Versão corrigida. A versão original encontra-se disponível tanto na Biblioteca da Unidade que aloja o Programa, quanto na Biblioteca Digital de Teses e Dissertações da USP (BDTD).

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CLÍNICA MÉDICA –
INVESTIGAÇÃO BIOMÉDICA

**Estimativa de dose efetiva de radiação recebida por
pacientes submetidos a exames de tomografia
computadorizada e proposta para registro de dose por
paciente em sistema de informação de radiologia**

Paula Duarte Correia
Orientador: Prof. Dr. Jorge Elias Júnior

Ribeirão Preto
2016

PAULA DUARTE CORREIA

**Estimativa de dose efetiva de radiação recebida por pacientes submetidos
a exames de tomografia computadorizada e proposta para registro de
dose por paciente em sistema de informação de radiologia**

Dissertação de mestrado apresentada ao
curso de Pós-Graduação em Clínica Médica
– Investigação Biomédica da Faculdade de
Medicina de Ribeirão Preto da Universidade
de São Paulo, para obtenção do título de
Mestre em Clínica Médica.

Orientador: Prof. Dr. Jorge Elias Júnior

Ribeirão Preto

2016

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Correia, Paula Duarte

Estimativa de dose efetiva de radiação recebida por pacientes submetidos a exames de tomografia computadorizada e proposta para registro de dose por paciente em sistema de informação de radiologia. Ribeirão Preto, 2016.

54 f.

Tese de Mestrado apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo. Programa de Pós-Graduação em Clínica Médica – Investigação Biomédica.

1. Tomografia Computadorizada. 2. DICOM. 3. Registro de dose. 4. CTDI.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Paula Duarte Correia

Título: Estimativa de dose efetiva de radiação recebida por pacientes submetidos a exames de tomografia computadorizada e proposta para registro de dose por paciente em sistema de informação de radiologia.

Tese apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Clínica Médica.

Apresentada em: _____ / _____ / _____

Banca examinadora:

Prof. Dr.: _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr.: _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr.: _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho ao meu esposo Marcelo, pela compreensão, apoio e incentivo em todos os momentos desta jornada.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Prof Dr Jorge Elias Júnior pela oportunidade e por ter me aceito como aluna para realizar este projeto. Pela paciência e confiança que depositou em mim durante este período.

Agradeço imensamente ao amigo, estagiário e físico médico Yago Santos. Obrigada pela parceria - nada neste projeto teria acontecido sem sua colaboração!

Agradeço ao físico Ms. Marco Aurélio Brochi, ao sempre "R2" Fábio Gaspar Bella e em especial ao Prof. Dr. Thomaz Ghilardi Netto pela inspiração e por todo o aprendizado em física do radiodiagnóstico. Às físicas Maria Concepta e Joseane e à técnica Neusa por toda a disponibilidade e colaboração.

Agradeço aos meus familiares e amigos pelo apoio. Agradeço aos colegas da Elo Medicina Diagnóstica e UMC Medicina Nuclear pela confiança e compreensão nos momentos em que estive ausente.

"Finalmente, irmãos, tudo o que é verdadeiro, tudo o que é respeitável, tudo o que é justo, tudo o que é puro, tudo o que é amável, tudo o que é de boa fama, se alguma virtude há e se algum louvor existe, seja isso o que ocupe o vosso pensamento."

Filipenses 4:8

CORREIA, P. D. **Estimativa de dose efetiva de radiação recebida por pacientes submetidos a exames de tomografia computadorizada e proposta para registro de dose por paciente em sistema de informação de radiologia.** 54 f. Tese (Mestrado) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2016.

RESUMO

A necessidade de estimar a dose efetiva de radiação recebida pelos pacientes em exames de tomografia computadorizada (TC) é muito discutida atualmente devido ao fato de que este exame está entre aqueles que mais depositam dose em pacientes submetidos a exames radiológicos. O objetivo deste trabalho foi implementar um método de estimativa de dose efetiva em exames de TC baseado em evidências bem estabelecidas e em informações contidas nas imagens. Após dosimetria realizada no equipamento de TC, mapeamento dos protocolos e definição dos fatores de correção a serem utilizados, uma rotina de processamento dos dados foi criada para conversão da informação do cabeçalho DICOM da imagem radiológica em dose efetiva estimada, de modo que as informações levantadas poderão ser disponibilizadas, em registro no sistema de informação de radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo – HCFMRP/USP, aos médicos e profissionais de saúde envolvidos.

Palavras-chave: 1. Tomografia Computadorizada. 2. DICOM. 3. Registro de dose. 4. CTDI.

CORREIA, P. D. **Effective dose estimate received by patients undergoing computed tomography scans and proposal to dose record per patient in a radiology information system.** 54 p. Master's thesis - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2016.

ABSTRACT

Computed tomography scan is the procedure that most deposits radiation dose in patients undergoing radiologic examinations. That is the reason why the need to record the dose received is currently discussed. The aim of this study was to implement an method to estimate effective dose received in CT scans based on well-established evidences and information contained in images. After performing dosimetry in CT equipment, mapped protocols and define correction factors, a data processing routine was created for conversion of DICOM header information in estimated effective dose, so that the information raised could be available in Hospital's radiology information system for doctors and health professionals involved.

Keywords: 1. Computed Tomography. 2. DICOM. 3. Dose register. 4. CTDI.

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Adaptada do IAEA HS 19 (IAEA, 2012)	2
Figura 2 – Retirada de (GOLDMAN, 2007)	2
Figura 3 – Localização das medidas de dose no objeto simulador de PMMA ...	3
Figura 4 – “IW Medical Imaging Card” (IMAGE WISELY)	10
Figura 5 – RTI Piranha CT Dose Profiler. Retirado de (RTI ELETRONICS AB, 2009).	12
Figura 6 – Montagem do experimento para PMMA de 16 cm de diâmetro.	12
Figura 7 – Tela de aquisição do software Ocean para sonda CT Dose Profiler.	13
Figura 8 – Comparação entre as medidas de dose no ar observadas com dosímetros tipo TLD (linha sólida) e o Piranha CT Dose Profiler (pontilhado) para um mesmo equipamento e técnica. As linhas verticais indicam a espessura de corte nominal. Retirado de (RTI ELETRONICS AB, 2009).	14
Figura 9 – Comparação entre as medidas de dose no ar (esquerda) e com simulador de PMMA (direita) observadas para dosímetros tipo OSL (linha sólida) e Piranha CT Dose Profiler (pontilhado) para um mesmo equipamento e técnica. Retirado de (RTI ELETRONICS AB, 2009).	15
Figura 10 – Comparação entre o perfil de dose observado para aquisição helicoidal contínua e axial sequencial. A área sob a curva difere em 1,02% para os dois métodos. Retirado de (RTI ELETRONICS AB, 2009).	15
Figura 11 – Exemplo da imagem gerada com RDSR.....	16
Figura 12 – Planilha com dados adquiridos, utilizando filtro para o estudo 128243 – foram localizados 922 registros.....	18
Figura 13 – Informações da tag de comentários para imagem 1 e série 1 do estudo 128243.....	18
Figura 14 – Gráfico relacionando $CTDI_{vol-D}$ e $CTDI_{vol-M}$	21

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Valores normalizados de dose efetiva por comprimento irradiado (DLP) para diversas regiões do corpo em diferentes faixas etárias. Adaptado de (SHRIMPSON, 2004).	6
Tabela 2 – Exemplo de informações que podem ser extraídas do cabeçalho DICOM e respectivas tags.....	17
Tabela 3 – Protocolos do HCFMRP relacionados às regiões do corpo da Tabela 1	24

SUMÁRIO

1. Introdução.....	1
1.1. Tomografia computadorizada	1
1.2. Dosimetria em Tomografia computadorizada	2
1.3. Dose Efetiva	5
1.4. Cabeçalho DICOM.....	7
2. Justificativa	8
3. Objetivos.....	11
3.1. Objetivo geral.....	11
3.2. Objetivos específicos	11
4. Materiais e métodos.....	12
4.1. Medidas de $CTDI_{vol}$	12
4.2. Amostra selecionada	16
4.3. Extração de informações do cabeçalho DICOM	16
4.4. Relação entre $CTDI_{vol-M}$ e $CTDI_{vol-D}$	19
4.5. DLP-D	19
4.6. Estimativa da dose efetiva (E)	20
5. Resultados.....	21
5.1. Cálculo para $CTDI_{vol-D_c}$ e DLP-D	21
5.2. Cálculo de E	22
5.3. Resumo da rotina a ser implementada	25
6. Discussão	26
7. Conclusões	29
8. Bibliografia.....	30

1. INTRODUÇÃO

1.1. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

A radiação X foi ocasionalmente descoberta por Wilhelm Conrad Roentgen, em 08 de novembro de 1895. Este tipo de radiação é produzido pela conversão de energia quando elétrons de alta velocidade interagem com o átomo do ânodo. A primeira evidência de que raios X poderiam ter aplicações médicas foi quando Roentgen produziu a imagem da mão de sua esposa Anna Bertha Ludwing (BUSHONG, 2001) (CURRY, DONDEY, *et al.*, 1990).

O desenvolvimento do tomógrafo computadorizado deve-se a Godfrey Hounsfield, um engenheiro eletrônico britânico, pesquisador da *Electric Musical Instruments* (EMI) - uma companhia inglesa famosa na fabricação de aparelhos musicais. Essa descoberta teve como base fundamental a teoria matemática desenvolvida por Allan Macleod Cormack. Este desenvolvimento proporcionou aos dois cientistas o Prêmio Nobel de Medicina em 1979, demonstrando a importância da interação multidisciplinar. A tomografia permitiu a visualização do corpo em fatias ou cortes, evoluindo posteriormente para a possibilidade de reconstruções em vários planos seccionais como também reconstruções tridimensionais. Esse desenvolvimento representou um grande avanço quando se compara com a radiografia convencional, que sobrepõe as estruturas do corpo em uma imagem bidimensional, e mesmo com a tomografia convencional ou planigrafia, que apesar de fornecer imagens seccionais apresenta baixa resolução espacial. Uma das principais características da técnica de TC é a maior diferenciação dos tecidos, como coágulos de sangue, substância cinzenta e branca encefálicas, fluidos, tumores e detalhe dos ossos. Com o avanço da informática e o desenvolvimento de computadores cada vez mais rápidos e potentes, tornou-se possível o desenvolvimento de instrumentos computacionais para produzir imagens do corpo humano utilizando os cortes tomográficos de maneira rápida e com diversos algoritmos. Após tantos anos de seu desenvolvimento, as imagens de TC ainda são uma das mais valiosas ferramentas utilizadas no diagnóstico, a ponto de poder afirmar que nenhum

outro desenvolvimento utilizando raios X foi tão significativo (GHILARDI NETTO, 1985).

1.2. DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

A grandeza utilizada para dosimetria em TC é o CTDI, do inglês *Computed Tomography Dose Index* (AAPM, 2008). O CTDI é dado pela leitura integral do perfil de dose no eixo z (eixo longitudinal, entrando perpendicularmente ao *gantry*) para um único corte, dividido pela espessura nominal de corte T, conforme ilustrado pela Figuras 1 e pela relação:

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

Figura 1 – Adaptada do IAEA HS 19 (IAEA, 2012)

Figura 2 – Retirada de (GOLDMAN, 2007)

Esta definição de CTDI parte do princípio de que a dose que um único corte axial deposita nas regiões adjacentes é igual à dose que a região deste mesmo corte receberia no caso de uma aquisição contínua (GOLDMAN, 2007). A Figura 2 ilustra esta afirmação.

Na prática, pode-se mensurar o $CTDI_{100}$, cujas medidas são realizadas com uma câmara de ionização (CI) tipo lápis com comprimento $l = 100$ mm e objeto simulador de PMMA, específicos para dosimetria em TC. As medidas são realizadas com a câmara posicionada no centro e nos pontos periféricos, que são denominados como 12, 3, 6 e 9h, conforme a Figura 3. Existem dois tamanhos possíveis para este simulador; um com 16 cm de diâmetro, utilizado para protocolos de crânio e pediátricos e outro com 32 cm, para protocolos de tórax e abdome.

Figura 3 – Localização das medidas de dose no objeto simulador de PMMA

O $CTDI_{100}$ é calculado pela relação:

$$CTDI_{100} = \frac{f(mGy/mR) L(mR) l(mm)}{N T(mm)} [mGy],$$

onde f é o fator que converte a medida de exposição (mR) para dose no PMMA (mGy), igual a 0,0087 segundo a AAPM (AAPM, 2008); L é a leitura da CI em mR; N o número de cortes e T a espessura de corte tomográfico. Pode-se utilizar o $CTDI_{100}$ como estimativa para o MSAD, do inglês *Multiple Scan Average Dose*.

$$MSAD = \frac{T}{l} CTDI_{100} [mGy],$$

onde l é o incremento entre cortes.

O $CTDI_w$ é o CTDI ponderado, que leva em consideração a variação entre a medida realizada no centro e a média das medidas na periferia do objeto simulador. É assim chamado porque dá pesos diferentes para as medidas de $CTDI_{100}$, ou seja, considera que um terço da dose é depositada no centro e dois terços são distribuídos entre a periferia do simulador.

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,centro} + \frac{2}{3} CTDI_{100,periferia} \quad [mGy].$$

O CTDI volumétrico, $CTDI_{vol}$, utilizado para estimar a dose considerando o volume do paciente em uma aquisição contínua, é dado pela relação:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad [mGy],$$

onde o *pitch*, uma grandeza utilizada para aquisições helicoidais, é dado pela razão entre o movimento da mesa por rotação e a espessura de corte. O $CTDI_{vol}$ também pode ser normalizado pelo produto corrente-tempo (mAs), denominado assim $nCTDI_{vol}$:

$$nCTDI_{vol} = \frac{CTDI_{vol}}{mAs} \quad [mGy].$$

Outra grandeza a ser considerada é o produto dose-comprimento DLP, do inglês *Dose Length Product*, dado pelo produto do $CTDI_{vol}$ e o comprimento irradiado no eixo z (Δz) durante o exame:

$$DLP = CTDI_{vol} [\Delta z] \quad [mGy.cm]$$

$$\text{ou, } DLP = \sum_i nCTDI_{vol} \cdot T.mAs.t \quad [mGy.cm]$$

onde t é o tempo total de aquisição para cada uma das i aquisições realizadas para um único paciente. Esta segunda relação só pode ser utilizada para tomógrafos que não realizam modulação da dose e mantêm um valor constante de produto corrente-tempo durante o exame. O DLP é utilizado para melhor registrar a dose recebida pelo paciente por considerar o comprimento escaneado pelo tomógrafo. Por exemplo, pacientes podem ser submetidos a um mesmo protocolo de exame, portanto com mesmo $CTDI_{vol}$, porém o paciente com comprimento irradiado duas vezes maior, receberá uma dose de radiação duas vezes maior.

Mesmo com a inclusão de outras grandezas, o $CTDI_{vol}$ ainda é um parâmetro largamente utilizado, por ser uma forma útil e simples de comparar procedimentos e equipamentos diferentes. Atualmente, os equipamentos de TC exibem os valores de $CTDI_{vol}$ e do DLP na tela após a aquisição de cada exame ou mesmo uma estimativa prévia.

É importante ressaltar que o $CTDI_{vol}$ não é a dose recebida pelo paciente. Um mesmo valor de $CTDI_{vol}$ utilizado para exames de pacientes de tamanhos diferentes implicará numa dose de radiação recebida diferente. Para uma mesma técnica de aquisição, um paciente menor irá receber maior dose do que um paciente obeso, por exemplo. Para solucionar esta questão, a AAPM introduziu em 2011, no Report 204, um parâmetro que permite estimar a dose baseado no valor de $CTDI_{vol}$ e também no tamanho do paciente (AAPM, 2011), a dose estimada pelo tamanho específico, SSDE, do inglês *Size-Specific Dose Estimate*. Neste documento, são fornecidos fatores de conversão f para medidas realizadas com objetos simuladores de 16 e 32 cm de acordo com o diâmetro do paciente.

$$SSDE = CTDI_{vol} \cdot f_{tabelado} \quad [mGy]$$

1.3. DOSE EFETIVA

Sabe-se que os raios X são um tipo de radiação ionizante que pode causar efeitos biológicos indesejáveis ao interagir com o corpo humano; assim, as medidas físicas dos processos pelos quais sua energia é convertida e depositada na matéria tornam-se importantes. Estas medidas são conhecidas como grandezas dosimétricas, dentre quais pode ser destacada a dose efetiva.

A grandeza dose efetiva (E), introduzida pelo ICRP em 1991, é expressa como a soma das doses equivalentes ponderadas para os diversos tecidos ou órgãos irradiados, representando o risco de todos os efeitos estocásticos para um indivíduo irradiado. Esta grandeza considera o fator de ponderação do órgão ou tecido, chamado de w_R , além do fator w_T , representativo da probabilidade de ocorrência de efeitos estocásticos em resultado da dose equivalente (ICRP, 2007). O ICRP 103, ainda, destaca que a dose efetiva E é calculada para um homem-referência teórico, não podendo ser utilizada para um indivíduo. Muitos autores defendem que é incorreto empregar E como estimador de riscos individuais para pacientes submetidos a exames radiológicos. Estes, a consideram uma grandeza útil para: estimativa do detrimento relativo para casos de irradiações não uniformes e parciais do corpo ou estimativa do detrimento relativo relacionado a múltiplas exposições ou diferentes modalidades; assim como para otimização de procedimentos radiológicos envolvendo múltiplos órgãos ou tecidos (COSTA, YOSHIMURA, *et al.*, 2016).

Para estimar a dose efetiva recebida num exame de TC, a Comissão Europeia, no Report EUR 16262, introduz o coeficiente E_{DLP} , que deve ser multiplicado pelo DLP (EUROPEAN COMMISSION, 2000). Os valores de E_{DLP} foram determinados utilizando valores normalizados de doses em órgãos calculados em simuladores matemáticos antropomórficos através de simulação Monte Carlo.

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

Região do corpo	Dose efetiva normalizada, E_{DLP} (mSv x mGy ⁻¹ x cm ⁻¹)				
	0 - 1 ano	1 - 5 anos	5 - 10 anos	10 - 20 anos	Adulto
Cabeça e Pescoço	0,0130	0,0085	0,0057	0,0042	0,0031
Cabeça	0,0110	0,0067	0,0040	0,0032	0,0021
Pescoço	0,0170	0,0120	0,0110	0,0079	0,0059
Tórax	0,0390	0,0260	0,0180	0,0130	0,0140
Abdome e Pelve	0,0490	0,0300	0,0200	0,0150	0,0150

Tabela 1 – Valores normalizados de dose efetiva por comprimento irradiado (DLP) para diversas regiões do corpo em diferentes faixas etárias. Adaptado de (SHRIMPION, 2004).

1.4. CABEÇALHO DICOM

DICOM, do inglês *Digital Imaging and Communications in Medicine*, é um padrão internacional criado para imagens médicas e suas informações relacionadas. Desde sua primeira publicação em 1993, o padrão DICOM revolucionou a medicina e, principalmente, a radiologia, permitindo um fluxo de imagens e informações totalmente digital (NEMA). O padrão DICOM consiste em um protocolo formado por conjunto de normas para transmissão, armazenamento e tratamento de imagens e informações médicas em constante revisão e atualização por um comitê do qual fazem parte o ACR (*American College of Radiology*) e o NEMA (*National Electrical Manufacturers Association*).

O padrão DICOM definiu um conjunto de regras específicas para registro de dose em radiologia, incluindo regras para registro de $CTDI_{vol}$ e DLP em TC, chamado de RDSR, do inglês *Radiation Dose Structured Report*. Isto permite que o equipamento de TC informe valores que podem ser utilizados para estimar a dose de radiação recebida pelo paciente (DICOM FAQ), sendo que a maioria dos fabricantes já disponibiliza estas informações. É importante ressaltar que o RDSR deve ser gerado pelo equipamento de TC e não por softwares externos.

2. JUSTIFICATIVA

A TC é um equipamento de raios X cujas aplicações vem crescendo nas últimas décadas. Muito se discute, portanto, sobre a necessidade de estimar a dose de radiação recebida pelos pacientes em TC, visto que este exame está entre aqueles que mais depositam dose em pacientes submetidos a exames radiológicos. Segundo a Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM), são realizados cerca de 80 milhões de exames de TC nos Estados Unidos anualmente (AAPM, 2011). Com o desenvolvimento da tecnologia, os equipamentos apresentam cada vez mais recursos e, com isto, os pacientes tem recebido maior dose de radiação. Os danos potenciais resultantes têm chamado considerável atenção da comunidade científica e diversos estudos tem surgido sobre este tema nos últimos anos (FURQUIM e COSTA, 2009).

Neste sentido, nos últimos anos, observou-se algumas iniciativas de órgãos oficiais preocupando-se com a redução de dose, conscientização da população, métodos para reduzir a dose de radiação recebida e, inclusive, propostas de que estes valores sejam documentados (SEMELKA, ARMAO, *et al.*, 2007). Em trabalho já realizado no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo – HCFMRP/USP RP, foi possível reduzir doses de radiação em até 34,4% apenas variando parâmetros como kVp e mAs e mantendo o ruído em níveis aceitáveis (DALMAZO, ELIAS JR, *et al.*, 2010). Este tipo de iniciativa é possível quando toda a equipe multidisciplinar de um departamento de radiologia está disposta a reduzir a dose e manter qualidade de imagem. Físicos, técnicos de radiologia e, principalmente, médicos radiologistas, devem participar em conjunto para resultados efetivos. Outro fator importante a ser levado em consideração é o princípio da justificação. Deve-se questionar a real necessidade de solicitar um exame envolvendo o uso de radiação ionizante e, ainda, por exemplo, até que ponto a realização de uma TC pode ser evitada com um simples raio X torácico – que deposita de 100 a 1000 vezes menos radiação no paciente (ARMAO, SEMELKA e ELIAS JR, 2012).

O projeto europeu DOSE DATAMED envolve 10 países e foi instituído com objetivo de registrar doses recebidas em procedimentos radiológicos pela população, além de rever estratégias para redução de dose e comparar os

resultados obtidos através de relatórios (EUROPEAN COMISSION, 2008). Nos Estados Unidos observam-se diversos projetos neste sentido, como o Dose Index Registry (AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, 2016), parte do *National Radiology Data Registry*, iniciativa do *American College of Radiology* (ACR), que gera semestralmente relatórios. Alguns autores propõem que um tipo de termo de consentimento esclarecido seja entregue para pacientes submetidos a procedimentos envolvendo altas doses de radiação (SEMELKA, ARMAO, *et al.*, 2012), sendo que esta prática pode trazer tanto benefícios quanto dificuldades para as instituições. Sua implementação, portanto, deve ser muito bem avaliada (SEMELKA e ELIAS JR, 2015).

Os projetos americanos Image Gently (IMAGE GENTLY, 2014) e Image Wisely (IMAGE WISELY, 2010) são iniciativas para conscientização da população, registro e redução de dose de radiação recebida por pacientes pediátricos e adultos, respectivamente. O objetivo dos projetos é mudar a prática de radiodiagnóstico aumentando a conscientização das oportunidades de redução de dose em imagens médicas, fornecendo informação e materiais de estudo em conjunto com mais de 400.000 profissionais da saúde e instituições participantes de uma aliança, entre elas: ACR (*American College of Radiology*), ASRT (*American Society of Radiologic Technologists*), RSNA (*Radiological Society of North America*), AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*), SPR (*Society for Pediatric Radiology*). Como ilustração de uma das iniciativas do projeto Image Wisely, pode-se observar a Figura 4. O cartão “meu histórico de imagens médicas” contém uma tabela para o paciente preencher com data, exame realizado e instituição. Além disso, o cartão possui orientações para que o paciente possa questionar sobre a real necessidade da realização do procedimento radiológico.

Nas últimas décadas, estudos foram publicados investigando se a realização de TC, especialmente em pacientes pediátricos, pode contribuir para o chamado câncer radio-induzido – supostamente, um dos fatores que explicam o proporcional aumento da exposição à radiação e mortes por câncer. Um importante estudo sobre o assunto foi publicado em 2013 pelo BMJ (*British Medical Journal*), no qual foram acompanhadas todas as exposições de 10,9 milhões de australianos com 0 até 19 anos. A incidência de câncer observada foi 24% maior para indivíduos que haviam realizado exames de TC, sendo a dose efetiva média recebida por exame estimada em 4,5 mSv (MATHEWS, FORSYTHE, *et al.*, 2013).

Os registros de dose realizados, em sua maioria, partem das informações fornecidas pelo próprio equipamento de TC, e é possível encontrar na literatura publicações que utilizam os valores de dose contidos no cabeçalho DICOM para registro de dose (DAVE e GINGOLD, 2013).

3. OBJETIVOS

Este trabalho se propõe a desenvolver uma rotina de processamento de dados para estimar a dose efetiva em exames de TC baseado em evidências bem estabelecidas e em informações contidas nas imagens, de modo que as informações levantadas possam ser disponibilizadas, em registro no sistema de informação de radiologia (RIS, do inglês *Radiology Information System*) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo – HCFMRP/USP RP, aos médicos e profissionais de saúde envolvidos.

3.1. OBJETIVO GERAL

- Estabelecer um método para cálculo de dose efetiva estimada recebida em exames de TC através de informações contidas no cabeçalho DICOM.

3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Realizar a dosimetria do equipamento de TC com mapeamento dos protocolos existentes;
- Estabelecer uma relação entre os dados da dosimetria e a informação de dose contida no cabeçalho DICOM;
- Desenvolver uma rotina de processamento de dados para calcular a dose efetiva recebida pelo paciente no procedimento de TC;
- Gerar uma informação final da dose efetiva estimada recebida em um estudo, capaz de ser disponibilizada no prontuário eletrônico do paciente.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. MEDIDAS DE $CTDI_{vol}$

Dosimetria pode ser definida como a realização de medidas de dose (ou $CTDI_{vol}$) para diferentes protocolos de aquisição em um equipamento emissor de raios-X. Abaixo, será descrito como foram realizadas as medidas de $CTDI_{vol}$, que serão chamadas de $CTDI_{vol-M}$.

O equipamento de TC utilizado neste estudo foi da marca *Philips Medical Systems*, modelo *Brilliance Big Bore* e número de série 7304. Serão utilizados objetos de PMMA (polimetil-metacrilato) simuladores de crânio e abdômen específicos para dosimetria em TC - com diâmetros 16 e 32 cm, respectivamente. O medidor de dose escolhido para realização das medidas foi da marca RTI, modelo Piranha 657, número de série CB2-13010520 (patrimônio do HCFMRP). A sonda acoplada a este equipamento foi a *CT Dose Profiler*, versão 2.0, número de série DP2-13030116 e certificado de calibração número 133F16864 RTI Eletronics AB – conforme ilustrado na Figura 5.

Figura 5 – RTI Piranha CT Dose Profiler. Retirado de (RTI ELETRONICS AB, 2009).

Figura 6 – Montagem do experimento para PMMA de 16 cm de diâmetro.

A aquisição dos dados foi realizada com a sonda inserida no furo central do simulador de PMMA, devidamente alinhado e centralizado no *gantry* do TC, como mostra a Figura 6. A sonda é conectada ao detector Piranha, que por sua vez é ligado a um computador através de cabos. Existe a opção de conexão por *bluetooth*, porém, devido à blindagem da sala, o sinal não é suficiente para estabelecer uma conexão estável. Um Software fornecido pelo fabricante, chamado *Ocean*, é utilizado para aquisição e processamento dos dados. É necessário inserir, antes da aquisição, as seguintes informações no software: kV nominal, tamanho do simulador de PMMA (16 cm de diâmetro, identificado como *head*, ou 32 cm de diâmetro, identificado como *body*), colimação (em milímetros), *pitch*, comprimento da varredura (neste caso, com valor fixo de 15 cm, igual ao tamanho do *CT Dose Profiler* e comprimento dos simuladores de PMMA), tempo de rotação do tubo (em segundos) e tempo de medida (deve ser igual ou ligeiramente maior que o tempo de emissão de raios-X). Além do valor de exposição medido (em mili-Gray), o *Ocean* fornece dados de análise, onde pode ser observado o $CTDI_{vol}$ e o perfil da exposição medida, como podemos ver no exemplo da Figura 7:

Figura 7 – Tela de aquisição do software Ocean para sonda CT Dose Profiler.

A sonda *CT Dose Profiler* é um detector do estado sólido, o qual realiza todas as suas medidas através do perfil de dose observado ao irradiar seu comprimento, ou seja, este equipamento não adquire os valores de CTDI da forma tradicional estabelecida na literatura, com cortes axiais realizados no centro do detector, que deve ser posicionado no objeto simulador de PMMA em diferentes pontos (centro e periferias). Sabendo que o Piranha calcula o valor de CTDI a partir de uma aquisição helicoidal contínua, temos um processo de dosimetria muito mais rápido e prático.

Para que esta medida de $CTDI_{vol}$ a partir de uma única varredura fosse possível, o fabricante precisou realizar mudanças no cálculo do CTDI pelo *Ocean*. Björn Cederquist, em sua tese de mestrado, demonstra as adaptações de cálculo realizadas pela empresa RTI e demonstra uma validação do método para este dosímetro do estado sólido (CEDERQUIST, 2008). Além disso, o autor compara os valores obtidos com o *CT Dose Profiler* e outros dosímetros de calibração conhecida e, ainda, demonstra as etapas para cálculo do $CTDI_{vol}$ a partir do perfil de exposição em uma aquisição helicoidal. O fabricante também realiza este tipo de validação, como podemos observar nas Figuras 8 e 9 (RTI ELETRONICS AB, 2009). Herrnsdorf et al publicaram artigo comentando a importância do posicionamento dos simuladores de PMMA e alinhamento com relação ao centro do *gantry* (HERRNSDORF, BJÖRK, et al., 2009). É importante que o perfil da dose medida esteja centralizado no gráfico apresentado pelo software – se, por algum motivo, for observado um padrão diferente ou deslocado, a medida deve ser refeita.

Figura 8 – Comparação entre as medidas de dose no ar observadas com dosímetros tipo TLD (linha sólida) e o Piranha CT Dose Profiler (pontilhado) para um mesmo equipamento e técnica. As linhas verticais indicam a espessura de corte nominal. Retirado de (RTI ELETRONICS AB, 2009).

Figura 9 – Comparação entre as medidas de dose no ar (esquerda) e com simulador de PMMA (direita) observadas para dosímetros tipo OSL (linha sólida) e Piranha CT Dose Profiler (pontilhado) para um mesmo equipamento e técnica. Retirado de (RTI ELETRONICS AB, 2009).

Figura 10 – Comparação entre o perfil de dose observado para aquisição helicoidal contínua e axial sequencial. A área sob a curva difere em 1,02% para os dois métodos. Retirado de (RTI ELETRONICS AB, 2009).

4.2. AMOSTRA SELECIONADA

Para adquirir dados que pudessem ser analisados previamente, foi selecionada uma amostra de conveniência do sistema PACS (*Picture Archiving and Communication System* - Sistema de Comunicação e Arquivamento de Imagens) do HCFMRP/USP. Para extrair estas informações, foi utilizado unicamente o sistema LyriaPACS do HCFMRP, sem necessidade de um software específico. Para gerenciamento destes dados coletados e com intuito de apresentar neste trabalho, os mesmos foram inseridos em banco de dados de arquivo Excel. Existirá uma cópia em sistema de armazenamento de dados tipo “nuvem”, como o dropbox.

Considerações éticas: o presente estudo não necessitou de termo de consentimento, pois foram utilizadas apenas informações de dose de imagens já realizadas e arquivadas no sistema PACS para validação do método.

4.3. EXTRAÇÃO DE INFORMAÇÕES DO CABEÇALHO DICOM

Ao final de todo estudo, o equipamento de TC utilizado gera uma imagem com informações de dose recebida por série de aquisição, o *Radiation Dose Structured Report* – conforme ilustrado na Figura 11. Estas informações também podem ser encontradas em *tags* no cabeçalho DICOM – conforme Tabela 2.

```
Patient Name:
Patient ID:
Study ID:
Time:
Acc. Number:
Total DLP:          903.7 mGy*cm
Est. Dose Savings:  22.15%
```

```
Dose
```

#	Description	Mode	CTDI [mGy]	DLP [mGy*cm]
1		Surview	0.0	0.00
2	PRE-CONTRASTE	Helical	12.2	379.25
3	CONTRASTE VENOS	Helical	9.9	524.46

Figura 11 – Exemplo da imagem gerada com RDSR

Informação	DICOM	
ID do paciente	Tag.PatientID	(0010-0020)
Idade	Tag.PatientAge	(0018-1010)
Protocolo	Tag.ProtocolName	(0018-1030)
CTDI _{vol} -D	Tag.CTDIvol	(0018-9345)
Δz	Tag.ScanLength	(0018-1302)
Comentários de dose	Tag.CommentsOnRadiationDose	(0040-0310)

Tabela 2 – Exemplo de informações que podem ser extraídas do cabeçalho DICOM e respectivas tags

Podemos encontrar diversos artigos na literatura utilizando a tecnologia OCR (do inglês *Optical Character Recognition*) para reconhecer as informações da imagem de RDSR e transformá-las num arquivo de dados; entretanto, a eficácia deste método é questionada por alguns autores, que afirmam que a extração de dados diretamente do cabeçalho DICOM é mais fidedigna (DAVE e GINGOLD, 2013). Barros faz uma interessante revisão bibliográfica dos artigos mais relevantes relacionados a este tipo de processo (BARROS, 2013).

Ao realizar os primeiros testes de aquisição dos dados, percebeu-se que a *tag* CTDI_{vol} variava para cada imagem em um mesmo estudo. Por exemplo, um único estudo de abdome trifásico com 4 séries (pré-contraste, arterial, portal e equilíbrio) gerou 922 valores diferentes de CTDI_{vol} (Figura 12), sendo que seriam esperados 4 valores – um para cada série.

	A	B	C	D	E	F	G
1	Paciente	Data	Protocolo	CTDIvol	Estudo	Ser	Imagem
2	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	1.6	128243	3	1
3	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	3.0526315789473686	128243	6	1
4	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	3.547058823529411	128243	2	1
5	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	2.359223300970874	128243	5	1
6	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	2.326923076923077	128243	7	1
7	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	3.547058823529411	128243	2	2
8	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	3.0526315789473686	128243	6	2
9	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	2.359223300970874	128243	5	2
10	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	3.547058823529411	128243	2	3
11	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	3.0526315789473686	128243	6	3
12	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	2.359223300970874	128243	5	3
13	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	2.326923076923077	128243	7	3
14	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	2.3798076923076925	128243	7	4
15	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	3.547058823529411	128243	2	4
16	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	2.359223300970874	128243	5	4
17	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	3.0526315789473686	128243	6	4
18	1160489J	42633	tracker	1.6	128243	4	5
19	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	3.0526315789473686	128243	6	5
20	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	3.547058823529411	128243	2	5
21	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	2.359223300970874	128243	5	5
22	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	2.3798076923076925	128243	7	5
23	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	3.1052631578947367	128243	6	6
24	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	3.5999999999999996	128243	2	6
25	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	2.359223300970874	128243	5	6
26	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	3.1052631578947367	128243	6	7
27	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	3.5999999999999996	128243	2	7
28	1160489J	42633	ABDOMEN TRIFASICO BOLUS/Abdomen	2.411650485436893	128243	5	7

CTDIvol (+)

PRONTO 992 DE 13485 REGISTROS LOCALIZADOS.

Figura 12 – Planilha com dados adquiridos, utilizando filtro para o estudo 128243 – foram localizados 922 registros

Ao extrair a informação dos comentários de dose da imagem 1 série 1 deste mesmo estudo, encontra-se um valor de CTDI_{vol} médio para cada série de aquisição (incluindo locator e tracker, cujas imagens não são utilizadas para diagnóstico). Também é apresentado um valor de DLP para cada série – o que nos permite encontrar Δz em cada segmento irradiado. Esta informação é importante porque descobriu-se que *tag* Δz , apesar de representar comprimento irradiado, não poderia ser utilizada para o cálculo de DLP – uma vez que não representa o comprimento irradiado em uma série de aquisição, mas sim o comprimento total em todas as séries de um estudo.

Observa-se, portanto, que as informações contidas no RDSR são equivalentes às aquelas descritas na *tag Comments On Radiation Dose* (0040,0310):

A	B	C	D	G	H	I	J
Paciente ID	Idade	Data	Protocolo	Comments on Radiation Dose (0040,0310)	Estudo ID	Serie	Imagem
1160489J	047Y	20/09/16	Abdomen/ABDOMEN_TRIFASICO_BOLUS	Series #2 PRE-CONTRASTE Average CTDIvol=5.9 DLP=178.9 Series #3 locator Average CTDIvol=1.6x1 DLP=1.9 Series #4 tracker Average CTDIvol=1.6x6 DLP=11.5 Series #5 ARTERIAL Average CTDIvol=3.9 DLP=118.9 Series #6 PORTAL Average CTDIvol=5.1 DLP=154.7 Series #7 EQUILIBRIO Average CTDIvol=4.4 DLP=216.7 Total DLP=682.5	128243	1	1

Figura 13 – Informações da tag de comentários para imagem 1 e série 1 do estudo 128243

Existe uma grande dificuldade em conseguir extrair estes dados, pois nem sempre seguem um padrão – variam para cada tipo de estudo, nome dado localmente para as séries adquiridas (operador-dependente), além de mudar para diferentes equipamentos e fabricantes. Seria trabalhoso, porém possível, desenvolver uma rotina para extrair e tabular os dados da *tag* de comentários.

4.4. RELAÇÃO ENTRE $CTDI_{vol-M}$ E $CTDI_{vol-D}$

Para todo efeito, o $CTDI_{vol}$ contido no cabeçalho DICOM será denominado $CTDI_{vol-D}$.

Com objetivo de comparar o $CTDI_{vol-D}$ com o $CTDI_{vol-M}$, foi necessário realizar medidas de dosimetria no equipamento de TC. A relação obtida entre estas grandezas foi utilizada para correção do valor de $CTDI_{vol-D}$. Chamaremos de $CTDI_{vol-D_c}$ o valor corrigido do $CTDI_{vol-D}$ extraído.

Como informação, vale comentar que existe um valor de CTDI planejado exibido na tela para o operador antes da aquisição das imagens. Este parâmetro foi tabelado juntamente com os outros dados, porém seus valores foram descartados, uma vez que não tinha relação aparente com o $CTDI_{vol-D}$ como também não era informado no relatório de dose nem em *tags* do cabeçalho DICOM.

4.5. DLP-D

Sabendo que o DLP é produto do $CTDI_{vol}$ pelo comprimento irradiado, vamos chamar de DLP-D o produto do $CTDI_{vol-D_c}$ pelo comprimento irradiado do paciente Δz .

$$DLP-D = CTDI_{vol-D_c} \times \Delta z$$

Lembrando que o Δz , por sua vez, terá origem no valor de DLP dividido pelo CTDI em cada série descrita na *tag* de comentários.

4.6. ESTIMATIVA DA DOSE EFETIVA (E)

A conversão do DLP-D em dose efetiva estimada E deve-se à multiplicação pelo fator E_{DLP} , o qual dependerá da região do corpo irradiada. Esta informação foi interpretada a partir do nome do protocolo realizado, conforme descrito no cabeçalho DICOM.

$$E \text{ (mSv)} = DLP-D \text{ (mGy.cm)} \times E_{DLP} \text{ (mSv/mGy.cm)}$$

Esta deve ser aplicada para cada série de exames realizada por paciente, a partir dos dados contidas na *tag* de comentários.

5. RESULTADOS

5.1. CÁLCULO PARA $CTDI_{vol-D}$ E DLP-D

Inicialmente, foram mapeados todos os protocolos salvos no equipamento de TC, com a intenção de personalizar a medida de $CTDI_{vol}$, assumindo que a relação entre $CTDI_{vol-D}$ e $CTDI_{vol-M}$ seria diferente para cada protocolo. Foram mapeados mais de 180 protocolos e listadas as informações de kV, colimação, *pitch*, tempo de rotação do tubo e $CTDI_{vol}$ planejado (que aparece na tela para o operador, mas que é diferente daquele informado no cabeçalho DICOM). Foram realizadas mais de uma medida por protocolo, para cerca de 20 protocolos. Percebeu-se, então, que havia um padrão na relação $CTDI_{vol-D}$ e $CTDI_{vol-M}$, sugerindo assim que a diferença entre os valores não dependia do protocolo em si, mas sim seria uma característica do equipamento.

Selecionando três dos principais protocolos utilizados (crânio, abdome e tórax), foram realizadas 15 medidas de $CTDI_{vol-M}$ para cada um. As aquisições foram realizadas exatamente como o protocolo salvo no equipamento de TC e utilizado na rotina clínica. As imagens DICOM foram baixadas do sistema PACS para um computador e extraídas as informações de $CTDI_{vol-D}$.

O gráfico abaixo foi elaborado a partir destes dados e a equação de regressão linear gerada, apresentando coeficiente de determinação $R^2 = 0,9993$. A equação encontrada foi:

$$CTDI_{vol-D} = 0,987x + 0,2634$$

Figura 14 – Gráfico relacionando $CTDI_{vol-D}$ e $CTDI_{vol-M}$

A partir desta equação, podemos encontrar o $CTDI_{vol-D_c}$. O valor de $CTDI_{vol-D_c}$ multiplicado pelo comprimento irradiado, Δz , resulta do DLP-D.

5.2. CÁLCULO DE E

Para cálculo da dose efetiva estimada E, foram listados um total de 182 protocolos, sendo 59 para o grupo “Abdomen”, 28 para “CTA”, 3 para “Ear”, 19 para “Head”, 3 para “Neck”, 16 para “OncoBody”, 23 para “Orthoped”, 5 para “Pelvis”, 9 para “Spine” e 17 para o grupo “Thorax”.

A conversão para dose efetiva deverá ocorrer de acordo com a região do corpo irradiada e idade, de acordo com a Tabela 1. A Tabela 3 apresenta os protocolos mapeados categorizados em regiões do corpo. O nome do protocolo realizado no exame radiológico é encontrado na *tag* DICOM (0018,1030).

Protocolo	Região do corpo
ANGIO CAROTIDAS ANGIO CEREBRAL HC CRANIO PEDIATRICO CRANIO ROTIN HC S/C CRANIO ROTINA C/CONTRAST CRANIO TRAUMA ESTEREOTAXIA PERFUSAO CEREBRAL SELA TURCICA ROTINA HC	Cabeça
Onco Pescoco PARATIREOIDE Dr. MURILO REGIAO CERVICAL C/C REGIAO CERVICAL S/C	Pescoço
A.T.M. DENTALSCAN FOV 180!!! FACE - TRAUMA FACE C/ CONTRASTE HC MASTOIDE COM CONTRASTE MASTOIDE PEDIATRICA MASTOIDE ROTINA ORBITA ROTINA HC ORBITA ROTINA HC C/CONT. ORBITA ROTINA HC C/CONT. S. FACE TRAB. MARIANA SEIOS DA FACE ROTINA HC	Cabeça e Pescoço
ANG. TORAX C/FASE VENOSA ANGIO AORTA TORACICA ANGIO AORTA TORACICA HC ANGIO AORTA TOTAL Onco TORAX Onco TORAX MAMA Onco TORAX OBESO	Tórax

<p> <i>Onco TORAX PEDIATRICO</i> <i>T.E.P. + T.V.P.</i> <i>T.E.P. PEDIATRICO</i> <i>T.E.P.HC</i> <i>TORAX ALTA RESOLUCAO HC</i> <i>TORAX AR NEUTROPENICO</i> <i>TORAX BIOPSIA MARCEL</i> <i>TORAX LINFOMA HC C/C</i> <i>TORAX OBESO</i> <i>TORAX PED.A.RESOLUCAO HC</i> <i>TORAX PEDIATRICO HC</i> <i>TORAX PESQUISA DR JORGE</i> <i>TORAX ROTINA HC C/C</i> <i>TORAX SEM CONTRASTE</i> <i>TORAX SWENSEN NODULO</i> <i>TORAX TRAUMA</i> </p>	
<p> <i>ABDOME ENTERO CT</i> <i>ABDOME LINFOMA C/FASE 45</i> <i>ABDOME PESQUISA DR JORGE</i> <i>ABDOME SPLIT</i> <i>ABDOME TRIFASICO PEDIAT</i> <i>ABDOME TRIFASICO PEDIAT</i> <i>ABDOME TRIFASICO PEDIAT</i> <i>ABDOMEN ADRENAL</i> <i>ABDOMEN OBESO</i> <i>ABDOMEN PEDIATRICO C/C</i> <i>ABDOMEN PEDIATRICO S/C</i> <i>ABDOMEN PESQUISA PSOAS</i> <i>ABDOMEN PORTAL OBESO</i> <i>ABDOMEN ROTINA C/FASE 60</i> <i>ABDOMEN ROTINA HC</i> <i>ABDOMEN ROTINA HC S/CONT</i> <i>ABDOMEN RTINA C/FASE 45</i> <i>ABDOMEN TRANSPLANTE RENA</i> <i>ABDOMEN TRAUMA</i> <i>ABDOMEN TRIFASICO BOLUS</i> <i>ABDOMEN TRIFASICO HC</i> <i>ABDOMEN TRIFASICO OBESO</i> <i>ANGIO AORTA ABDOMINAL</i> <i>ANGIO AORTA ABDOMINAL HC</i> <i>ANGIO RENAL</i> <i>AORTA ABDOME C/ PORTAL</i> <i>COLONOSCOPIA VIRTUAL</i> <i>LITIASE RENAL HC</i> <i>LITIASE RENAL OBESO</i> <i>Onco ABDOMEN</i> <i>Onco ABDOMEN OBESO</i> <i>Onco ABDOMEN PEDIATRICO</i> <i>Onco PELVE</i> <i>Onco PELVE C/C</i> <i>Onco PELVE OBESO(A)</i> <i>Onco PROSTATA</i> <i>PELVE C/C ROTINA HC</i> <i>PELVE S/C ROTINA HC</i> <i>RENAL TRIFASICO</i> </p>	Abdome e Pelve
<p> <i>ANGIO MMII</i> <i>ARTRO-TC HELICOIDAL</i> <i>ARTRO-TC OMBRO HC</i> <i>BACIA</i> <i>BACIA HC C/ CONTRASTE</i> <i>BACIA ROTINA HC</i> <i>COL. DORSAL OBESO</i> <i>COL. DORSAL ROTINA</i> <i>COL. LOMBAR C/C ROTINA</i> <i>COL. LOMBAR OBESO</i> <i>COL. LOMBAR ROTINA</i> <i>COL.CERVICAL OBESO</i> </p>	NDA

COL.CERVICAL ROTINA	
COLUNA CORTES FINOS HC	
COTOVELO	
ESCANOMETRIA	
FEMUR ANTEVERSAO HC	
FEMUR ROTINA HC	
FEMUR ROTINA HC C/C	
JOELHO ROTINA HC	
MAOS/PUNHOS	
MIELO TOMOGRAFIA HC	
OMBRO ROTINA	
PE HC ROTINA	
PE HC ROTINA S/C	
PERNA HC	
TORNOZELO ARTROGRAFIA HC	
TORNOZELO HC	
UMERO ROTINA HC C/C	

Tabela 3 – Protocolos do HCFMRP relacionados às regiões do corpo da Tabela 1

A classificação foi realizada com o auxílio de um médico radiologista. Foi criada a categoria NDA (nenhuma das alternativas), onde encontram-se os protocolos relacionados à área de músculo esquelético, que não foi contemplada na Tabela 1. Para estes protocolos, não será exibida informação de dose efetiva estimada.

Aplicando a fórmula abaixo, encontra-se a dose efetiva estimada E:

$$E \text{ (mSv)} = DLP\text{-}D \text{ (mGy.cm)} \times E_{DLP} \text{ (mSv/mGy.cm)}$$

5.3. RESUMO DA ROTINA A SER IMPLEMENTADA

Seguem abaixo as informações necessárias a serem extraídas para cada estudo:

- **Idade** (0018-1010)
- **Protocolo** (0018-1030)
- Comentários de dose (0040-0310). À partir das informações desta *tag*, para cada série:
 - $CTDI_{vol} >$ será chamado de **$CTDI_{vol-D}$**
 - DLP

Dependendo da idade e protocolo (região do corpo), um valor de **E_{DLP}** será determinado para todo o estudo de acordo com a Tabela 1.

A partir do DLP extraído, encontra-se o valor de Δz para cada série pela relação:

$$\underline{\Delta z} = DLP / CTDI_{vol-D}$$

Assim, serão realizadas as seguintes operações para cada série:

$$CTDI_{vol-Dc} = (CTDI_{vol-D} - 0,2634) / 0,987$$

$$\underline{DLP-D} = CTDI_{vol-Dc} \cdot \Delta z$$

Sendo que o DLP-D total será a soma dos DLP-D de todas as séries.

$$\underline{E} = DLP-D_{total} \cdot E_{DLP}$$

6. DISCUSSÃO

O principal resultado do presente trabalho diz respeito à relação diretamente proporcional verificada entre o $CTDI_{vol-D}$ e $CTDI_{vol-M}$, demonstrando assim que a utilização dos dados de $CTDI_{vol-D}$, presentes no cabeçalho DICOM dos exames realizados, são confiáveis para estratégia de obtenção de dose efetiva estimada.

Assim como outros estudos encontrados na literatura (DAVE e GINGOLD, 2013), este estudo possibilitou a extração das informações contidas nas próprias imagens de TC, o que é uma estratégia importante e citada nas próprias diretrizes americanas (AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, 2016) e europeias (EUROPEAN COMMISSION, 2008) no que diz respeito à estimativa e registro das doses recebidas em exames radiológicos. Um aspecto secundário verificado, porém, relativamente importante, foi o grande número de protocolos de aquisição de exames presentes no equipamento. Ainda que grande parte possa representar variações menores dos protocolos principais utilizados, sua existência indica possibilidade de extensa variação na dose para uma mesma região do corpo. Ou seja, a nosso ver, essa variabilidade justifica fortemente que seja buscada uma estratégia para obtenção da dose efetiva estimada por exame, no lugar de ser oferecida uma estimativa grosseira por tipo de exame realizado.

A rotina proposta neste trabalho permite estimar a dose efetiva recebida por pacientes submetidos a exames de TC no HCFMRP/USP através de processamento dos dados contidos no cabeçalho DICOM. Esta rotina torna possível calcular facilmente a dose efetiva de maneira manual, o que é bastante trabalhoso. Portanto, idealmente, será necessário o desenvolvimento de solução de software com característica automática de varredura da base de dados do *Picture archiving and communication system* (PACS), permitindo construir uma tabela própria de dose efetiva estimada por exame ou individualmente por exame sob demanda no momento da confecção do relatório. A implementação de um algoritmo específico para extrair dados da *tag* de comentários não é simples; exige tempo, testes e adaptação para cada equipamento da instituição. No entanto, como discutido previamente, os resultados obtidos no presente trabalho asseguram a utilização dos dados do cabeçalho DICOM para esse fim.

Esse trabalho teve várias limitações. Uma delas diz respeito ao fato de que não foi possível, de acordo com dados encontrados na literatura para o fator E_{DLP} , estimar a dose efetiva para os protocolos classificados como NDA (Tabela 1). Para trabalhos futuros, seria interessante pesquisar a possibilidade de implementar métodos de simulação Monte Carlo personalizados.

Devido a inexistência de uma ferramenta automatizada para medir o diâmetro do paciente, não foi possível utilizar a grandeza SSDE, como pensou-se ser possível no início do projeto. A implementação de pesquisas que utilizam a correção pelo tamanho do paciente necessita que dados de espessura sejam inseridos pelo operador do equipamento. Informações de altura e peso também podem ser úteis para pesquisas futuras.

Quando se fala em radioproteção e redução de dose em radiodiagnóstico, os chamados DRL (*Dose Reference Levels* – níveis de referência de dose), publicados por diversas instituições e países, estão em unidades de $CTDI_{vol}$ e DLP para TC. Observar estes valores é importante para a avaliação dos protocolos existentes em instituições que se preocupam em implementar estratégias de redução de dose efetiva de radiação recebida.

A longo prazo, os registros de dose efetiva poderão ser úteis para avaliação da dose coletiva num intervalo de tempo determinado, comparação com DRL de outros países, assim como para comparação da dose quando instalado um novo equipamento de TC. Outra utilidade é a possibilidade de realizar estudos sobre o comportamento do tubo de raios X ao longo do tempo, uma vez que é muito importante que as curvas de $CTDI_{vol-D}$ versus $CTDI_{vol-M}$ sejam atualizadas periodicamente. Sugere-se que a realização da dosimetria do equipamento de TC ocorra semestralmente.

A possibilidade de manter registros de dose efetiva estimada para exames radiológicos no RIS (sistema de informação de radiologia) abre uma gama de oportunidades para vários estudos futuros, incluindo análises de dose esperada por exames, análises individuais por pacientes e análises por médicos ou especialidades, com possibilidade de atuar como corretor de desvios de protocolos e desvios de indicações. Também, a criação de registros de dose efetiva estimada permitirá detectar indivíduos com maior risco de complicações tardias, principalmente crianças submetidas a grande número de exames de TC,

e que podem ser seguidos clinicamente mais de perto. Ou seja, o registro de dose por exame com certeza permite uma melhor adequação quanto à manutenção da estratégia ALARA (*“As Low As Reasonably Achievable”*), presente nas diretrizes de segurança e saúde de modo geral, e em especial, na radiologia e diagnóstico por imagem (CNEN, 2014).

7. CONCLUSÕES

Foi possível calcular a dose efetiva estimada recebida em exames de TC através de informações contidas no cabeçalho DICOM utilizando-se a correlação linear verificada entre o $CTDI_{vol-D}$ e o $CTDI_{vol-M}$, com posterior obtenção do DLP-D e uso de fator de correção por região irradiada.

Foi apresentada sugestão de uma rotina de processamento de dados para calcular a dose efetiva recebida pelo paciente no procedimento de TC seguindo extração de informações contidas no cabeçalho DICOM.

Os resultados obtidos no presente trabalho tornam possível a geração da informação final da dose efetiva estimada recebida em um exame de tomografia computadorizada; informação esta que poderá ser disponibilizada no prontuário eletrônico do paciente. Essa disponibilização, entretanto, devido à complexidade das questões relacionadas à programação de computadores e comunicação entre os sistemas hospitalar e radiológico de informações, fica como desafio para trabalhos futuros que venham a ser realizados na instituição.

8. BIBLIOGRAFIA

AAPM. **AAPM Report nº 96: The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT**. American Association of Physicists in Medicine. [S.l.], p. 34. 2008.

AAPM. **AAPM Report 204 - Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations**. American Association of Physicists in Medicine. [S.l.], p. 28. 2011.

AAPM. **ASSESSMENT OF DISPLAY PERFORMANCE FOR MEDICAL IMAGING SYSTEMS**. AAPM. [S.l.]. 2015. (TASK GROUP 18).

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY. **Dose Index Registry - ABR PQI Project Description**. Reston, VA. 2016.

ARMAO, D.; SEMELKA, C. R.; ELIAS JR, J. Radiology's Ethical Responsibility for Healthcare Reform: Tempering the Overutilization of Medical Imaging and Trimming Down a Heavyweigh. **J. Magn. Reson. Imaging**, n. 35, p. 512-517, 2012.

BARROS, W. **Controle de Dose de Radiação Aplicado ao Sistema Catarinense de Telemedicina**. UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA. Florianópolis, p. 127. 2013.

BUSHONG, S. C. **Radiologic Science for Technologists**. 7. ed. Mosby: Harcourt Sciences Company Health, 2001.

CEDERQUIST, B. **Evaluation of two thin CT dose profile detectors and a new way to perform QA in a CTDI head phantom**. Department of Radiation Physics - Göteborg University. Göteborg, p. 34. 2008. (Dissertação de Mestrado).

CNEN. **Norma CNEN NN 3.01 - Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**. [S.l.], p. 22. 2014.

COSTA, P. R. et al. Correlação entre dose efetiva e riscos radiológicos: conceitos gerais. **Radiol Bras**, v. 49, p. 176-181, Mai/Jun 2016.

CURRY, T. S. et al. **Physics of Diagnostic Radiology**. 4. ed. [S.l.]: [s.n.], 1990.

DALMAZO, J. et al. Otimização da dose em exames de rotina em tomografia computadorizada: estudo de viabilidade em um hospital universitário. **Radiologia Brasileira**, v. 43, n. 4, p. 241-248, Jul/Ago 2010.

DAVE, J. K.; GINGOLD, E. L. Extraction of CT Dose Information From DICOM Metadata: Automated Matlab-Based Approach. **AJR**, n. 200, Janeiro 2013. 142-145.

DAVE, J. K.; GINGOLD, L. E. Extraction of CT Dose Information From DICOM Metadata: Automated Matlab-Based Approach. **AJR**, v. 200, p. 142-145, Janeiro 2013.

DICOM FAQ. **CT Dose Information in DICOM data**. Disponível em: <http://dicom.nema.org/documents/CT_Dose_Information_in_DICOM_Data-DICOM_FAQ.pdf>. Acesso em: Agosto 2016.

EUROPEAN COMMISSION. **European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures**. Luxemburgo, p. 96. 2008. (Radiation Protection nº 154).

EUROPEAN COMMISSION. **European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography**. Luxemburgo. 2000. (EUR 16262 EN).

FURQUIM, T. A. C.; COSTA, P. R. Garantia de qualidade em radiologia diagnóstica. **Revista Brasileira de Física Médica**, p. 91-99, 2009.

GHILARDI NETTO, T. **Princípios Físicos da Formação da Imagem por Tomografia Computadorizada**. Belo Horizonte: [s.n.]. 1985. p. 1-36. Apresentado no Congresso Brasileiro de Radiologia.

GOLDMAN, L. W. Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality. **Journal of Nuclear Medicine Technology**, 35, December 2007.

HERRNSDORF, L. et al. Point dose profile measurements using solid-state detectors in characterization of Computed Tomography systems. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A**, v. 607, p. 223-225, 2009.

IAEA. **Human Health Series 19 Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications**. IAEA. Vienna. 2012.

ICRP. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. International Commission on Radiological Protection. Essen, p. 327. 2007. (ICRP Publication 103).

IMAGE GENTLY. **Image Gently - The Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging**, 2014. Disponível em: <<http://www.imagegently.org/>>. Acesso em: Agosto 2016.

IMAGE WISELY. **Image Wisely - Radiation Safety in Adult Medical Imaging**, 2010. Disponível em: <<http://www.imagewisely.org/>>. Acesso em: Agosto 2016.

IMAGE WISELY. IW Medical Imaging Card. Disponível em: <http://www.imagewisely.org/~media/ImageWisely-Files/IW-Medical-Imaging-Card_F.pdf?la=en>. Acesso em: Agosto 2016.

MATHEWS, J. D. et al. Cancer risk in 680 000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. **BMJ**, Maio 22 2013. 18.

MATHWORKS. Matlab. Disponível em: <<http://www.mathworks.com/products/matlab/>>. Acesso em: Agosto 2016.

NEMA. DICOM - Digital Imaging and Communications in Medicine. Disponível em: <<http://dicom.nema.org/Dicom/about-DICOM.html>>. Acesso em: Agosto 2016.

RTI ELETRONICS AB. CT Dose Profiler SUMMARY 200905, 2009. Disponível em: http://www.meditron.ch/industrial-and-research/downloads/CT%20Dose%20Profiler_summary_utskrift.pdf. Acesso em: Agosto 2016.

SEMELKA, C. R. et al. Imaging Strategies to Reduce the Risk of Radiation in CT Studies, Including Selective Substitution With MRI. **J. Magn. Reson. Imaging**, v. 25, p. 900-909, 2007.

SEMELKA, C. R. et al. The Information Imperative: Is It Time for an Informed Consent Process Explaining the Risks of Medical Radiation? **Radiology**, v. 262, n. 1, p. 15-18, 2012.

SEMELKA, C. R.; ELIAS JR, J. Provision of Information to Individuals Regarding the Risks Related to Medical Radiation. **Curr Radiol Rep**, Janeiro 2015.

SHRIMPTON, P. C. **Assessment of Patient Dose in CT**. European Commission. [S.l.]. 2004. (NRPB-PE/1/2004).