

HOSPITAL DE CLÍNICAS DE PORTO ALEGRE

**Residência em Área Profissional da Saúde - Física Médica
Radiodiagnóstico**

**NÍVEIS DE REFERÊNCIA PARA DIAGNÓSTICO EM TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA**

CHRISTIAN MATTJIE DE OLIVEIRA

Porto Alegre
Janeiro de 2020

HOSPITAL DE CLÍNICAS DE PORTO ALEGRE

**Residência em Área Profissional da Saúde - Física Médica
Radiodiagnóstico**

**NÍVEIS DE REFERÊNCIA PARA DIAGNÓSTICO EM TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA**

CHRISTIAN MATTJIE DE OLIVEIRA

Orientador: Fís. Med. Alexandre
Bacelar.

Porto Alegre
Janeiro de 2020

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	3
1.1 Justificativa	4
2. REFERENCIAL TEÓRICO	6
2.1 Grandezas Físicas	6
2.2 Grandezas Dosimétricas	6
2.3 Grandezas Dosimétricas em Tomografia Computadorizada	7
2.4 Limitações das Grandezas CTDI e DLP	8
2.5 Nível de Referência para Diagnóstico	9
3. OBJETIVOS	11
3.1 Geral	11
3.2 Específicos	11
4. RESULTADOS	12
5. CONCLUSÃO	19
6. REFERÊNCIAS	20

1. INTRODUÇÃO

A Tomografia Computadorizada (TC) é um exame de imagem que utiliza radiação ionizante para a produção de imagens internas do corpo humano. A emissão da radiação se dá pelo acionamento do tubo de raios X que realiza um movimento de rotação ao redor do paciente. O feixe de radiação é transformado em função da sua interação com o paciente e é detectado por um conjunto de detectores que fica diametralmente anteposto ao tubo de raios X. As imagens resultantes são seções transversais que permitem a visualização das estruturas internas do corpo do paciente, reduzindo a sobreposição anatômica, quando comparado com uma imagem de raios X convencional (Bushberg,2012).

Desde o início do seu uso clínico, na década de 70, a TC tem sido uma excelente técnica de diagnóstico médico, devido a grande quantidade de imagens e informações obtidas rapidamente. Apresenta diversas vantagens em relação à radiologia convencional, como a redução da sobreposição de imagens, discriminação de tecidos com diferenças muito pequenas de coeficiente de atenuação e visualização das imagens em três eixos, além da possibilidade de reconstruções de imagem (Bushberg, 2012).

Entretanto, a dose de radiação utilizada em exames de TC é maior do que em exames de radiologia convencional. Em alguns casos, a diferença da dose efetiva entregue nos dois métodos de imagem pode ser da ordem de 100 vezes (AAPM, 2008). Por exemplo, em exames de tórax, a dose efetiva utilizando radiologia convencional é próxima a 0,1mSv e a dose efetiva utilizando tomografia computadorizada é próxima a 7mSv. Outra preocupação em relação ao uso desse método de diagnóstico médico é o número crescente de exames e da sua contribuição na dose coletiva depositada nos pacientes (REHANI, 2000). Estimativas apontam que em 2006 a TC contribuiu com a metade da dose coletiva proveniente de exposições médicas nos EUA (ICRP, 2017; NCRP, 2009) e em 2008, no Reino Unido, essa parcela representou 68% (HPA, 2010).

Cientes desse cenário, algumas entidades e organismos internacionais como European Society of Radiology (ESR), American College of Radiology (ACR) e American Association of Medical Physicists in Medicine (AAPM) iniciaram campanhas a fim de divulgar e orientar boas práticas quanto ao uso da radiação

ionizante no diagnóstico médico (Eurosafte Imaging, Image Wisely e Image Gently). Essas campanhas tem como base os três princípios da proteção radiológica: Justificação, Otimização e Limitação de doses (não aplicável à pacientes). Especificamente para TC duas ações se destacam: a conscientização da comunidade médica quanto ao elevado número de exames de TC que são solicitados de maneira indevida (Justificação) e da necessidade de que estes exames devem ser executados com a menor dose de radiação possível (Otimização).

Uma das estratégias sugeridas no processo de otimização é a utilização de Níveis de Referência para Diagnóstico (DRL) (ICRP, 2017). Por definição, o DRL deve ser definido para uma grandeza acessível relacionada à dose recebida por um paciente típico submetido a um exame específico. DRLs vem sendo estabelecidos nas últimas décadas, tornando-se uma ferramenta importante na otimização de exames de imagem que utilizam radiação ionizante. Os valores de DRL não devem ser considerados limites de dose, mas sim valores de referências de otimização para um paciente padrão e devem ser atualizados periodicamente.

As grandezas atualmente utilizadas para a determinação de valores de DRL para Tomografia Computadorizada são o Volumetric Computed Tomography Dose Index ($CTDI_{vol}$) e o Dose-Length Product (DLP) visto que são grandezas cujos valores já são apresentados durante o exame e, portanto, de fácil aquisição (ICRP, 2017). Este trabalho estabeleceu valores de DRL locais para os exames de TC mais realizados no Hospital de Clínicas de Porto Alegre.

1.1 Justificativa:

Os exames de Tomografia Computadorizada entregam aproximadamente 50% da dose coletiva efetiva (ICRP, 2017; NCRP, 2009), portanto a otimização dos protocolos utilizados e do processo como um todo é fundamental para a redução da dose entregue à população.

A construção de valores de DRLs possibilitam identificar procedimentos e protocolos que necessitam de otimização, avaliar os processos antes e depois de

alterações nos fluxos de exames e investigar procedimentos que frequentemente ultrapassam os níveis estabelecidos.

No Brasil, a portaria 453 (1998) define valores de Dose média em cortes múltiplos para exames de TC de crânio, abdômen e coluna. Porém, esta grandeza caiu em desuso visto que não é aplicável às novas tecnologias empregadas no processo de aquisição de imagem em TC. Os DRLs existentes para TC são em grande parte de países desenvolvidos (EC, 2015). Diferenças de tecnologia aplicada, perfil étnico e etário que possuem acesso aos exames podem gerar diferenças nos valores dos DRLs (ICRP,135). Portanto, é fundamental o desenvolvimento de DRLs locais que possam servir de referência para outros centros clínicos similares e para, eventualmente, a determinação de DRLs nacionais.

2. REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Grandezas Físicas

Dose Absorvida (D) é definida como a energia média depositada pela radiação incidente em um material pela massa deste. Dose absorvida é definida por:

$$D = \frac{dE_{ab}}{dm}$$

Onde dE_{ab} é a energia absorvida pelo material devido a radiação incidente e m é a massa do material. A unidade de D utilizada no SI é Gy que equivale a 1 J/kg (TAUHATA, 2014).

2.2 Grandezas Dosimétricas

Dose Equivalente (H_T) se refere à dose absorvida média em um órgão ou tecido quando exposto à radiação ionizante ponderado de acordo com o órgão ou tecido específico. Dose equivalente é definida por:

$$H_T = \omega_R D_{T,R}$$

Onde R é a radiação incidente, ω_R é o fator de ponderação desta radiação, que varia com o tipo de radiação e a capacidade desta de induzir efeitos estocásticos no órgão ou tecido, e $D_{T,R}$ é a dose absorvida média neste órgão ou tecido devido a radiação incidente. A unidade de H_T no SI é o Sievert, visto é uma grandeza referente a riscos e efeitos da radiação ionizante, equivalente a 1 J/kg referência.

Dose Equivalente Efetiva (H_E) ou apenas Dose Efetiva é definida como a soma das doses equivalentes dos órgãos e tecidos do corpo humano ponderados pela radiosensibilidade de cada órgão ou tecido. Dose Efetiva é definida por:

$$H_E = \sum_T \omega_T H_T$$

Onde T são os tecidos ou órgãos e ω_T é o fator de ponderação de radiosensibilidade de cada tecido ou órgão. A unidade de H_E no SI também é o

Sievert visto que também é referente a riscos e efeitos da radiação ionizante, e equivale a 1 J/kg.

2.3 Grandezas Dosimétricas em Tomografia Computadorizada

Computed Tomography Dose Index, ou CTDI, foi definida em 1981 com o objetivo de descrever a dose entregue por um equipamento de tomografia computadorizada (SHOPE, 1981). CTDI é definido por:

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

Onde $D(z)$ é o perfil de dose absorvida paralelo ao eixo de rotação z , N é o número de cortes adquiridos e T é a espessura dos cortes. Para a realização prática das medidas, o limite da integração foi limitado a 100 mm e o CTDI obtido foi definido como $CTDI_{100}$.

$CTDI_{100}$ é geralmente calculado através de medidas feitas com phantoms de acrílico com 15 cm de comprimento e 16 e 32 cm de diâmetro utilizando uma câmara de ionização com uma área sensível que cubra 100 mm de distância.

$CTDI_{100}$ medido com a câmara de ionização localizada no centro ($CTDI_{100,c}$) e na periferia ($CTDI_{100,p}$) dos phantoms são combinados na seguinte equação para definir $CTDI_w$:

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

$CTDI_w$ é utilizado para calcular $CTDI_{vol}$ e DLP, as grandezas dosimétricas de TC mais utilizadas atualmente (PLATTEN, 2013). Para calcular essas duas grandezas é necessário compreender o Fator Pitch que é definido por:

$$P = \frac{d_{360^\circ}}{C}$$

Onde d_{360} é a distância no eixo z percorrida pela mesa durante uma volta completa do tubo ao redor do paciente e C é a espessura total utilizando todas as fileiras de detectores. O Fator Pitch influencia diretamente na dose entregue ao paciente visto que diminuir a velocidade da mesa é aumentar o tempo do exame

e, logo, o tempo de exposição. Considerando este fator calculamos o CTDI volumétrico ou $CTDI_{vol}$ através de:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{P}$$

Com o objetivo de incluir a faixa de aquisição, ou seja, o comprimento do paciente que foi exposto foi introduzido o Dose-Length Product definido por:

$$DLP = CTDI_{vol} \times NT$$

$CTDI_{vol}$ e DLP são apresentadas nos relatórios gerados pelos equipamentos de TC atuais e ficam vinculados aos exames realizados.

A grandeza CTDI e suas derivadas são expressas em mGy visto que são grandezas referentes a dose absorvida. A grandeza DLP é expressa em mGy.cm pois também considera o comprimento da região irradiada.

2.4 Limitações das Grandezas CTDI e DLP

CTDI e DLP não são medidas da dose entregue ao paciente (MCCOLLOUGH, 2011). Estas grandezas não consideram a anatomia, forma e tamanho do paciente. O CTDI é obtido através da exposição de uma câmara de ionização dentro de phantoms de acrílico. Apesar de o CTDI simular um exame de TC, o paciente possui características muito distintas quando comparado a um cilindro de material homogêneo com raio uniforme de 16 ou 32 cm. Para obter a melhor relação de dose de radiação e qualidade da imagem, os equipamentos de TC utilizam moduladores de corrente que ajustam a quantidade de radiação emitida conforme o tamanho do paciente e das características de atenuação de uma dada região do corpo. Ou seja, pacientes maiores terão maiores valores de CTDI, mas a dose absorvida pelo paciente também dependerá da massa deste, grandeza que é desconsiderada no cálculo. Assim o CTDI não é uma medida da quantidade de radiação absorvida pelo paciente, e sim uma medida da radiação direcionada ao paciente pelo equipamento.

Apesar dessas limitações $CTDI_{vol}$ e DLP (que é diretamente proporcional ao $CTDI_{vol}$) ainda podem ser utilizados como DRL (ICRP, 2017), visto que são proporcionais à dose entregue ao paciente.

2.5 Nível de Referência para Diagnóstico

O termo Nível de Referência para Diagnóstico surgiu em 1996 na publicação 73 da ICRP a partir dos princípios de justificação e otimização. Desde então o conceito vem sendo continuamente desenvolvido. Com o mesmo intuito, a Portaria 453 apresentou valores de DRL para vários tipos de exames no radiodiagnóstico, incluindo para exames de TC, porém com grandezas dosimétricas desatualizadas. Neste trabalho utilizaremos o acrônimo DRL referente ao nome em inglês Diagnostic Reference Level. O uso do nome em inglês deriva do reconhecimento internacional do acrônimo "DRL" e incentiva a comparação entre os valores definidos. Na sua última publicação referente ao tema (2017) a ICRP determina e diferencia quatro termos relacionados à DRL:

- DRL: uma forma de investigação usada como uma ferramenta para auxiliar a otimização da proteção na exposição médica de pacientes para procedimentos diagnósticos e intervencionistas.

- Grandeza DRL: Uma grandeza comum e facilmente mensurável relacionada a quantidade de radiação utilizada em um procedimento médico.

- Valor de DRL: Um valor arbitrário de uma quantidade de DRL, definido no terceiro quartil de distribuições dos valores das grandezas DRL obtidas em coletas ou outros meios.

- Processo DRL: O processo cíclico de estabelece valores de DRL, utilizá-los como ferramenta para otimização e, em então, determinar os valores de DRL atualizados como ferramenta para otimização adicional.

Valores de DRL são valores representativos ligados à dose entregue em um exame em específico para um paciente padrão, não são valores ideais e não são necessariamente valores otimizados. O paciente padrão deve ser definido de acordo com o paciente típico do centro clínico, região ou país, de acordo com a área a ser definido o DRL.

Os DRLs devem ser definidos exclusivamente para cada tipo de equipamento (angiógrafo, tomógrafo, aparelho de raios X convencional...), para cada parte do corpo (TC de crânio, tórax, mão...) e para cada protocolo

(Tomografia para avaliação de aneurisma, tomografia para avaliação de nódulo pulmonar...). Não são limites de dose, pois não devem haver limites em exposições médicas, visto que a avaliação risco-benefício já é realizada pelo médico solicitante do exame. Além disso, existem outros fatores que influenciam nos parâmetros utilizados no exame como peso e forma do paciente que podem aumentar a dose entregue, mas isso não deve de forma alguma impedir a realização do exame.

O DRLs não consideram a qualidade da imagem e não são o processo de otimização como um todo. Qualquer alteração nos protocolos e procedimentos com o objetivo de reduzir a dose no exame deve ser realizada de forma que não se perca nenhuma informação diagnóstica necessária.

Os DRLs estabelecidos no terceiro quartil considerando de diversas partes de um país são determinados como DRLs nacionais. A mediana de vários valores de DRL nacionais representa um DRL regional (DRL Europeu). DRLs também podem ser criados para uma ou algumas instituições, definido como DRL local.

Ao longo dos anos DRLs provaram ser uma ferramenta efetiva no processo de otimização da proteção em exposições médicas para procedimentos diagnósticos e intervencionistas (ICRP, 2017). Foram estabelecidos pelo mundo diversos DRLs para diferentes modalidades. Referente à TC foram estabelecidos DRLs em diversas partes do mundo: nos EUA (KANAL, 2017), Japão (J-RIME, 2015), Arábia Saudita (QURASHI, 2014), Egito (SALAMA, 2017), diversos países da Europa (Europe, 2015) além de muitos outros DRLs nacionais e regionais.

A ICRP faz algumas recomendações referentes à DRL em TC: As Grandezas DRL a serem utilizadas em Tomografia Computadorizada são $CTDI_{vol}$ e DLP. O número mínimo de dados para se estabelecer um valor de DRL são de 20 exames por protocolo e o ideal para TC são 30 exames por protocolo.

3. OBJETIVOS

3.1 Geral.

Estabelecer valores de DRL locais para os exames de Tomografia Computadorizada para pacientes adultos do HCPA.

3.2 Específicos.

- Identificar os exames de TC mais realizados no HCPA.
- Definir o paciente padrão para os exames de TC no HCPA.
- Definir os valores de DRL em TC de $CTDI_{vol}$ e DLP conforme a metodologia sugerida pela ICRP 135.

4. RESULTADOS

IMPLEMENTAÇÃO DA ICRP 135 NA DETERMINAÇÃO DOS NÍVEIS DE REFERÊNCIA PARA DIAGNÓSTICO EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

ICRP 135 Implementation in Determining Computed Tomography Diagnostic Reference Levels

Christian M. Oliveira¹, Alexandre Bacelar¹

¹Hospital de Clínicas de Porto Alegre, Porto Alegre, Brasil

Resumo

Níveis de referência para diagnóstico (DRL) são uma ferramenta importante no processo de otimização em nível local, nacional e regional. A publicação 135 da ICRP (2017) sugere a metodologia e as grandezas a serem utilizadas na determinação de valores de DRL. O Brasil não possui valores de DRL definidos, em nível nacional, com esta metodologia. Este estudo estabeleceu valores de DRL para TC, em nível local, no Hospital de Clínicas de Porto Alegre utilizando CTDIvol e DLP, conforme recomendado pela ICRP 135. Foram determinados valores para um paciente padrão, a partir do peso dos pacientes da amostra, para 17 exames selecionados a partir da frequência com que são realizados. Valores definidos de CTDIvol e DLP para os exames de tomografia computadorizada de crânio, tórax e abdômen + pelve foram 67 e 1301, 14 e 510, 18 e 869 respectivamente. Estes valores estão de acordo com as referências internacionais consultadas. A aplicação da ferramenta DRL indicou possibilidades de otimização nos protocolos utilizados em um dos equipamentos de TC. As dificuldades encontradas durante o processo de medidas, busca de informações e suas soluções estão aqui descritas. Os resultados deste trabalho podem ser utilizados na construção de valores de DRL em TC com metodologia atualizada em nível nacional.

Palavras-chave: níveis de referência para diagnóstico; tomografia computadorizada por raios x; proteção radiológica.

Abstract

Diagnostic Reference Levels (DRL) are an important tool in the optimization process at local, national and regional levels. ICRP Publication 135 (2017) suggests the methodology and quantities to be used in determining DRL values. Brazil does not have nationally defined DRL values with this methodology. This study established DRL values for CT at the local level at the Hospital de Clínicas de Porto Alegre using CTDIvol and DLP, as recommended by ICRP 135. Values were determined for a standard patient, established from the weight of the sample patients, to 17 exams selected from the frequency with which they are performed. Defined values of CTDIvol and DLP for head, chest and abdomen + pelvis CT examinations were 67 and 1301, 14 and 510, 18 and 869 respectively. These values agree well with the international references consulted. The application of the DRL tool indicated possibilities of optimization in the protocols used in one CT scanner. The difficulties encountered during the measurement process, information search and its solutions are described here. The results of this work can be used in the construction of CT DRL values with updated methodology at national level.

Keywords: diagnostic reference levels; x-ray computed tomography; radiation protection.

1. Introdução

Tomografia Computadorizada (TC) é um método de aquisição de imagem amplamente utilizado para o diagnóstico e auxílio na conduta do tratamento de pacientes. Entretanto, a dose de radiação envolvida em exames de TC é, de forma geral, maior que em outros exames da radiologia médica que empregam o uso de radiação ionizante. Por exemplo, quando comparamos os valores de dose efetiva envolvidos em um exame de raios X de tórax e uma tomografia de tórax podemos observar diferenças da ordem de 100 vezes¹. Outra preocupação é o crescente número de exames da TC e da sua contribuição da

TC na dose coletiva efetiva, que já supera 50% da dose proveniente de exposições médicas^{2,3}. Com o objetivo de reduzir a dose coletiva entregue à população, a otimização dos protocolos de aquisição de imagem e das demais etapas da realização dos exames de TC como um todo se tornam essenciais para o seu uso adequado.

Diagnostic Reference Level (DRL) ou Nível de Referência para Diagnóstico é definido como um método de investigação para auxiliar no processo de otimização de exposições médicas de pacientes em procedimentos diagnósticos e intervencionistas³. Através do processo DRL são investigados e

determinados níveis de referência para as grandezas relacionadas ao uso da radiação ionizante em exames e procedimentos radiológicos. Esses valores de referência são definidos como valores de DRL. Para a TC as grandezas recomendadas são *volumetric Computed Tomography Dose Index* (CTDIvol) e *Dose-Lenght Product* (DLP). Essas grandezas estão diretamente relacionadas à dose de radiação emitida pelo equipamento e, para a maioria dos equipamentos mais modernos, são de fácil acesso através de consulta ao relatório estruturado de dose de radiação de TC⁴.

No Brasil, a Portaria nº 453⁵ sugere os níveis de referência de diagnóstico para TC. Os descritores de dose utilizados são a Dose Média em Cortes Múltiplos (MSAD). Apesar de ainda vigente, a grandeza utilizada é desatualizada e não é fornecida no relatório estruturado de dose de radiação. Outras limitações são a apresentação de valores de referência apenas para os exames de TC de crânio, abdômen e coluna, a falta de atualização desses níveis e a ausência da ampliação da sua aplicação com uma metodologia específica no âmbito do território nacional. Portanto, os níveis de referência em diagnóstico para TC no Brasil estão defasados e requerem uma atualização com o uso de metodologia definida e grandezas dosimétricas de operação utilizadas de fácil acesso.

Em 2017 a *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) sugeriu e padronizou, em sua publicação 135³, a metodologia a ser utilizada na definição de valores de DRL. De acordo com a ICRP, o valor de DRL é definido no terceiro quartil dos dados da grandeza utilizada.

Na última década foram determinados valores de DRL em nível local, nacional e regional em diversas partes do mundo. Seguindo esta necessidade de níveis de referência nacionais e com o objetivo de auxiliar no processo de otimização local, determinamos os valores de DRL para as descrições de estudo de exames de TC no Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA) de acordo com a metodologia sugerida na publicação 135 da ICRP.

2. Materiais e Métodos

O Serviço de Radiologia do Hospital de Clínicas de Porto Alegre faz uso de três equipamentos de tomografia computadorizada. O equipamento 1 é da marca Toshiba, modelo Aquilion e 64 canais; o equipamento 2 é da marca Philips, modelo Brilliance e 16 canais; o equipamento 3 é da marca GE, modelo BrightSpeed e 8 canais.

Os valores de DRL dos exames de TC do HCPA foram definidos de acordo com a metodologia sugerida pela ICRP 135³. Visando a definição de valores de DRL para a indicação clínica foram definidos valores de acordo com as descrições de estudo de exames solicitados de TC do HCPA. As grandezas utilizadas para a definição dos valores de DRL foram CTDIvol e DLP. Esses dados foram extraídos por análise do relatório de dose gerado pelos equipamentos de TC e visualizados no

sistema de arquivamento e distribuição de imagens (PACS) do hospital.

Descrições de estudo que não atingiram uma amostra de 30 exames livre de dados faltantes no ano de 2018 foram desconsideradas por não atingirem a amostra mínima recomendada pela ICRP 135 para TC³.

2.1. Paciente Padrão

Para a definição do paciente padrão foi coletado o peso de uma amostra de 30 pacientes adultos para cada descrição de estudo. O paciente padrão da TC do HCPA foi definido como a média do peso (kg) dos pacientes \pm desvio padrão, visto que apresentaram uma distribuição normal.

2.2. Critérios de Exclusão

Os exames foram analisados individualmente durante a coleta de forma a conferir se a região anatômica examinada condizia com a descrição de estudo. Exames que não estavam em conformidade com a descrição ou não continham as informações necessárias para este estudo (como relatório de dose estruturado e peso do paciente) foram desconsiderados. Igualmente foram descartados dados de exames mistos (com mais de uma descrição de estudo no mesmo exame), com o objetivo de reduzir a influência de outras regiões anatômicas no valor de CTDIvol e DLP coletados.

Os estudos realizados em pacientes com peso fora da faixa definida para o paciente padrão foram descartados, exceto para os exames realizados na região do crânio.

A amostra mínima recomendada pela ICRP 135 para determinação de valores de DRL é de 20 exames. Para os casos em que a amostra restante por descrição de estudo foi menor que este valor, realizou-se uma nova coleta de forma a alcançá-lo.

2.3. Validação do CTDI

Os valores de CTDIvol e DLP registrados no relatório de dose de cada equipamento foram validados através do teste de exatidão deste indicador⁶. Esta avaliação é realizada utilizando os phantoms de PMMA padrão para medidas de CTDIw de 16 e 32 cm de diâmetro. Os equipamentos de TC cujos dados foram utilizados neste estudo tiveram seus indicadores de CTDI avaliados e todos se encontram em conformidade com os limites de aceitação de \pm 20%.

Ademais, nos certificamos que o CTDIvol coletado referia-se ao valor médio de CTDIvol ao longo da aquisição, bem como para o DLP.

2.4. Questões Éticas e Legais

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa do HCPA e na Plataforma Brasil com Certificado de Apresentação para Apreciação Ética nº 14471419.6.0000.5327.

3. Resultados

Foram coletados dados de 582 exames referente ao período de jan/2018 a dez/2018. Baseado na amostra foi definido o paciente padrão de tomografia computadorizada do HCPA com o peso entre 55 e 88 kg.

Deste total, 80 exames foram descartados por não se enquadrar na faixa de peso do paciente padrão. Para manter a mínima amostra necessária de 20

exames por descrição de estudo, coletamos dados de apenas quatro exames de três diferentes descrições de estudo. Dessa forma dados de mais 66 exames foram descartados, pois suas descrições de estudo não possuíam 20 amostras, no ano inteiro, que se encaixassem nas limitações de peso do paciente padrão. Dentro destas limitações, foram determinados valores de DRL para 17 descrições de estudo.

Tabela 1 – Valores de CTDIvol e DLP para os exames de TC sem contraste do HCPA.

Descrição de estudo	CTDIvol (mGy)		DLP (mGy.cm)		CTDI Phantom
	Mediana	DRL	Mediana	DRL	
Seios da Face	40,1	65,4	598,3	978,7	16
Ossos da Face	38,1	50,6	809,1	1086,6	16
Órbitas	39,1	65,6	465,9	803,8	16
Crânio (encéfalo)	62,0	67,4	1178,9	1301,3	16
Região Cervical	23,9	33,0	681,7	969,9	32
Tórax	7,6	13,9	295,6	510,0	32
Tórax (nódulo pulmonar)	3,8	5,4	150,9	211,3	32
Coluna Lombo-sacra	36,7	58,7	1239,9	1974,0	32
Abdômen + Pelve	13,7	17,7	681,3	869,3	32
Quadril	25,8	43,3	945,9	1330,0	32
Enterografia	19,8	26,6	1094,1	1532,2	32

Tabela 2 – Valores de CTDIvol e DLP para os exames de angiotomografia do HCPA.

Descrição de estudo	CTDIvol (mGy) 1ª fase		DLP (mGy.cm) 1ª fase		DLP Total		CTDI Phantom
	pós-contraste		pós-contraste		Mediana	3º quartil	
	Mediana	DRL	Mediana	DRL			
Crânio	36,3	43,2	814,2	1028,9	3233,0	3761,3	16
Pescoço + Crânio	14,5	17,5	569,2	670,9	2129,7	2520,8	32
Aorta Abdominal	22,6	27,0	1235,5	1508,0	3363,4	4288,3	32
Aorta Abdominal + Torácica	19,1	20,7	1390,2	1548,2	3555,6	4209,3	32
Tórax para TEP	15,1	18,0	594,4	663,4	594,4	663,4	32
TC Coronariana	46,2	59,4	632,3	828,0	632,3	828,0	32

Na tabela 1 apresentamos os valores de mediana e terceiro quartil do CTDIvol e DLP referentes a a aquisição sem a injeção de contraste iodado via intravenosa. Na tabela 2 estão apresentados os valores de CTDIvol e DLP referentes a primeira aquisição após injeção de contraste dos exames de angiotomografia seguido pelo DLP total de todas as aquisições deste exame. Os exames de TC de Tórax para TEP e TC Coronariana são realizados com apenas uma aquisição após a injeção de contraste iodado e outros exames de angiotomografia são realizadas com uma aquisição antes da injeção do contraste e duas fases de aquisição realizadas após a injeção de contraste intravenoso, todas inclusas nos valores de DLP total. Desta forma, podemos atribuir os valores de DRL dos exames como sendo os apresentados nas tabelas 1 e 2.

4. Discussão

Neste estudo, investigamos os DRL de exames de TC realizados em paciente padrão conforme a

metodologia proposta na ICRP 135. Abordamos, a seguir, os principais resultados da aplicação dessa metodologia.

4.1. Paciente padrão

A faixa de peso determinada para o paciente padrão do HCPA (55 a 88 Kg) é semelhante à faixa de outros estudos de abrangência em nível nacional e regional, exemplificando, os valores de DRL europeus, que utilizam a faixa de peso de 55 a 85 Kg⁹. Faixas de peso aproximadas facilitam a comparação de valores de DRL em busca dos motivos dessas diferenças, porém não garantem que a distribuição de peso das populações seja semelhante. A definição do paciente padrão é relevante, pois diferentes regiões do mundo podem abordar populações de características (fenótipos) diferentes.

4.2. Descrição de estudo

É recomendado pela ICRP que valores de DRL sejam estabelecidos de acordo com a indicação clínica do paciente, porém, substancialmente nas

referências^{9,10,11} os valores são estabelecidos de acordo com a região anatômica. Essa limitação ocorre principalmente devido à dificuldade em obter a indicação clínica para a realização de cada exame de TC e associá-la aos dados coletados, dificuldade que também enfrentamos. As descrições de estudo são pré-determinadas e selecionadas pelo médico que solicita o exame. Para a realização do exame, o estudo solicitado é avaliado pelo médico radiologista que orienta o técnico em radiologia em relação à técnica radiográfica a ser utilizada. Esse fluxo de trabalho pode ser pré-definido de acordo com a organização operacional de cada Centro de Diagnóstico por Imagem. A orientação de forma precisa permite a seleção do protocolo adequado para a realização do exame.

O protocolo de exame é construído e executado conforme a indicação clínica para a sua realização. Porém, nem sempre a descrição do estudo traduz o melhor protocolo de realização de exame a ser utilizado para produzir um diagnóstico específico. O mesmo estudo de tomografia computadorizada de abdome utilizado para avaliar uma lesão hepática pode ser aplicado para a realização de investigação de uma lesão pancreática. Ou seja, podemos ter a mesma descrição de estudo para os dois casos, mas com técnicas radiográficas bastante distintas.

As descrições de estudo da instituição ainda não abrangem todas as indicações clínicas de forma específica. Contudo, além de distinguir algumas,

(como a TC de baixa dose para nódulo pulmonar) caracterizam de forma específica as regiões anatômicas. Visto que durante a coleta também foi verificado manualmente se o exame condizia com a descrição do estudo (ou descrições, no caso de exames realizados para múltiplas descrições de estudo) foi possível obter valores de DRL para regiões anatômicas específicas, que, em diversos estudos são analisadas de forma abrangente. Um destes casos foram os exames da cabeça, para os quais foram obtidos valores de DRL para quatro descrições diferentes.

Os exames de TC que utilizam agente de contraste iodado, quando incluem mais de uma descrição de estudo, são realizados como um único exame agrupado. Observamos que alguns destes exames agrupados foram realizados com uma alta frequência, suficiente para que fossem determinados valores de DRL para o grupo de descrições em questão. Por exemplo, determinamos valores de DRL para Aorta Abdominal + Torácica, onde foram coletados dados de exames agrupados realizados com as descrições de estudo de Aorta Torácica e Aorta Abdominal. Para estes casos eram considerados apenas exames que incluíam as duas regiões anatômicas na mesma aquisição, o que foi verificado manualmente em cada um destes exames. Essa situação reforça a determinação de valores de DRL a partir da indicação clínica, como indicado pela ICRP.

Tabela 3 – Valores de DRL (3º quartil) de CTDIvol em mGy para o HCPA e referências internacionais.

Descrição de estudo	HCPA	EUA ⁷	Reino Unido ⁸	Europa ⁹	Japão ¹⁰	Canadá ¹¹
Crânio (encéfalo)	67	56	60	60	85	82
Tórax	14	12	12	10	15	14
Abdômen + Pelve	18	16	15	25	20	18
TC Coronariana	59	-	-	-	90	-
Tórax para TEP	18	14	-	-	-	-

Tabela 4 – Valores de DRL (3º quartil) de DLP em mGy.cm para o HCPA e referências internacionais.

Descrição de estudo	HCPA	EUA ⁷	Reino Unido ⁸	Europa ⁹	Japão ¹⁰	Canadá ¹¹
Crânio (encéfalo)	1301	962	970	1000	1350	1302
Tórax	510	443	610	400	550	521
Abdômen + Pelve	869	781	745	800	1000	874
TC Coronariana	828	-	-	-	1400	-
Tórax para TEP	663	445	-	-	-	-

4.3. Comparação com DRL nacional e regional

Os valores de DRL obtidos para CTDIvol e DLP, definidos no terceiro quartil, foram comparados com referências internacionais e são apresentados nas tabelas 3 e 4, respectivamente. Os exames de TC de crânio, tórax e abdômen são os mais adotados para definição de valores de DRL internacionalmente. Com algumas exceções, como o Reino Unido, são definidos sem o acompanhamento da indicação clínica.

Valores de CTDIvol encontrados para os exames de crânio foram menores que as referências do Japão e Canadá, porém o DLP encontrado foi semelhante, o que pode indicar regiões de

varreduras maiores que o necessário para a realização do exame.

De maneira geral os valores de DRL encontrados estão de acordo com as referências internacionais. Porém, valores de referências inferiores podem indicar a possibilidade de otimização.

Devido as diferenças nos contextos socioeconômicos, tecnológicos e característica da população de cada região, valores de DRL não devem ser comparados exclusivamente ou diretamente a uma única referência. Entretanto é possível, através de revisões envolvendo valores de diferentes locais e países, identificar possibilidades de otimização no serviço, desde que levados em contas os contextos de cada local.

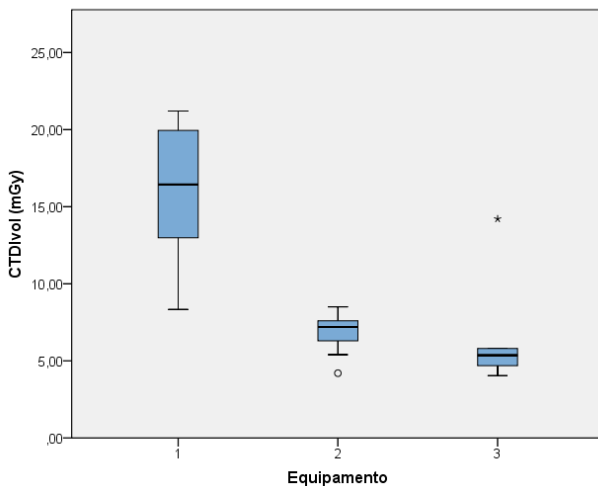
4.4. Otimização

Níveis de referência para diagnóstico são uma ferramenta no processo de otimização e, dessa forma, os dados coletados também foram utilizados para investigar possibilidades de melhorias no serviço. Foram comparados os valores de CTDIvol dos exames de obtidos nos três equipamentos de TC utilizados neste estudo. Na figura 1 estão apresentados os dados referentes aos exames de tórax sem contraste.

É perceptível a diferença de CTDIvol entregue pelo equipamento 1 comparado aos equipamentos 2 e 3.

O terceiro quartil dos dados dos equipamentos 2 e 3 não chegam ao primeiro quartil dos dados do equipamento 1, indicando a necessidade de otimização do protocolo utilizado neste equipamento para a realização deste exame. Protocolos que necessitam de otimização podem ser identificados através de comparações como esta ou comparações com outros serviços. Valores de DLP acima do normal podem indicar problemas com a região de varredura enquanto valores de CTDIvol estão relacionados a parâmetros de aquisição elevados.

Figura 1 – Box plot dos valores de CTDIvol obtidos para cada equipamento para a descrição de estudo Tórax



4.5. Dificuldades da coleta

A necessidade da otimização e de definir valores de DRL é clara e reforçada na publicação 135 da ICRP. Ainda assim, o Brasil e grande parte dos países não têm valores de DRL definidos nacionalmente. Um dos possíveis motivos são as diversas dificuldades encontradas no processo de determinação de valores de DRL.

A principal dificuldade encontrada para a determinação de valores de DRL foi a necessidade de coleta manual de dados. Os dados do estudo foram coletados através do acesso ao sistema de imagens, diretamente do relatório de dose gerado pelos equipamentos de TC. Como foi verificado se a área examinada condiz com a descrição de estudo, a coleta necessitou de uma quantidade significativa de tempo. O uso de um software integrado aos equipamentos de TC ou ao sistema de imagens médicas, que tenha acesso aos dados relativos ao exame e ao CTDIvol e DLP, é indicado como

ferramenta para auxiliar na determinação do DRL, bem como na gestão de dose das mais variadas modalidades de imagem que envolvem radiação ionizante em uma instituição de saúde.

Nem todos os equipamentos de TC fornecem os dados referentes a dose no cabeçalho DICOM. Além disso alguns dos equipamentos fornecem os dados de CTDIvol no corte, enquanto outros fornecem os dados de CTDIvol médio do exame como um todo. Essa diferença entre os descritores de dose entregue nos relatórios devem ser investigados e tratados por Físico Médico especialista em Radiodiagnóstico. Exemplificando, o equipamento 1 apresenta, no relatório de dose fornecido, o valor máximo de CTDIvol de toda a aquisição. Essa característica é de extrema importância quando analisamos os dados de exames que empregam o uso de modulação de corrente. Esta tecnologia é amplamente utilizada na rotina clínica e quando aplicada de forma adequada proporciona a redução de dose de radiação. Para os casos em que é utilizado modulação de corrente, o valor máximo de CTDIvol fornece informação apenas a respeito do corte com o maior uso de corrente, diferentemente do valor médio de CTDI que trata da aquisição como um todo.

Para o caso do equipamento 1, foi necessário realizar uma correção nos dados já coletados. Coletamos os valores de mAs total, tempo total de exposição da aquisição e mA máximo da aquisição (examinando o exame corte a corte). Assim, foi possível obter o valor médio de CTDIvol através da relação direta do mA com o CTDI no corte. O método aqui descrito foi validado em exames sem modulação de dose para o mesmo equipamento.

Essa situação ressalta a importância da validação dos dados contidos nos relatórios estruturados de dose de radiação. As informações entregues pelos equipamentos podem não ser uniformes, introduzindo um viés importante para a construção de valores de DRL.

5. Conclusões

Valores de DRL locais foram estabelecidos para os exames de tomografia computadorizada do Hospital de Clínicas de Porto Alegre. Os valores encontrados estão próximos dos valores de DRL estabelecidos em nível nacional e regional.

Este estudo identificou a possibilidade de otimização dos protocolos de exames de TC avaliados. Foram descritas as dificuldades de determinação de valores de DRL com o objetivo de facilitar a implementação deste processo em outros centros de diagnóstico por imagem.

Os valores de referência de dose para TC presentes na Portaria nº 453 não representam mais a realidade dos serviços atuais, tanto pelos valores desatualizados quanto pelas grandezas ultrapassadas para a tecnologia atual. Dessa forma este estudo é um avanço na direção da definição de níveis de referência para diagnóstico nacionais com a adoção da metodologia sugerida na ICRP 135.

Referências

1. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). AAPM Task Group 23 The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. AAPM Report No. 96. College Park, 2008.
2. National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP). Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States. NCRP Report 160. Bethesda, 2009.
3. International Commission on Radiological Protection (ICRP). Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135. 2017.
4. dicom.nema.org: CT Radiation Dose SR IOD Templates. Arlington: Medical Imaging & Technology Alliance; [acesso 2019 Nov 1]. Disponível em: http://dicom.nema.org/dicom/2013/output/chtml/part16/sect_CTRadiationDoseSRIODTemplates.html
5. Ministério da Saúde, Secretaria de Vigilância em Saúde. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Brasil, 1998.
6. American College of Radiology. CT Accreditation Program Requirements. USA, 2019.
7. Kalpana M. Kanal, Priscilla F. Butler, Debapriya Sengupta, Mythreyi Bhargavan-Chatfield, Laura P. Coombs, Richard L. Morin. U.S. Diagnostic Reference Levels and Achievable Doses for 10 Adult CT Examinations. Washington, 2017.
8. Shrimpton PC, Hillier MC, Meeson S, Golding SJ. Doses from computed tomography (CT) examinations in the UK—2011 review. Public Health England Report PHE-CRCE-013. Chilton, UK: Public Health England; 2014.
9. European Commission (EC). Radiation Protection N° 180, Diagnostic Reference Levels in Thirty-six European Countries. Europe, 2015
10. Japan Network for Research and Information on Medical Exposures (J-RIME). Diagnostic reference levels based on latest surveys in Japan-Japan DRLs 2015. Japão, 2015.
11. Health Canada. Canadian computed tomography survey- National diagnostic reference levels. Canada, 2016.

Contato:

Christian Mattjie de Oliveira
Hospital de Clínicas de Porto Alegre
R. Ramiro Barcelos, 2350 - Santa Cecília, Porto Alegre - RS, 90035-007
christian.mattjie@gmail.com

Alexandre Bacelar
Hospital de Clínicas de Porto Alegre
R. Ramiro Barcelos, 2350 - Santa Cecília, Porto Alegre - RS, 90035-007
abacelar@hcpa.edu.br

5. CONCLUSÃO

Os objetivos do estudo foram atingidos. Foram identificados os exames de TC mais realizados no Serviço de Radiologia, foi definido o paciente padrão para estes exames e foram estabelecidos valores de DRL locais para os exames de TC do HCPA. Para atingir esses objetivos foi identificado o perfil de usuários e produção de exames de TC do Serviço de Radiologia.

Os valores encontrados estão próximos dos valores de DRL estabelecidos em nível nacional e regional para diversos países. Este estudo identificou a possibilidade de otimização dos protocolos de exames de TC avaliados. Foram descritas as dificuldades de determinação de valores de DRL com o objetivo de facilitar a implementação deste processo em outros centros de diagnóstico por imagem.

Os valores de referência de dose para TC presentes na Portaria nº 453 não representam mais a realidade dos serviços atuais, tanto pelos valores desatualizados quanto pelas grandezas ultrapassadas para a tecnologia atual. Dessa forma este estudo é um avanço na direção da definição de níveis de referência para diagnóstico nacionais com a adoção da metodologia sugerida na ICRP 135.

6. REFERÊNCIAS

BUSHBERG, J. T. et al. **The essential physics of medical imaging**. 3ª edição. Philadelphia, PA, Wolters Kluwer / Lippincott Williams & Wilkins. 2012.

Radiology Info - Radiation Dose in X-Ray and CT Exams. Disponível em: <https://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=safety-xray>. Acessado em: 16/11/2018

American Association of Physicists in Medicine (AAPM). AAPM Task Group 23 **The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. AAPM Report No. 96**. College Park, 2008.

REHANI, M.M.; BERRY, M. **Radiation doses in computed tomography, The increasing doses of radiation need to be controlled**. New Dehli, 2000.

National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP). **Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States. NCRP Report 160**. Bethesda, 2009.

Health Protection Agency (HPA). **Frequency and Collective Dose for Medical and Dental X-ray Examinations in the UK. Report HPA-CRCE-012**. Clinton, 2008.

EuroSafeImaging. Disponível em: <http://www.eurosafeimaging.org/>. Acessado em: 16/10/2018

Image Wisely. Disponível em: <https://www.imagewisely.org/>. Acessado em: 16/10/2018

Image Gently. Disponível em: <https://www.imagegently.org/>. Acessado em: 16/10/2018

International Commission on Radiological Protection (ICRP). **Diagnostic refererence levels in medical imaging. ICRP Publication 135**. 2017.

Ministério da Saúde, Secretaria de Vigilância em Saúde. **Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. Brasil, 1998.

European Commission (EC). **Radiation Protection Nº 180, Diagnostic Reference Levels in Thirty-six European Countries**. Europe, 2015

TAUHATA, L. et al. IRD/CNEN. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. 10ª revisão. Rio de Janeiro, 2014.

SHOPE, T.B.; GAGNE, R.M.; Johnson, G.C. **A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography**. 1981.

PLATTEN, D.J. et al. **Radiation dosimetry for wide-beam CT scanners: recommendations of a working party of the Institute of Physics and Engineering in Medicine.** York, 2013.

MCCOLLOUGH, C.H., et al. **CT Dose Index and Patient Dose: They Are Not the Same Thing.** Rochester, 2011.

International Commission on Radiological Protection (ICRP). **Radiological Protection and Safety in Medicine. ICRP Publication 73.** 1996.

KANAL, K.M. et al. **U.S. Diagnostic Reference Levels and Achievable Doses for 10 Adult CT Examinations.** Seattle, 2017.

Japan Network for Research and Information on Medical Exposures (J-RIME). **Diagnostic reference levels based on latest surveys in Japan-Japan DRLs 2015.** Japão, 2015.

QURASHI, A.A; RAINFORD, L.A; FOLEY, S.J. **Establishment of Diagnostic Reference Levels for Ct Trunk Examinations in the Western Region of Saudi Arabia.** Dublin, 2014.

SALAMA, D.H. et al. **Establishing national diagnostic reference levels (DRLs) for computed tomography in Egypt.** Cairo, 2017.

Arlington: Medical Imaging & Technology Alliance. **dicom.nema.org: CT Radiation Dose SR IOD Templates;** [acesso 2019 Nov 1]. Disponível em: http://dicom.nema.org/dicom/2013/output/chtml/part16/sect_CTRadiationDoseSRIODTemplates.html

American College of Radiology. **CT Accreditation Program Requirements.** USA, 2019.

SHRIMPTON, P.C. et al. **Doses from computed tomography (CT) examinations in the UK—2011 review. Public Health England Report PHE-CRCE-013.** Chilton, UK: Public Health England; 2014.

Health Canada. **Canadian computed tomography survey-National diagnostic reference levels.** Canada, 2016.