

Estimativa da dose em exames de tomografia de abdome com base nos valores de DLP

Kikuti, C.F.¹; Salvadori, P. S.², Costa, D.M.C², D'Ippolito, G.²; Medeiros, R.B.¹

¹ Universidade Federal de São Paulo, Departamento de Diagnóstico por Imagem
Coordenadoria de Física e Higiene das Radiações
R. Mirassol, 313. São Paulo-SP
04044-010 - Sao Paulo, SP - Brasil
kikuticf@gmail.com, rbitelli2011@gmail.com

² Universidade Federal de São Paulo,
Departamento de Diagnóstico por Imagem
Rua Napoleão de Barros, 800
04024-002 - Sao Paulo, SP - Brasil

RESUMO

Um dos desafios da tomografia computadorizada multidetectores é minimizar o risco da radiação ionizante utilizando protocolos otimizados uma vez que doses mais elevadas são necessárias para obtenção de imagem de alta qualidade.

Observa-se também que, por conta da geometria na aquisição da imagem utilizando MDCT torna-se necessária estimar valores de doses consistentes com a hipótese clínica e com as especificidades do equipamento tomográfico.

O objetivo desse trabalho foi estimar as doses em exames de abdome a partir dos dados registrados no console do MDCT e das dimensões obtidas das imagens DICOM dos pacientes submetidos a diferentes protocolos clínicos.

Foram coletados a partir da imagem DICOM de 101 exames os valores do produto dose comprimento (DLP) fornecidos pelo console do equipamento Philips HealthCare – Brilliance 64, com o propósito de relacioná-los com os valores de dose obtidos por meio de dosímetros termoluminescentes (TLD) de CaSO₄:Mn colocados sobre a superfície de um simulador de abdome cilíndrico fabricado em acrílico, sob as condições técnica-operacionais de um típico exame de abdome.

A partir dos dados obtidos, foi possível encontrar um fator de 1,16 (5%) indicando que os valores de DLP do console do tomógrafo Brilliance 64 subestimam as doses e este deve ser utilizado como fator de correção na estimativa da dose total do paciente.

1. Introdução

1.1. Quadro atual:

No atual contexto da radiologia, os exames com uso de radiação ionizante são uma ferramenta importantíssima para o diagnóstico[1], representando 48% da exposição a todos os tipos de fontes de radiação, sendo portanto a principal fonte artificial de exposição do ser humano.[2]

Neste contexto, destaca-se a tomografia computadorizada (TC), a qual representa mais de 15% do número de exames de imagem [3], e 50% da radiação proveniente destes exames[2]. Outro ponto a se ressaltar sobre a TC é o aumento significativo no número de exames nas últimas décadas[4] e conseqüentemente o aumento de doses absorvidas pela população [5].

Sabemos que os efeitos biológicos estocásticos são proporcionais à dose [6],[7]e [8] e sendo assim todo exame diagnóstico deveria ser realizado com uma indicação clínica precisa e com doses de radiação tão reduzidas quanto razoavelmente exequíveis, sem comprometer a qualidade diagnóstica [9].

Por meio de estudos, com intuito de reduzir a dose de radiação em exames de TC, chegou-se a diversas estratégias em protocolos clínicos[10]. Entre estas, a supressão de algumas das fases do estudo de forma a torna-lo prático e eficiente, sem perda da confiabilidade e da acurácia diagnóstica do exame[11], como por exemplo, no exame de TC de abdome. Este exame pode conter até quatro ou mais fases, e estudos demonstraram que para as indicações clínicas de estadiamento tumoral, abdome agudo, pesquisa de coleção abdominal e hepatocarcinoma, a supressão da fase sem meio de contraste (MDC) não apresenta impacto diagnóstico expressivo.[12]

Outra alternativa para redução das doses sem a perda da qualidade das imagens vem sendo propiciada por meio de softwares iterativos desenvolvidos pelos fabricantes.[13]

Os fabricantes fornecem no console do equipamento parametros dosimetricos especificos para TC exigidos pela normas internacionais[14], cuja aplicabilidade no tocante a proteção radiológica vem sendo discutida.

1.2. Medida de Dose:

Os equipamentos tomográficos mostram, ao termino do exame, os indices de dose denominados *Computed Tomography Dose Index* (CTDI vol) e *Dose Length Product* (DLP), por meio dos quais é possível comparar os niveis de exposição à radiação entre diferentes equipamentos usando um simulador de referencia [15][16]. CTDIvol e DLP são valores que podem ser úteis como referência na estimativa das doses dos pacientes [14].

A dose absorvida pode ser estimada usando os valores de CTDIvol e fatores de conversão para simuladores com diâmetro de 32 cm e 16 cm obtidos em função das dimensões laterais e ântero-posteriores medidas nas imagens [15],de acordo com a figura 1.

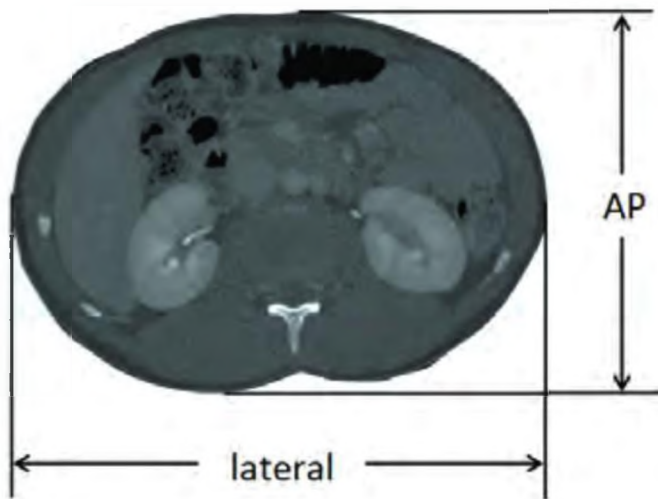


Figura 1: Dimensões laterais e ântero-posteriores (AP) de uma imagem tomográfica

Esta dose estimada usando CTDIvol e os fatores de conversão é definida como *Size-Specific Dose Estimate* (SSDE). O método utilizado na estimativa da dose é aceitável para tórax, abdome e pélvis, mas existem limitações com relação a sua precisão uma vez que as dimensões do paciente são medidas na imagem e não há uma garantia de que o centro do paciente coincida com o centro do *gantry* [15] [16].

2. Objetivo

O objetivo desse trabalho foi estimar as doses em exames de abdome a partir dos dados registrados no console do MDCT e das dimensões obtidas das imagens DICOM dos pacientes submetidos a diferentes protocolos clínicos.

3. Metodologia

3.1. Extração dos dados das imagens DICOM:

Realizamos um estudo retrospectivo, transversal e observacional em 101 pacientes submetidos à tomografia computadorizada de abdome no tomógrafo multidetectores (MDCT) Brilliance 64® (Philips Medical Systems, Best, the Netherlands).

Foram avaliados exames realizados em três fases de aquisição e em quatro fases, com uma fase adicional sem contraste endovenoso, dos quais extraímos as seguintes informações textuais do cabeçalho da imagem DICOM:

- idade
- número de fases
- comprimento escaneado (*length* em cm),
- Produto corrente tempo (mAs)

- Kilovontagem (kV)
- CTDIvol (mGy),
- DLP (mGy.cm)
- distância lateral (cm) do abdome na altura da extremidade superior do rim esquerdo, ou na ausencia deste, na altura da extremidade superior do rim direito.

A partir dos valores encontrados de distancia lateral[15], e uma vez que o valor do DLP é o produto entre CTDIvol e comprimento irradiado[17], aplicou-se sobre os valores de DLP de cada paciente os fatores de conversão gerados para simulador de 32 cm de acordo o figura 2 extraída da *AAPM Report n° 204 Size-Specific Dose Estimate (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations*.

Lateral Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor
8	9.2	2.65
9	9.7	2.60
10	10.2	2.55
11	10.7	2.50
12	11.3	2.45
13	11.8	2.40
14	12.4	2.35
15	13.1	2.29
16	13.7	2.24
17	14.3	2.19
18	15.0	2.13
19	15.7	2.08
20	16.4	2.03
21	17.2	1.97
22	17.9	1.92
23	18.7	1.86
24	19.5	1.81
25	20.3	1.76
26	21.1	1.70
27	22.0	1.65
28	22.9	1.60
29	23.8	1.55
30	24.7	1.50
31	25.6	1.45
32	26.6	1.40
33	27.6	1.35
34	28.6	1.30
35	29.6	1.25
36	30.6	1.20
37	31.7	1.16
38	32.7	1.11
39	33.8	1.07
40	34.9	1.03
41	36.1	0.98
42	37.2	0.94
43	38.4	0.90
44	39.6	0.87
45	40.8	0.83

Figura 2: Tabela extraída da AAPM Report n° 204 com valores dos fatores de conversão para simulador de 32 cm para CTDIvol, em função da distancia lateral.

Os exames analisados seguiram procolo padrão do Hospital São Paulo/Hospital Universitário da Unifesp – Departamento de Diagnóstico por Imagem, setor de Tomografia Computadorizada. Nos casos em que foi utilizado o meio de contraste, a injeção IV do MDC ocorreu através de bomba injetora automática, na velocidade de 3-4 mL/s, no volume de 1,5 - 2mL/kg de peso, dependendo da concentração de iodo e com volume máximo de 150mL. O tempo de disparo para as diversas fases de contrastação (arterial, portal e de equilíbrio) foi estabelecido a partir de rastreamento automático do pico do fluxo de contraste na aorta. [12]

Os parâmetros técnicos utilizados em todos os exames foram: a) colimação de 64 x 0,625 mm; b) 120 kVp; c) mAs estabelecido em função da modulação automática da dose de radiação; d) pitch de 0,891; e e) espessura de reconstrução de 3,0 mm. [12]

Após a injeção do MDC, as imagens foram obtidas nas fases de contrastação arterial portal e equilíbrio (respectivamente entre 15-30 seg., 60-80 seg. e 3-5 min. após o início da administração do MDC), de acordo com a indicação clínica e conforme o protocolo de exames do serviço. O MDC administrado por via oral ou por via retal foi utilizado quando previsto pelo protocolo institucional de exame.[12]

3.2. Estimativa de dose:

Para a estimativa do produto dose comprimento (DLP) foi realizada a dosimetria para raios X simulando as condições do protocolo padrão: aquisição volumétrica; pitch 0.891; colimação de 64 canais por 0,625 mm de espessura do corte; incremento de 3 mm; 381 mAs e 120 kV.

As medidas de dose foram realizadas por um arranjo de 30 dosímetros termoluminescentes (TLD). As pastilhas usadas foram de $\text{CaSO}_4:\text{Mn}$ [18] com 6 mm de diâmetro cada, previamente tratadas à 300°C por 3h e calibrados para feixe de raios X de 120 kV (camada semirredutora de 5,5 mmAl).

As pastilhas foram posicionadas ao longo da superfície de um simulador de abdome, em acrílico, com 32 cm de diâmetro e 30 cm de comprimento, conforme figura 3.

Foram efetuadas três irradiações e o a leitura dos dosímetros foi feita em leitora Harshaw 4000A.

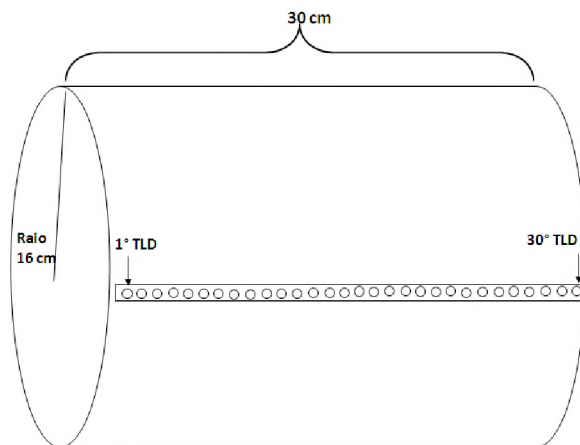


Figura 3: Ilustração dos 30 dosímetros TLD $\text{CaSO}_4:\text{Mn}$ acondicionado na superfície do simuladores de abdômen de acrílico.

4. Resultados

4.1. Extração dados das imagens DICOM:

Foram obtidas as dimensões laterais dos pacientes por meio de medidas efetuadas nas imagens. Os dados relativos aos pacientes, e condições operacionais dos exames estão apresentados na tabela 1.

Tabela1: Dados extraídos de 101 exames de abdome por meio das informações textuais do cabeçalho da imagem DICOM.

	Exames com 3 fases	Exames com 4 fases
Distância lateral (cm)*	24 – 40	25 – 38
Idade dos pacientes (anos)*	18 – 84	24 – 82
Comprimento escaneado (cm)*	23 – 64	25- 49
Produto corrente tempo (mAs)*	121 – 636	85 – 425
Total de exames	70	31

* Intervalo de valores.

Os dados referentes ao CTDI volumétrico, produto da corrente pelo tempo e DPL total de cada paciente estão nas figuras 4, 5 e 6 respectivamente.

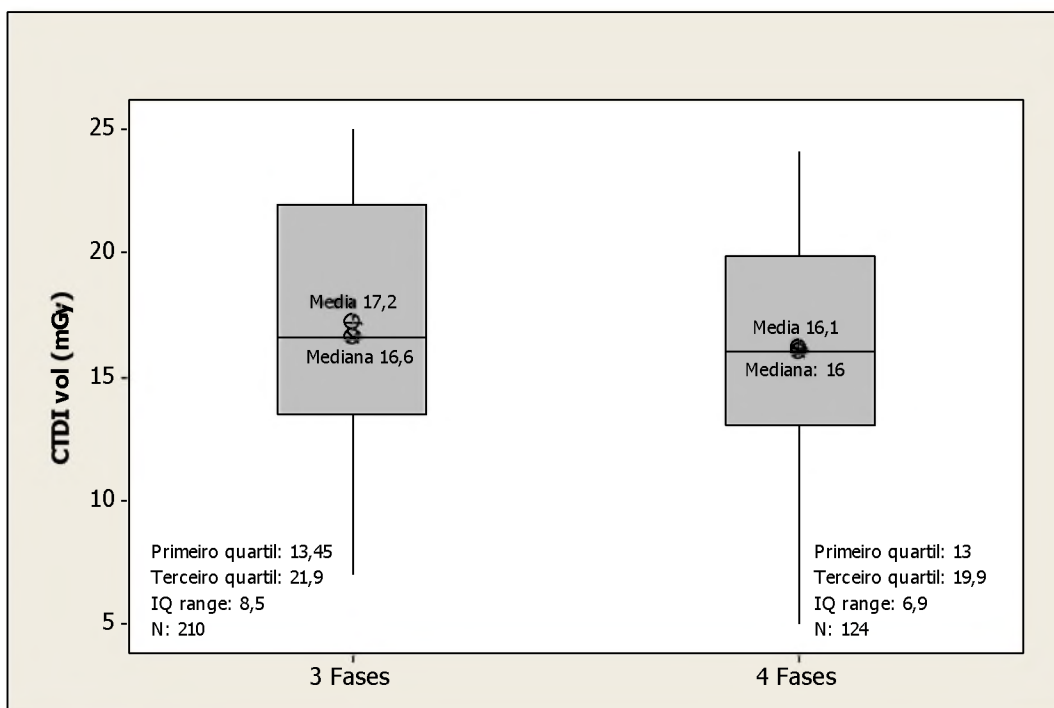


Figura 4: Valores de CTDIvol-console de cada fase dos exames de abdome, ambos protocolos sem e com contraste.

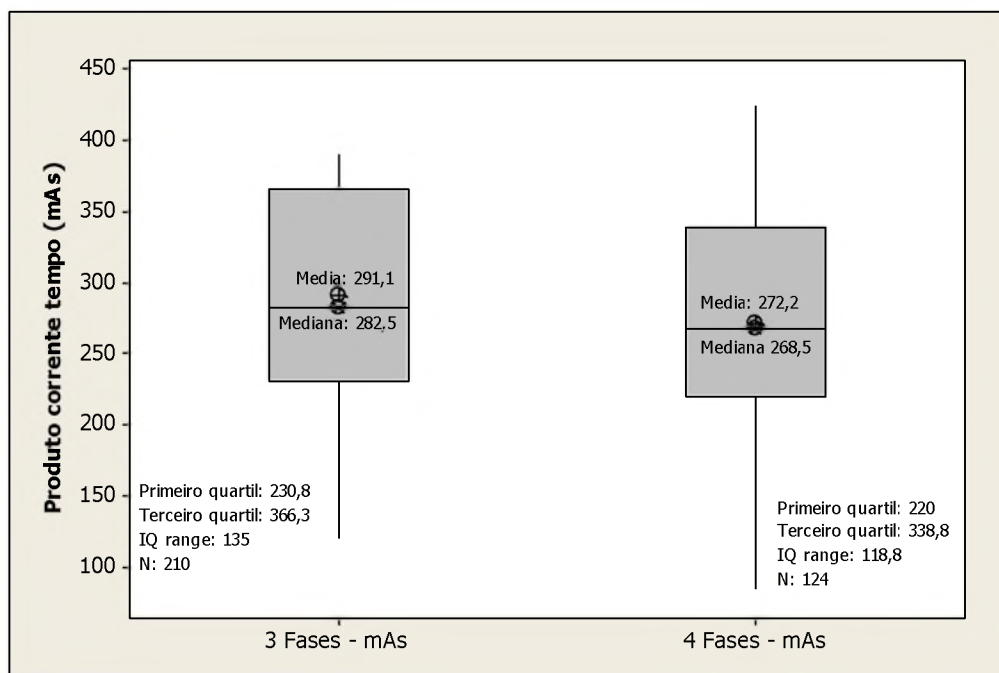


Figura 5: Valores de mAs de cada fase dos exames de abdome, ambos protocolos sem e com contraste.

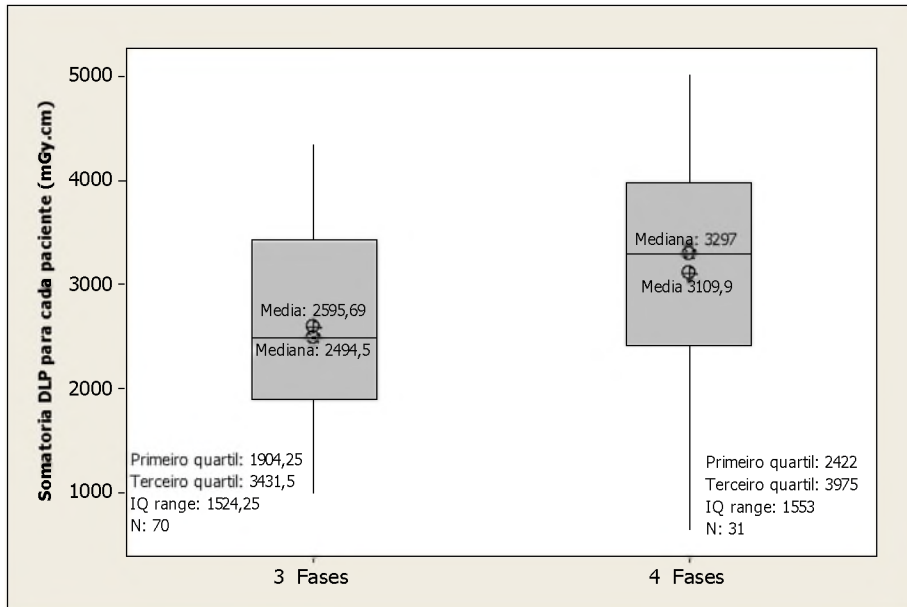


Figura 6: Valores de DLP-console por paciente nos exames de abdome, ambos protocolos sem e com contraste.

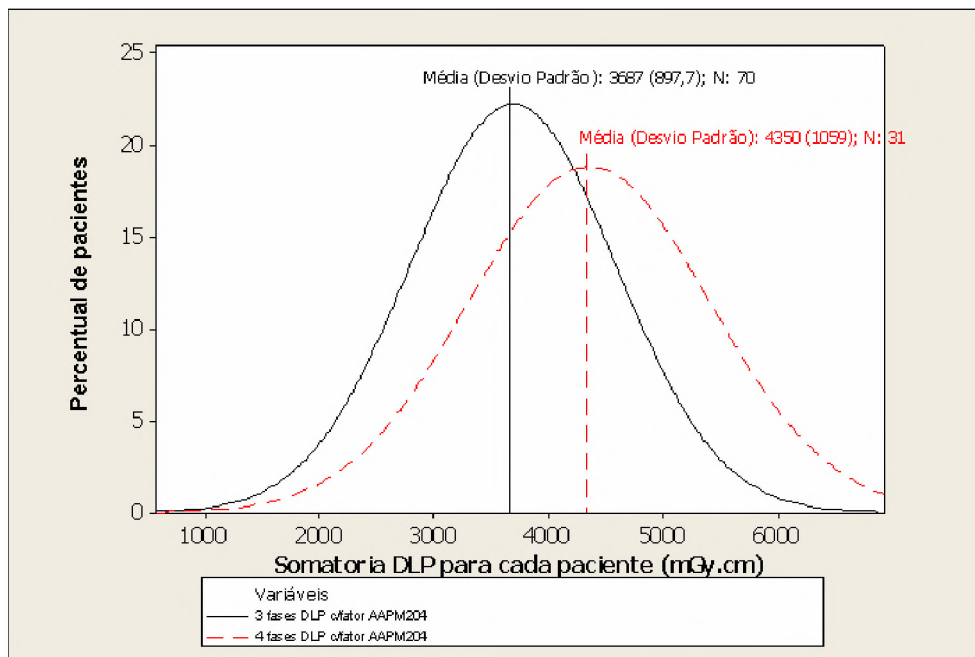


Figura 7: Histograma dos DLP-console corrigidos pelos fatores de conversão para simulador de 32 cm (AAPM 204), em função da distancia lateral, por paciente nos exames de abdome, sem e com contraste.

4.2. Estimativa de dose:

Obteve-se da leitura dos TLDs- $\text{CaSO}_4:\text{Mn}$ o perfil da distribuição de dose apresentada no figura 8 medida a partir do TLD para protocolo de abdome sem contraste.

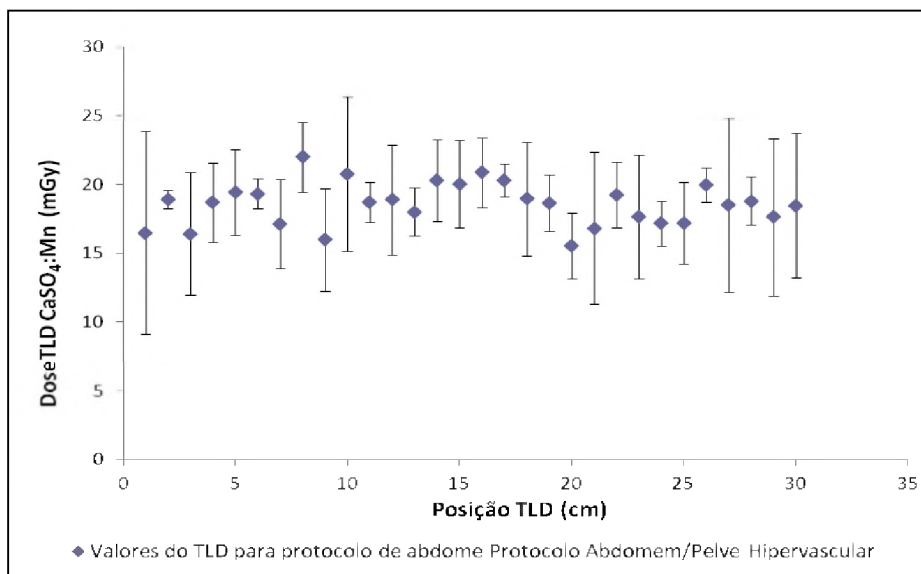


Figura 8: Média dos valores de TLD-CaSO₄:Mn por localização ao longo da fita de 30 cm. Dosímetros irradiados sob protocolo de abdome/pelve Hipervascular – 120 kV, 381 mAs.

A tabela 2 apresenta os valores de dose obtidos a partir das informações extraídas da imagem DICOM adquiridas durante a irradiação dos TLDs, exemplificada na figura 9, bem como a estimativa da dose extrapolada para um comprimento de 30 cm obtida por meio dos 30 dosímetros distribuídos sobre o simulador.

```

Exam Information
Study ID:          58710
Time:             Mar 30, 2012, 07:49:41
Total DLP:        2487.96 mGy*cm
Estimated Dose Savings: 8%

Dose
# Description      Scan      mAs   kV   CTDIvol   DLP      Phantom
                  Mode
1      Survview      1      120   0.07     3.6     BODY 32 CM
2      Survview      1      120   0.07     3.6     BODY 32 CM
11 SEM CONTRASTE  Helical   381   120   22.42    828.6   BODY 32 CM
12 SEM CONTRASTE  Helical   381   120   22.42    828.6   BODY 32 CM
13 SEM CONTRASTE  Helical   381   120   22.42    828.6   BODY 32 CM
  
```

Figura 9: Imagem parcial da tela com informações DICOM da imagem adquirida durante a simulação de exame de abdome, seguindo o protocolo padrão com 3 fases. Simulador com dosímetros ilustrados pela figura 3

Tabela 2: Valores obtidos de DLP, CTDIvol e TLD

	Média para 18 cm de TLD (mGy.cm)*	Extrapolação para 30 cm de TLD (mGy.cm)**
Somatória de TLD	556,69 (5%)	927,82 (5%)

DLP - Console	----	828,67
CTDI vol - Console	----	22,42

* Desconsiderado espaço entre os 30 dosímetros.

** A extrapolação foi obtida a partir de 18 cm com base na proporcionalidade de resposta do TLD a extensão irradiada sob mesmo kV e mesmo mAs.[18]

Como todos os exames estudados foram realizados a 120 kV, foi possível fazer uma extrapolação matemática da resposta do TLD para cada um dos pacientes, levando-se em conta a proporcionalidade da resposta TLD à extensão irradiada e ao mAs usado.

Comparando-se os resultados encontrados notamos que em **média** hávia um fator de 1,16 (5%) entre as doses representadas pela extrapolação do TLD e o valor de DLP apresentado no console. A relação entre os valores da extrapolação do TLD para cada paciente e DLP registrado foi representada pelo figura 10.

No figura 9 também se encontra a curva correspondente a aplicação dos fatores de conversão para simulador de 32 cm[15] sobre os valores de DPL de cada paciente.

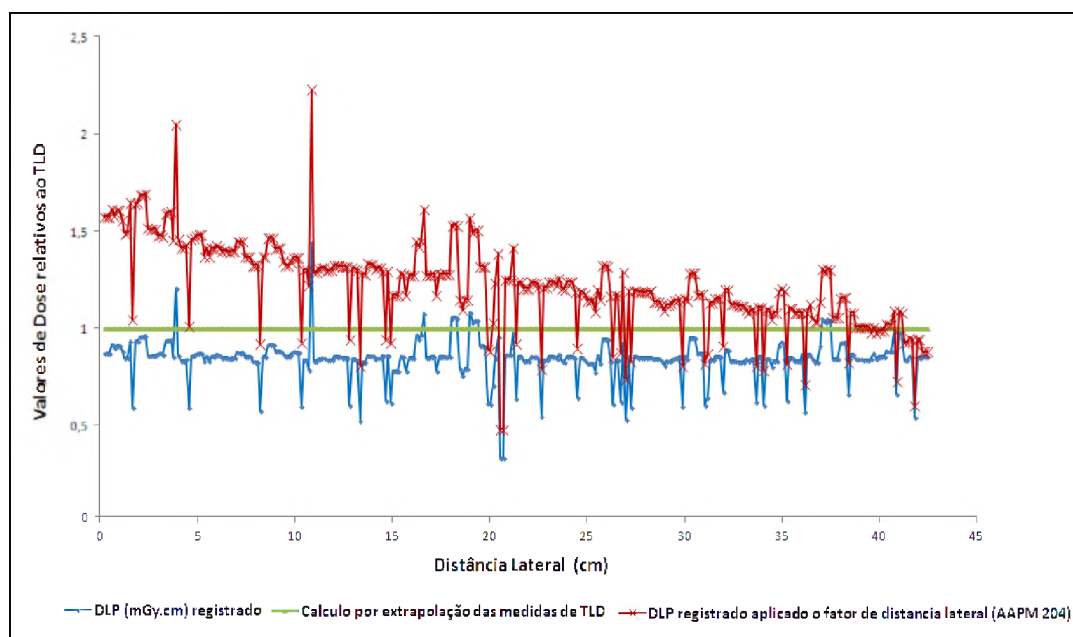


Figura 10: Valores relativos aos valores de TLD extrapolado do DLP registrado pelo equipamento, DLP corrigido pelo fatores de conversão (quadro 1) em função da distância lateral da imagem do paciente.

5. Discussão e Conclusão

Observou-se que o valor **médio** das doses representadas pela extrapolação do TLD era 1,16 (5%) maior do que o valor **médio** de DLP apresentado no console.

As medidas de TLD foram realizadas sem variar os valores de distancia lateral e condições operacionais do tomógrafo, não sendo possível fazer uma correlacao entre a medida de

dose com TLD, DLP e os valores de SSDE, sugerindo um estudo pratico futuro para avaliacao destes parametros.

Porem, sabe-se que os **valores estimados de SSDE** são levemente mais altos do que a dose de todo tecido irradiado, uma vez que os fatores de conversão são calculados para a região central do simulador. [15].

Hoje, o CTDIvol e DLP são considerados níveis orientadores na tomografia computadorizada, e se bem estabelecidos permitem a otimização das doses e avaliação da relação risco benefício para os pacientes. [5],[3]. Estudos indicam que futuramente as doses serão dadas pela SSDE, porem os CTDIvol e DLP podem ser importantes referencias aos radiologias e técnicos/tecnólogos, pois auxiliam a estabelecer os níveis de referencia[14].

O desenvolvimento tecnológico na tomografia computadorizada (CT) vem apresentando grandes avanços com relevante aumento na qualidade da imagem utilizando a tecnologia de multidetectores (MDCT), porém associado ao aumento das doses absorvidas pelo paciente. Sendo assim, cada vez mais torna-se fundamental estabelecer níveis orientadores com base nos parametros registrados no console do equipamento. Porem, observa-se na pratica que não existe uma padronização nos calculos desses parametros, sugerindo aos fabricantes que adotem um método padrão no calculo do CTDIvol e DLP a fim de que possam ser utilizados com o objetivo de otimizar as doses de radiacao nos exames de tomografia computadorizada multidetectores.

Foi possível estimar a dose absorvida nos exames de abdome a partir dos dados registrados no console do MDCT e das dimensões obtidas das imagens DICOM dos pacientes tendo como referencia a dose estimada em um simulador por meio de dosímetros termoluminescentes. Foi possível verificar que os valores de DLP do console do tomógrafo Brilliance 64 de fabricação Philips subestimam as doses e neste caso especifico um fator de correção deve ser utilizado na estimativa da dose total absorvida pelo paciente.

Estudos demonstraram que para as indicações clínicas de estadiamento tumoral, abdome agudo, pesquisa de coleção abdominal e hepatocarcinoma, a supressão da fase sem meio de contraste não apresenta impacto diagnóstico expressivo[12]. A estratégia da supressão de uma das fases do estudo de abdome demonstrou ser um processo determinante para a otimização das doses de radiação, conforme demonstrado nas figuras 6 e 7.

Referencia Bibliográfica

1 Spelic, D.C. Nationwide Evaluation of X-Ray Trends. *Journal of the American College of Radiology* : JACR, v. 5, n. 2, p. 146-8, 2008.

2 Wall, B.F. Ionising radiation exposure of the population of the United States: NCRP Report No. 160. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 136, n. 2, p. 136-138, 2009.

3 Kalra, M.K.; Maher, M.M. et al. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology*, v. 230, n. 3, p. 619-28, 2004.

4 Brenner, D.J.; Hall, E.J. Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *The New England journal of medicine*, v. 357, n. 22, p. 2277-84, 2007.

5 World Health Organization Global Initiative on Radiation Safety in Healthcare Settings Technical Meeting Report. Geneva: 2008.1-100p.

6 Navarro, M.V.T.; Leite, H.J.D. et al. Controle de riscos à saúde em radiodiagnóstico: uma perspectiva histórica. *História, Ciências, Saúde-Manguinhos*, v. 15, n. 4, p. 1039-1047, 2008.

7 Wolbarst, A.B.; Wiley, A.L. et al. Medical response to a major radiologic emergency: a primer for medical and public health practitioners. *Radiology*, v. 254, n. 3, p. 660-77, 2010.

8 For, P. Annals of the ICRP. *Annals of the ICRP*, v. 36, n. 4, p. i, 2006.

9 A framework for assessing the impact of ionising radiation on non-human species. *Annals of the ICRP*, v. 33, n. 3, p. 201-270, 2003.

10 Tack, D.; Sourtzis, S. et al. Suspected Renal Colic. n. February, 2003.

11 Leite, A.P.K.; Mattos, L.A. de; et al. O valor da fase sem contraste na tomografia computadorizada do abdome. *Radiologia Brasileira*, v. 41, n. 5, p. 289-296, 2008.

12 Costa DMC, Salvadori PS, Bretas EAS, Torres LR, Monjardim RF, Caldana RP, Shigueoka DC, D.G. (2012). Quando a fase sem contraste endovenoso é desnecessária nos exames de tomografia computadorizada do abdome? Quando retirar a fase sem contraste na TC de abdome When the unenhanced phase is unnecessary in abdominal computed tomography? (11)

13 Tomógrafo Brilliance CT de 64 canais - Philips - http://www.healthcare.philips.com/br_pt/products/ct/products/ct_brilliance_64_channel/.

14 Jessen K.A., Panzer W., Shrimpton P.C., Tosi G., Bongartz G., G.S.J. *EUR 16262: European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*. Luxembourg: 2000.107p.

15 AAPM Report n° 204. Size Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations.

16 Strauss, K.J.; Goske, M.J. Estimated pediatric radiation dose during CT. *Pediatric radiology*, v. 41 Suppl 2, p. 472-82, 2011.

17 Cynthia McCollough, C.; Cody, D. et al. AAPM 96: The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. 2008.28p.

18 Fukumori, D.T., Campos, L.L. STUDY OF DOSIMETRIC PROPERTIES OF $\text{CaSO}_4 : \text{Mn}$ PELLETS PRODUCED AT IPEN. In: **2007 International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2007**. ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE ENERGIA NUCLEAR - ABEN, 2007,