11-15] e [15+] com  $p=0,679$ . As diferenças entre os restantes escalões etários apresentaram-se estatisticamente diferentes com  $p<0,05$ . Estes valores de significância que nos dão conta do efeito da variação da colimação em função da idade podem estar associados ao tipo de exame pois a variável colimação não está estratificada em relação ao tipo de exame e o escalão etário não traduz na realidade o desenvolvimento físico da criança que se reflete no viés associado aos grupos etários. Efetivamente a colimação deverá ser adequada tanto ao tipo de exame como ao desenvolvimento físico da criança sendo que este resultado era espectável e não nos dá grande informação pois a variável “tipo de exame” modera os resultados da colimação em relação à idade.

Os testes para avaliação das diferenças entre a distribuição da variável tensão da ampola medida em (*kVp*) por grupo etário mostrou uma distribuição não homogénea com  $F_{(4,2602)}=74,9$ ;  $p=0,00$ . Procedeu-se à homogeneização da variável e os testes de robustez *Welch e Brown-Forsythe* para igualdade de médias mostraram-se significativos com  $p<0,05$ . Os testes *Post Hoc* para múltiplas comparações entre os escalões etários sob influência dos *kVp* apresentaram diferenças significativas, entre todos os grupos, exceto entre os escalões etários [2-5] e [6-10]. O teste *Kruskal-Wallis* apresentou-se significativo para a comparação de médias entre a variável de grupo - escalões etários  $\chi^2_{kw}(4)=542,5$ ;  $p<0,05$ .

A análise da variável intensidade da corrente (*mAs*) apresentou resultados muitos idênticos aos do *kVp* com diferenças significativas nos escalões etários exceto em [2-5] e [6-10] anos com um valor de significância de  $p=0,819$ . O teste *Kruskal-Wallis* apresentou-se significativo para as diferenças de médias dos *kVp* entre a variável de grupo - escalões etários com  $\chi^2_{kw}(4)=392,6$ ;  $p<0,05$ .

---

Este resultado, tal como esperado, vem ao encontro do resultado obtido para a variável  $CTDI_{vol}$ , DLP e  $kVp$  quando analisada em função dos escalões etários.

A matriz de correlações não paramétricas *rho de Spearman* mostrou correlações significativas entre os descritores de dose e todas as variáveis independentes  $r_s(2607)$ ;  $p < 0,05$ ; os valores da correlação foram positivos e elevados traduzindo associações fortes entre as variáveis  $CTDI_{vol}$  e [ $r_s = \text{DLP}$  (0,89);  $kVp$  (0,75); e  $mAs$  (0,87)]. Com a idade e a colimação as correlações do  $CTDI_{vol}$ , embora significativas, foram fracas-a-moderadas  $r_s = (0,44)$  e  $r_s = (0,31)$  respetivamente. O DLP também se correlacionou positivamente com todas as outras variáveis apresentando valores elevados de correlação com [ $r_s = \text{CTDI}_{vol}$  (0,89);  $kVp$  (0,70);  $mAs$  (0,88);  $s(0,64)$ ]. À semelhança do  $CTDI_{vol}$ , com as variáveis idade e colimação os valores de correlação foram inferiores traduzindo associações fracas-a-moderadas  $r_s = (0,39)$  e  $r_s = (0,43)$  respetivamente.

Como através da ANOVA se verificaram diferenças significativas entre o DLP e o  $CTDI_{vol}$  entre todos os escalões etários nos anos de 2012 e 2013 com  $p < 0,05$ , fomos verificar quais as variáveis e escalões etários onde essas diferenças estavam presentes.

Em resumo, os testes de comparações múltiplas *Post Hoc* de *Games-Howell* confirmam quais os grupos etários que mostraram diferenças nos valores médios dos descritores de dose  $CTDI_{vol}$  e DLP nos anos em estudo e qual a sua significância do ponto de vista estatístico. Assim entre os anos de 2012 e 2013 os escalões etários apresentaram diferenças significativas com  $p < 0,05$  exceto nos escalões etários de [11-15] e [15+] entre os valores médios tanto do  $CTDI_{vol}$  como do DLP:

$CTDI_{vol}$  (2012, 2103) [11-15];  $p = 0,14$  e  $CTDI_{vol}$  (2012, 2103) [15+];  $p = 0,09$ .

DLP (2012, 2103) [11-15];  $p = 0,17$  e DLP (2012, 2103) [15+];  $p = 8,43$ .

A interpretação para esta não significância dos valores médios do  $CTDI_{vol}$  e DLP entre os anos considerados (2012 e 2013) nestes dois escalões etários, pode dever-se à maior variabilidade dos protocolos aplicados na dependência do desenvolvimento físico associado à idade.

Consideradas as variáveis que têm maior contribuição na variação dos valores médios do  $CTDI_{vol}$  e do DLP fomos verificar a causa dos seus efeitos relativos e constatou-se que a igualdade de médias do  $CTDI_{vol}$  e DLP entre os anos 2012 e 2013 quanto ao escalão etário [11-15] se deveu à moderação destas variáveis pela intensidade da corrente, com os  $mAs$  a apresentarem um  $p = 0,419$ ; n.s. entre os dois anos. No escalão [15+] foi a tensão da ampola ( $kVp$ ) que mais contribuiu para a igualdade de médias do  $CTDI_{vol}$  e DLP entre os dois anos com  $\alpha$  não significativo e  $p = 0,430$ ; n.s..

### Varição dos Descritores de Dose por ano e tipo de exame

Ao analisar a variação dos descritores da dose em TC podemos avaliar no gráfico 16 as diferenças verificadas no valor médio do  $CTDI_{vol}$  por tipo de exame, entre 2012 e 2013, revelando ainda o nível de variação ou de dispersão estatística existente em relação à média desta variável.

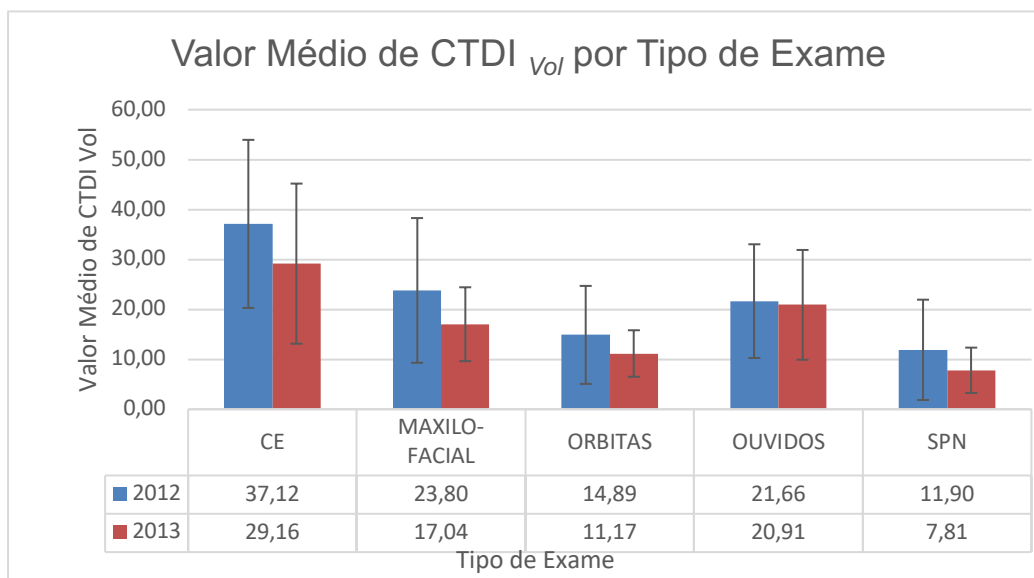


Gráfico 16 - Valores médios de  $CTDI_{vol}$  (mGy) por tipo de exame nos anos de 2012 e 2013.

Não obstante o número de exames de alguns tipos ter sido muito superior no ano de 2013, como por exemplo os exames “CE” (2012=936) e (2013=1128) ou “MÁXILO-FACIAL” (2012=26) e (2013=45) esse aumento não se refletiu no  $CTDI_{vol}$  o qual decresceu, tal como podemos verificar no gráfico 16. Deste modo para um aumento de 192 exames do tipo “CE” a otimização representou um decréscimo de 7,96 mGy e nos exames de “MÁXILO-FACIAL”, um aumento de 19 exames em 2013, representou um decréscimo de 6,76 mGy. Para os exames do tipo “ÓRBITAS” houve um decréscimo de 3,72 mGy. Quanto aos estudos do tipo “OUVIDO” o aumento de 4 exames em 2013 refletiu-se não na subida do  $CTDI_{vol}$  mas num decréscimo de 0,75 mGy ou seja 0,1875 mGy por cada doente estudado. Embora no tipo “SPN” tenha havido, em 2013, um menor número destes estudos (-34 unidades) o valor de  $CTDI_{vol}$  decresceu em média por exame 0,12 mGy. (Gráficos 6 e 16)

Quanto aos valores médios de DLP verificados nos anos de 2012 e 2013, por tipo de exame, é possível observar e comparar, no gráfico 17, a redução, e o nível de variação ou de dispersão estatística existente em relação à média do DLP.

Observamos que, à exceção do tipo de exame “OUVIDOS”, houve um decréscimo geral do valor médio de DLP para todos os tipos de exame efetuados em 2013 comparativamente a 2012. O tipo de exame no qual se verificou um maior decréscimo do seu valor médio foi o “CE”, revelando uma redução média de 77,19 *mGy.cm*. Tendo em conta que houve um aumento de 192 exames deste tipo verificámos que em termos médios foi reduzido, em cada exame de “CE”, cerca de 0,16 *mGy.cm*.

Por outro lado, o tipo de exames “OUVIDOS” foi o único que apresentou um acréscimo de 3,47 *mGy.cm* no seu valor médio, ou seja, cerca de 0,87 *mGy.cm* a mais em cada exame. Sabendo que o exame de TC de “OUVIDOS” pela sua natureza tem uma elevada absorção do feixe devido às estruturas ósseas que tem de atravessar poderemos entender este aumento como uma forma de compensar o ruído de imagem. Também não foi verificado nesta análise quais os grupos etários envolvidos nesta diferença de exames podendo ser essa a justificação. (Gráfico 6 e 17)

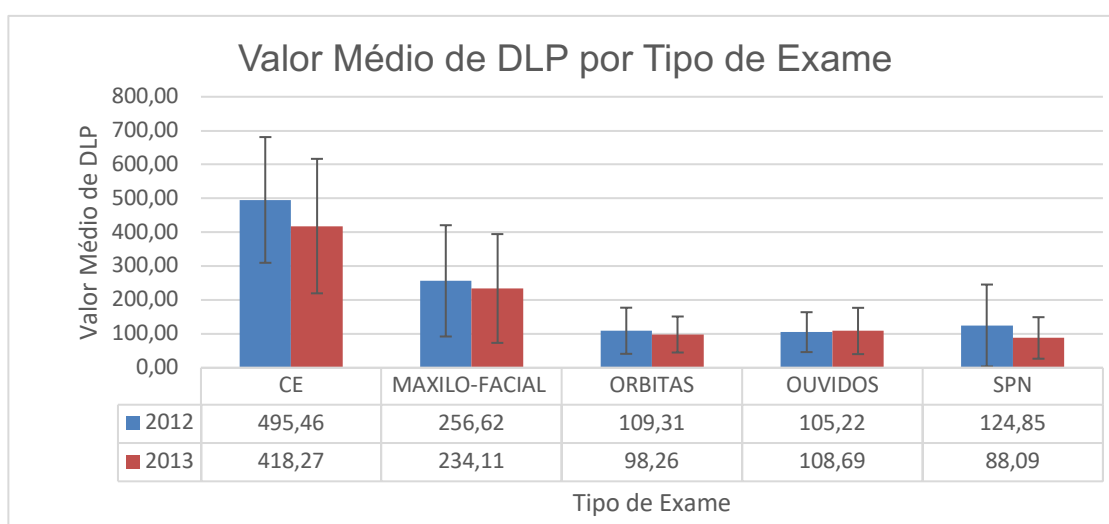


Gráfico 17 - Valores médios de DLP (*mGy.cm*) por tipo de exame nos anos de 2012 e 2013.

O Gráfico 18 mostra os valores médios da tensão na ampola (*kVp*) podendo ainda analisar-se comparativamente os mesmos valores utilizados por tipo de exame, nos anos em estudo.

Da análise do gráfico 18 verifica-se que, os valores médios de tensão *kVp* mantiveram-se de certa forma constantes, registando-se um ligeiro acréscimo no tipo de exame “SPN” (em 3,01 *kVp*). Apesar disso os valores de  $CTDI_{vol}$  decresceram de 0,088 *mGy* em 2012 para 0,077 *mGy* em 2013.

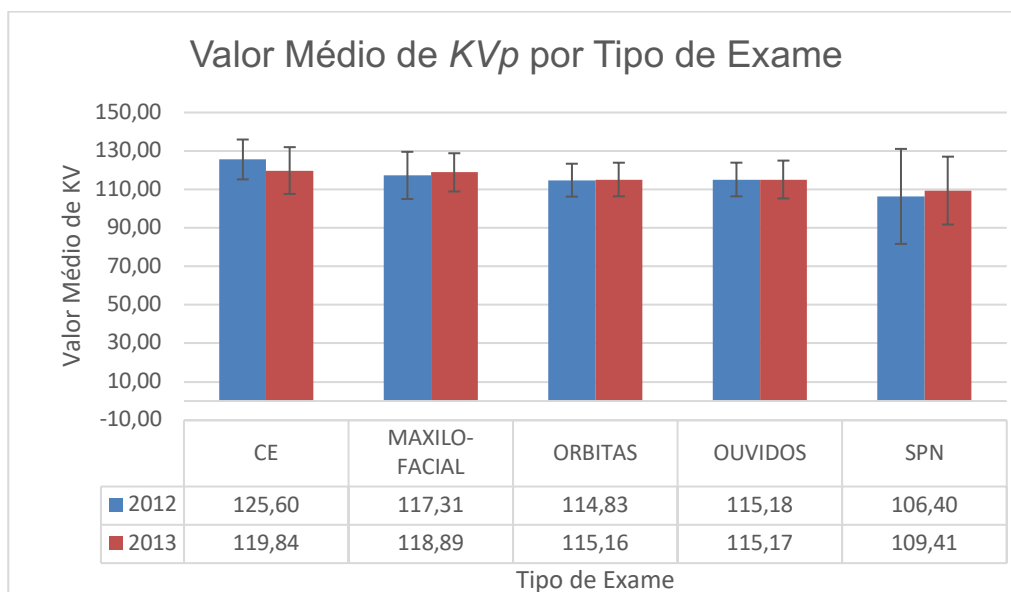


Gráfico 18 - Valores médios de tensão na ampola (*kVp*) por tipo de exame nos anos de 2012 e 2013.

Nos exames “CE” a variação foi de menos 5,76 *kVp* em 2013 e nos restantes tipos de exame as oscilações foram mínimas, tanto no sentido crescente como decrescente. (Gráfico 18)

No gráfico 19 representa-se o valor médio da intensidade da corrente por tempo de aquisição (*mAs*) e por tipo de exame, comparando os valores médios nos anos 2012 e 2013, com possibilidade ainda de se observar o nível de variação ou de dispersão estatística existente em relação à média de *mAs*.

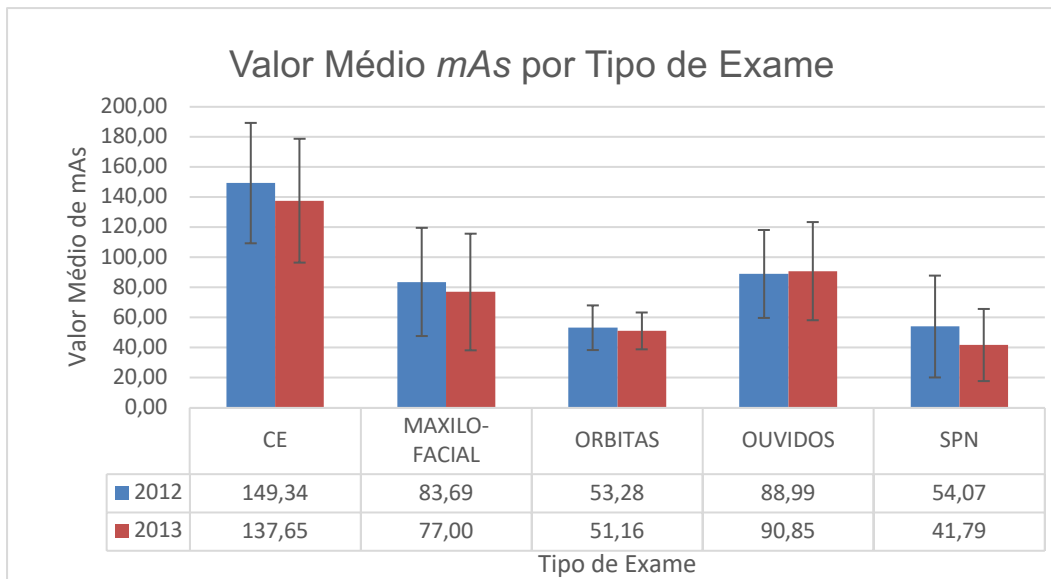


Gráfico 19 - Valores médios da Intensidade da Corrente (*mAs*) por tipo de exame nos anos de 2012 e 2013.

Analisando, verifica-se um aumento do valor médio (1,86 *mAs*) no estudo de "OUVIDOS" havendo no entanto uma diminuição dos valores médios globais de *mAs* nos restantes tipos de exames com maior acentuação no tipo "CE" com um decréscimo de 11,69 *mAs*. Não obstante atendendo não só à variação dos *mAs* mas relativizando à variação do número de exames entre os dois anos (exceto no tipo "SPN"), verifica-se que o valor médio de *mAs* decresceu em todos os tipos de exames: "CE" (0,159 em 2012; 0,122 em 2013); "MÁXILO-FACIAL" (3,21 em 2012; 1,71 em 2013); "ÓRBITAS" (1,84 em 2012; 1,65 em 2013); "OUVIDOS" (1,05 em 2012; 1,02 em 2013). Nos exames do tipo "SPN" (0,39 em 2012; 0,40 em 2013) houve um ligeiro aumento em 2013 o que nos indica a necessidade de ajustar novamente o protocolo. Verificamos uma maior diferença nos exames do tipo "MÁXILO-FACIAL". Este resultado justifica o decréscimo médio de 6,76 *mGy* no  $CTDI_{vol}$  de 2012 para 2013.

O valor médio da colimação por tipo de exame, apresentou um aumento no tipo de exame "CE", o que poderá justificar a diminuição na dose de radiação refletida tanto no valor do  $CTDI_{vol}$  (redução de 7,96 *mGy*) mas principalmente no DLP (redução média de 77,19 *mGy.cm*). Este parâmetro do protocolo poderá apenas ser alterado mediante determinadas circunstâncias sob pena de não representar a totalidade da anatomia devendo ser, do mesmo modo, adaptado ao estudo em questão seguindo as *guidelines* existentes para TC pediátrica.

Suscitou o nosso interesse perceber quais os exames que mais contribuíram para a variação dos descritores de dose nos anos considerados.

O gráfico 20 apresenta os valores médios do  $CTDI_{vol}$  distribuídos por género, tipo de exame e por ano de 2012 e 2013.

Da análise do gráfico 20 verifica-se que há um decréscimo de dose entre os géneros masculino e feminino no ano 2013 face a 2012. O valor médio de  $CTDI_{vol}$  total por género masculino nos exames do tipo “CE” do ano 2013 face a 2012 apresenta um decréscimo de 8,75 *mGy* no género masculino e em relação ao género feminino é de 7,05 *mGy*, resultando assim uma efectiva redução da dose do ano de 2013 para 2012.

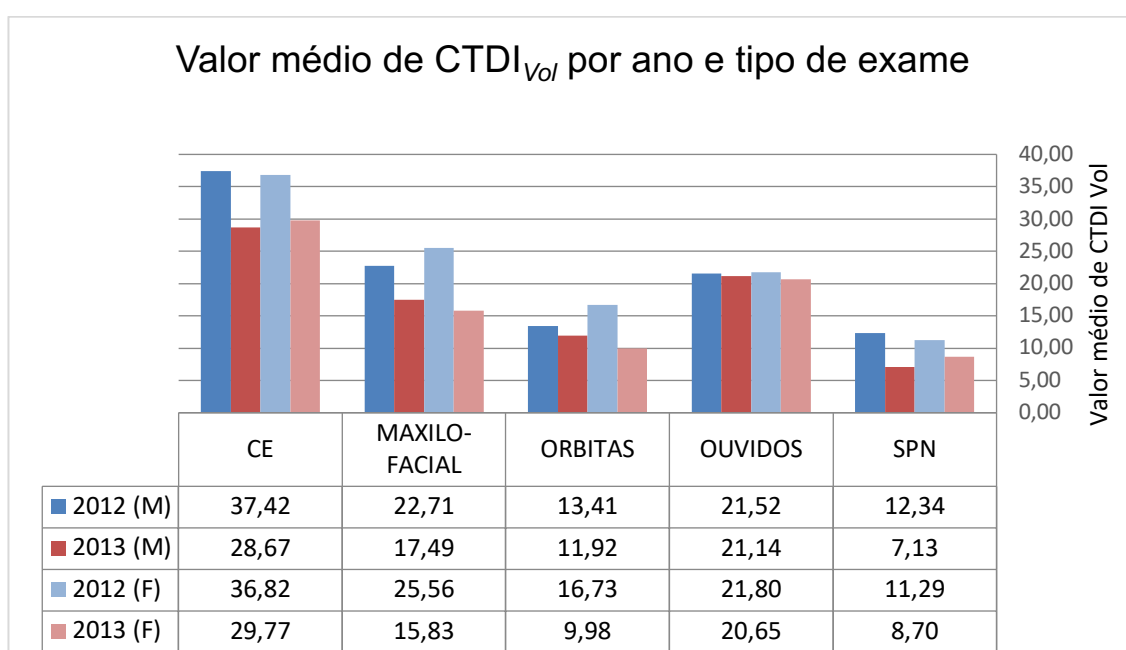


Gráfico 20 - Valor médio do  $CTDI_{vol}$  por ano e tipo de exame estratificado por género.

Em relação ao tipo de exame “MÁXILO-FACIAL” a diferença no género masculino entre 2012 e 2013 é de menos 5,22 *mGy*. No que diz respeito ao género feminino é de 9,73 *mGy*, contabilizando-se efetivamente uma redução do  $CTDI_{vol}$ .

Para além dos anteriormente referidos, foi nos exames tipo “ÓRBITAS”, no género feminino (6,75 *mGy*), e nos exames tipo “SPN” no género masculino (5,21 *mGy*), onde os valores médios de redução do  $CTDI_{vol}$  foram superiores. (Gráfico 20)

Como estes valores não estão normalizados por unidade de exame e porque pretendemos perceber se eles são significativos do ponto de vista estatístico foram aplicados os testes estatísticos adequados.

---

### CTDI<sub>vol</sub> e DLP por tipo de exame nos anos em estudo

Analisaram-se as diferenças entre os valores médios do CTDI<sub>vol</sub> e DLP por tipo de estudos nos anos de 2012 e 2013.

Para os exames do tipo “CE” os valores médios foram 37,11 mGy no ano de 2012 e 29,65 no ano de 2013. ( $\mu=37,11 \pm 16,8$ ) e ( $\mu=29,65 \pm 14,8$ ). (Gráfico 21)

A distribuição de probabilidade do CTDI<sub>vol</sub> em relação aos exames “CE” não se revelou normal para uma probabilidade de erro tipo I ( $\alpha$ ) de 5% com *K-S* (936=0,244) ano 2012;  $p<0,05$  e *K-S* (1128=0,156) ano 2013;  $p<0,05$ . Considerou-se haver homogeneidade de variâncias dos valores do CTDI<sub>vol</sub> com *F* (2602=0,005);  $p=0,946$ , no entanto uma vez que as distribuições não cumpriram o pressuposto de normalidade e sobretudo porque as distribuições são muito assimétricas *Sk* [0,4 - 2,0], têm *outliers* severos e curtose elevada *ku* [11,2 - 0,03] optou-se por aplicar estatísticas não paramétricas.

Assim, ao compararmos a distribuição média do CTDI<sub>vol</sub> para os exames de “CE” entre os anos de 2012 e 2013 decide-se que se rejeita a hipótese nula ou seja, as diferenças no valor do índice de dose CTDI<sub>vol</sub> entre os anos de 2012 e 2013 são significativas com  $p<0,05$ . No caso dos estudos “MAXILO-FACIAIS” o teste *U* de *Mann-Whitney* revelou que as diferenças existentes no CTDI<sub>vol</sub> entre os dois anos não são significativas *U* (71=431);  $p>0,05$ . Do mesmo modo, embora a distribuição do CTDI<sub>vol</sub> nos anos considerados seja normal, como as variâncias não são homogêneas optou-se pela aplicação do teste *U* de *Mann-Whitney* que revelou que as diferenças desta variável em relação aos exames de “ÓRBITAS” não são estatisticamente significativas com *U* (60=385);  $p>0,05$ . Para os “OUVIDOS” as distribuições médias do CTDI<sub>vol</sub> também não apresentaram diferenças estatísticas com base no teste *t* (172=0,473);  $p>0,05$ . Os exames de “SPN” apresentam valores de CTDI<sub>vol</sub> diferentes entre os dois anos em (0,12 mGy) por exame. O teste *U* apresenta diferenças estatisticamente significativas entre os dois anos para a distribuição média de valores observados do CTDI<sub>vol</sub> com  $p=0,008$  e *df* (238).

Em relação ao DLP para os exames do tipo “CE” também se verificaram que as diferenças ocorridas (cerca de 0,16 mGy.cm em cada exame) foram estatisticamente significativas entre os anos de 2012 e 2013: *U* (2064=391,4);  $p<0,05$ .

Para os exames do tipo “MÁXILO-FACIAL”; “ÓRBITAS” e “OUVIDOS” as diferenças médias registadas entre os dois anos, através do teste *U* de *Mann-Whitney* não foram significativas com  $p=0,512$ ;  $p=0,745$  e  $p=0,792$  respetivamente; Nos exames do tipo “SPN” as diferenças da variável DLP entre os dois anos já se mostrou significativa *U* (238=5,798);  $p<0,05$ .

---

### *CTDI<sub>vol</sub> e DLP por ano de estudo e grupo etário*

Foi importante perceber qual a variação estatística do DLP e CTDI<sub>vol</sub> após a otimização levada a cabo e se a mesma estava ajustada em relação aos escalões etários. Assim fomos verificar o comportamento dos descritores de dose em função das classes etárias entre os anos de 2012 e 2013.

Podemos concluir que a distribuição do CTDI<sub>vol</sub> apresenta diferenças significativas entre os anos de 2012 e 2013 em todos os grupos etários exceto no grupo etário [15+]. Os testes aplicados foram de acordo com o cumprimento dos pressupostos de normalidade e homogeneidade de variâncias cujos resultados foram:  $U_{[0-1]}$ (453=18,0);  $p < 0,05$ ;  $U_{[2-5]}$ (516=19,95);  $p < 0,05$ ;  $t_{[6-10]}$ (673=5,74);  $p < 0,05$ ;  $U_{[11-15]}$ (670=50,5);  $p < 0,05$ ;  $U_{[15+]}$ (293=9,45);  $p > 0,05$ .

Isto justifica a afirmação que com uma probabilidade de erro do tipo I de 5% as diferenças registadas entre os anos de 2012 e 2013 no grupo etários inferiores são significativas. Este resultado indica que a otimização dos protocolos em relação ao CTDI<sub>vol</sub> nos grupos etários está ajustada e que deve ser revista no grupo [15+].

Em relação às variações do DLP entre os dois anos relativamente às idades das crianças organizadas em escalões etários seguiu-se a mesma regra e encontraram-se os seguintes resultados:  $U_{[0-1]}$ (453=20,9);  $p < 0,05$ ;  $U_{[2-5]}$ (516=21,3);  $p < 0,05$ ;  $U_{[6-10]}$ (675=41,0);  $p < 0,05$ ;  $t_{[11-15]}$ (668=0,983);  $p > 0,05$ .  $t_{[15+]}$ (291=0,318);  $p > 0,05$ . Estes resultados indicam que as diferenças médias nas distribuições do DLP nos grupos etários [11-15] e [15+], embora comprovadas por diferença aritmética não são significativas do ponto de vista estatístico. Este resultado também implica a revisão do protocolo se bem que não será tão preocupante se ocorresse nos grupos etários inferiores e com maior vulnerabilidade à radiação ionizante.

Perante os resultados do CTDI<sub>vol</sub> e DLP fomos verificar se alguma das variáveis em estudo e integrantes do protocolo de aquisição poderia estar na origem dos resultados quanto aos descritores de dose por tipo de estudo em cada um dos anos.

Verificou-se que a intensidade da corrente (*mAs*) nos exames de “CE” e “SPN” com  $t(2059=6,5)$ ;  $p < 0,05$  e  $t(236=3,11)$ ;  $p < 0,05$  respetivamente, e a tensão de pico (*kVp*) também no mesmo tipo de exames com  $t(2062=9,05)$ ;  $p < 0,05$  e  $t(236=2,92)$ ;  $p < 0,05$  apresentaram diferenças estatisticamente significativas quanto à sua variação por tipo de exame nos anos de 2012 e 2013 não sendo especificado o grupo etário em que essas diferenças ocorrem. (Gráficos 22 e 23)

Foi aplicada a regressão linear múltipla para obter um modelo preditor da variação do CTDI<sub>vol</sub> em função das variáveis independentes. Foram considerados a

normalidade da distribuição, a homogeneidade da variância e a independência de erros. O  $CTDI_{vol}$  apresenta homogeneidade de variância e invocou-se o teorema do limite central quanto à normalidade da amostra com  $N=2607$ . A estatística de *Durbin-Watson* apresentou um valor ( $d=1,552$ ). Utilizou-se o método de preparação automática das variáveis e selecionaram-se seis: o “ano”, o “tipo de estudo”, o “escalão etário”, os “mAs”, os “kVp” e a “colimação”. As variáveis incluídas após a preparação foram todas as anteriores com valores VIF entre 1,03 e 1,63, exceto o “tipo de exame” que apresentava elevado valor de multicolinearidade ( $VIF= 3,409$ ). Houve uma associação com o  $CTDI_{vol}$  com uma correlação elevada e positiva de  $R=0,832$ .

A ANOVA revela que o modelo ajustado é significativo com  $p<0,05$ . A regressão linear permitiu identificar através dos coeficientes *Beta* as variáveis: intensidade da corrente, e tensão de pico da ampola como as mais significativamente e preditoras da variação do  $CTDI_{vol}$ . As restantes variáveis são marginalmente preditoras: Escalões etários ( $\beta = 0,24$ ;  $t(2604)=1,92$ ;  $p=0,05$ ); ano ( $\beta = 0,091$   $t(2604)=-8,31$ ;  $p<0,05$ ); colimação ( $\beta = 0,048$ ;  $t(2604)=-3,92$ ;  $p<0,05$ ); Intensidade da corrente ( $\beta = 0,651$   $t(2604)=47,5$ ;  $p<0,05$ ) e tensão da ampola ( $\beta = 0,291$   $t(2604)=20,09$ ;  $p<0,05$ ).

A precisão do modelo de regressão é de 72% e na figura 25 podemos observar a dimensão do efeito das variáveis independentes quanto à explicação da variabilidade do  $CTDI_{vol}$ .

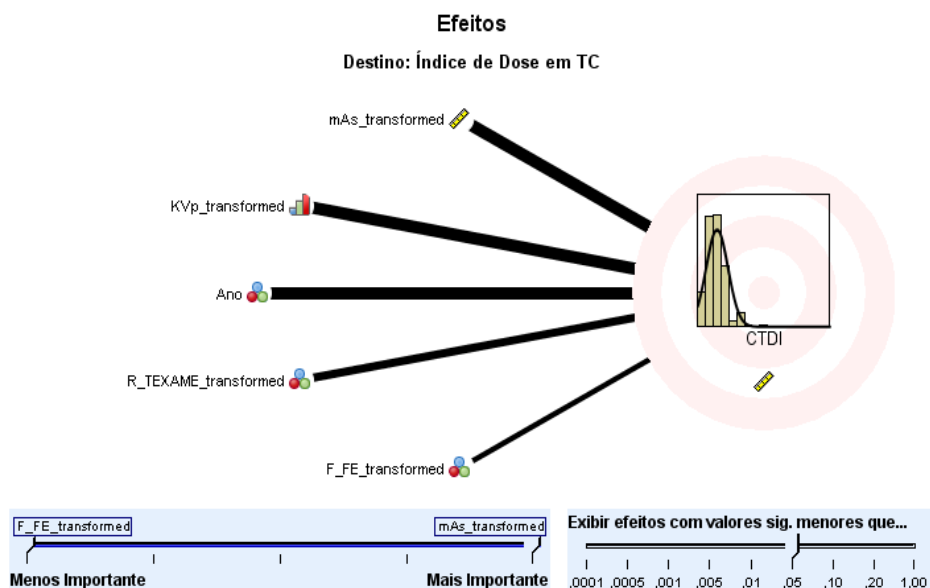


Figura 25 - Predição relativa das variáveis independentes sobre a dependente no modelo de regressão linear.

Não foi aplicado o modelo de Regressão linear múltipla ao DLP uma vez que alguns resultados mostraram inconsistências na aplicação dos protocolos por categorização dos grupos etários.

Os gráficos seguintes apresentam os valores médios absolutos dos *kVp* (gráfico 21) e *mAs* (gráfico 22) registados nos anos de 2012 e 2013, estratificados por género.

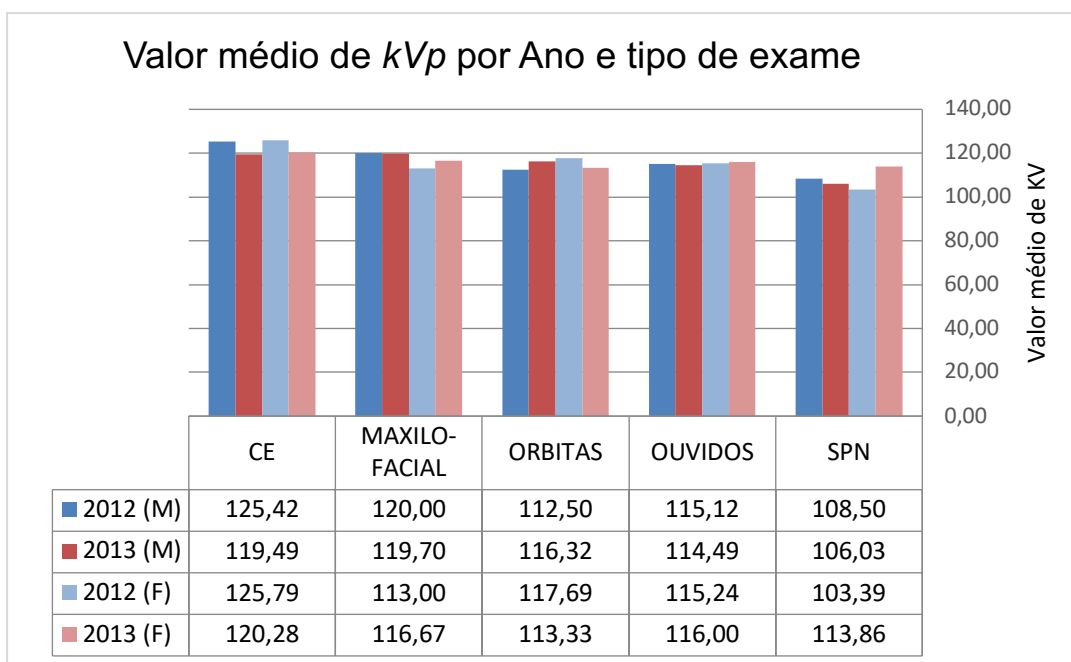


Gráfico 21 - Valor médio dos *kVp* nos anos de 2012 e 2013 por tipo de exame e género.

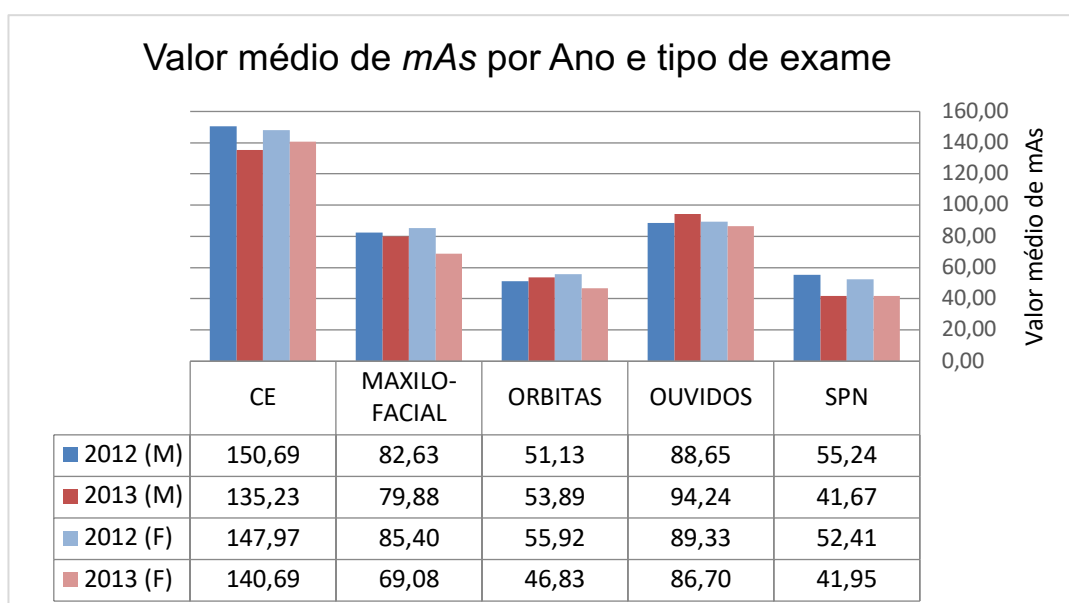


Gráfico 22 - Valor médio dos *mAs* nos anos de 2012 e 2013 por tipo de exame e género

Como os exames do tipo “CE” são os mais efetuados a nossa análise recaiu sobre todos os aspetos desse exame. Por tal motivo e ao observarmos o gráfico 23 verifica-se que o  $CTDI_{vol}$  aumenta nos anos de 2013 para as idades entre 14 e 15 anos. Fomos aplicar o teste  $t$  para amostras independentes e verificou-se que as diferenças médias nos valores de  $CTDI_{vol}$  para o grupo etário [11-15] nos exames do tipo “CE” entre os anos de 2012 e 2013 são estatisticamente significativas:  $t(465)=2,77$ ;  $p<0,05$ .

Este resultado prevê rever os parâmetros de aquisição neste grupo etário e neste tipo de exame pois o aumento do  $CTDI_{vol}$  entre os 14 e 15 anos é significativo. No entanto, como o gráfico 23 apresenta valores médios absolutos e não quantifica por exame poderá estar aí a resposta já que o número de exames aumentou em 192 exames de “CE” (Gráfico 6) e sabemos que dentro do grupo etário em causa houve um aumento de 33 exames.

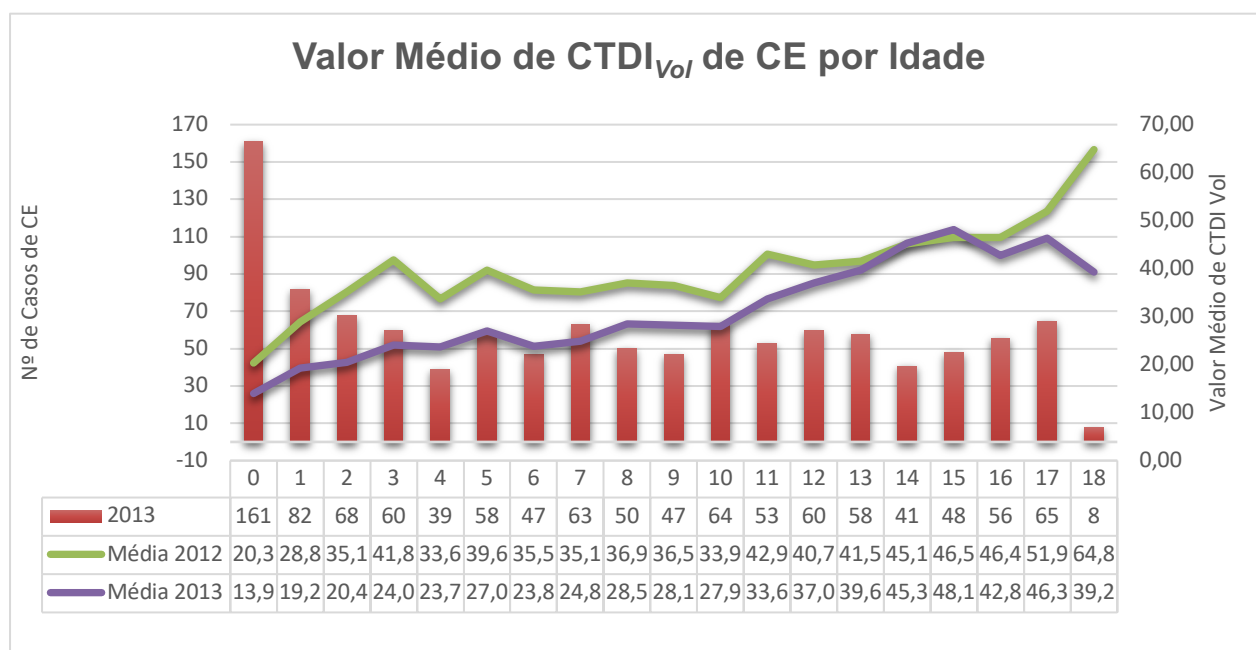


Gráfico 23 - Valor médio do  $CTDI_{vol}$  por idades e tipo de estudo "CE"

Em relação do DLP por escalões etários e tipo de estudo “CE” verifica-se um aumento sobretudo nas idades inferiores, no entanto trata-se apenas de valores médios por anos de 2012 e 2013 e não de valores médios por exame o que pode dar a falsa ideia de que os valores subiram. A idade nestas duas últimas análises não estava organizada em escalões etários. (Gráficos 23 e 24)

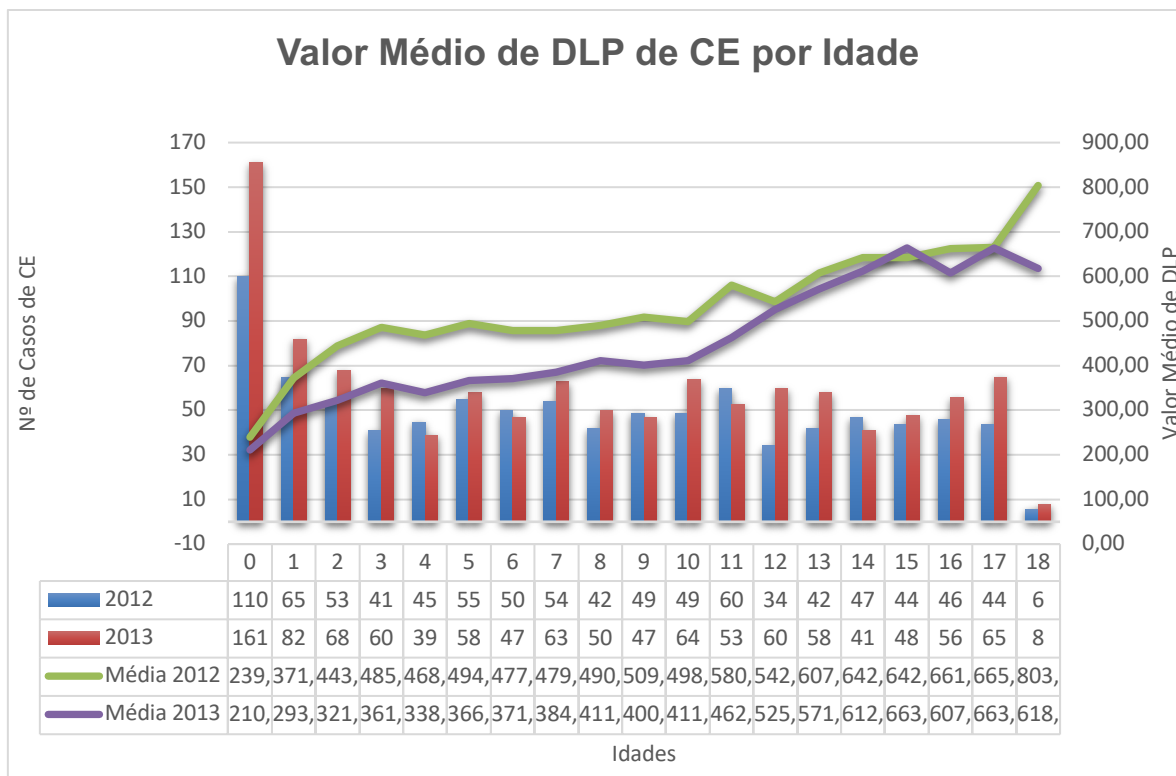


Gráfico 24 - Valor médio do DLP por idade e tipo de estudo “CE”

#### NRD estimados

O objetivo da determinação destes valores de referência é evitar a adoção de práticas radiológicas recorrendo a doses excessivas de radiação que, nas imagens médicas produzidas, não contribuam para uma informação de diagnóstico eficiente.

Sendo estes utilizados como uma ferramenta de garantia de qualidade e estando o Serviço de Imagiologia do H. D. Estefânia acreditado, torna-se importante a sua sujeição. Para além disso, tal como já referido no ponto 3.3, contribuem para avaliar o impacto da dose na introdução de novos protocolos como aconteceu neste estudo.

Neste trabalho foram determinados os Níveis de Referência de Diagnóstico para os exames de TC “CE”; “SPN”; “MÁXILO-FACIAL”; ÓRBITAS” e “OUVIDOS” a partir do valor do terceiro quartil da distribuição do  $CTDI_{vol}$ , e do DLP.

Foi considerado o Percentil 75 ( $Q_3$ ) interpretando-se como a dose abaixo da qual é sujeita 75% da amostra.

O número mínimo de cada sub-amostra são  $N=10$  e por tal motivo alguns não foram submetidos os *out-puts* pelo SPSS por falta de representatividade amostral.

Os valores de NRD encontrados após otimização para o estudo de TC do crânio em pediatria foi semelhante ao do estudo de Santos, J. *et al.* 2014 e do estudo *Dose*

---

*Datamed* 2. Uma vez estabelecidos, os NRD serão revistos periodicamente e atualizados para refletir sobre estudos comparativos em grupos de referência e consistentes com a evidência das práticas atuais em Radiologia Pediátrica.

Os exames do tipo “OUVIDOS” mostram alguns valores aberrantes ou não expectáveis em todas as classes etárias provavelmente por tal como já anteriormente reconhecido o ouvido devido à atenuação elevada do feixe não poderá acolher uma diminuição da dose tal como nas outras áreas anatómicas em estudo. As “ÓRBITAS” na classe etária [2-5], em 2013, apresentam um valor de NRD superior o que não seria esperado. Existe uma diminuição no sentido decrescente das classes etárias e também uma diminuição entre os dois anos de 2012 e 2013. Destaca-se que entre 2012 e 2013 as variações chegam a atingir 60-80 *mGy.cm* no DLP. (Tabela 1 A) dos Anexos

Haverá continuidade na recolha de dados para determinação dos NRD nos grupos etários para os quais não foi possível a sua determinação.

Após a análise e interpretação dos testes estatísticos, tendo como ponto de partida outros estudos feitos em Portugal e particularmente neste centro pediátrico e de acordo com a particularização deste estudo de caso, cabe-nos fazer algumas reflexões.

Nos EUA o número de exames de TC subiu aproximadamente a uma taxa de 10% ao ano aproximando-se de cerca de 80 milhões de exames e os procedimentos fizeram subir a dose efetiva de 0,5 mSv em 1980 para 3 mSv em 2006. Na Suíça, dos estudos que utilizaram radiação ionizante em 2008, a CT foi responsável por 68% do índice anual de exposição à radiação. (Parakh, A. *et al.* 2016; Kalra, M. *et al.* 2004; Santos.J. *et al.* 2014; WHO, 2016)

O relatório das Nações Unidas de 2000 sobre a exposição à radiação médica declarou que, em todo o mundo a TC constitui 5% dos exames radiológicos e contribui com 34% da dose coletiva. (Kalra, M. *et al.* 2004)

A distribuição da exposição à radiação médica é superior nos países mais desenvolvidos. Por exemplo, os dados dos Estados Unidos de 2006 mostraram que a imagem médica contribuiu para aproximadamente metade (3,0 mSv) da dose total de radiação (5,6 mSv) sendo que o maior contribuinte para a exposição à radiação médica é a TC. (Goo, H. 2012; Parakh, A. *et al.* 2016).

Estes dados estatísticos diferem entre os vários autores mas o conceito de grande aumento da radiação e suas consequências é consensual.

Devido às particularidades da população pediátrica (radiossensibilidade aumentada e superior esperança média de vida) os estudos radiológicos de TC

---

pediátrica constituem uma prioridade nos procedimentos de otimização. (Silva, R. 2014)

Nos Estados Unidos da América, onde 600.000 de exames de TC de crânio são realizados anualmente em crianças, com 15 anos ou mais, estima-se que 500 destas crianças podem vir a morrer de cancro atribuível à radiação recebida da TC. (Kalra, M. *et al.* 2004)

O risco de desenvolvimento de cancro em crianças causado por exposição à radiação é aproximadamente duas a três vezes superior do que nos adultos. Com efeito as crianças são particularmente sensíveis aos efeitos das radiações ionizantes, com potencial neoplásico cerca de dez vezes maior em comparação com um adulto. (Santos, J. *et al.* 2014).

Na Lancet e no BMJ alguns estudos demonstraram uma correlação entre a radiação e o risco de cancro induzido por exposição à radiação em TC, em crianças e jovens adultos. (Parakh, A. *et al.* 2016)

As estratégias de otimização têm como objetivo a melhoria da relação entre o processo de aquisição de imagens e uma qualidade de diagnóstico clinicamente relevante, assegurando a dose de radiação estritamente necessária para as adquirir.

Por isso os protocolos de aquisição para vários tipos de exame de TC devem ser ajustados às características tecnológicas do equipamento, ao tipo de exame e às características da criança. O equipamento de TC encontra-se em boas condições de funcionamento, atendendo a padrões regulamentares e do fabricante e é utilizado em segurança.

O equipamento utilizado neste estudo “Siemens Emotion 6” obedece aos requisitos de manutenção periódica efetuada pelos técnicos credenciados e utilizam o protocolo de manutenção indicado pelos *standards* em TC.

Tem sido periodicamente testado e está corretamente calibrado sendo a calibração efetuada em intervalos regulares com periodicidade de 6 meses. Segundo as instruções de protocolo da ©SIEMENS CT02-019.831.02.23.02 (ANEXO VIII) são: Inspeção de Segurança; Inspeção de Segurança elétrica; Inspeção de Segurança Mecânica; Manutenção Periódica Preventiva; Ajustamentos da Manutenção preventiva; Verificação por check list; Qualidade de imagem; Sistema de Qualidade e Manutenção do *software*.

A otimização foi um processo que obedeceu a várias etapas sequenciais e sistemáticas, para se chegar a um nível ótimo, partindo duma estratégia metodológica consertada e assumida pela equipa de trabalho na íntegra.

As duas etapas ou os dois pilares iniciais envolveram o controlo da qualidade do equipamento e dos registos diários dos valores dos indicadores de dose bem como da

---

avaliação destas primeiras etapas do processo. Os resultados destas primeiras etapas foram divulgados e discutidos pela equipa fomentando uma cultura de aprendizagem.

Por último correlacionaram-se os valores dos descritores de dose com a qualidade de imagem, obtida a partir dos parâmetros utilizados. (Santos, J. *et al.* 2017).

A otimização pressupõe alterações dos protocolos resultando em benefícios para os doentes, para a equipa de trabalho e para o serviço de Imagiologia. Deve ser levada a cabo numa forma metódica, sistematizada e incremental sob uma avaliação constante dos resultados. No nosso caso nunca assumiu um carácter de experimentação por se tratar numa população pediátrica. A equipa multidisciplinar produziu resultados consensuais. (Parakh, A. *et al.* 2016) Realçam-se como aspetos mais importantes a redução de dose e os seus efeitos na qualidade de imagem, na segurança do doente e nos fluxos de trabalho. (Goo, H. 2012)

Os quatro elementos fundamentais que determinam a qualidade da imagem de TC consistem em ruído de imagem, contraste de imagem, resolução espacial e artefactos. (Papadakis, E. *et al.* 2016)

Devido ao desgaste comum dos equipamentos pela sua utilização e embora as manutenções periódicas sejam rigorosas e frequentes é recomendável a revisão dos protocolos a ser efetuada com uma frequência no mínimo anual ou sempre que se verifique a substituição de alguma componente fundamental do *hardware*.

Para cumprir com o "tão baixo quanto razoavelmente possível", é necessário desenvolver estratégias adequadas para otimizar exames de TC. Uma das estratégias passa pelos equipamentos em que os fabricantes têm desenvolvido técnicas de redução de dose de radiação enquanto mantêm as imagens com nível de qualidade para diagnóstico. Essas técnicas incluem os sistemas automáticos de controlo da exposição e os algoritmos de reconstrução iterativa. No entanto, os avanços têm levado à introdução de novos parâmetros no protocolo de aquisição que determinam um maior conhecimento e domínio da técnica e do equipamento tais como: Valor de referência da intensidade da corrente na ampola; valor de referência do ruído de imagem; tensão da ampola; valor de referência para relação sinal/ruído; largura do feixe; *pitch*; comprimento de *z-overscan*; *kernel*; percentagem relativa em cada estudo entre a componente do algoritmo de retroprojeção filtrada e algoritmos de reconstrução iterativos. (Papadakis, E. *et al.* 2016) Para além destes fatores são ainda considerados como intervenientes na variação da dose de radiação: algoritmos de reconstrução; modo de scan; tempo de rotação; velocidade da mesa, *softwares* de redução de dose e o uso ou não de proteções de materiais com número atómico elevado tal como o bismuto ou similar. (Kalra, M. *et al.* 2004)

---

No que respeita à redução de dose em TC pediátrica para além do ajuste dos protocolos, da aplicação do princípio ALARA, da justificação clínica e da avaliação benefício-risco, também as tecnologias têm tido um papel importante com o desenvolvimento de tecnologias eficazes com modulação de corrente da ampola, reconstrução iterativa, técnicas de colimação dinâmica e detetores dose-eficientes. É também muito importante o uso de soluções de *software* digital para monitorização da dose média individual cumulativa. Seria desejável que todas as unidades de Radiologia Pediátrica estivessem apetrechadas com estas tecnologias e dispositivos de complemento às boas práticas.

É referido que os protocolos de exame dirigidos, para suspeita clínica não alteram, de forma expressiva, quando criteriosamente implementados, a precisão do diagnóstico, podendo não se considerar em primeira instância a avaliação da qualidade de imagem. No nosso caso pensamos, em estudos futuros como continuidade deste, avaliar a qualidade de imagem radiológica, após a inserção dos novos protocolos na rotina radiológica baseados na redução da dose ou de qualquer intervenção tecnológica, tal como acima descrito por Papadakis em 2016. (Romano *et al.*, 2014; Papadakis, E. *et al.* 2016). Compreenderá uma rigorosa avaliação da qualidade de imagem não apenas visual mas quantitativa segundo a metodologia proposta por (Goo, H. 2012) atendendo aos critérios quantitativos e indicadores definidos: Ruído; Relação Contraste-ruído; Resolução espacial e Artefactos, facto que dada a preocupação central do efeito da radiação leva por vezes a dar menor importância à qualidade de imagem. (Parakh, A. *et al.* 2016)

De acordo com os nossos resultados verificou-se que a divisão em grupos etários poderá não ser suficiente para determinar o ajuste das variáveis do protocolo uma vez que nos escalões etários limite foram encontradas algumas diferenças sem significância estatística quanto à variável intensidade da corrente (*mAs*) nos escalões etários [2-5] e [6-10], quanto ao  $CTDI_{vol}$  e DLP nos escalões etários de [11-15] e [15+] e entre os escalões [2-5] e [6-10].

Outros estudos desenvolveram uma metodologia de redução de dose, quase personalizada, baseada em categorias de patologias representadas por 6 cores, e em sub-categorias para avaliação do peso. (Singh, S. *et al.*, 2009; Romano, 2014). Os exames foram obtidos com controlo automático de exposição e sempre em acordo com as variáveis de exames anteriores. (Singh, S. *et al.* 2009).

É ainda descrito que vários parâmetros físicos do doente têm sido usados para adaptação dos protocolos de TC ao tamanho corporal para crianças e adultos. Entre os parâmetros está o peso corporal ou o índice de massa corporal o qual tem sido

---

tradicionalmente utilizado em protocolos de TC devido à sua fácil aplicação. (Goo, H. 2012; Romano *et. al.* 2016)

O tipo de exames "OUVIDOS" foi o único que apresentou um acréscimo de 3,47 *mGy.cm* no valor médio do DLP, ou seja, cerca de 0,87 *mGy.cm* a mais em cada exame. Sabendo que o exame de TC de "OUVIDOS" pela sua natureza tem uma elevada absorção do feixe devido às estruturas ósseas que tem de atravessar poderemos entender este aumento como uma forma de compensar o ruído de imagem. Também não foi verificado nesta análise quais os grupos etários envolvidos nesta diferença de exames podendo ser essa a justificação para a variação entre os anos de 2012 e 2013.

Para além das modificações introduzidas às variáveis do protocolo poderão ser encontradas estratégias adicionais tais como a utilização de filtros de conformação do feixe com capacidade para reduzir a radiação absorvida à periferia o que é particularmente útil na TC pediátrica e na TC cardíaca. Outra estratégia pode ser a utilização de blindagem de proteção no doente como forma de reduzir a exposição à radiação a órgãos sensíveis à radiação, neste caso o cristalino em cerca de 20-50%.

No entanto, as proteções estão associadas a um maior ruído de imagem, valores de atenuação aumentados artificialmente e artefatos em raia. Quando combinados com a modulação da corrente na ampola é conseguida uma maior redução da dose colocando o protetor depois de obter o *scout*. Os protetores não são comumente usados em parte devido ao seu custo e por razões de transmissão de infeções. Outra razão é porque são mal tolerados pelas crianças. (Goo, H. 2012)

Nos grupos etários [2-5] e [6-10] anos as diferenças do DLP não foram estatisticamente significativas. Efetivamente nestes dois grupos etários pode acontecer que os diferentes percentis baseados nos índices de crescimento sofram variações quanto aos padrões normais e haver crianças com 4 anos, por exemplo, com índice desenvolvimento físico semelhante a 7, ou mesmo acontecer o inverso. Também os resultados indicaram que as diferenças médias nas distribuições desta variável nos grupos etários [11-15] e [15+], embora comprovadas por diferença aritmética, não são significativas do ponto de vista estatístico.

Numa fase seguinte do desenvolvimento deste estudo será considerado o IMC e o diâmetro A-P e Lateral para adequar os protocolos não apenas pelo escalão etário mas também pelas condições físicas. (Romano, 2016)

Salienta-se que este estudo foi retrospectivo e não foi possível controlar as variáveis de aquisição.

Houve efetivamente uma redução efetiva de dose em 4% entre os dois anos sem o auxílio de qualquer *software* de gestão de dose. Pretende-se dar continuidade ao

---

processo de otimização para, à semelhança do estudo de Parakh, A. (2016), ser possível ao final de 3 ou 4 anos de revisões consecutivas dos protocolos chegar a valores ideais e reduzir o  $CTDI_{vol}$  em 34,1% e o DLP em 35,5%, para os exames de crânio. (Parakh, A. *et al.* 2016)

Neste estudo a otimização dos protocolos em relação ao  $CTDI_{vol}$  nos grupos etários considera-se ajustada, no entanto, deve ser revista no grupo [15+].

Quanto à determinação dos NRD (tabela 1 A) do ANEXO 1, sabe-se que a sua variação nos adultos é pequena em comparação com a variação em pacientes pediátricos. São portanto necessários NRD específicos de acordo com o desenvolvimento físico das crianças neste caso determinado por tipo de exame e grupo etário.

Assumindo que para determinação do NRD são necessários no mínimo 10 registos ( $N=10$ ), salvaguarda-se a interpretação da tabela acima referida atendendo que nos exames do tipo “MAXILO-FACIAL” apenas sejam consideradas as classes etárias [11-15] no ano de 2012 e [6-10] e [11-15] no ano de 2013. Para os exames do tipo “ÓRBITAS” em 2012 apenas deve ser considerado o grupo etário [6-10] e em 2013 os grupos [6-10] e [11-15]. Para o exame tipo “OUVIDOS” tanto em 2012 como em 2013 devem ser considerados os grupos etários [2-5], [6-10] e [11-15]. No grupo de exames do tipo “CE” todos os escalões etários poderão ser considerados atendendo ao tamanho da amostra e nos “SPN” apenas o grupo etário [0-1] e 2012 e 2013 não deverá ser considerado. Alguns destes valores não são apresentados na tabela pois devido ao baixo valor de  $N$  o SPSS® não realizou o cálculo dos percentis.

São geralmente especificados em termos de peso ou idade. Os NRD não limitam a dose, são de carácter consultivo e não obrigatório, embora a implementação do conceito NRD seja uma exigência básica de segurança.

As instituições podem comparar doses para garantir que as doses para um determinado procedimento não se desviam significativamente do que é recomendado. (WHO, 2016) No entanto deve-se levar em atenção que as comparações efetuadas entre exames realizados em diferentes marcas ou modelos de equipamentos de TC deve ser acautelada e previamente normalizada por depender tanto das características dos equipamentos de TC como das opções de seleção de parâmetros técnicos disponíveis pelo *software*. (Silva, R. 2014)

A metodologia de trabalho aplicada neste processo promove também uma cultura de segurança entre os profissionais do serviço de Radiologia do Hospital de D. Estefânia, tal como preconizado pela WHO, minimizando os riscos associados à utilização de radiações e maximizando simultaneamente a qualidade dos cuidados

---

prestados aos pacientes tal como recomendado pela Organização Mundial de Saúde. (WHO, 2016)

Se bem que a prestação de cuidados de saúde dentro de qualquer unidade hospitalar contém um certo grau inerente de risco devido a sistemas de saúde cada vez mais complexos e fragmentados, o risco em cada unidade clínica depende de múltiplos fatores, dos quais deriva o sucesso do tratamento tais como o *design* organizacional, a cultura e governança, as políticas e os procedimentos destinados a mitigar os riscos e danos. Daí que melhorar a proteção dos doentes e dos profissionais de saúde reflete uma atitude de elevada consciência e cria uma cultura própria de segurança radiológica em pediatria com valores, atitudes, perceções, competências individuais e grupais. Com esta incumbência dever-se-á elevar os padrões de comportamento que determinam o compromisso com o estilo e proficiência melhorando consequentemente a segurança do paciente e a qualidade do serviço. (WHO, 2016)

Uma alteração nos protocolos dos exames para além duma diminuição significativa na dose de radiação permitiram também aumentar a vida útil da ampola de raios X sem, na opinião dos clínicos, comprometer o diagnóstico. (Parakh, A. *et al.* 2016; Romano, *et al.* 2015)

---

## CAPÍTULO VI – CONCLUSÃO

À medida que a utilização da TC aumenta, a preocupação com os riscos de radiação também cresce. O aumento do número de exames fez da TC uma das maiores fontes de radiação com utilização médica. De facto, a média mundial da dose efetiva per-capita produzida a partir dos procedimentos médicos duplicou nos últimos 10-15 anos.

Estratégias como o estabelecimento de critérios clínicos para a realização do exame, a criação de algoritmos de investigação clínica, a redução no número de cortes dentro da área a ser examinada e o uso racional dos parâmetros técnicos da aquisição das imagens vêm sendo aplicadas com sucesso, em instituições de todo o mundo, visando controlar a exposição à radiação.

Sem descartar as restantes medidas, foi nesta última que se focou este estudo, cujos objetivos foram:

1. Determinar os valores de  $CTDI_{vol}$  e DLP para os exames de neurorradiologia em pediatria na instituição em estudo;
2. Avaliar se houve redução de dose e verificar os NRD de acordo com a *guidelines* internacionais;
3. Refletir sobre as práticas radiológicas e estratégias de redução de dose aplicadas sem comprometer o diagnóstico clínico.

Dum total de 2607 casos recolhidos houve um acréscimo de 202 casos a mais (cerca de 8%) no ano 2013 em relação a 2012, variação essa que insidiosamente se tem vindo a manter nos anos seguintes.

Existiu um acréscimo significativo do número de exames do tipo “CE” em 2013 com um aumento de 9,3% (mais 192 exames efetuados) em relação a 2012, sendo que os exames do tipo “MÁXILO-FACIAL” patentearam o maior acréscimo apurado (26,7%). Em 2012 verificou-se um acréscimo de 49 estudos de TC a mais no género feminino em relação ao género masculino, em 2013 foram os homens que tiveram maior número de exames de TC, com 177 exames a mais, não se conseguindo definir uma tendência de crescimento nem por ano nem por género.

---

A partir dos resultados deste estudo concluímos que existiu uma diminuição do valor médio do  $CTDI_{vol}$  correspondendo a um decréscimo de 5,7 *mGy* na dose de radiação emitida ao doente em todos os exames efetuados e em ambos os géneros no ano de 2013 em relação a 2012. Foi demonstrado que 95% dos casos sofreram uma redução de 16 *mGy* no  $CTDI_{vol}$  em 2013 em relação a 2012 e que essas diferenças encontradas têm significância estatística. Ainda foi verificado que depois da otimização dos protocolos a distribuição dos valores por quartis é mais simétrica em torno da mediana.

Para o DLP os valores médios variaram entre os anos de 2012 e 2013 com uma diferença nominal de 50,9 *mGy.cm* logo, com uma diferença média estatisticamente significativa, houve um menor volume irradiado e como tal uma redução de dose recebida pelo doente.

Nos percentis  $P_5$  e  $P_{10}$  os valores de DLP são superiores no ano de 2013 mas para o percentil 75,  $P_{75} = (Q_3)$ , existe uma diferença de 40 *mGy.cm* a menos no ano de 2013 em relação a 2012.

Quanto aos valores de colimação do feixe, embora seja uma variável que depende da estrutura em estudo a qual não pode ser manipulada com elevada margem, verificou-se pelo  $P_{75} (Q_3)$  que em 75% da amostra usaram-se valores de colimação abaixo de 2mm em ambos os anos. A diferença nos valores de colimação entre 2012 e 2013 sofreu uma variação negativa e estatisticamente significativa ( $p=0,007$ ) de 0,7mm.

A análise da intensidade da corrente na ampola medida pelo indicador miliampere\*segundo (*mAs*) indicou que o valor médio para todos os tipos de estudo em 2012 foi 130,7 *mAs* e em 2013 a média desceu para 123,8 *mAs*, sendo essa diferença estatisticamente significativa ( $p=0,001$ ).

A média dos *kVp* em 2012 foi 122,41kV ( $\mu=122,4 \pm 13,6kV$ ) e em 2013 foi de 118,65 kV ( $\mu=118,65 \pm 12,7kV$ ). Essa diferença foi estatisticamente significativa.

Foi possível estabelecer protocolos específicos em acordo a uma mais segmentada categorização das classes etárias tal como recomendado na literatura e como avaliado pelas práticas anteriores no CHLC uma vez que se poderia aplicar erradamente, com muito mais frequência, a uma criança no limite superior da sua classe etária, o mesmo protocolo doutra criança que poderia apresentar outras variáveis sócio-demográficas e individuais sobreponíveis às da anterior mas estava no limite inferior da classe etária imediatamente superior. Desta forma pensamos que a probabilidade de inflacionar ou subestimar as variáveis do protocolo apenas em função da classe etária seja menor.

---

Concluimos que os valores de NRD encontrados após otimização para o estudo de TC do crânio em pediatria foi semelhante ao do estudo de Santos, J. *et al.* 2014 e do estudo *Dose Datamed 2*. Uma vez estabelecidos, os NRD serão revistos periodicamente e atualizados para refletir sobre estudos comparativos em grupos de referência e consistentes com a evidência das práticas atuais em Radiologia Pediátrica.

Haverá continuidade na recolha de dados para determinação dos NRD nos grupos etários para os quais não foi possível a sua determinação.

Após análise dos resultados deste estudo, os protocolos foram identificados e agrupados em 2 categorias: os que devem ser revistos com periodicidade anual e os que requerem alteração de fundo imediata. Os que requerem alteração imediata são todos os protocolos referentes aos grupos etários [2-5] e [6-10] anos. Também em relação aos grupos etários limite houve algumas diferenças entre o comportamento das variáveis dependentes, revelando-se não significativos, o que também devem ser alvo de revisão imediata. Referimo-nos ao DLP e  $CTDI_{vol}$  nos grupos etários [11-15] e [15+] cujas variáveis de modificação identificadas foram os *mAs* e *kVp* respetivamente.

Na verdade, as revisões anuais dos protocolos serão em breve necessárias para a acreditação da unidade de TC pelo ACR, sendo que essa prática poderá ser antecipada no serviço de Radiologia do Hospital de D. Estefânia. Recomenda-se que sejam adotadas estas medidas a partir das orientações Americanas, por serem habitualmente mais precoces e rigorosas, se bem que alguns autores referem que em Portugal devem ser seguidas as regulamentações Europeias e não as Americanas devido às divergências nas metodologias de avaliação de dose, na estrutura e funcionamento dos sistemas de saúde, prevalência de doenças, biótipo dos doentes e adoção de estilos de vida.

Quanto aos valores obtidos depois da otimização do protocolo houve uma diminuição dos valores de  $CTDI_{vol}$  nos exames do tipo “CE” com um decréscimo de 7,96 *mGy*, nos exames de “MÁXILO-FACIAL” de 6,76 *mGy*, no tipo “ÓRBITAS” de 3,72 *mGy*, no tipo “OUVIDO” de 0,75 *mGy* em termos médios e nos “SPN” de 0,12 *mGy* por cada estudo.

Quanto ao DLP houve apenas incremento nos exames o tipo “OUVIDOS” com 3,47 *mGy.cm*. Realça-se que estas diminuições não estão normalizadas em relação à diferença no número de exames entre 2012 e 2013.

No entanto estas diferenças tanto no  $CTDI_{vol}$  como no DLP só se mostraram significativas para os exames do tipo “CE” e “SPN”.

Apesar disso na Diferença de Potencial (*kVp*) registou-se um acréscimo no tipo de exame “SPN” (em 3,01 *kVp*) e na Intensidade da Corrente houve também um

---

acrécimo de (1,86 *mAs*) no estudo de "OUVIDOS" havendo no entanto uma diminuição dos valores médios globais de *mAs* nos restantes tipos de exames com maior acentuação no tipo "CE" com um decréscimo de 11,69 *mAs*.

Para a intensidade da corrente os exames que registam maior decréscimo foram os do tipo: "MÁXILO-FACIAL" (3,21 em 2012; 1,71 em 2013) sendo que este resultado justifica o decréscimo médio de 6,76 *mGy* no CTDI<sub>vol</sub> de 2012 para 2013. Nos exames do tipo "SPN" houve um ligeiro aumento em 2013 o que nos indica a necessidade de ajustar novamente o protocolo.

Concluiu-se que a idade não é um indicador suficiente para estratificar os grupos e adequar os parâmetros de otimização.

A regressão linear permitiu identificar através dos coeficientes *Beta* as variáveis: intensidade da corrente, e tensão de pico da ampola como as mais significativas e preditoras da variação do CTDI<sub>vol</sub> enquanto as restantes variáveis são marginalmente preditoras.

A diferença nos valores de colimação entre os dois anos foi de 0,7mm.

No que respeita à Intensidade da corrente, em 2013, foi de menos 6,96 *mAs* do que no ano de 2012. A análise da variável intensidade da corrente (*mAs*) apresentou resultados muitos idênticos aos do *kVp* com diferenças significativas nos escalões etários exceto os escalões etários [2-5] e [6-10]

Foi nos exames tipo "ÓRBITAS", no género feminino (6,75 *mGy*), e nos exames tipo "SPN" no género masculino (5,21 *mGy*), onde os valores médios de redução do CTDI<sub>vol</sub> foram superiores.

Estes resultados condicionaram um processo de revisão anual dos protocolos coordenado pela autora e incluindo os membros afetos ao programa da Qualidade e acreditação do serviço de Imagiologia do CHLC - H. D. Estefânia.

Existe como etapa seguinte a intenção de renomear os protocolos tendo como base de trabalho o Léxico desenvolvido pelo RSNA e designado por RadLex.

Ao contrário do que alguns autores referem (Romano *et al.* 2016) não houve resistência por parte dos médicos neurorradiologistas à adaptação das imagens otimizadas decorrentes da adaptação das novas práticas uma vez que também integravam a equipa de processo.

Comparativamente aos estudos efetuados na Europa este estudo apurou resultados ao nível dos descritores de dose de outros países. Nos estudos efetuados em Portugal apenas se encontraram dados para comparação no crânio sendo que os valores se encontram dentro abaixo desses valores e são comparáveis. (Grunho, R. *et al.* 2015; Santos.J. *et al.* 2014) Os valores de NRD calculados foram consideravelmente mais reduzidos entre os anos de 2012 e 2013 e também são

---

inferiores relativamente aos valores referidos em *Dose Datamed 2*; Grunho, R. *et al.* 2015; Santos.J. *et al.* 2014

Neste estudo verificou-se um decréscimo em cerca de 4% nos valores de  $CTDI_{vol}$  e DLP entre 2012 e 2013 sendo que esses valores são semelhantes aos estudos acima referidos e são inferiores aos obtidos no *Dose DataMed2*.

Seria para nós importante poder contribuir com os resultados obtidos neste estudo para o Registo do índice de dose [DIR] do ACR.

Tal como refere Santos, J. *et al.* 2014 também neste estudo foram encontradas limitações pelo facto de não existir em Portugal informação sobre os valores de dose em TC neurorradiológica o que nos impede de fazer qualquer comparação. Por outro lado também contactámos um *déficit* óbvio no âmbito da Saúde Pública em relação a evidência acerca dos riscos associados à exposição à radiação proveniente de exames de TC em crianças portuguesas.

A impossibilidade de determinação dos NRD para todos os grupos etários e tipos de estudo devido à reduzida dimensão das sub-amostras foi outra limitação considerada bem como a categorização da amostra apenas pelos grupos etários sem considerar o IMC e os diâmetros A-P e D-E.

O facto de não existir um *software* de gestão de dose dedicado e um equipamento que possua as mais inovadoras performances para implementação de estratégias e redução de dose, mantendo a qualidade de imagem.

Outra limitação considerada foi o facto de não ter sido avaliada a qualidade das imagens paralelamente à redução da dose de radiação medida.

A iniciativa deste tipo de avaliações e reflexões promove a auditoria interna a qual é recomendável, encorajadora e treino para as auditorias do sistema de Qualidade. Contribuem para o envolvimento de todos nos processos de melhoria da Qualidade, para a autoavaliação dos profissionais de Radiologia e promovem a melhoria contínua das práticas seguras.

No cenário radiológico atual, em que a utilização da TC na prática clínica se torna cada vez mais comum, é fundamental que os exames sejam realizados de modo a minimizar a exposição dos pacientes pediátricos à radiação. O Técnico de Radiologia é responsável pela constante revisão e atualização dos protocolos de estudo.

---

---

## BIBLIOGRAFIA GERAL

- ADPI. (2012) *Manuais de procedimentos da ADPI*. (Edição não publicada)
- Armao, D., Hartman, T., Shea, C. M., Sams, C., Fordham, L. A., & Smith, J. K. (2016). *Working Face-to-Face for Pediatric CT Dose Reduction: A Community Toolkit*. *Diagnostic imaging Europe*, 32(5), 10.
- Augusto, F. M. (2009). *Estudo da qualidade de imagem e índices de dose em tomografia computadorizada*, UFRJ/COPPE, Tese de Mestrado
- Baert A.; Knauth, M; Sartor, K.; (2007) “*Radiation dose from adult and pediatric multidetector computed tomography*”, Springer
- Barrett, J. F., & Keat, N. (2004). Artifacts in CT: recognition and avoidance 1. *Radiographics*, 24(6), 1679-1691.
- Bauhs, J. A., Vrieze, T. J., Primak, A. N., Bruesewitz, M. R., & McCollough, C. H. (2008). *CT dosimetry: comparison of measurement techniques and devices* 1. *Radiographics*, 28(1), 245-253.
- Boone, J. M., Geraghty, E. M., Seibert, J. A., & Wootton-Gorges, S. L. (2003). *Dose reduction in pediatric CT: A rational approach*. *Radiology*, 228(2), 352-360. DOI: 10.1148/radiol.2282020471
- Brady, Z., Cain, T. M., & Johnston, P. N. (2012). *Justifying referrals for paediatric CT*. *Med J Aust*, 197(2), 95-99.
- Bushberg, J.T., & Bone, J.M. (2011). *The essential Physics of Medical Imaging*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Carvalho ACP. (2007). *História da tomografia computadorizada*. *Revista da Imagem*. 31; 29(2):61-66.
- César, A. M. R. V. C. (2005). *Método do Estudo de Caso (Case studies) ou Método do Caso (Teaching Cases)? Uma análise dos dois métodos no Ensino e Pesquisa em Administração*. REMAC Revista Eletrônica Mackenzie de Casos, São Paulo-Brasil, 1(1), 1.
- Cohen, L. and Holliday, M. (1982) *Statistics for Social Sciences*. Harper & Row, London.

- 
- Cohen, M. D. (2009). *Pediatric CT radiation dose: how low can you go?* American Journal of Roentgenology, 192(5), 1292-1303.
- Commission of the European Communities. (1997). *Health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure and repealing*. Directive 84/466/Euratom: Council Directive 97/43/Euratom. Official Journal of the European Communities, 180.
- Covidien. Atlas de Tecnología de la Tomografía Computarizada Helicoidal Multicorte. Teoría y Aplicaciones. (s/d).
- Despacho Nº 9871/2010. *Diário da República Nº112/10- II Série*. Ministério da saúde. Lisboa, Portugal.
- Directive, C. (1997). *97/43/Euratom of 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, and repealing*. Directive 84/466/Euratom. Official Journal L, 180(09), 07.
- Directive, E. C. (1997). *Health protection of individuals against the dangers of ionising radiation in relation to medical exposure*. EU Directive, 43.
- Dussault, G.; Souza, L. E. (2000) - *Gestão de recursos humanos*. Texto apresentado no Workshop sobre Tendências para a Pesquisa em RH. São Paulo, (mimeo).
- England, N. (2014). *NHS imaging and radio diagnostic activity in England 2013*.
- Euclid Seeram, Rtr, Bsc, Msc, Fcamrt.(2009). *Computed Tomography: Physical Principles Clinical Applications And Quality Control*. 3ª Edição Ed. Canada: Saunders, Elsevier.
- European ALARA Network. *The diagnostic reference levels (DRLs) in Europe* [Internet]. 2007. Available on [http://www.eu-alara.net/index.php?Option=com\\_content&task=view&id=156&Itemid=53](http://www.eu-alara.net/index.php?Option=com_content&task=view&id=156&Itemid=53).
- European Commission. *European Commission Guidelines on Clinical Audit for Medical Radiological Practices (Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy)*. Radiation Protection Publication no. 159. Brussels, Belgium: EC,2009 [cited 7 February 2010]. Available from: [http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation\\_protection/doc/publication/159.pdf](http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation_protection/doc/publication/159.pdf)
- Fernandes, A.M.(2013). *Redução de dose em órgãos radiosensíveis em exames de Tomografia Computarizada por aplicação de proteções de Bismuto* (Tese de Mestrado. Escola Superior De Tecnologia Da Saúde De Coimbra).

- 
- Francesco, S. D. (2009). *Simulação e reconstrução em tomografia cardio-torácica*. (Tese de doutoramento, Universidade de Aveiro).
- Gaivão, F. et al. (2003). *Imagiologia Clínica - Princípios e Técnicas*. 1ª ed. Lisboa: Rovi -Laboratórios Farmacêuticos.
- Galanski, M., Nagel, H. D., & Stamm, G. (2005). *Paediatric CT exposure practice in the Federal Republic of Germany*. Results of a nation-wide survey in, 6, 2006.
- Goldman, L. W. (2008). *Principles of CT: multislice CT*. Journal of nuclear medicine technology, 36(2), 57-68.
- Goo, H. W. (2012). *CT radiation dose optimization and estimation: an update for radiologists*. Korean journal of radiology, 13(1), 1-11.
- Grunho, R. et al. (2015) *Clinical Audit in a Pediatric Radiology Department*. DI Europe-Quality Assurance, Vol. 31(2): 62-63.
- Gunn, M. L., & Kohr, J. R. (2010). *State of the art: technologies for computed tomography dose reduction*. Emergency radiology, 17(3), 209-218.
- Hsieh, J. (2003). *Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances* (Vol. 114). SPIE press.
- ICRP Publication 60. *1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Oxford: Pergamon Press; 1991; 21(1-3).
- IEC 60601-2-44: 2001, Medical Electrical Equipment. Part 2-44: *Particular Requirements for the safety of X-Ray Equipment for Computer Tomography*.
- International Atomic Energy Agency. (2007). *Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice*. Technical Reports Series no. 457. Vienna: IAEA.
- International Commission on Radiological Protection. (1996). *ICRP Publication 73: Radiological Protection and Safety in Medicine* (Vol. 22). Elsevier Health Sciences.
- Just da Costa e Silva, E., & Alves Pontes da Silva, G. (2007). *Eliminating unenhanced CT when evaluating abdominal neoplasms in children*. American Journal of Roentgenology, 189(5), 1211-1214.
- Kalra, M. K., Maher, M. M., Toth, T. L., Hamberg, L. M., Blake, M. A., Shepard, J. A., & Saini, S. (2004). *Strategies for CT radiation dose optimization 1*. Radiology, 230(3), 619-628.

- 
- Kofler, J. M., Cody, D. D., & Morin, R. L. (2014). *CT protocol review and optimization*. *Journal of the American College of Radiology*, 11(3), 267-270.
- Lima, C. M. A. D. O., & Monteiro, A. M. (2011). *Proteção Radiológica à Criança e ao Adolescente*. *Revista Hospital Universitário Pedro Ernesto*. 10 (Supl.2): 35-41.
- Lima, J. J. P. (2009). *Técnicas de diagnóstico com raios X: aspectos físicos e biofísicos*, 2ª Edição. Imprensa da Universidade de Coimbra/Coimbra University Press.
- Marôco, J. (2014). *Análise Estatística com utilização do SPSS Statistics* (6ª Edição). Pêro Pinheiro: Report Number.
- Marques, F. J. D. O. (2009). *Controlo de qualidade em tomografia computadorizada: qualidade de imagem e dose no diagnóstico, verificação da possibilidade da utilização da TC Cone-beam do acelerador linear Elekta (XVI) no cálculo da dose de terapia* (Tese de doutoramento)
- McCollough, C. H., Bruesewitz, M. R., & Kofler Jr, J. M. (2006). *CT dose reduction and dose management tools: overview of available options 1*. *Radiographics*, 26(2), 503-512.
- McCollough, C. H., Primak, A. N., Braun, N., Kofler, J., Yu, L., & Christner, J. (2009). *Strategies for reducing radiation dose in CT*. *Radiologic Clinics of North America*, 47(1), 27-40.
- McCollough, C. H., Zink, F. E., Kofler, J. M., Matsumoto, J. S., Thomas, K. B., & Hoffman, A. D. (2002, November). *Dose optimization in CT: creation, implementation and clinical acceptance of size-based technique charts*. In *Radiology* (Vol. 225, pp. 591-591).
- McNitt-Gray, M.F. (2002). *AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. Radiation dose in CT*. *Radiographics*, 22(6),1541-1553.
- Medeiros, J. (2009). *Qualidade de imagem versus dose em tomografia computadorizada: optimização dos protocolos de crânio*, Faculdade de Ciências e tecnologia da Universidade de Coimbra. (Tese de Mestrado).
- Medical Council. *Diagnostic reference levels—the medical council regulates the medical profession in Ireland*. [Internet]. 2004. Available on <http://www.medicalcouncil.ie/About-Us/Legislation/Medical-IonisingRadiation/Diagnostic-Reference-Levels-03-12-2004.pdf>.

- 
- Murteira, B., Ribeiro, C. S., e Silva, J. A., & Pimenta, C. (2002). *Introdução à estatística*. Lisboa, McGraw Hill, pág.434.
- R. P. (2009). 159—*European Commission Guidelines on Clinical Audit for Medical Radiological Practices* (Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine And Radiotherapy). [Internet]. 2009. Available from: [http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation\\_protection/doc/publication/159.pdf](http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation_protection/doc/publication/159.pdf)
- NSH England; (2013) *NSH Imaging and Radiodiagnostic activity in England*. National Statistics.
- Ohnesorge, B. M., Flohr, T. G., Becker, C. R., Knez, A., & Reiser, M. F. (2006). *Multi-slice and dual-source CT in cardiac imaging: principles-protocols-indications-outlook*. Springer Science & Business Media.
- Oliveira, E. (2017). *Estudo de Caso. Como fazer Pesquisa Qualitativa*. Petropolis, RJ: vozes, 55-59.
- Oliveira, L.C.G.(2012) *Estimativa da Exposição à Radiação de pacientes submetidos à Angiografia Coronariana por Tomografia Computorizada*. (Tese de Doutorado, Universidade Federal do Rio de Janeiro).
- Papadakis, A. E. (2016). *CT dose optimization*. *Physica Medica: European Journal of Medical Physics*, 32, 189.
- Parakh, A., Kortensniemi, M., & Schindera, S. T. (2016). *CT Radiation Dose Management: A Comprehensive Optimization Process for Improving Patient Safety*. *Radiology*, 280(3), 663-673.
- Paschoal, C. M. M. (2012). *Caracterização de dispositivos eletrônicos para dosimetria em tomografia computadorizada*. Universidade Federal de Sergipe.(Tese de Mestrado).
- Peduzzi, M., & Schraiber, L. B. (2000). *Workshop: mapeamento de projetos de pesquisa e de intervenção sobre recursos humanos em saúde, no âmbito nacional*. *Interface-Comunicação, Saúde, Educação*, 4(7), 149-152.
- Pradhan AS. (2007) *Evolution of dosimetric quantities of International Commission on Radiological Protection (ICRP): Impact of the forthcoming recommendations*. *J Med Phys* ; 32:89-91.
- Preston, D. L., Ron, E., Tokuoka, S., Funamoto, S., Nishi, N., Soda, M., & Kodama, K. (2007). *Solid cancer incidence in atomic bomb survivors: 1958–1998*. *Radiation research*, 168(1), 1-64.

- 
- Prokop, M. (2003). *General principles of MDCT. European journal of radiology*, 45, S4-S10.
- R P159. European Commission guidelines on clinical audit from medical radiological practices. Recommendations, I. C. R. P. (1990). ICRP Publication 60. *Annals of ICRP*, 21(1-3).
- Romano, R. F. T., Salvadori, P. S., Torres, L. R., Bretas, E. A. S., Bekhor, D., Caldana, R. P., & D'Ippolito, G. (2015). *Readequação de protocolos de exames de tomografia computadorizada de abdómen em um hospital universitário: impacto na dose de radiação. Radiologia Brasileira*, 48(5), 292-297.
- Santos, J., Foley, S., Paulo, G., McEntee, M. F., & Rainford, L. (2014). *The establishment of computed tomography diagnostic reference levels in Portugal. Radiation Protection Dosimetry*, 158(3), 307-317.
- Santos, J. (2017) *Steps to an optimization process. Lecture from ECR 2017 records online.* <https://ecronline.myesr.org/ecr2017/index.php?p=recording&t=recorded&lecture=steps-to-an-optimisation-process-1>
- Seeram, E. (2010). *Computed tomography: physical principles and recent technical advances. Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*, 41(2), 87-109.
- Shah, N. B., & Platt, S. L. (2008). *ALARA: is there a cause for alarm? Reducing radiation risks from computed tomography scanning in children. Current opinion in pediatrics*, 20(3), 243-247.
- Shrimpton, P. C., Hillier, M. C., Lewis, M. A., & Dunn, M. (2005). *Doses from computed tomography (CT) examinations in the UK-2003 review (Vol. 67). NRPB.*
- Silva, R. A. C. (2014). *Tomografia Computorizada: Análise e otimização das práticas na realização de exames em adultos e pediátricos. Análise do nível de adequação às recomendações internacionais (Tese de doutoramento, Universidade Católica Portuguesa).*
- Tack, D., Gevenois, P. A., & Abada, H. T. (2007). *Radiation dose from adult and pediatric multidetector computed tomography (p. 276). Berlin, Germany: Springer.*
- Task Group on Control of Radiation Dose in Computed Tomography. (2000). *Managing patient dose in computed tomography. A report of the International Commission on Radiological Protection. Annals of the ICRP*, 30(4), 7.

---

Teles, P., de Sousa, M. C., Paulo, G., Santos, J., Pascoal, A., Cardoso, G., & Carvoeiras, P. (2012). *Relatório sobre os resultados do projecto Dose Datamed 2 Portugal*. IST/ITN.

Voress, M. (2007). *The increasing use of CT and its risks*. *Radiologic technology*, 79(2), 186-190.

World Health Organization. (2016). *Communicating radiation risks in paediatric imaging: information to support health care discussions about benefit and risk*. WHO Library Cataloguing-in-Publication Data.

Yin, Roberto K. (2001) *Estudo de caso: planeamento e métodos*. 2ª Ed. Porto Alegre. Editora: Bookmam.

Yu, L., Liu, X., Leng, S., Kofler, J. M., Ramirez-Giraldo, J. C., Qu, M., & McCollough, C. H. (2009). *Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective*. *Imaging in medicine*, 1(1), 65-84.

## BIBLIOGRAFIA ELETRÓNICA

Instituit de radioprotection et de Sûreté nucléaire (2016), Les niveaux de référence diagnostiques en radiologie. From <http://nrd.irsn.fr/radiologie>

Wikipedia.org (2015). *Tomografia computadorizada*. From: [https://it.wikipedia.org/wiki/Tomografia\\_computerizzata](https://it.wikipedia.org/wiki/Tomografia_computerizzata)

Social Science Statistics (2014). *Statistics Calculators*, from: <http://www.socscistatistics.com/tests/studentttest/Default2.aspx>

---

---

---