

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM PEDIATRIA E
SAÚDE DA CRIANÇA
ESCOLA DE MEDICINA**

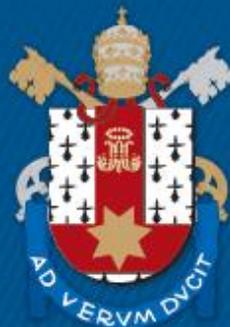
CRISTINA MANERA DORNELES

**TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE TORAX EM CRIANÇAS. PODEMOS
FAZER UM EXAME COM A DOSE SEMELHANTE A DE UM RAIO X DE TORAX E
SEM ANESTESIA?**

Orientador: Prof Dr Matteo Baldisserotto

**Porto Alegre
2016**

PÓS-GRADUAÇÃO - STRICTO SENSU



**Pontifícia Universidade Católica
do Rio Grande do Sul**

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM PEDIATRIA E
SAÚDE DA CRIANÇA
ESCOLA DE MEDICINA**

CRISTINA MANERA DORNELES

**TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE TORAX EM CRIANÇAS. PODEMOS
FAZER UM EXAME COM A DOSE SEMELHANTE A DE UM RAIOS X DE TORAX E
SEM ANESTESIA?**

Orientador: Dr. Matteo Baldisserotto

Porto Alegre

2016

CRISTINA MANERA DORNELES

Tomografia computadorizada de tórax em crianças podemos fazer um exame com a dose semelhante a de um raio x de tórax e sem anestesia?

Dissertação apresentada como requisito para obtenção do grau de Mestre em Medicina/Pediatria pelo Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Medicina da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

Orientador: Dr. Matteo Baldisserotto

Porto Alegre

2016

Ficha Catalográfica

D713 Dorneles, Cristina Manera

Tomografia computadorizada de tórax em crianças podemos fazer um exame com a dose semelhante a de um raio x de tórax e sem anestesia? / Cristina Manera

Dorneles . – 2016.

077 f.

Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Medicina/Pediatria e Saúde da Criança, PUCRS.

Orientador: Prof. Dr. Matteo Baldisserotto.

1. Tomografia Computadorizada de tórax. 2. baixa dose. 3. criança. 4. reconstrução interativa. 5. radiação. I. Baldisserotto, Matteo. II. Título.

Elaborada pelo Sistema de Geração Automática de Ficha Catalográfica da PUCRS com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

AGRADECIMENTOS

À minha família que comemora e se orgulha de toda e qualquer conquista, reconhecendo minha dedicação e perseverança.

Agradeço ao meu orientador, Dr Matteo Baldisserotto, profissional dedicado, competente e pessoa especial que me permitiu aprender durante esse período, estando sempre disponível e ajudando a superar os inúmeros obstáculos.

Ao Dr Bruno Hochhegger pela oportunidade de participar deste projeto.

À professora Ceres de Oliveira que me ajudou nas avaliações estatísticas.

A todos os professores do programa de Pós-Graduação em Pediatria e Saúde da Criança por todos os ensinamentos.

Aos meus colegas de Mestrado, que deixaram boas recordações. Em especial minhas amigas de estrada Clarissa Roza e Fátima Souza.

À secretária Carla Rothmann, pela ajuda incansável ao longo de todo esse período.

RESUMO

Objetivo: Avaliar a qualidade técnica da Tomografia Computadorizada de baixa dose sem contraste e sem anestesia no diagnóstico de doenças pulmonares em crianças e adolescentes.

Materiais e métodos: Estudo descritivo retrospectivo em que foram analisadas 86 Tomografias Computadorizadas de tórax em pacientes pediátricos e adolescentes. Os exames foram realizados por indicação clínica de suspeita de patologias pulmonares com baixa dose de radiação e com filtro de reconstrução interativa da imagem sem uso de anestesia ou sedação. Estes exames foram analisados por dois avaliadores independentes e as variáveis medidas foram idade, o sexo, a dose de radiação, a qualidade da imagem, o ruído de imagem, o ROI externo dividido pelo um ROI na traqueia, identificação da traqueia, dos brônquios principais e segmentares-20 segmentos, das artérias pulmonares principais e lobares, aorta ascendente, presença de derrame pleural, cadeias linfonodais paratraqueais e subcarinal. Todas as imagens também foram medidas quanto a artefato de movimento e foram descritos em porcentagem comparando com o total de imagens. Os dados foram analisados com média, desvio padrão. Para a análise da correlação foram usados os índices de Pearson e de Spearman considerando um $p < 0,01$ como significativo.

Resultados: A visualização da traqueia e dos brônquios principais foi possível em 100% dos exames. Os linfonodos paratraqueais e os subcarinais foram visto em todos os exames na bronquiolite e na malformação congênita. Os lobos superior, médio e inferior direito foram visualizados na totalidade das Tomografias Computadorizadas com baixa dose de radiação nos pacientes com fibrose cística e bronquiolite. Na malformação congênita os lobos superior e inferior direitos foram visualizados em todos os exames. Os lobos superior e inferior esquerdos foram identificados em todas as análises por TC. Os segmentos apicais foram vistos em 100% das imagens na FC, BO e malformação congênita. O segmento basilar apical foi visto em todas as imagens na FC. As artérias aorta e pulmonar foram distinguidas no total dos exames. Em nenhum exame houve comprometimento da qualidade da imagem. Na malformação congênita a porcentagem de imagem com excelente qualidade e borramento leve sem comprometimento da avaliação foram encontradas em todos os exames tomográficos. A porcentagem de artefato de imagem foi de 0,3% na fibrose cística, 1,3 % na bronquiolite e 1,1% na malformação congênita.

Conclusão A dose utilizada foi significativamente menor do que a utilizada em crianças e permitiu a visualização das estruturas pulmonares em quase todos os pacientes possibilitando o diagnóstico final da fibrose cística, da bronquiolite e das malformações congênitas sem dificuldade de diagnóstico por artefato de imagem.

Unitermos: Tomografia Computadorizada de tórax, baixa dose, criança, reconstrução interativa, radiação.

ABSTRACT

Objective: To evaluate the technical quality of low-dose computed tomography without contrast and without the use of anesthesia in the diagnosis of lung diseases in children

Materials and Methods: It reviewed 86 chest CT scans performed due to clinical indications of acute or chronic inflammatory lung diseases, cancer or congenital malformations in patients from 1 to 18 years of age who were subjected to a low dose of radiation dose below the dose recommended by the ALARA and using interactive image reconstruction filters performed without the use of anesthesia or sedation. The exams will be evaluated by two reviewers and age, gender, the radiation dose, image quality and image noise will be assessed. Image analysis will be quantitative. The variables will be the outside Roi diameter of trachea divided by the Roi of trachea, the percentage of axial images with motion artifacts, and identification of the tracheal, the main and segmental bronchi– 20 segments, the main and lobar pulmonary arteries and the ascending aorta artery. The presence of pleural effusion and the identification of paratracheal and subcarinal lymph node chains will also be assessed. Data will be analyzed by for mean, standard deviation and the correlation of the data will be analyzed by tests of Pearson and Spearman, considering significant a $p < 0.05$.

Results: The average age of the patients was 5.5 years. LSD as well with the LID, LSE and LIE were displayed in all tests. The middle lobe in almost all ($n = 85$) apical segment and the medial basilar segment were seen in almost all of the scans ($n = 84$). The aorta and pulmonary arteries were distinguished on all tomography examinations. The percentage of images with motion artifact introduced an average of 0.8 with IC: 0-2.9 (P25-P75) with $p < 0.001$. The noise of the image showed an average of 45.5 with 12.4DP. How much ROI the trachea and main bronchi were seen in all the CT scans. The image quality was considered excellent and blurring that didn't compromise the evaluation in almost all the tests. The DLP in mGy dose presented an average of 27.5 with $DP \pm 11.1$.

Conclusion: The dose used was significantly lower than the one used in children and allowed the visualization of lung structures in almost all patients, enabling the final diagnosis of cystic fibrosis, bronchiolitis and congenital malformations without difficulty of diagnosis by image artifact

Key words: Thorax CT, Low-dose, children, iterative reconstruction, radiation

LISTA DE FIGURAS

CAPÍTULO II

Figura 1. a) Ponta da seta identificando o processo infeccioso, b) drenagem da lesão. Visualiza-se o dreno dentro da lesão.....	16
Figura 2. Consolidação pulmonar.....	17
Figura 3. Atelectasia.....	18
Figura 4 Enfisema	19
Figura 5. Bronquiectasia de tração em um paciente com pneumonia intersticial não-específica. Broncos em forma de saca-rolhas estão presentes nos pulmões posteriores. Note que não há espessamento da parede brônquica.	20
Figura 6. Faveolamento em um paciente com fibrose pulmonar idiopática. Os cistos subpleurais compartilham paredes e alguns se empilham sobre os outros.	21
Figura 7. Linfonomegalia da parede torácica e axilares	22
Figura 8. Tomógrafo de primeira geração	26
Figura 9. Tomógrafo de segunda geração	26
Figura 10. Tomógrafo de terceira geração	27
Figura 11. Tomógrafo de quarta geração	27
Figura 12. Tomógrafo de quinta geração	28
Figura 13. Tomógrafo helicoidal	29
Figura 14. Sistema helicoidal Multislice.....	31
Figura 15. Associação entre dose DLP e índice de ruído	31

LISTA DE TABELAS

CAPÍTULO II

Tabela 1 - Dose de contraste por faixa etária.....	14
Tabela 2 - Contraste oral por faixa etária. Protocolo bifásico com 1h e 15 minutos antes da Tomografia Computadorizada	14
Tabela 3 - Dose de radiação em pacientes pediátricos.....	32
Tabela 4 - Parâmetros da Tomografia Computadorizada	36

LISTA DE ABREVIATURAS

AEC	Automatic Exposure Control (controle automático da exposição)
ALARA	as low as reasonable achievable (a dose mais baixa aceitável)
CTDI	Computed Tomography Dose Index (Índice de dose da Tomografia Computadorizada)
FBP	filter back projection (filtro de projeção posterior)
FOV	field of view (campo de visão)
IR	iterative reconstruction (reconstrução iterativa)
LBP	length back product (produto da projeção posterior)
LDCT	Low Dose Computed Tomography. (Tomografia Computadorizada com baixa dose)
mAs	miliamperagem por segundo
MDCT	Multi Detector Computer Tomography
mSv	milisilvert
PET-CT	Tomografia Computadorizada com emissão de pósitrons
kVp	kilovoltagem
ROI	region of interest (região de interesse)
TC	Tomografia Computadorizada
TCAR	Tomografia Computadorizada de alta resolução
TMN	tumor, metástase e neoplasia
UH	unidade Hounsfield

SUMÁRIO

CAPÍTULO I	12
1 REFERENCIAL TEÓRICO	13
1.1 INTRODUÇÃO	13
1.2 OUTRAS APLICAÇÕES DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	16
1.3 PADRÕES DE ACOMETIMENTO DAS ESTRUTURAS QUE COMPÕEM A CAVIDADE TORÁCICA	16
1.3.1 Comprometimento do Espaço Aéreo	16
1.3.1.1 Tipos de lesões dos alvéolos.....	16
1.3.1.2 Tipos de enfisema	18
1.4 O EQUIPAMENTO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA.....	23
1.5 EVOLUÇÃO TECNOLÓGICA DOS TOMÓGRAFOS.....	24
1.5.1 Tipos de equipamentos.....	25
1.5.1.1 Convencional.....	25
1.5.1.2 Segunda geração	26
1.5.1.3 Terceira geração	26
1.5.1.4 Quarta geração.....	27
1.5.1.5 Quinta geração	28
1.5.1.6 Sistema Helicoidal ou espiralar	28
1.5.1.7 Sistema helicoidal Muilti Slice.....	30
1.6.1 Técnicas de reconstrução de imagem	33
1.6.2 Princípios básicos da reconstrução de imagem.....	33
1.7 REFERÊNCIAS.....	38
CAPÍTULO II	43
2 MATERIAL E MÉTODOS	44
2.1 DELINEAMENTO.....	44
2.2 POPULAÇÃO E AMOSTRA.....	44
2.2.1 População do estudo	44
2.2.2 Critérios de inclusão	44
2.2.3 Critérios de exclusão	45
2.3 VARIÁVEIS PRINCIPAIS.....	45

2.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	45
2.5 REFERÊNCIA.....	46
CAPÍTULO III.....	47
3 ARTIGO ORIGINAL.....	48
CAPÍTULO IV.....	71
4 CONCLUSÃO.....	72
ANEXOS.....	73
ANEXO 1 - APROVAÇÃO COMISSÃO CIENTÍFICA DO INSCER.....	74
ANEXO 2 - APROVAÇÃO CEP.....	75

CAPÍTULO I

1 REFERENCIAL TEÓRICO

1.1 INTRODUÇÃO

As doenças pulmonares agudas ou crônicas constituem uma das maiores causas de morte em criança. Em 2015 foram 5,9 milhões de óbitos em crianças abaixo de cinco anos sendo que nos países de baixa renda foram 76 mortes para cada nascido vivo. No Brasil a taxa de mortalidade foi de 16,4: 1.000 nascidos vivos. A pneumonia foi responsável por 15% de todas as mortes nessa faixa etária com uma estimativa de 922.000 óbitos no ano de 2015 e tendo como agente causal mais comum o *streptococcus pneumoniae* seguido pelo *haemophilus influenza* tipo B e o vírus sincicial respiratório (1). Dentro dessa contextualização as infecções respiratórias são a maior causa de solicitação de exames radiológicos, destacando-se a Tomografia Computadorizada de tórax que é usada tanto para elucidar o diagnóstico como para acompanhar a evolução da doença. E nos casos específicos de derrames pleurais complicados ou de câncer para evidenciar o tipo de lesão e o grau de comprometimento tanto do parênquima pulmonar quanto pleural sendo indicada por sua maior sensibilidade em comparação à radiografia de tórax (2) As informações obtidas pelas imagens tomográficas são de grande benefício também quando há necessidade de decisão quanto ao tratamento ou para delinear o curso de progressão da doença (3-4).

A Tomografia Computadorizada de tórax é o método de escolha para o diagnóstico de doenças pulmonares intersticiais A TC permite a análise do parênquima pulmonar, da distribuição vasobrônquica, do mediastino e regiões hílares, dos grandes vasos e área cardíaca, tromboembolismo, integridade óssea. Possibilita contrastar estruturas vizinhas, as quais não se sobrepõem em um mesmo plano, como acontece na radiografia. Distingui de forma mais fácil derrame pleural e lesões sólidas da pleura. Do mesmo modo auxilia na investigação da etiologia do derrame pleural, espessamento pleural e áreas com alta densidade indicam presença de fibrina.

Permite a mensuração e caracterização da lesão, sua relação com outras estruturas (vasos e parede torácica) além do comprometimento de linfonodos (5-6).

Tabela 1 - Dose de contraste por faixa etária

Idade	Primeira dose (total dividido em 24h)	Segunda dose (1ml/kg minutos antes do exame)
< 1 ano	100 ml	15 ml
1-5 anos	400 ml	15 ml
5-12 anos	800 ml	15 ml
>12 anos	1.000-1.200 ml	15 ml

Fonte: *Pediatr Radiol* (2010) 40:1324-44

Tabela 2 - Contraste oral por faixa etária. Protocolo bifásico com 1h e 15 minutos antes da Tomografia Computadorizada

Idade	1ª dose (ml) (±1h antes da TC)	2ª dose (ml) (15min antes da TC)
1-6 meses	90-120	45-60
6 meses-1 ano	120-180	60-90
1-4 anos	180-270	90-135
4-8 anos	270-360	135-180
8-12 anos	360-480	180-240
12-16 anos	480-490	240-300

Fonte: *Pediatr Radiol* (2010) 40:1324-44.

A TC com emissão de prótons (PET-TC) é um exame essencial para o estadiamento TMN e decisão terapêutica. Quando há injeção de contraste encontramos um aumento de 15 UH (unidade Hounsfield) em relação à imagem pré injeção do contraste. Com isso consideramos o resultado positivo e, a sensibilidade e especificidade do exame para malignidade de 95 a 100% e 70 a 93% respectivamente (7).

A Tomografia Computadorizada se tornou o exame de imagem mais importante para análise das estruturas torácicas. Seu maior poder de resolução e possibilidade de aquisição de imagens em várias incidências de forma simultânea permite visualizar alterações que não são identificadas na radiografia unidimensional. E, em muitos casos, a radiação aplicada é inferior à da radiografia convencional. Com isso houve

um aumento significativo de solicitações de TC nas últimas décadas. Em torno de 62 milhões/ano sendo 4-7 milhões em crianças. (8-9). Segundo Brenner nas crianças de um ano o risco atribuível da exposição à radiação de uma CT é de 0,18% (abdominal) e 0,07% na craniana (10). Por isso a redução de dose na população pediátrica tornou-se uma preocupação devido à sensibilidade à radiação e a longa expectativa de vida com potencial risco de desenvolver câncer (11). Em 14% das exposições à radiação a causa é por radiografia. Na Europa e nos Estados Unidos mais de 50% da exposição é por TC (7). Em 2006 de Jong publicou os primeiros dados, seguido por Ivanov em 2014(4) e, mais recentemente, Niemann concluiu que usando protocolos (12) o risco atribuível da incidência de câncer e mortalidade por TC de tórax estimado é baixo para a população pediátrica (5).

Devido a essa preocupação iminente a comunidade radiológica se mobilizou com o objetivo de desenvolver ferramentas para a redução de dose da TC através da conscientização da solicitação do exame e de novas tecnologias como o AEC (controle automático da exposição) uso de filtros e de baixo kVp(13-17), adaptação da colimação, uso de scanner parcial e atualmente métodos de reconstrução interativa. E através desses recursos a otimização (18-23) dos parâmetros da relação entre a dose-paciente ajustada pelo tamanho e idade (24-26), a implantação do ALARA (que define a necessidade da TC e a realização do exame com a menor dose possível, mas possibilitando o diagnóstico (27). A TC de tórax de baixa dose (LDCT) usada para avaliar parênquima pulmonar tem limitação na avaliação de estruturas do mediastino e na fossa supraclavicular. O índice de dose da TC (CTDI), é a corrente padrão para realizar a TC. É o índice mais usado como fator indicador de dose. No entanto é um fator impreciso quanto à dose individual (28). Atualmente a reconstrução interativa da imagem produz melhor qualidade e menor dose recebida pelo paciente.

A imagem da Tomografia Computadorizada é uma representação bidimensional de uma fatia transversa tridimensional. A terceira dimensão está representada pela espessura da fatia, do corte. Conhecida como colimação que é determinada por colimadores (diafragmas) posicionados entre o equipamento e o paciente. A imagem é composta por múltiplos pontos, os pixels (1pixel=1 unidade de área).

1.2 OUTRAS APLICAÇÕES DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Pode ser aplicada em procedimentos diagnósticos como a biópsia percutânea de nódulos ou massas periféricas. Para coletar material para cultura e para drenagem terapêutica em processos infecciosos.

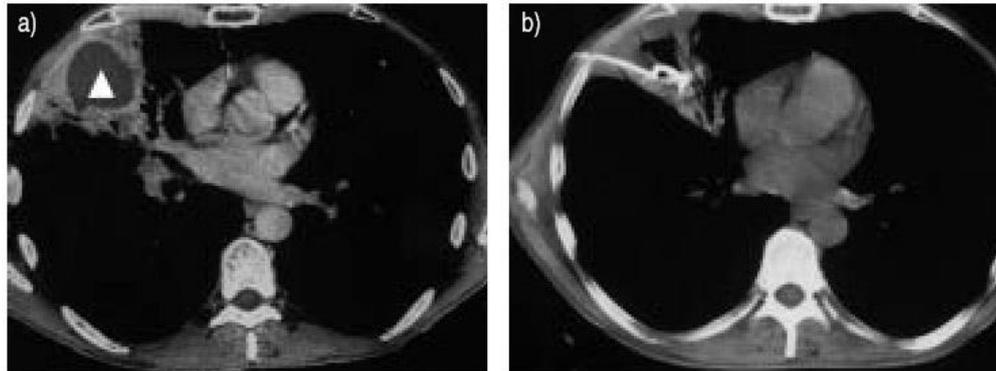


Figura 1. a) Ponta da seta identificando o processo infeccioso, b) drenagem da lesão. Visualiza-se o dreno dentro da lesão.

1.3 PADRÕES DE ACOMETIMENTO DAS ESTRUTURAS QUE COMPÕEM A CAVIDADE TORÁCICA

1.3.1 Comprometimento do Espaço Aéreo

As alterações do espaço aéreo ocorrem quando há comprometimento alveolar.

1.3.1.1 Tipos de lesões dos alvéolos

Consolidação

Na consolidação ocorre preenchimento do alvéolo que se traduz pelo aumento da atenuação do parênquima pulmonar. As margens dos vasos e as paredes das vias aéreas ficam apagadas. Podendo ser encontrada uma imagem tubular preenchida por ar correspondendo a um broncograma aéreo que está localizado no interior da

consolidação. A consolidação representa o preenchimento alveolar por exsudato inflamatório (pneumonia), transudato (edema), sangue (hemorragia) células (pneumonia em organização), corpo estranho ou conteúdo gástrico (pneumonia aspirativa). Na TC manifesta-se com o aumento da atenuação do parênquima pulmonar, o que impede a visualização dos vasos e dos contornos das paredes brônquicas.

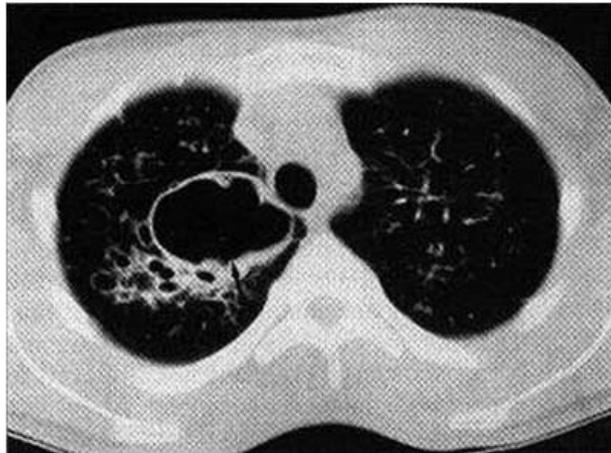


Figura 2. Consolidação pulmonar

Atelectasia

Ocorre quando há redução do volume pulmonar por diminuição da aeração parcial ou total do pulmão. Há um colapso do espaço aéreo, isto é, ausência de ar no seu interior. As causas de atelectasia podem ser por compressão, obstrução ou por algum mecanismo que cause retração do parênquima pulmonar como consequência de um processo infeccioso. Visualiza-se na TC um aumento da atenuação do parênquima pulmonar e redução do volume, caracterizada por deslocamento das fissuras, das estruturas mediastinais ou do diafragma com aproximação das estruturas broncovasculares do parênquima envolvido. Pode envolver um subsegmento, o segmento, um lobo ou todo pulmão.



Figura 3. Atelectasia

Enfisema

Caracterizado por hiperinsuflação pulmonar, bolhas de enfisema e hipertransparência pulmonar. A Tomografia Computadorizada é o método de imagem padrão para análise e diagnóstico de enfisema por suprir as limitações da radiologia convencional, especialmente na quantificação da doença.

1.3.1.2 Tipos de enfisema

- a) Centroacinar: tem distribuição predominante no terço superior pulmonar. Caracterizando-se pela presença de múltiplos espaços aéreos arredondados, hiperlucentes. Com dimensões variando de alguns milímetros até um centímetro.
 - b) Panacinar: definido pela destruição difusa da arquitetura pulmonar, com progressiva perda tecidual e com importante redução da vascularização pulmonar. Predomina no terço inferior pulmonar, podendo ser difuso.
 - c) Parasseptal: caracterizado pelo comprometimento da porção distal do ácino, basicamente ductos e sacos alveolares, sendo identificado
-

especialmente na região subpleural. Podendo ser identificado também nas cissuras e septos conjuntivos. São identificadas múltiplas áreas de enfisema subpleural, geralmente com paredes visíveis que correspondem aos septos interlobulares.

- d) Enfisema paracicatricial: identificado nas áreas adjacentes à fibrose cicatricial do parênquima pulmonar. Em geral é um fenômeno localizado.

A Tomografia Computadorizada de alta resolução quantifica até mesmo um enfisema leve. A técnica por volumetria pulmonar permite a quantificação em volume absoluto das áreas de enfisema demonstrando sua distribuição espacial. O que é útil na detecção precoce assim como no planejamento terapêutico cirúrgico.



Figura 4 Enfisema

Bronquiectasia

O termo bronquiectasia se refere à dilatação irreversível da árvore brônquica. É uma consequência da inflamação e destruição da parede brônquica.

A Tomografia Computadorizada de alta resolução é a modalidade diagnóstica de melhor sensibilidade para as bronquiectasias. A TCAR identifica três tipos morfológicos:

- Cilíndrica: que é a mais frequente
- Cística ou sacular
- Varicosa que possui aspecto serpiginoso

As formas cística e varicosa são consideradas estádios mais avançados da doença.

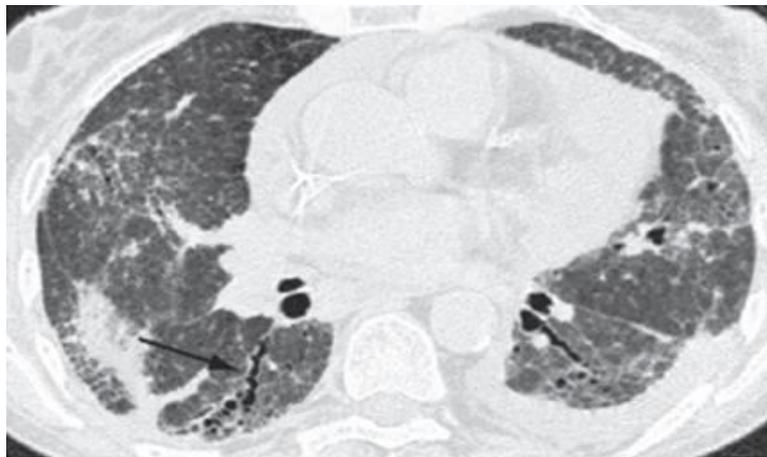


Figura 5. Bronquiectasia de tração em um paciente com pneumonia intersticial não-específica. Broncos em forma de saca-rolhas estão presentes nos pulmões posteriores. Note que não há espessamento da parede brônquica.

Variações do interstício pulmonar

A variação do parênquima pulmonar é melhor avaliada pela Tomografia Computadorizada que é capaz de identificar os seguintes padrões de imagem:

Variação septal: espessamento dos septos interlobulares que pode ter aspecto liso, quando a causa é edema pulmonar, nodular ou irregular quando secundário à linfangite carcinomatosa.

Variação de faveolamento: quando presente significa presença de fibrose pulmonar, ou seja, estágio final de uma doença crônica. A imagem é caracterizada por opacidades mistas reticulares e císticas periféricas. São múltiplos cistos, em geral, de localização subpleural com diâmetros semelhantes de 0,3-1,0 cm agrupados em camadas compartilhando paredes definidas de 1-3 mm de espessura.

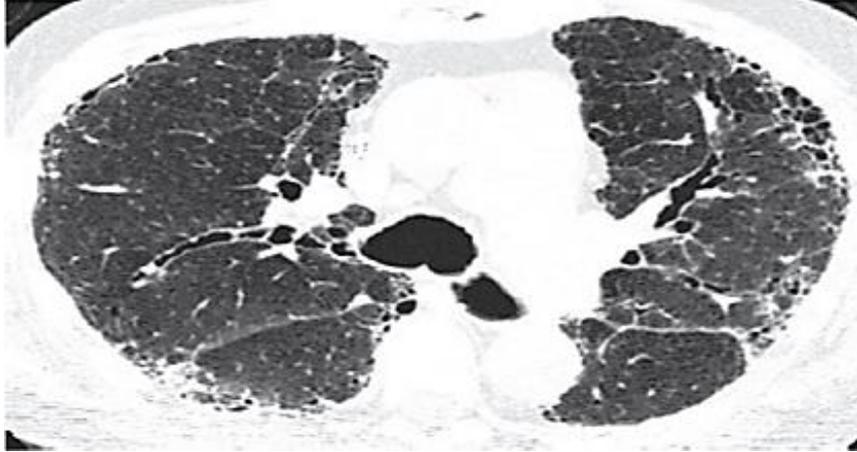


Figura 6. Faveolamento em um paciente com fibrose pulmonar idiopática. Os cistos subpleurais compartilham paredes e alguns se empilham sobre os outros.

Variação em forma de cisto: são lesões bem definidas com ar no interior e paredes finas.

Variação nodular: são opacidades arredondadas com diâmetros variando de um a três centímetros.

Perfusão em mosaico: são áreas de opacidades mistas que podem ocorrer por alterações de perfusão ou por comprometimento das vias aéreas.

Alterações Pleurais

O espaço pleural localiza-se entre a pleura visceral e a pleura parietal. Constitui um espaço virtual onde uma camada fina de líquido permite o deslizamento entre essas duas folhas, reduzindo o atrito entre os folhetos. A espessura normal das camadas pleural e visceral é de 0,2 mm.

Derrame pleural

O acúmulo de líquido no espaço pleural constitui um derrame pleural sendo que na criança o derrame pleural tem como causa mais frequente a pneumonia. Esse líquido acumulado nos casos mais graves pode levar à formação do empiema pleural. Considerado uma complicação da pneumonia que pode levar a morte. A Tomografia Computadorizada é a modalidade de imagem mais sensível que a radiografia e mostra alterações típicas dessa complicação evidenciando empiema organizado ou efusão loculada.

Linfonodomegalias: são aumentos dos linfonodos de qualquer etiologia. Diferentemente da imagem da ressonância magnética, a TC identifica calcificações intra-linfonodais.

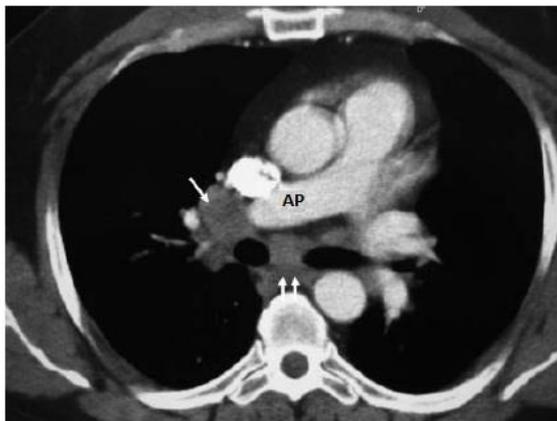


Figura 7. Linfonodomegalia da parede torácica e axilares

Evolução da Tomografia Computadorizada

A Tomografia Computadorizada surgiu na década de 70 quando Godfrey Newbold Hounsfield realizou o primeiro exame de crânio. Utiliza radiação ionizante para gerar imagens em forma de tomos ou corte. É a representação digital e volumétrica em seções de cortes. Os modelos iniciais demoravam cinco minutos já os modelos atuais coletam inúmeras imagens em alguns segundos.

O primeiro equipamento de TC foi utilizado para escanear o cérebro e já permitia a diferenciação entre hematomas e tumores. Em 1974 surgiu o primeiro

equipamento de TC de corpo inteiro. Em 2004 o número total passava de 40.000 equipamentos, na maioria eram tomógrafos de corpo inteiro.

1.4 O EQUIPAMENTO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

O tomógrafo se constitui por um tubo de raios X móvel, onde é gerado o feixe de radiação, que gira em torno de um suporte circular designado *gantry*.

O *gantry* inclui o tubo de raios X, o arranjo de detectores, o gerador de alta voltagem e o suporte mecânico de cada um deles. Em oposição ao tubo de raio X estão os detectores da radiação. A mesa onde se coloca o paciente se desloca para dentro do *gantry*. O tubo faz uma translação ao redor do paciente e as estruturas internas do corpo atenuam o feixe do raio X. A radiação transmitida atinge então os detectores cujos sinais elétricos de saída são processados por um computador para formar a imagem. A dose da radiação resultante depende da corrente do tubo e do tempo de exposição, ou seja, o tempo que o tubo de raio X leva para fazer a rotação.

Colimador

Está localizado na saída do tubo de raio X e permite definir a área a ser irradiada que corresponde à espessura do corte. Também existe um colimador na frente dos detectores da radiação que reduzem a interferência da radiação espalhada suprimindo com isso os artefatos de imagem.

Varredura

Quando o tubo de raio X realiza uma rotação completa e forma diferentes projeções referentes a um corte tomográfico isso corresponde à imagem de uma seção transversal corpórea. Esta rotação completa num intervalo de tempo é denominada varredura ou scan. É separada por uma distância (l) igual ao deslocamento da mesa. A varredura começa no plano dos ápices pulmonares

(superior), ultrapassa os recessos costofrênicos e finaliza quando observamos as glândulas suprarrenais. A fase contrastada é feita na mesma forma que a não contrastada. Com o uso do contraste são obtidos 47 cortes em aproximadamente 30 segundos após o início da injeção.

1.5 EVOLUÇÃO TECNOLÓGICA DOS TOMÓGRAFOS

Desde o aparecimento do primeiro tomógrafo as modificações foram estruturais e a evolução técnica foi realizada por redução do tempo de varredura. As primeiras varreduras demoravam em torno de 8 minutos para um corte, atualmente pode ser executada em menos de 1 segundo (29).

Os primeiros modelos eram axiais ou TC convencional. A emissão da radiação era feita somente quando a mesa estava parada. O tubo gira continuamente ao redor do paciente, mas só emite o feixe radiativo quando a mesa para. Em 1989 surgiu a modalidade helicoidal ou espiral que permite a emissão de feixe de raio X simultaneamente ao deslocamento da mesa de exame. Dessa forma os cortes são helicoidais. Os dados são colhidos em continuidade sendo possível a reconstrução da imagem ao longo do eixo de translação através de um algoritmo de interpolação. Apresenta como principal vantagem a capacidade de adquirir a imagem de um grande volume de tecido numa única respiração com redução dos artefatos gerados devido à movimentação do paciente.

Em 1999 com o objetivo de aumentar a capacidade de obtenção de mais cortes por unidade de tempo, surgiram os equipamentos helicoidais de multicortes ou multislice. Esses aparelhos apresentam conjuntos de detectores emparelhados que tornam possível a obtenção simultânea de vários cortes tomográficos. Em 2001 a TC helicoidal realizava 8 cortes simultâneos. Em 2002, 16 cortes. Em 2004 surgiram os aparelhos que realizavam 64 cortes de forma simultânea. Em 2005, duas fontes e 64 cortes. Em 2007 o tomógrafo axial com 64 e 320 cortes. Já em 2008 surge o equipamento com duas fontes espiral com alto fator de pitch.

São cinco os fatores que caracterizam a imagem da TC o pixel, a matriz, o campo de visão (FOV) as janelas e as escalas de cinza.

O pixel é o menor ponto de uma imagem. O conjunto deles num arranjo de linhas e colunas forma a matriz que é uma das responsáveis pela qualidade da imagem digital. Quanto maior a matriz maior a resolução da imagem espacial. Mas precisa um maior tempo de processamento e conseqüentemente ao tempo de execução do exame.

O campo de visão (FOV) representa o tamanho máximo que um objeto pode ocupar dentro da matriz. É responsável pela determinação do tamanho da área do objeto que será visualizado pelo estudo.

As janelas são compostas pelos valores de largura da janela (brilho) e nível da janela (contraste), onde cada órgão representa tons de cinza dentro da escala.

1.5.1 Tipos de equipamentos

1.5.1.1 Convencional

Na obtenção da imagem pela TC convencional a mesa de exame tem a capacidade de se deslocar para dentro do anel de 70 cm de diâmetro. Ao redor deste está a ampola do raio x num suporte circular, o gantry. Em oposição à ampola estão os detectores que irão captar a radiação e transmitir as informações ao computador.

Tomógrafos de primeira geração. Usa feixes lineares com 180 projeções, movimentos duplos (translação e rotação) e um detector. Tempo do exame: 4,5 minutos por fatia.

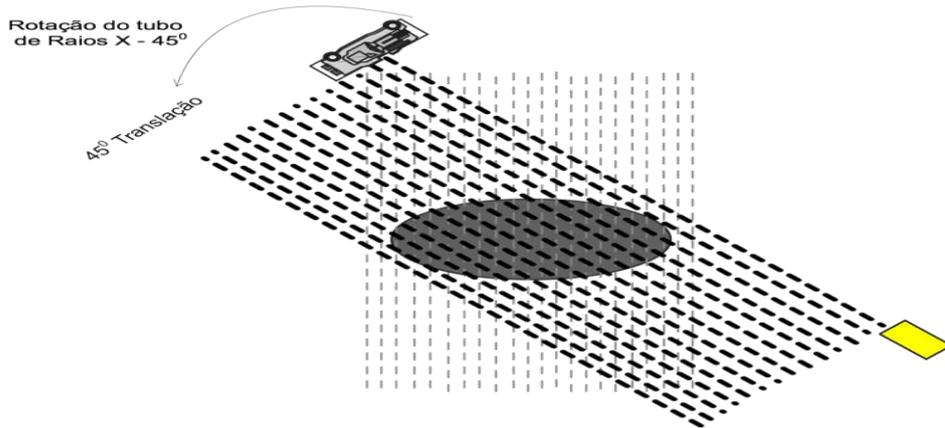


Figura 8. Tomógrafo de primeira geração

1.5.1.2 Segunda geração

Feixes em leque com vários detectores (5 a 50), movimentos duplos (rotação e translação), cortes de 6 a 20 segundos, pequeno feixe de raio x.

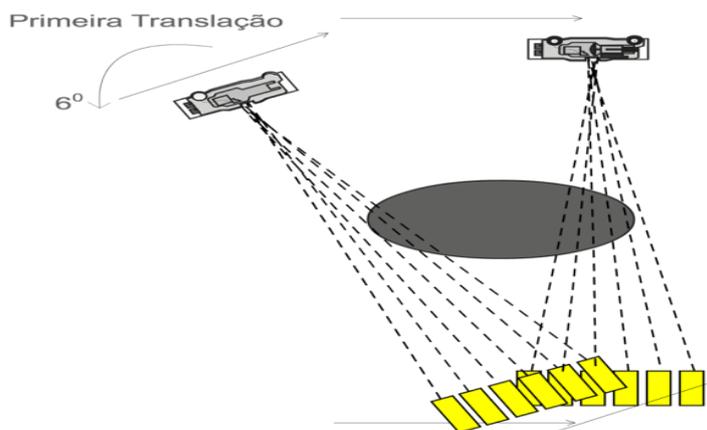


Figura 9. Tomógrafo de segunda geração

1.5.1.3 Terceira geração

Feixes em leque com aproximadamente 500 detectores, scan contínuo (360°), tempo de duração de 0,1 segundo/ fatia. São máquinas sequencias em que os raios atravessam o corpo e são captados pelos detectores do outro lado. E os dados são processados pelo computador que analisa as variações de absorção e reconstrói os dados sob a forma de imagem.

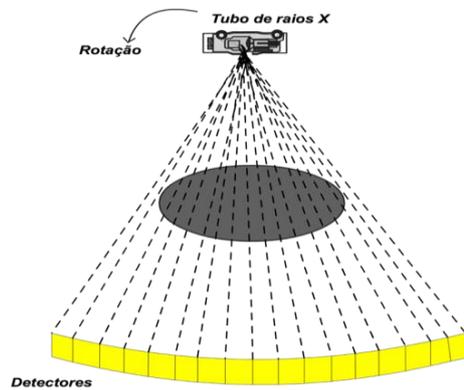


Figura 10. Tomógrafo de terceira geração

1.5.1.4 Quarta geração

Tecnologia Slim Ring, detectores fixos entre 800-5.000 dispostos em anel, somente o tubo do raio X gira, custo elevado para aquisição e manutenção, tempo para execução de 1,0 segundo por fatia. O Slim Ring ou anéis de contato proporciona ao equipamento espiral girar continuamente em 360° associado à rotação da mesa de exame, o que permite a aquisição helicoidal. Os artefatos causados por movimentos peristálticos, cardíacos praticamente deixam de ser percebidos.

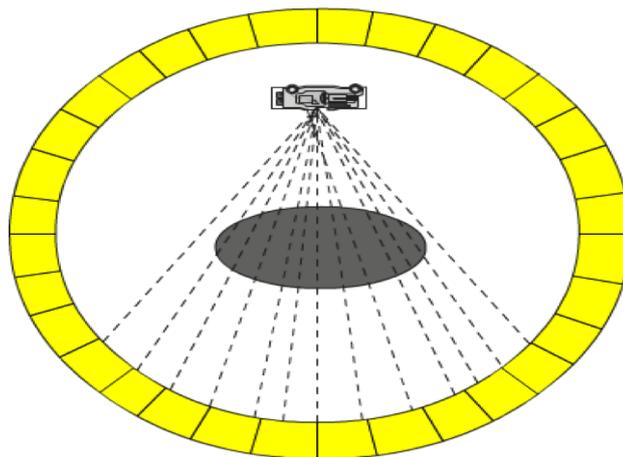


Figura 11. Tomógrafo de quarta geração

1.5.1.5 Quinta geração

Utiliza o sistema de rotação total da ampola podendo ter detectores fixos ou móveis. A diferença dos tomógrafos de quarta geração está na mesa que se movimenta continuamente (translação) enquanto a ampola irradia o paciente ininterruptamente. É um sistema mais rápido de TC, pois pode realizar a varredura em 20 segundos de todo o crânio enquanto o de terceira geração demora 3 minutos para realizar o mesmo exame. Um volume de tecido é examinado

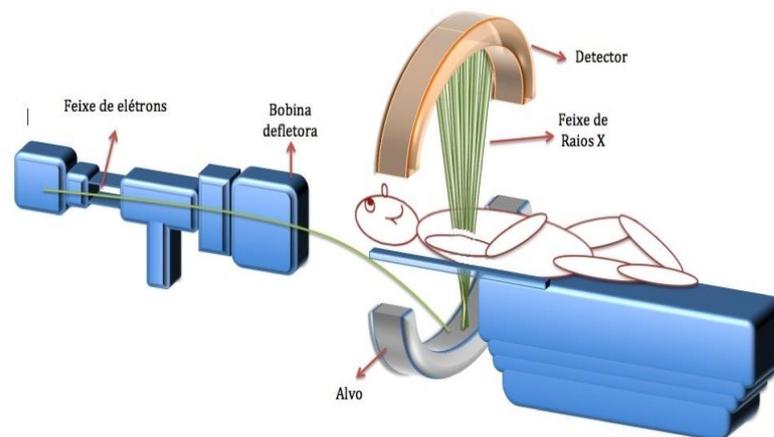


Figura 12. Tomógrafo de quinta geração

1.5.1.6 Sistema Helicoidal ou espiralar

A rotação da ampola é total podendo ter detectores fixos ou móveis. O que difere é que a mesa move-se continuamente enquanto a ampola irradia o paciente ininterruptamente. É o sistema mais rápido de Tomografia podendo realizar a varredura do crânio em menos de 20 segundos enquanto o aparelho de terceira geração demora 3 minutos para fazer o mesmo exame.

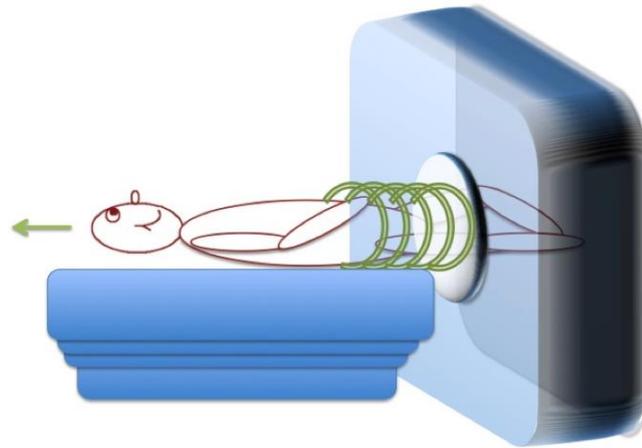


Figura 13. Tomógrafo helicoidal

Com o surgimento da tecnologia helicoidal a TC sofreu um impulso, pois ocorreu mudança na execução, redução dos artefatos decorrentes da respiração e dos movimentos do paciente, assim como a técnica de sobreposição da imagem que não precisa de exposição adicional à radiação. O que parece ter sido o maior avanço na tomografia. As imagens podem ser analisadas e reformatadas a partir de um exame helicoidal. A necessidade de apneia fica reduzida a uma vez o que exclui as variações de posição do corte com a mudança de posição do paciente durante o exame. A redução do gás no interior das alças também fica diminuída em razão da velocidade de aquisição dos dados. Dessa forma é possível a detecção ou o estudo de anomalias que não seriam visualizadas em radiografias comuns ou através de métodos invasivos, sendo assim um exame complementar de diagnóstico de grande importância.

Os protocolos para a realização da TC levam em consideração alguns parâmetros como o campo de visão, o pitch, o kVp, o mAs(13-17), a espessura de corte e o ROI.

Pitch: Corresponde à razão entre o deslocamento das mesas e a espessura do corte(colimação). Deve-se considerar quando for usado um pitch com relação maior que 11 que a quantidade de radiação por fatia de corte será reduzida aumentando assim o ruído da imagem provocada pela baixa dose de exposição. E quanto menor for o pitch menor o tempo de varredura ou maior a área a ser estudada causando uma redução na qualidade da imagem. Interpolação: quando se fizer necessário usar uma relação de pitch maior que 1:1 alguns equipamentos fazem a aquisição de dados em apenas 180° do movimento do tubo, interpolando dados nos próximos 180° calculados

pelo computador baseado nas informações obtidas da primeira fase da aquisição. O mAs deve ser usado para trocar a dose-paciente e o pitch para otimizar o tempo de scan. Aumenta o pitch diminui a dose. Quando é necessária uma dose maior para manter a qualidade da imagem, deve-se usar um pitch menor.

Campo de visão (FOV): é responsável pela determinação do tamanho da área do objeto que será visualizado para estudo.

ROI/densidade: cálculo de área em centímetros quadrados, densidade média e desvio-padrão, sendo grandeza observada em unidades de Hounsfield (UH) em região de interesse. Essa ferramenta é utilizada para ajudar a diferenciar a composição dos tecidos, bem como a presença de captação do meio de contraste após injeção venosa.

Esses parâmetros são usados para padronizar o entendimento e a interpretação de todas as pessoas envolvidas no processo. Ao definir o protocolo levamos em consideração o paciente, o diagnóstico e o equipamento.

Os parâmetros técnicos no protocolo de exame com relação aos fatores elétricos kVp, mAs são responsáveis pela qualidade da imagem adquirida. Podem reduzir ou mesmo eliminar artefatos nas imagens. O filtro, recurso computacional que proporciona aumento na resolução da imagem que é adquirida com a necessidade clínica do usuário, tem sido utilizado na reconstrução da imagem.

1.5.1.7 Sistema helicoidal Multi Slice

Sistema de multidetectors com resolução de menos de 0,5 segundos e com 64 canais que adquirem 14o imagens/segundo. Já existem aparelhos com 128 canais. Com a obtenção de múltiplas imagens por segundo é possível o manuseio em tempo real das imagens, o que facilita o estudo dinâmico dos vasos.

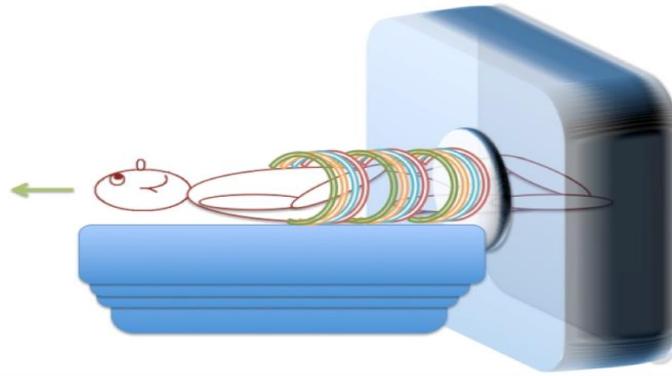


Figura 14. Sistema helicoidal Multislice

Hoje em dia também podemos encontrar modelos dualslice e multislice que correspondem a um equipamento multicorte. A ampola de raio x dispara 1x e fornece múltiplas imagens. Podem ter 2,4,8,16,32,64, 128, 256 ou 320 canais, constituindo uma maior agilidade na execução da TC(30).

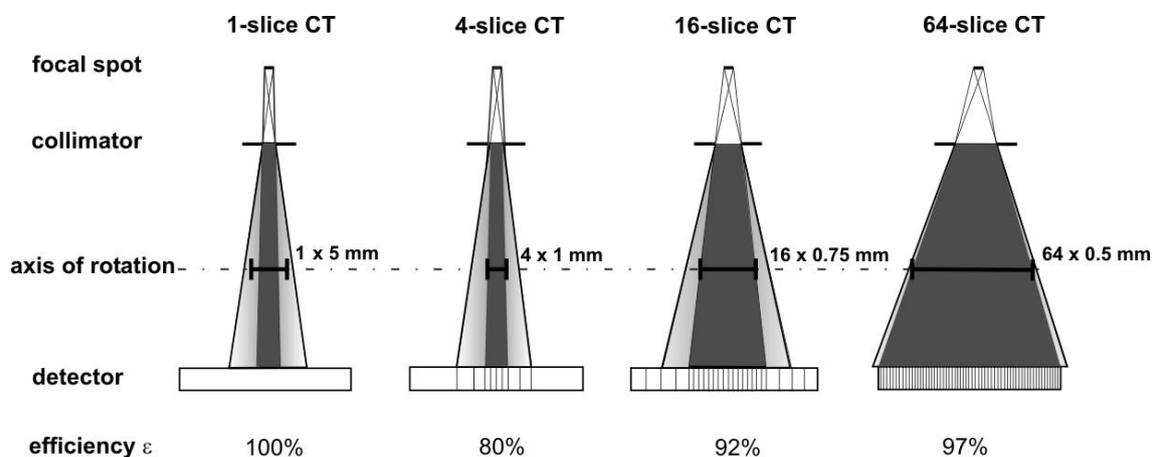
Além da rotação do tubo de raio x e dos detectores, a mesa é deslocada e o trajeto do feixe ao redor do corpo é em hélice ou espiral. A mesa do paciente na TC convencional durante o registro das imagens anda e para a cada corte na helicoidal a mesa avança enquanto os cortes são realizados

Vantagens da TC helicoidal

Agilidade na obtenção da imagem.

Reformatação dos dados.

Produção de imagens de alta qualidade.



Fonte: Lucia et al, 2010.31

Figura 15. Associação entre dose DLP e índice de ruído

Tempo de execução da imagem entre 10 e 60 segundos dependendo da área anatômica avaliada. Especialmente importantes nos pacientes graves. é um exame radiológico de grande valor.

Permite a maior distinção entre dois tecidos. A TC permite distinguir diferenças de densidade da ordem 0,5% entre tecidos, ao passo que na radiologia convencional este limiar situa-se nos 5%.

Com a evolução dos equipamentos helicoidais ou espirais o tempo pode ser minimizado, a aquisição de cortes isolados passou para aquisição volumétrica. Tendo o volume esse pode ser reprocessado posteriormente à aquisição da imagem possibilitando o uso da reconstrução com filtro. Os sistemas multislice e multidetector permitem adquirir imagens com cortes muito finos entre 0,5mm até 1,0 mm associado a pitch menores em um volume o que leva à otimização do tempo e aumento da sua qualidade. A espessura do corte pode ser alterada no pós-processamento através do filtro e do campo de visão em outros parâmetros

Para diminuir a dose de radiação nas Tomografias Computadoriza foi desenvolvido um sistema com a capacidade de ajustar o valor da corrente (mAs), do tamanho do paciente, do tipo de material (tecido) e do ângulo da irradiação porém com a garantia que a qualidade da imagem seja preservada.

Tabela 3 - Dose de radiação em pacientes pediátricos

Parâmetro	2006	2008	<i>p</i>	2006	2008	<i>p</i>
CTDIvol (mGy)	5.2	1.4	< 0.05	6.5	3.6	< 0.05
DLP (mGy x cm)	108.0	27.3	< 0.05	175.8	98.0	< 0.05
ED (mSv)	3.0	0.8	< 0.05	3.1	1.6	< 0.05

CTDIvol = volume CT dose index, DLP = dose—length product, ED = effective dose

Fonte: Kim Jee-Eun and Newman Beverley. AJR May 2010, Volume 194, Number 5

1.6.1 Técnicas de reconstrução de imagem

O controle automático da exposição e a reconstrução interativa híbrida como o ASIR (Adaptative Statistical Iterative Reconstruction) são duas técnicas usadas para a redução do ruído.

A técnica por reconstrução iterativa da imagem é a combinação de vários métodos de reconstrução da imagem (32-35). Os métodos mais sofisticados de reconstrução, ou a combinação entre vários deles, produzem melhor qualidade da imagem sem a necessidade de adquirir outras imagens e, com isso, o paciente receberá menos radiação.

Menos perfeita, porém mais rápida a análise com o filtro de projeção posterior se tornou o método de reconstrução padrão para o diagnóstico por Tomografia Computadorizada. O FBP se tornou uma rotina devido à habilidade em gerar estudos tomográficos com qualidade de imagem de maneira mais rápida e robusta.

Os estudos da TC com reconstrução da imagem por filtro pode ser afetado por artefatos de ruído da imagem. E por baixa detecção de contraste da imagem em casos específicos. Por exemplo, aquisições de imagem em pacientes obesos frequentemente são influenciadas por estruturas de alta densidade, stents, calcificações, implantes ósseos. Essas dificuldades fez renascer os algoritmos de reconstrução interativa.

1.6.2 Princípios básicos da reconstrução de imagem

Análise da reconstrução interativa

O FBP é crucial no entendimento da reconstrução interativa da imagem se baseia na suposição que ambos os processos de medida e os dados de projeção da imagem são representados por funções contínuas (37). A barra do raio x é colimada a uma estrutura do tipo lápis e movida subsequentemente em paralelo a um detector linear de raio x. Então a fonte do raio x é rotada em um ângulo “a” e o processo vai se repetindo. A reconstrução da imagem é a solução das equações resultantes por

inversão (projeção traseira) que é habitualmente combinada com um filtro. Esse compensa o efeito chamado borrão de baixa passagem que ocorre por causa dos diferentes números de projeções passando através do centro e da periferia do objeto examinado. Na prática clínica, variações adicionais do filtro (kernels) podem ser escolhidas, dependendo da conciliação entre a resolução espacial e o ruído da imagem. Os kernels diferentes permitem a representação de tecidos moles ou de estruturas de alto contraste como os ossos ou o tecido pulmonar. A nitidez pode ser melhorada com o aumento compensatório do borrão de baixa passagem, porém aumentam também o ruído de imagem. A nitidez e o ruído de imagem são diretamente proporcionais, ou seja, quanto mais nítida a imagem maior será o ruído.

A avaliação com filtro de projeção posterior tem se tornado o método padrão para diagnóstico na TC. O FBP está estabelecido como método diagnóstico clínico devido à habilidade em gerar estudos tomográficos com qualidade de imagem de modo rápido e consistente. Pode ser afetado pelo ruído de imagem e artefatos (em linha, por exemplo) ou baixa detecção por pouco contraste (42-43).

No processo de aquisição da imagem primeiro é gerada uma estimativa depois um feixe de raios X é simulado através da projeção para frente, com isso se obtém dados simulados que são então comparados com os medidos anteriormente. Se houver discordância entre eles, o primeiro cálculo é atualizado com base nas características do algoritmo subsequente. A correção da imagem e a projeção de dados são repetidas até que uma condição pré-definida pelo algoritmo é satisfeita e a imagem final é gerada.

Algoritmos híbridos

São aqueles que combinam tanto o método analítico como o interativo (38-40). A imagem inicial é gerada através da utilização do domínio de dados brutos e os métodos interativos estão focados na otimização da imagem. A importância desse algoritmo é que ele diminui o ruído da imagem por interatividade.

Na prática clínica os protocolos de TC com reconstrução interativa são usados para uma melhoria substancial na qualidade da imagem especialmente com redução do ruído e da dose de irradiação e supressão do artefato (41).

As estimativas exatas de redução da dose na prática clínica são limitadas visto que os dados atuais mostram que os protocolos para aquisição de imagem por FBP pode ser melhorada. E que não há uma definição padronizada do que é baixa-dose ou ultrabaixa-dose nem um melhor indicador da dose de radiação.

A primeira geração de algoritmos de reconstrução de imagem IR a redução considerável do ruído pode levar a uma aparência manchada da imagem do estudo. Os algoritmos de segunda geração permitem uma diminuição do artefato como metal.

A avaliação com filtro de projeção posterior tem se tornado o método padrão para diagnóstico na TC. O FBP está estabelecido como método diagnóstico clínico devido à habilidade em gerar estudos tomográficos com qualidade de imagem de modo rápido e consistente. Pode ser afetado pelo ruído de imagem e artefatos (em linha, por exemplo) ou baixa detecção por pouco contraste (42-43).

O Bureau of Radiological Health sugeriu duas grandezas o índice de dose em Tomografia Computadorizada (CDTI) e a dose média em múltiplos cortes (MSAD Multiple Scan Average Dose). A unidade do CDTI no sistema internacional de unidades é o J/kg, também conhecido como Gray (Gy).

A dose de uma TC pode ser categorizada em:

- Produção de radiação do scanner.
- Dose de radiação absorvida pelo paciente.

A produção de radiação do scanner é quantificada em volume e pelo produto da dose durante o comprimento da região escaneada. Ambos representam a dose absorvida por um modelo padrão de 16 ou 32 cm de comprimento.

O índice de dose de volume (CDTI vol) é um indicador útil por conter informações específicas de cada protocolo, levando em consideração os intervalos entre as seções tomográficas adjacentes. Pode ser utilizado com informações do tamanho do paciente e da região anatômica a ser estudada para estimar a dose no paciente (44).

O indicador DLP foi criado para estimar o risco associado a um determinado procedimento de TC, pois o MSAD e o CDTI não consideram o comprimento da região a ser examinada. Ele determina a energia total absorvida por um volume escaneado e a partir desse valor o cálculo da dose equivalente nos órgãos ou da dose efetiva.

$$DLP = CTDI_{vol} \times L \text{ *(mGy.cm)}$$

- L: é o comprimento da região total escaneada.

A Associação Americana de Medicina criou um termo para a quantidade da dose tamanho/específica SSDE (Size Specific Dose Estimate) para estimar a média da dose liberada para o paciente. O tamanho do paciente é calculado em termos de diâmetro efetivo. Isto é, o diâmetro do círculo que tem a mesma área que a seção transversal do paciente.

Tabela 4 - Parâmetros da Tomografia Computadorizada

	Protocolo 2006		Protocolo 2008	
	Menos de 15 kg	15 -59,9 kg	Menos de 15 kg	15 - 59,9kg
Parâmetros				
Quilovoltagem	120	120	80	100
Corrente de voltagem	65	65	55	55
Média de corrente	76,5	96,4	80	90,4
Tempo de rotação(s)	0,5	0,5	0,5	0,5
Espessura da fatia(mm)	3	5	3	5
Detector da colimação(mm)	1,2 1	1,2 1	1,2 1	1,2 1
Pitch				

Fonte: Newman et al., 2012. 43

O risco versus o benefício continua sendo um conceito abstrato. Risco potencial ao paciente inclui reações adversas ao contraste, efeitos da sedação e da anestesia geral que estão associados aos riscos da exposição à radiação ionizante.

Entre as novas estratégias o Summit(30) sugere que se deve determinar tecnologias e estratégias que irão resultar numa Tomografia Computadorizada de rotina realizada com ou menos de 1 mSv de dose efetiva. Chamado submilisievert TC.

Atualmente na TC de tórax a reconstrução interativa permite redução da dose de radiação sem comprometimento da qualidade de imagem diagnóstica nos exame de rotina (45-50). Os valores variam de 27% a 80% na dose. Neroladaki(50) relatou a identificação de nódulos pulmonares com redução de dose a níveis comparáveis aos níveis da radiografia convencional.

Estudos realizados publicaram resultados comparáveis ou superiores de qualidade de imagem com reconstrução interativa em comparação às reconstruções convencionais com filtro de projeção posterior. Prakash (51) concluiu que as imagens por TC com reconstrução interativa tiveram melhor escore na avaliação do pulmão como septos interlobulares, região centrolobular, pequenos brônquios e bronquíolos. Também demonstrou superioridade nos achados patológicos como reticulações, pequenos nódulos, padrões alterados de atenuação e bronquiectasias. Segundo Grees uma redução substancial da dose de radiação com imagem de igual ou superior qualidade é possível (28).

1.7 REFERÊNCIAS

1. World Health Organization. The management of acute respiratory disease in children. WHO 2015 Pneumonia Fact sheet N°331 Updated November 2015
 2. Nicholas John Bennett, Russell W Steele, MD Imaging in Pediatric Pneumonia Nov 22, 2015.
 3. Ivanov VK, Kashcheev VV, Chekin SY, Menyaylo AN, Pryakhin EA, Tsyb AF, Mettler FA. Estimating the lifetime risk of cancer associated with multiple CT scans. J Radiol Prot. 2014 Dec; 34(4):825-41.
 4. Guillerman R P. Imaging of Childhood Interstitial Lung Disease. Pediatric Allergy Immunology and Pulmonology., v. 23, n.1, 2010
 5. Niemann T, Colas L, Rose H W, Santangelo T, Faivre J B Jaques, Remy-Jardin R Bremerich J. Estimated risk of radiation-induced cancer from pediatric chest CT: two-year cohort study. Pediatric Radiology 2015;45: 329-33
 6. Siegel D A, King J, Tai E, Buchanan N, Ajani U A, Li J. Cancer incidence rates and trend among children and adolescents in the United States. Pediatrics 2014; 134:e945
 7. Hark A K, Welçnitz C V, Poclén R G, Paulicek W, Sebai D V. Reduction body CT radiation dose: beyond just changing the numbers. AJR 2013:33-40.
 8. Lobo L, Antunes D. CT in infants and children. Eur Journal of Radiology; 2013:1108-12.
 9. Shahi V, Brinjikji W, Cloft H J, Thomas K B, Kallness D F. Trends in CT Utilization for Pediatric Fall Patients in US Emergency Departments. Academic Radiology 2015; 22:898-903.
 10. Brenner David J., Elliston Carl D., Hall Eric J., Berdon Walter E. Estimated Risks of Radiation-Induced Fatal Cancer from Pediatric CT AJR:176, February 2001.
 11. Mayo-Smith WW, Hara AK, Maresh M, Sabani DV, Paulicek W. Pediatric CT strategies to lower radiation dose. AJR:200, May 2013.
 12. Deak Paul D. Smal , Yulia Kalender Willi A. Multisection CT Protocols: Sex- and Age-specific Conversion Factors Used to Determine Effective Dose from Dose-Length Product Radiology: Volume 257: Number 1-October 2010
 13. Hara A K, Wellnitz Clinton V. Paden Robert G. Pavlicek William, Sahani2 Dushyant V. Reducing Body CT Radiation Dose: Beyond Just Changing the Numbers. AJR 2013; 201:33-40.
 14. Jee-Eun K, Beverley N. Evaluation of a Radiation Dose Reduction Strategy for Pediatric Chest CT. AJR 2010;194:1188-93.
-

15. Chang H L, Jin M G, Hyun J L, Sung-J Y, Chang M P, Eun J C, Jung-G I. Radiation dose modulation techniques in the multidetector CT era: From basics to practice *Radiographics* 2008; 28:1451-9.
 16. Krofh LJ, Geleijns J, Roelofs JJ. Scan time and patient dose for thoracic imaging in neonates and small children using axial volumetric 320-detector row CT compared to helical 64-, 32-, and 16- detector row CT acquisitions. *Pediatr Radiol*. 2010 Mar; 40(3): 294-300.
 17. Geyer L L, Schoepf J U, Meinel F G, Nance J W, Bastarrika Jr G, Leipsic J A, Narinder S P, Rengo J, Laghi A, De Cecco C N., State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques. *Radiology*: v 276, 2015.
 18. Grosser O S, Kupitz D, Rufi J, Czuczvara D, Steffen I G, Fuhman C, Thormann M, Loewenthal D, Jens Ricke, Holger Amthauer. Optimization of SPECT-CT Hybrid Imaging Using Iterative Image Reconstruction for Low-Dose CT: A Phantom Study *Plos one* 2015 Sep 21;10(9):e0138658
 19. Zacharias C, Alessio A M, Otto R K, Iyer R S, Philips G S, Swanson J O, Thapa M M. Pediatric CT: Strategies to Lower Radiation Dose. *AJM Am Roentgenol* 2013; 200(5);950-56
 20. Mc Collough C H, Lengs S, Yu L, Cody D D, Boone JM, Monitt- Gray M F. CT dose index and patient dose: they are not the same thing. *Radiology* 2011;259:311-16
 21. Kubo Pei T, Lin J P, Stiller W, Takahashi M, Kauczor H U, Ohno Y, Hatabu H. Radiation Dose Reduction in Chest CT: A review. *AJR* 2008; 190:335-43.
 22. Lungren MP, Yoshizumi TT, Brady SM, Toncheva G, Anderson-Evans C, Lowry C, Zhou XR, Frush D, Hurwitz L M. Radiation dose estimations to the thorax using organ-based-dose-modulation *AJR* 2012 Jul;199(1):65-73.
 23. Dougeni E, Faulkner K, Panayiotakis G. A review of patient dose and optimisation methods in adult and paediatric CT scanning. *European Journal of Radiology* 81 (2012) e665– e83.
 24. Nievelstein R A J, van Dam I M, Van der Molen A J. Multidetector CT in children current concepts and dose reduction strategies. *Pediatric Radiol* 2010;1324-44
 25. Sedat A, Martin B, Christoph S, Wuest W, Uder M, Greess H. Dose Reduction in Pediatric Computed Tomography with Automated Exposure Control. *Acad Radiol* 2011 Jun;18(6):690.
 26. Singh S, Kalrahek M K, Moore M A, Shailan R, Liu B, Toth T L, Grant E, Westra S J. Dose reduction and compliance with pediatric CT protocol adaptive. *Radiology* 2009; 252:200-8
 27. Kim J E, Newman B. Evaluation of a Radiation Dose Reduction Strategy for Pediatric Chest CT *AJR* 2010 194(5):1188-93
-

28. Leil P, McNeil S M, Gordon C L, Connolly B L. Effective dose in children: association with common complex imaging techniques used during interventional radiology procedures. *AJR* 2013;1336-44
 29. Greess H, Nömayr A, Wolf H, Baum U, Lell M, Böwing B, Kalender W, Bautz W A. Dose reduction in CT examination of children by an attenuation-based on-line modulation of tube current (CARE Dose). *Eur Radiol* (2002) 12:1571-6.
 30. Smith-Bindman, R, Moghadassi M, Wilson N, Nelson T R, Boone J M, Cagnon C H, Gould R, Hall D J, Krishnam M, Lamba R, McNitt-Gray M, Seibert A, Miglioretti D L. Radiation Doses in Consecutive CT Examinations from Five University of California Medical Centers. *Radiology*: V. 277: N. 1-October 2015
 31. Lucia J. M. Kroft & Joost J. H. Roelofs & Jacob Geleijns Scan time and patient dose for thoracic imaging in neonates and small children using axial volumetric 320-detector row CT compared to helical 64-, 32-, and 16- detector row CT acquisitions. *Pediatr Radiol* (2010) 40:294-300.
 32. Brady S L, Moore B M, Yee B S, Kaufman R A. Pediatric CT: Implementation of ASIR for Substantial Radiation Dose Reduction While Maintaining Pre-ASIR Image Noise. *Radiology*: Volume 270: Number 1-January 2014
 33. Mc Colloug C H, Chen G H, Kalender W, Leng S, Samei E, Taguchi K, Wang G, Yu L Pettigrew R I., Achieving routine submillisievert CT scanning: Report from the Summit on Management of Radiation Dose in CT. *Radiology* 2012 264(2):567-80.
 34. Singh S ,Mannudeep K. Ka , Gilman M D, Hsieh J ,Pien H H , Digumarthy S R, Shepard JA O. Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Technique for Radiation Dose Reduction in Chest CT: A Pilot Study, *Radiology*: Volume 259: Number 2-May 2011.
 35. Mièville FA, Berteloot I, Grandjean A, Ayestaran P, Gudinchet F, Schmidt S, Brunelle F, Bachilld F C, Verdum F R. Model-base iterative reconstruction in pediatric chest CT:assessment of image quality in a prospective study of children with cystic fibrosis. *Pediatr Radiol* 2013; 43:558-67.
 36. Vordhanabhuti V, Loader R J, Mitchell G R, Riordon R D, Roobottm C A. Image quality assessment of standart one low-dose CT using filtered back projection, adaptative statistical iterative reconstruction and movel model- based iterative reconstruction algoritms. *AJR* 2013;200(3):545-52.
 37. Haggerty J E, Smith E A. Kunisaki S M, Dillman J R. CT imaging of congenital lung lesions: effect of iterative reconstruction on diagnostic performance and radiation dose. *Pediatric Radiology* July 2015, Volume 45, Issue 7, pp 989-997.
 38. Kim Y, Kim Y K, Lee S J, Ryu Y J, Lee J H, Chang J. Ultra-low-dose CT of the thorax using iterative reconstruction: evaluation of image quality and radiation dose reduction. *AJR* 2015Jun;204(6):1197-2002.
-

39. Yookyung K, Yoon Kyung K, Bo Eun L, Seok J L, Yon J R, Jin H L, Jung H C. Ultra-low Dose CT of thorax using Iterative Reconstruction: evaluation of image quality and radiation dose reduction. *AJR* 2015;204(6):1197-202.
 40. Singh S, Mannudeep K, Kalra K, Gilman M D, Hsieh J, Pien H H, Digumarthy S R, Shepard J A O. Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Technique. *Radiology* 2011;259(2):565-73
 41. Grosser O S, Kupitz D, Ruff J, Czuczvara D, Steffen I G, Fuhman C, Thormann M, Loewenthal D, Jens Ricke, Holger Amthauer. Optimization of SPECT-CT Hybrid Imaging Using Iterative Image Reconstruction for Low-Dose CT: A Phantom Study *Plos one* 2015 Sep 21;10(9):e0138658
 42. Martinsen A C T, Saether H K, Olsen D R, Wolff P A, Skaane P. Improving image quality of low-dose thoracic CT examinations with new postprocessing software. *J Appl Clin Med Phys* 2010;25;11(3):3242
 43. Newman B, Ganguly A, Kim J, Robinson T. Comparison of Different Methods of Calculating CT Radiation Effective Dose in Children. *AJR*:199, August 2012
 44. den Harder A N, Willemink M J, de Ruiter Q M B, Schilham A M R, Krestin Gabriel P, Leiner T, de Jong P A, Budde P J. Achievable dose reduction using iterative reconstruction for chest computed tomography: A systematic review. *European Journal of Radiology* 84 (2015) 2307–13.
 45. Braun F M, Johnson T R, Sommer W H, Thierfelder K M, Meinel F G. Chest CT using spectral filtration: radiation dose, image quality, and spectrum of clinical utility. *Eur Radiol* 2015 Jun 25(6):1598-606.
 46. Klink T, Obmann O, Heverhagen J, Stork A, Gerhard Adam, Begemann P. Reducing CT radiation dose with iterative reconstruction algorithms: The influence of scan and reconstruction parameters on image quality and CTDI vol. *European Journal of Radiology* 83 (2014) 1645-54.
 47. Christe, A, Heverhagen J, Ozdoba C, Weisstanner C, Ulzheimer S, Ebner L. CT dose and image quality in the last three scanner generations. *World J Radiol* 2013 November 28; 5(11): 421-9.
 48. Leipsig J, Nguyen G, Braun J, Sin D, Mayo JR. A prospective evaluation of dose reduction and image quality in chest CT using adaptive statistical iterative reconstruction. 2010;195(5):1095-99.
 49. Singh S, Koloa M K, Shiney-Bhangle A S, Saini A S, Gervais D A, Westra S J, Thrall J H. Radiation dose reduction with hybrid iterative reconstruction for pediatric CT. *Radiology*; 2012:537-46.
 50. Neroladaki A, Botsikas D, Boudabbous S, Becker C D, Montet X. Computed tomography of the chest with model-based iterative reconstruction using a radiation exposure similar to chest X-ray examination: preliminary observations. *European Radiology* February 2013, Volume 23, Issue 2, pp 360-6.
-

51. Prakash P., Kalra M.K., Digumarthy S.R., et al. Radiation Dose Reduction With Chest Computed Tomography Using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Technique: Initial Experience. *Journal of Computer Assisted Tomography*, January 2010:34.
-

CAPÍTULO II

2 MATERIAL E MÉTODOS

2.1 DELINEAMENTO

Estudo descritivo retrospectivo em que foram analisadas 87 Tomografias Computadorizadas de tórax em pacientes pediátricos. Os exames foram realizados por indicação clínica de suspeita de patologias pulmonares.

O consentimento informado assinado não é necessário para avaliação retrospectiva de exames de imagem de pacientes.

2.2 POPULAÇÃO E AMOSTRA

2.2.1 População do estudo

Constituída por 86 Tomografias Computadorizadas de tórax solicitadas em crianças entre um ano e 21 anos de idade por suspeita de doença pulmonar inflamatória aguda ou crônica, neoplasia ou malformações coletadas em sequência com 86 exames realizados sem anestesia ou sedação.

2.2.2 Critérios de inclusão

Todas as crianças e adolescentes que foram submetidos à Tomografia Computadorizada de tórax por indicação clínica de doença pulmonar sem necessidade de uso de anestesia geral ou sedação em sequência de entrada. De todas estas crianças encaminhadas em apenas uma não foi possível realizar a Tomografia Computadorizada devido a déficit cognitivo

2.2.3 Critérios de exclusão

Somente uma criança do total de 87 tomografias computadorizadas foi excluída devido à déficit cognitivo.

2.3 VARIÁVEIS PRINCIPAIS

As variáveis principais coletadas foram idade, sexo, ROI externo que será dividido pelo ROI interno na traqueia, porcentagem de imagens axiais com artefato de movimento, qualidade da imagem em DLP, identificação dos brônquios segmentares – 20 segmentos, artérias pulmonares principais e lobares, visualização da artéria aorta ascendente. Também a presença de derrame pleural, cadeias linfonodais paratraqueais e subcarinais.

2.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

No cálculo do tamanho da amostra foi assumido um erro máximo de 5% e intervalo de confiança de 95%. Na análise descritiva das variáveis, os dados categóricos foram apresentados por frequências absolutas e relativas. As variáveis contínuas foram descritas por média e desvio padrão. Para a análise da correlação foram usados os índices de Pearson e de Spearman considerando um $p < 0,01$ como significativo(1).

Os dados foram analisados utilizando-se o programa *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS), versão 17.0 (IBM, Chicago, USA). O nível de significância considerado foi de 5%.

2.5 REFERÊNCIA

1. Hulley SB. Delineando a pesquisa clínica: uma abordagem epidemiológica. 2ª Ed, Porto Alegre: Artmed,2003:21-1
-

CAPÍTULO III

3 ARTIGO ORIGINAL

Tomografia Computadorizada de tórax em crianças: Podemos fazer um exame com a dose semelhante a de um raio-x de tórax e sem anestesia?

Thorax Computed Tomography: Is possible to do an exam with the same dose as a thorax X ray without anesthesia?

Cristina Manera Dorneles ¹Matteo Baldisserotto ² Bruno Hochhegger ³

Professora da Universidade de Santa Cruz do Sul
Professor-Doutor da Pontifícia Universidade Católica do RS
Professor-Doutor da Pontifícia Universidade Católica do RS e da Santa Casa de Misericórdia de Porto Alegre- RS

Correspondência:

Cristina Manera Dorneles (cristinad@unics.br)

Avenida Thomaz Flores, 262 Klinik- clínica de especialidades médicas.

Bairro Centro CEP 96815570 Santa Cruz do Sul.

Tel.(051) 30562494.

RESUMO

Objetivos: os objetivos deste estudo são avaliar a qualidade técnica da Tomografia Computadorizada de tórax com baixa dose sem contraste e sem anestesia no diagnóstico de doenças pulmonares em crianças e adolescentes. E descrever as técnicas de redução de dose da radiação.

Materiais e métodos: foram revisadas 86 Tomografias Computadorizadas de tórax realizadas por indicações de doenças pulmonares inflamatórias agudas ou crônicas ou má formação pulmonar em pacientes com idade entre um mês e 18 anos que foram realizadas com dose de radiação abaixo da preconizada pelo ALARA e com filtro de reconstrução interativa sem anestesia ou sedação. Estes exames foram revisados por dois avaliadores independentes e foram avaliados a idade, o sexo, a dose de radiação, a qualidade e o ruído da imagem. As análises das imagens foram quantitativas. As variáveis principais coletadas foram idade, sexo, ROI externo que foi dividido pelo ROI interno na traqueia, a porcentagem de imagens axiais com artefato de movimento, identificação dos brônquios segmentares – 20 segmentos, artérias pulmonares principais e lobares, presença de derrame pleural, visualização da artéria aorta ascendente, traqueia e brônquios principais, cadeias linfonodais paratraqueais e subcarinal. Todas as imagens também foram medidas quanto ao artefato de movimento que foram descritos em porcentagem comparando com o total de imagens. Os dados foram analisados com média, desvio padrão considerando o intervalo de confiança de 95%. Para a análise da correlação foi usado o índice de Spearman considerando como significativo um $p < 0,01$.

Resultados: A visualização da traqueia e dos brônquios principais foi possível em todos os exames tomográficos. Os linfonodos subcarinais foram identificados em 100% das tomografias computadorizadas realizados na bronquiolite e na malformação congênita. Os lobos superior, médio e inferior direito foram visualizados na totalidade dos exames com baixa dose de radiação nos pacientes com suspeita de fibrose cística e bronquiolite. Na malformação congênita os lobos superior e inferior foram visualizados em 100% dos exames. Os segmentos apicais foram identificados em 97,7% das TC na fibrose cística e bronquiolite, e em todas as imagens na malformação congênita. O segmento basilar foi visualizado em todos os casos de fibrose cística. Foi possível visualizar as artérias aorta e pulmonar em todas as análises. Em nenhum exame houve comprometimento da qualidade da imagem. A porcentagem de artefato de imagem foi de 0,3% na fibrose cística, 1,3 % na bronquiolite e 1,1% na malformação congênita. O índice de ruído apresentou média de $45,5 \pm 12,4$ e significância estatística com um $p < 0,01$. A dose DLP em mGy apresentou uma média de 27,5 com DP de $\pm 11,1$. O diagnóstico final foi realizado em 100% das tomografias. A associação entre o DLP e o índice de ruído de imagem apresentou uma correlação igual a 0,351 e associação estatisticamente significativa com $p < 0,01$.

Conclusão A dose utilizada foi significativamente menor do que a utilizada em crianças e permitiu a visualização das estruturas pulmonares em quase todos os pacientes possibilitando o diagnóstico final da fibrose cística, da bronquiolite e das malformações congênitas sem dificuldade de diagnóstico por artefato de imagem.

Unitermos: Tomografia Computadorizada, tórax, baixa dose de radiação, filtro de reconstrução interativa, crianças

Introdução

A Tomografia Computadorizada se tornou o exame de imagem mais importante para análise das estruturas torácicas. Seu maior poder de resolução e possibilidade de aquisição de imagens em várias incidências de forma simultânea permite visualizar alterações que não são identificadas na radiografia unidimensional (1-6). E, em muitos casos, a radiação aplicada é inferior a da radiografia convencional.

Houve um aumento significativo de solicitações de TC nas últimas décadas. Em torno de 62 milhões/ano sendo 4-7 milhões em crianças. (7-9). Por isso a redução de dose na população pediátrica tornou-se uma preocupação devido à sensibilidade à radiação e a longa expectativa de vida com potencial risco de desenvolver câncer. Segundo Brenner(10) nas crianças de um ano de idade o risco atribuível da exposição à radiação de uma TC é de 0,18% (abdominal) e 0,07% na craniana(10) para cada exame realizado.

Em 14% das exposições à radiação a causa é por radiografia. Na Europa e nos Estados Unidos mais de 50% da exposição é por Tomografia Computadorizada (11). Em 2006 de Jong publicou os primeiros dados e, mais recentemente Niemann(5) concluiu que usando protocolos(12) o risco atribuível da incidência de câncer e mortalidade por TC de tórax estimado é baixo para a população pediátrica. Devido a essa preocupação iminente a comunidade radiológica se mobilizou com o objetivo de desenvolver ferramentas para a redução de dose da TC através da conscientização da solicitação do exame e de novas tecnologias como o AEC (controle automático da exposição), o uso de filtros e de baixo kVp(13-17), a adaptação da colimação, o uso de scanner parcial e atualmente métodos de reconstrução interativa. E através desses recursos otimizar (18-23) os parâmetros da relação entre a dose-paciente ajustada pelo tamanho e idade (24-26) com a implantação do ALARA que define a necessidade da realização do exame tomográfico em crianças com a menor dose possível, mas com o desafio de permitir o diagnóstico (27).

O índice de dose da TC (CTDI) é a corrente padrão para realizar a Tomografia Computadorizada. E é o índice mais usado como fator indicador de dose. No entanto é impreciso quanto à dose individual (28).

Menos perfeita, porém mais rápida a análise com o filtro de projeção posterior se tornou o método de reconstrução padrão para o diagnóstico por Tomografia

Computadorizada. O FBP se tornou uma rotina devido à habilidade em gerar estudos tomográficos com qualidade de imagem de maneira mais rápida. Porém os estudos da TC com reconstrução da imagem por filtro podem ser afetados por artefatos de ruído da imagem (29-33). Estas dificuldades fez da reconstrução iterativa a técnica de imagem mais usada porque produz melhor qualidade e menor dose recebida pelo paciente.

A técnica por reconstrução iterativa da imagem é a combinação de vários métodos de reconstrução da imagem (34-38). Os métodos mais sofisticados de reconstrução, ou a combinação entre vários deles, produzem melhor qualidade da imagem sem a necessidade de adquirir outras imagens e, com isso, o paciente receberá menos radiação.

O controle automático da exposição e a reconstrução iterativa híbrida como o ASIR (*Adaptative Statistical Iterative Reconstruction*) são duas técnicas usadas para a redução do ruído. Existem poucos estudos sobre o potencial uso do ASIR em de tórax Tomografias Computadorizadas em crianças (39-42).

Estudos realizados (43-48) mostraram resultados comparáveis ou superiores de qualidade de imagem com reconstrução iterativa em comparação às reconstruções convencionais com filtro de projeção posterior. Prakash(51) concluiu que as imagens por TC com reconstrução iterativa tiveram melhor score na avaliação dos septos interlobulares, da região centro lobular, dos pequenos brônquios e bronquíolos. Também demonstrou superioridade na identificação dos achados patológicos como as reticulações, os pequenos nódulos, os padrões alterados de atenuação e as bronquiectasias. Sabemos que uma redução substancial da dose de radiação com imagem de igual ou superior qualidade é possível. A partir desses dados acreditamos que é possível realizar uma Tomografia Computadorizada de tórax em crianças com a dose de um raio x convencional mantendo a qualidade da imagem. Os objetivos do nosso estudo são avaliar a qualidade técnica da Tomografia Computadorizada de baixa dose no diagnóstico de doenças pulmonares e descrever as técnicas de redução de dose de radiação em crianças sem uso de anestesia.

Análise das Tomografias Computadorizadas

Todas as TC foram obtidas com o paciente na posição supina usando o 16 MDCT scanner (Lightspeed GE Healthcare). Não foi usado contraste intravenoso. Todos os pacientes foram submetidos a uma sequência de três TC sem modificação da posição ou do tempo de exposição. Primeiro usando uma dose ultracurta com 80 kVp e 30 mAs. Os parâmetros de colimação foram de 16x 1,25 mm com um pitch de 1,375 e o tempo de rotação do gantry de 0,5 segundos. Todas as imagens foram reconstruídas com algoritmo de reconstrução interativa (ASIR GE Healthcare) usando um kernel leve de resolução. Todas as imagens foram reconstruídas na orientação transversal com uma fatia de espessura de 1 mm.

A análise de imagem

A análise das imagens foi realizada no pulmão usando configurações de janela (nível de janela, HU -700; largura de janela, 1500 HU), usando um visualizador de PACS (Infinit PiView-STAR, Infinit HealthCare). Os radiologistas não foram autorizados a alterar as configurações de janela para evitar a influência das configurações de janela diferentes para a qualidade de imagem. As imagens também foram medidas quanto a artefato de movimento e foram descritos em porcentagem comparando com o total de imagens.

O ruído da imagem foi definido como o SD da atenuação medida no ar do lúmen traqueal acima do arco aórtico. A atenuação de TC foi medida por um único investigador. Cada ROI foi medido no lúmen traqueal acima o arco aórtico, e o tamanho e a localização do ROI foi mantida constante em toda a série de três imagens. O SD foi medido três vezes e o valor médio foi utilizado na análise.

Avaliação subjetiva

A avaliação da qualidade da imagem subjetiva, foi realizada por dois leitores independentes e cegados (com 15 e 5 anos de experiência em CT torácica, respectivamente). Para todos os conjuntos de imagens (dos quais as informações do paciente e os parâmetros de imagem tinham sido apagadas), foram atribuídos números aleatórios e dados para análise de imagem pelos radiologistas. A qualidade

de imagem foi avaliada pela referência a estruturas pulmonares normais e lesões pulmonares variadas.

Avaliação qualitativa

A avaliação da qualidade de imagem de estruturas do pulmão normal foi avaliada em uma escala de 5 pontos. As estruturas examinadas foram vias aéreas principais, incluindo os brônquios principais e brônquios intermédios, brônquios segmentares e vasos, brônquios subsegmentais e vasos, artérias e veias pulmonares no terço periférico dos pulmões, pleura e espaço subpleural.

Qualidade da imagem

A qualidade da imagem das estruturas pulmonares foi classificada numa escala de 1 a 5, sendo que o 1 representa qualidade de imagem excelente, sem artefato; o 2 representa borramento leve que não compromete a avaliação da imagem; o 3 representa borramento moderado que compromete ligeiramente a avaliação da imagem; o 4 representa borramento severo que compromete a avaliação da imagem e o 5 representa que a qualidade da imagem compromete o diagnóstico devido a presença de artefatos. Os valores 1 e 2 são considerados de qualidade diagnóstica. A soma das classificações serviu como resultado de qualidade da imagem global. A qualidade geral de cada conjunto de imagens de TC foi determinada como sendo de diagnóstica ou não diagnóstica de acordo com as avaliações de qualidade de imagem. Os julgamentos das imagens que incluíram duas ou mais medidas de qualidade de não diagnóstico (escores 3-5) para cada um dos 5 tipos de estruturas normais foram definidos como sem qualidade de imagem para diagnóstico. Também foram medidas todas as imagens com artefato de movimento e descritos em porcentagem comparando com o total de imagens.

A avaliação visual subjetiva foi realizada em 12 categorias de estruturas pulmonares: traqueia e brônquios principais, linfonodos paratraqueais, gânglios linfáticos, linfonodos subcarinais, lobo superior direito, lobo médio, lobo inferior direito, lobo superior esquerdo, lobo inferior esquerdo, segmento apical, basilar, segmento médio, artéria aorta e artéria pulmonar.

A dose de radiação estimada durante a avaliação por Tomografia Computadorizada foi recuperada a partir dos protocolos dos pacientes. O produto dose-comprimento (DLP) foi gravado para cada paciente. A dose de radiação efetiva (em milisieverts) foi estimada multiplicando-se o DLP por um coeficiente de conversão específicas do peito (0,014 mSv/mGy × cm).

Resultados

Foram realizadas 86 tomografias computadorizadas de tórax reconstruídas com algoritmo de reconstrução interativa (ASIR, GE Healthcare) usando um kernel leve de resolução (I40). A média de idade dos pacientes incluídos no nosso estudo foi de 3,8 anos com variação entre 1,33 e 12,3 anos (P25-P75) sendo que 39 (45,3%) eram do sexo masculino (Tab1).

Tabela 1 - Caracterização da amostra

Variáveis	n=86
Idade (meses) – md (P25 – P75)	66 (16 – 147)
Sexo – n(%)	
Masculino	39 (45,3)
Feminino	47 (54,7)

Os exames de tomografia computadorizada mostraram uma média de $45,5 \pm 12,4$ quanto ao ruído de imagem e o percentual de artefatos de movimento teve uma média de 0,8(0-2,9). Quanto à visualização das estruturas a traqueia e os brônquios principais foram vistos em 100% dos pacientes.

Os linfonodos paratraqueais e os linfonodos subcarinais foram visualizados em 97,7% e 100% respectivamente. Os lobos superior e inferior direitos foram visualizados em 100%, o lobo médio em 98,8% (n=86). Os lobos superior e inferior esquerdos foram evidenciados em todos os exames. O segmento apical e o segmento basilar medial foram vistos em 97,7% das tomografias. As artérias aorta e pulmonar foram distinguidas em todas as tomografias analisadas.

A qualidade de imagem em 71 exames (82,6%) foi considerada excelente, a imagem com um borramento leve que não comprometeu a avaliação foi encontrado

em 14 exames (16,3%). O borramento moderado da imagem que comprometeu ligeiramente a avaliação da imagem foi observado em apenas um exame (1,2%).

A dose DLP em mGy apresentou uma média de 27,5 com DP de $\pm 11,1$. O diagnóstico final na fibrose cística foi constatado em 100% dos exames. (Tab.2)

Tabela 2 - Resultados do exame de tomografia

Variáveis	n=86
Índice de ruído – média \pm DP	45,5 \pm 12,4
Porcentagem imagens artefato movimento – md (P25 – P75)	0,8 (0 – 2,9)
Visualização das estruturas – n(%)	
Traqueia e brônquios principais	86 (100)
Linfonodos paratraqueais	84 (97,7)
Linfonodo subcarinal	86 (100)
LSD	86 (100)
LM	85 (98,8)
LID	86 (100)
LSE	86 (100)
LIE	86 (100)
Segmento apical	84 (97,7)
Segmento basilar medial	84 (97,7)
Aorta	86 (100)
Artéria pulmonar	86 (100)
Qualidade de imagem – n(%)	
1. Qualidade de imagem excelente, sem artefato	71 (82,6)
2. Borramento leve que não compromete a avaliação da imagem	14 (16,3)
3. Borramento moderado que compromete ligeiramente a avaliação da imagem	1 (1,2)
DLP dose (mGy) – média \pm DP	27,5 \pm 11,1
Diagnóstico final – n(%)	
FC	44 (51,2)
BO	27 (31,4)
Suspeita de malformação	15 (17,4)

*DP: desvio padrão; P25: percentil 25; P75: percentil 75; LSD: lobo superior direito; LMD: lobo médio; LID: lobo inferior direita; LSE: lobo superior esquerdo; LIE: lobo inferior esquerdo; DLP: dose length product; mGy: milligray; FC: fibrose cística; BO: bronquiólite.

A associação entre o DLP e o índice de ruído de imagem apresentou uma correlação igual a 0,351. Ou seja, uma associação com significância estatística direta com um $p < 0,01$. Quanto maior a dose maior o índice de ruído. (Fig.1)

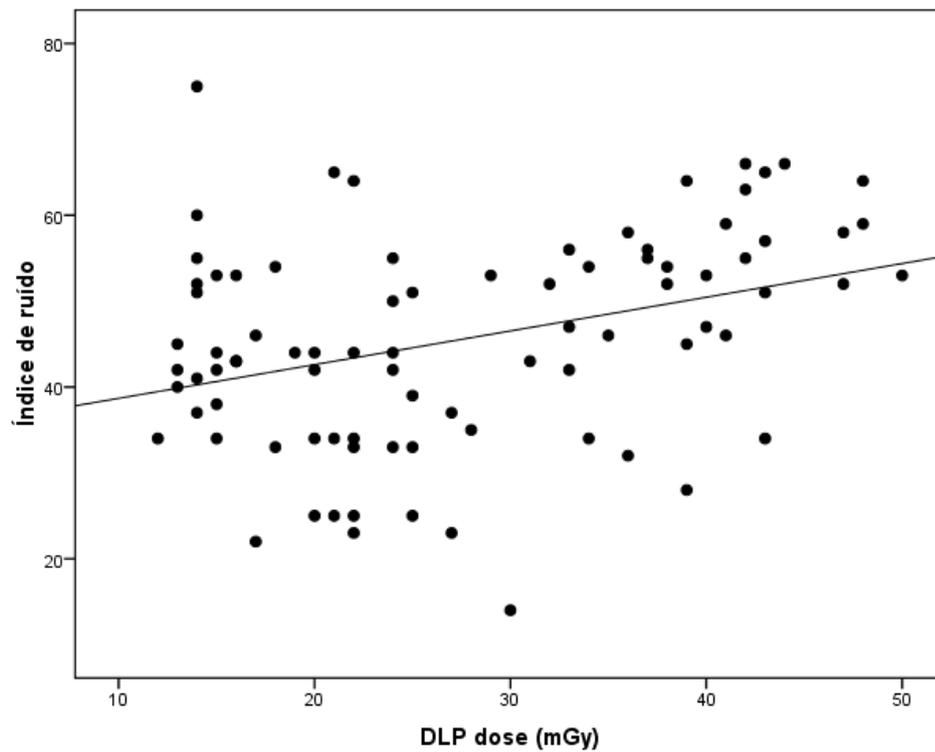


Figura 1. Associação entre dose DLP e índice de ruído ($r=0,351$ $p < 0,01$)

A associação entre dose DLP e porcentagem de imagens artefato de movimento apresentou um índice de correlação de $-0,520$ e significância estatística com $p < 0,001$. Ou seja, a associação foi significativa e inversa. (Fig.2)

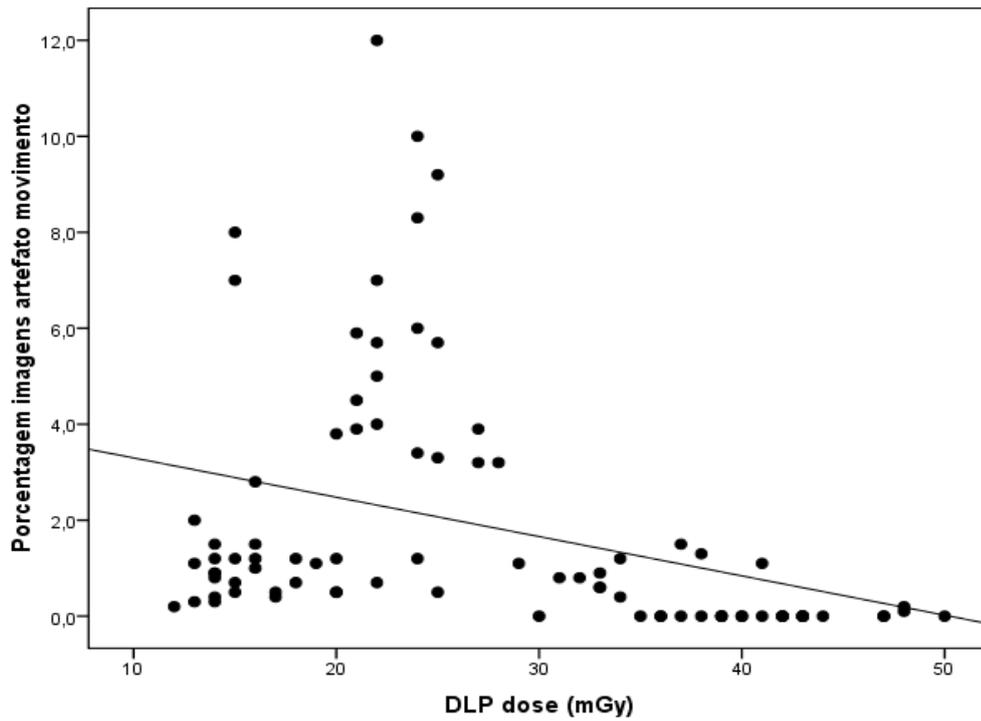


Figura 2. Associação entre dose DLP e porcentagem de imagens artefato movimento ($r_s = -0,520$, $p < 0,001$)

A dose DLP conforme a qualidade de imagem apresentou um $p = 0,884$.

Isso significa que não houve diferença entre as doses conforme a qualidade da Imagem. (Fig.3).

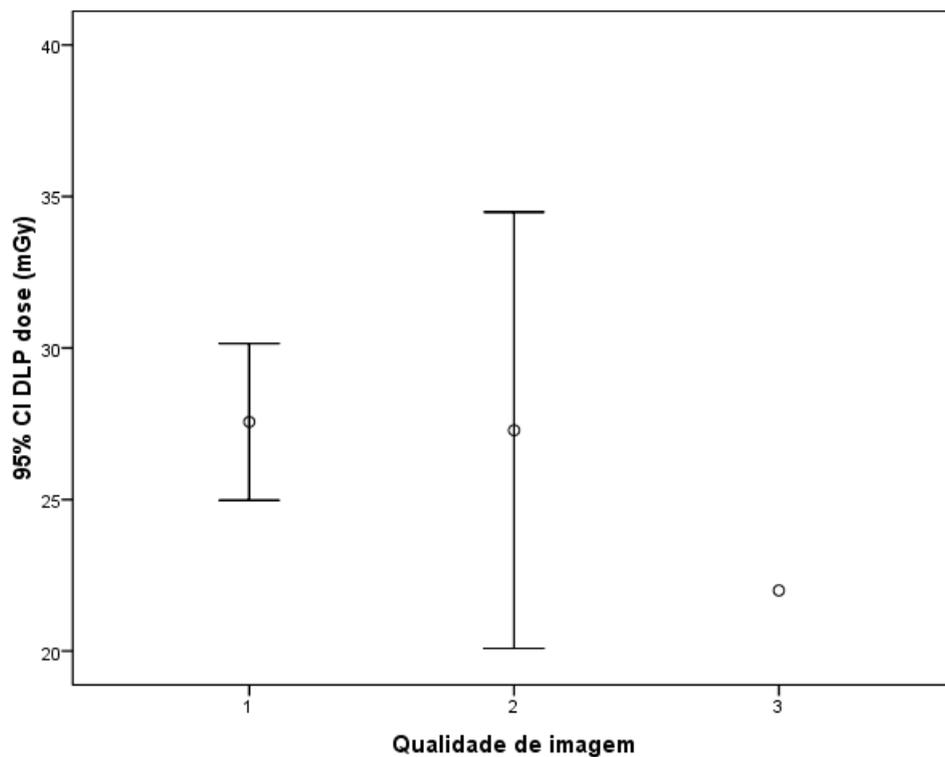


Figura 3. Dose DLP conforme qualidade de imagem ($p=0,884$). Não houve diferença significativa entre as doses conforme qualidade de imagem.

O diagnóstico final das Tomografias Computadorizadas evidenciou fibrose cística em todos os exames com um índice de ruído de $46,6 \pm 13,6$. Em todos os pacientes com diagnóstico de bronquiolite encontramos um índice de ruído de $45,4 \pm 11,3$ e na malformação congênita o índice de ruído constatado foi de $42,9 \pm 10,7$. Sendo observado um $p = 0,612$.

A visualização das estruturas identificou os linfonodos paratraqueais na fibrose cística em 95,5% dos pacientes, na bronquiolite e na malformação congênita foram identificados em 100% dos exames. A traqueia e os brônquios principais foram visualizados em 100% dos pacientes. Assim como o lobo superior, o lobo médio e o lobo inferior direitos nas Tomografias Computadorizadas com baixa dose de radiação nos pacientes com fibrose cística e bronquiolite. Na malformação congênita os lobos superior e inferior direitos foram visualizados em 100% dos exames. Os lobos superior e inferior esquerdos foram identificados em todas as análises por TC. Os segmentos apicais foram vistos em todas as imagens. O segmento basilar apical foi visto na fibrose cística, na bronquiolite e na malformação congênita em 97,7%, 96,3% e 100% respectivamente. Com o $p= 0,747$ no segmento apical e $p= 0,284$ no segmento basilar medial.

As artérias aorta e pulmonar foram distinguidas na totalidade dos exames. Os segmentos apical e basilar medial na fibrose cística, na bronquiolite e na malformação congênita foram vistos em 97,7%, 96,3% e 100% respectivamente. Com o $p= 0,747$ no segmento apical e $p= 0,284$ no segmento basilar medial.

A qualidade de imagem foi excelente em 84,1% dos pacientes com fibrose cística e leve borramento sem comprometer a avaliação em 15,9% dos exames significando que em nenhuma imagem houve comprometimento da qualidade. Na bronquiolite a qualidade da imagem foi excelente em 81,5% presença de borramento sem comprometer a avaliação em 14,8% e somente um caso com discreto comprometimento na avaliação da imagem. Na malformação congênita a percentagem de imagem com excelente qualidade e borramento leve sem comprometimento da avaliação foi conseguida em todos os exames. Com foi possível avaliar todas as imagens com qualidade. O percentual de artefato de imagem encontrado teve a média de 0,3 na fibrose cística, média de 1,3 na bronquiolite e média de 1,1 na malformação congênita. Apresentando significância estatística com um $p < 0,01$.

O DLP dose (mGy) apresentou média e desvio padrão de $30,9 \pm 12,1$ na fibrose cística, $24,9 \pm 9,0$ na bronquiolite e $22,9 \pm 7,9$ na malformação congênita sendo encontrada significância estatística com um $p = 0,009$. Comparando a dose DLP e qualidade de imagem encontramos um $p=0,884$ o que significa que não houve diferença significativa entre as doses conforme qualidade de imagem. Os pacientes com diagnóstico de FC tiveram menor porcentagem de imagens com artefato em movimento e maior dose DLP (Tabela 3).

Tabela 3 - Resultados do exame de tomografia conforme diagnóstico final

Variáveis	FC (n=44)	BO (n=27)	Suspeita malformação (n=15)	p
Índice de ruído – média ± DP	46,6 ± 13,6	45,4 ± 11,3	42,9 ± 10,7	0,612
Porcentagem imagens artefato movimento – md (P25 – P75)	0,3 (0 – 1)	1,3 (0,8 – 3,8)	1,1 (0,4 – 7)	<0,001
Visualização das estruturas – n(%)				
Traqueia e brônquios principais	44 (100)	27 (100)	15 (100)	-
Linfonodos paratraqueais	42 (95,5)	27 (100)	15 (100)	0,376
Linfonodo subcarinal	44 (100)	27 (100)	15 (100)	-
LSD	44 (100)	27 (100)	15 (100)	-
LM	44 (100)	27 (100)	14 (93,3)	0,091
LID	44 (100)	27 (100)	15 (100)	-
LSE	44 (100)	27 (100)	15 (100)	-
LIE	44 (100)	27 (100)	15 (100)	-
Segmento apical	43 (97,7)	26 (96,3)	15 (100)	0,747
Segmento basilar medial	44 (100)	26 (96,3)	14 (93,3)	0,284
Aorta	44 (100)	27 (100)	15 (100)	-
Artéria pulmonar	44 (100)	27 (100)	15 (100)	-
Qualidade de imagem – n(%)				0,666
1. Qualidade de imagem excelente, sem artefato	37 (84,1)	22 (81,5)	12 (80,0)	
2. Borrramento leve que não compromete a avaliação da imagem	7 (15,9)	4 (14,8)	3 (20,0)	
3. Borrramento moderado que compromete ligeiramente a avaliação da imagem	0 (0,0)	1 (3,7)	0 (0,0)	
DLP dose (mGy) – média ± DP	30,9 ± 12,1	24,9 ± 9,0	22,1 ± 7,9	0,009

Discussão

A redução de dose de exposição à radiação na Tomografia Computadorizada tornou-se uma preocupação iminente devido ao aumento importante no número de exames realizados nas últimas décadas. Isso provocou um desafio radiológico que levou ao desenvolvimento de ferramentas com o objetivo de diminuir a dose de radiação sendo as mais significativas o DLP (dose length product), a seleção da corrente automática do tubo e os algoritmos de reconstrução interativa utilizando tempos de reconstrução mais curtos, mas mantendo a qualidade de imagem e o diagnóstico.

A imagem de tórax com modulação automatizada do tubo é vantajosa porque permite identificar as diferentes densidades do tórax e é usada de rotina na prática clínica. A diminuição da corrente do tubo é o método mais direto e efetivo de redução de dose de radiação. Temos conhecimento que a dose de radiação pode ser reduzida na Tomografia Computadorizada de tórax, mas sabemos que precisa ser mais estudada especialmente na população pediátrica com doença pulmonar. Uma vez que a redução da corrente interfere na qualidade de imagem.

A realização de uma Tomografia Computadorizada de tórax com a menor dose possível mantendo a qualidade de imagem sem uso de anestesia ou sedação, permitindo o diagnóstico e ampliando a indicação do exame foi o objetivo do nosso trabalho. A constatação deste protocolo poderá consolidar a Tomografia Computadorizada com baixa dose e reconstrução interativa ASIR como a ferramenta mais usada na avaliação das doenças pulmonares nas crianças e adolescentes. Existem poucos estudos realizados com TC de tórax usando a dose de um raio X convencional e nenhum para detecção de doenças parenquimatosas pulmonares pediátricas.

Encontramos somente um estudo com o uso de dose semelhante a um raio x de tórax em criança nas revisões de literatura. Mas foi realizado para detecção de nódulos pulmonares. Neroladaki (42) avaliou inicialmente o protocolo de dose com redução maior da reconstrução interativa utilizando modelo base da técnica para demonstrar estudos com ultrabaixa dose da Tomografia Computadorizada de tórax e dose de radiação aplicada comparável aos exames de raio X de tórax. O autor concluiu que a reconstrução interativa baseada no modelo permite a detecção de

nódulos pulmonares por Tomografia Computadorizada com ultrabaixa dose de radiação utilizando as incidências posteroanterior (PA) e torácica lateral (perfil).

Recentemente alguns estudos (43-49) estimando o efeito do ASIR em pacientes pediátricos que tem um risco maior de câncer, mostram que este modelo de reconstrução interativa é o primeiro passo para diminuir os riscos de perda da qualidade de imagem. Pois já está estabelecido que a avaliação de dose na TC torácica pediátrica é possível com o uso de reconstrução interativa. Alguns estudos sustentam que o ASIR é importante na técnica de reconstrução interativa da Tomografia Computadorizada porque leva à redução significativa do ruído de imagem independente da dose usada.

Esta tecnologia de pós-processamento que usa a correção interativa a partir de um modelo óptico auxilia na eliminação do problema primário da redução de dose na Tomografia Computadorizada com FBP que é o aumento do ruído de imagem quando há diminuição da dose de radiação.

A reconstrução interativa do ASIR é um sistema superior ao FBP em termos de redução de ruído e artefatos, visto que o FBP não leva em conta certos detalhes como o local real do foco, os tamanhos dos detectores e a localização assim como o ruído do sistema. Comparando o uso do ASIR combinado com FBP e o uso somente do FBP Qi demonstrou que a dose pode ser otimizada obtendo uma média de dose efetiva de 4,25 mSv na combinação e de 8,65 quando foi usado somente o FBP. O ASIR usa informações a partir do FBP combinado com uma matriz algébrica para transformar o valor de cada pixel na imagem num novo valor de pixel. Através de um processo de reconstrução interativa este valor subsequente é comparado com o valor previsto pelo modelo de ruído e após ciclagens sucessivas um valor de pixel ideal é criado.

O ASIR (*Adaptative Statistical Iterative Reconstruction GE Healthcare*) tornou-se a tecnologia de excelência como método de reconstrução interativa. Assim como o SAFIRE (Siemens), o IRIS (Siemens), o ADIR (Toshiba), iDose (Philips) e o VEO (GE Healthcare). Num modelo usando o SAFIRE foi possível manter ou mesmo aumentar a qualidade da imagem, mas não foi possível a detecção das estruturas com baixo contraste quando a dose de radiação foi reduzida. Em nosso estudo demonstramos que é possível realizar uma TC torácica com dose de raio x convencional mantendo a

qualidade de imagem, visto que as estruturas analisadas foram identificadas na quase totalidade dos pacientes com o uso do ASIR.

O sistema ASIR (GE Healthcare) usa o conceito do índice do ruído que é referenciado pelo desvio padrão do número de Tomografias Computadorizadas com a região de interesse num modelo de tamanho específico. O algoritmo é desenhado para manter o mesmo nível de ruído de imagem como atenuação das modificações dos valores de uma rotação para outra. Índices diferentes de ruído de imagem são necessários em pacientes de diferentes tamanhos. O ASIR Mostrou-se superior às técnicas que não usam esta ferramenta para delinear achados patológicos como pequenos nódulos, padrões de atenuação, bronquiectasias e reticulações. Achados esperados na fibrose cística e nas metástases pulmonares.

A reconstrução interativa com ASIR permite realizar a Tomografia Computadorizada de tórax com redução considerável da dose de radiação. A literatura mostrou que a dose média eficaz com o uso da reconstrução interativa diminui em 50% para 1,4 mSv quando é usado contraste e para submilisievert quando não é usado contraste. Mantendo na quase totalidade dos casos estudados, a redução de dose sem perda das qualidades subjetiva e objetiva de imagem. Nossos resultados sugerem que a qualidade de imagem subjetiva pode ser preservada usando ASIR porque esta técnica melhora a detecção dos bordos da lesão. A vantagem mais importante da reconstrução interativa é que a dose de radiação pode ser reduzida a menos da metade e alguns algoritmos podem também melhorar a detecção de baixo contraste com diminuição de artefatos de movimento sem perda da qualidade de imagem e precisão diagnóstica. Também minimiza o ruído de imagem quando são usadas doses baixas de radiação.

Leipsig(48) relatou que na TC de tórax em adultos com reconstrução interativa de imagem a uma mistura de 30% de ASIR e 70% de FBP convencional apresenta melhora na qualidade de imagem e menos ruído de imagem com 28,6% de redução da dose de radiação comparando com as imagens geradas com 100% de FBP.

Um dos parâmetros mais importantes relacionados com a modulação automática do tubo e a qualidade de imagem é o índice de ruído. Quando usamos o FBP é difícil balancear a dose de radiação com a qualidade de imagem. Se for usado um índice de ruído alto conseguimos uma baixa dose, porém simultaneamente

aumentamos o ruído de imagem. E um ruído maior é acompanhado por mais artefato de imagem.

Prakash (42) também validou o ASIR como uma ferramenta importante na redução de dose, relatando que o ASIR foi associado com uma diminuição total de 27,6% na dose efetiva. Quando aumentou o ASIR de 30% para 50% com um índice de ruído de 11 para 15 a qualidade de imagem permaneceu estável e o diagnóstico foi preservado, reduzindo a dose efetiva para 30%. Vorona provou que o uso de 40% ASIR com 38% de diminuição no mAs reduz a radiação nas tomografias computadorizadas de abdômen em pacientes pediátricos com média de 33% de redução considerando o diagnóstico de imagem aceitável.

Nos últimos anos os estudos tem mostrado que focando na modelagem das propriedades do ruído para o objeto escaneado é possível a redução de 32- 65% sem aumentar o ruído na reconstrução da imagem. Os resultados do nosso trabalho mostraram que um índice de ruído alto com uma dose reduzida da corrente do tubo e de radiação geraram imagens com significativa diminuição do ruído sem comprometimento da qualidade de imagem usando ASIR.

Desde que o ASIR se tornou o estado da arte assim como outras reconstruções interativas as análises tem enfocando no ASIR como um método de manutenção de qualidade de imagem associado à redução do tempo de exposição e da dose. Sendo o ASIR mais rápido que o MBIR

Mieville(35)relatou que a reconstrução de imagem na TC cardíaca com 20% e 40% ASIR melhorou a qualidade de nitidez das estruturas cardíacas em criança com uma potencial redução de dose de aproximadamente 20%. Lee realizou o primeiro estudo individual para acessar o potencial uso do ASIR na Tomografia Computadorizada de tórax em criança e provou que um protocolo de baixa dose com ASIR 50% nestes exames levou à redução substancial de dose com manutenção de qualidade de imagens tanto subjetiva como objetiva. Seus achados constataram uma média de dose de 1,84 +-1,05 mSv para avaliar metástases pulmonares em criança.

Recentemente a reconstrução interativa com várias percentagens de ASIR para comparar a visibilidade das estruturas anatômicas para cada percentual e a determinação do melhor protocolo para produzir a melhor qualidade de imagem tem sido testadas. Segundo Prakash(42) o ASIR demonstrou superioridade ao MBIR na

avaliação das estruturas anatômicas pulmonares como fissuras interlobares, paredes brônquicas segmentares e pequenos vasos periféricos. No entanto, a mistura ótima do ASIR não foi ainda determinada na TC de tórax na população pediátrica que apresenta sensibilidade aumentada à radiação devido à imaturidade tecidual com o risco potencial de desenvolver os efeitos por ter maior expectativa de vida, por apresentar suas proporções corporais diferentes e porque frequentemente refazem o exame para diagnóstico.

A implementação de um protocolo com dose da radiação semelhante a do raio X convencional de tórax pode resultar na redução de dose em comparação com a TC de tórax padrão de baixa dose, usando o ASIR e mantendo uma ótima qualidade de imagem que pode ser útil para população de risco como crianças e adolescentes. O nosso estudo auxilia na definição da dose do ASIR para exame tomográfico de tórax pediátrico que poderá ser usada como referência para os algoritmos de reconstrução interativa. Lembrando que as imagens pulmonares permitem o uso de menor dose de radiação em comparação ao restante do corpo devido ao maior contraste do tecido aerado.

Observamos na nossa pesquisa que o diagnóstico radiológico por Tomografia Computadorizada apresentou significância estatística na fibrose cística, bronquiolite e malformações congênitas. Não havendo interferência por artefato de movimento Em nossa pesquisa as estruturas pulmonares foram analisadas na quase totalidade das imagens o que reforça a possibilidade de diagnóstico destas doenças na população pediátrica e adolescentes sem aumento dos riscos da radiação e mantendo a qualidade da imagem. Em nenhum exame houve comprometimento da qualidade de imagem que impossibilitou o diagnóstico final.

Comparando nossos achados com os dados da literatura quando foi usado 80 kVp, o nosso índice de ruído apresentou uma redução maior que 50%. Causando um impacto da reconstrução interativa na acurácia diagnóstica. Diferentemente de alguns estudos que citam o uso de 80kVp como limitador. Nossa investigação dá suporte à habilidade da reconstrução interativa com ASIR na redução de dose da TC torácica em crianças sem comprometimento da qualidade de imagem que é o maior desafio das tecnologias atuais.

A limitação inicial do nosso estudo foi o tamanho da mostra, não fizemos cálculo da amostra por não existir estudo igual ao nosso. Outra limitação é a aplicação dos

resultados na bronquiolite, na fibrose cística e nas malformações congênitas. Para outras doenças serão necessários novos estudos.

Conclusão

A dose utilizada foi significativamente menor do que a utilizada em crianças e permitiu a visualização das estruturas pulmonares em quase todos os pacientes possibilitando o diagnóstico final da fibrose cística, da bronquiolite e das malformações congênitas sem dificuldade de diagnóstico por artefato de imagem. Com isso podemos inferir que é possível obter imagens de qualidade diagnóstica usando ultrabaixa dose na Tomografia Computadorizada com a reconstrução interativa (ASIR) em crianças utilizando a dose de um raio X de tórax.

Referências

1. World Health Organization. The management of acute respiratory disease in children. WHO 2015 Pneumonia Fact sheet N°331 Updated November 2015
 2. Nicholas John Bennett, Russell W Steele, MD Imaging in Pediatric Pneumonia Nov 22, 2015.
 3. Ivanov VK, Kashcheev VV, Chekin SY, Menyaylo AN, Pryakhin EA, Tsyb AF, Mettler FA. Estimating the lifetime risk of cancer associated with multiple CT scans. J Radiol Prot. 2014 Dec; 34(4):825-41.
 4. Guillerman R P. Imaging of Childhood Interstitial Lung Disease. Pediatric Allergy Immunology and Pulmonology., v. 23, n.1, 2010
 5. Niemann T, Colas L, Rose H W, Santangelo T, Faivre J B Jaques, Remy-Jardin R Bremerich J. Estimated risk of radiation-induced cancer from pediatric chest CT: two-year cohort study. Pediatric Radiology 2015;45: 329-33
 6. Siegel D A, King J, Tai E, Buchanan N, Ajani U A, Li J. Cancer incidence rates and trend among children and adolescents in the United States. Pediatrics 2014; 134:e945
 7. Hark A K, Welçnitz C V, Poclén R G, Paulicek W, Sebai D V. Reduction body CT radiation dose: beyond just changing the numbers. AJR 2013:33-40.
 8. Lobo L, Antunes D. CT in infants and children. Eur Journal of Radiology; 2013:1108-12.
-

9. Shahi V, Brinjikji W, Cloft H J, Thomas K B, Kallness D F. Trends in CT Utilization for Pediatric Fall Patients in US Emergency Departments. *Academic Radiology* 2015; 22:898-903.
 10. Brenner David J, Elliston Carl D, Hall Eric J, Berdon Walter E. Estimated Risks of Radiation-Induced Fatal Cancer from Pediatric CT *AJR*:176, February 2001.
 11. Mayo-Smith WW, Hara AK, Maresh M, Sabani DV, Palicek W. Pediatric CT strategies to lower radiation dose. *AJR*:200, May 2013.
 12. Deak Paul D, Smal Yulia, Kalender Willi A. Multisection CT Protocols: Sex- and Age-specific Conversion Factors Used to Determine Effective Dose from Dose-Length Product *Radiology*: Volume 257: Number 1-October 2010
 13. Hara A K, Wellnitz Clinton V, Paden Robert G, Pavlicek William, Sahani Dushyant V. Reducing Body CT Radiation Dose: Beyond Just Changing the Numbers. *AJR* 2013; 201:33-40.
 14. Jee-Eun K, Beverley N. Evaluation of a Radiation Dose Reduction Strategy for Pediatric Chest CT. *AJR* 2010; 194:1188-93.
 15. Chang H L, Jin M G, Hyun J L, Sung-J Y, Chang M P, Eun J C, Jung-G I. Radiation dose modulation techniques in the multidetector CT era: From basics to practice *Radiographics* 2008; 28:1451-9.
 16. Krofh LJ, Geleijns J, Roelofs JJ. Scan time and patient dose for thoracic imaging in neonates and small children using axial volumetric 320-detector row CT compared to helical 64-, 32-, and 16- detector row CT acquisitions. *Pediatr Radiol*. 2010 Mar; 40(3): 294-300.
 17. Geyer L L, Schoepf J U, Meinel F G, Nance J W, Bastarrika Jr G, Leipsic J A, Narinder S P, Rengo J, Laghi A, De Cecco C N., State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques. *Radiology*: v 276, 2015.
 18. Grosser O S, Kupitz D, Rufi J, Czuczvara D, Steffen I G, Fuhman C, Thormann M, Loewenthal D, Jens Ricke, Holger Amthauer. Optimization of SPECT-CT Hybrid Imaging Using Iterative Image Reconstruction for Low-Dose CT: A Phantom Study *Plos one* 2015 Sep 21;10(9):e0138658
 19. Zacharias C, Alessio A M, Otto R K, Iyer R S, Philips G S, Swanson J O, Thapa M M. Pediatric CT: Strategies to Lower Radiation Dose. *AJM Am Roentgenol* 2013; 200(5):950-56
 20. Mc Collough C H, Lengs S, Yu L, Cody D D, Boone JM, Monitt- Gray M F. CT dose index and patient dose: they are not the same thing. *Radiology* 2011;259:311-16
 21. Kubo Pei T, Lin J P, Stiller W, Takahashi M, Kauczor H U, Ohno Y, Hatabu H. Radiation Dose Reduction in Chest CT: A review. *AJR* 2008; 190:335-43.
-

22. Lungren MP, Yoshizumi TT, Brady SM, Toncheva G, Anderson-Evans C, Lowry C, Zhou XR, Frush D, Hurwitz L M. Radiation dose estimations to the thorax using organ-based-dose-modulation AJR 2012 Jul;199(1):65-73.
 23. Dougeni E, Faulkner K, Panayiotakis G. A review of patient dose and optimisation methods in adult and paediatric CTscanning. European Journal of Radiology 81 (2012); e665– e83.
 24. Nievelstein R A J, van Dam I M, Van der Molen A J. Multidetector CT in children current concepts and dose reduction strategies. Pediatric Radiol 2010;1324-44
 25. Sedat A, Martin B, Christoph S, Wuest W, Uder M, Greess H. Dose Reduction in Pediatric Computed Tomography with Automated Exposure Control. Acad Radiol 2011 Jun;18(6):690.
 26. Singh S, Kalrahek M K, Moore M A, Shailan R, Liu B, Toth T L, Grant E, Westra S J. Dose reduction and compliance with pediatric CT protocol adaptative. Radiology 2009; 252:200-8
 27. Kim J E, Newman B. Evaluation of a Radiation Dose Reduction Strategy for Pediatric Chest CT AJR 2010 194(5):1188-93
 28. Leil P, McNeil S M, Gordon C L, Connolly B L. Effective dose in children: association with common complex imaging techniques used during interventional radiology procedures. AJR 2013:1336-44
 29. Greess H, Nömayr A, Wolf H, Baum U, Lell M, Böwing B, Kalender W, Bautz W A. Dose reduction in CT examination of children by an attenuation-based on-line modulation of tube current (CARE Dose). Eur Radiol (2002) 12:1571-6.
 30. Smith-Bindman, R, Moghadassi M, Wilson N, Nelson T R, Boone J M, Cagnon C H, Gould R, Hall D J, Krishnam M, Lamba R, McNitt-Gray M, Seibert A, Miglioretti D L. Radiation Doses in Consecutive CT Examinations from Five University of California Medical Centers. Radiology: V. 277: N. 1-October 2015
 31. Lucia J. M. Kroft & Joost J. H. Roelofs & Jacob Geleijns Scan time and patient dose for thoracic imaging in neonates and small children using axial volumetric 320-detector row CT compared to helical 64-, 32-, and 16- detector row CT acquisitions. Pediatr Radiol (2010) 40:294-300.
 32. Brady S L, Moore B M, Yee B S, Kaufman R A. Pediatric CT: Implementation of ASIR for Substantial Radiation Dose Reduction While Maintaining Pre-ASIR Image Noise. Radiology: Volume 270: Number 1-January 2014
 33. Mc Colloug C H, Chen G H, Kalender W, Leng S, Samei E, Taguchi K, Wang G, Yu L Pettigrew R I., Achieving routine submillisievert CT scanning: Report from the Summit on Management of Radiation Dose in CT. Radiology 2012 264(2):567-80.
 34. Singh S, Mannudeep K. Ka, Gilman M D, Hsieh J, Pien H H, Digumarthy S R, Shepard JA O. Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Technique for
-

- Radiation Dose Reduction in Chest CT: A Pilot Study, *Radiology*: Volume 259: Number 2-May 2011.
35. Mièville FA, Berteloot I, Grandjean A, Ayestaran P, Gudinchet F, Schmidt S, Brunelle F, Bachilld F C, Verdum F R. Model-base iterative reconstruction in pediatric chest CT: assessment of image quality in a prospective study of children with cystic fibrosis. *Pediatr Radiol* 2013; 43:558-67.
 36. Vordhanabhuti V, Loader R J, Mitchell G R, Riordon R D, Roobottm C A. Image quality assessment of standart one low-dose CT using filtered back projection, adaptative statistical iterative reconstruction and movel model- based iterative reconstruction algoritms. *AJR* 2013;200(3):545-52.
 37. Haggerty J E, Smith E A. Kunisaki S M, Dillman J R. CT imaging of congenital lung lesions: effect of iterative reconstruction on diagnostic performance and radiation dose. *Pediatric Radiology* July 2015, Volume 45, Issue 7, pp 989-997.
 38. Kim Y, Kim Y K, Lee S J, Ryu Y J, Lee J H, Chang J. Ultra-low-dose CT of the thorax using iterative reconstruction: evaluation of image quality and radiation dose reduction. *AJR* 2015 Jun;204(6):1197-2002.
 39. Yookyung K, Yoon Kyung K, Bo Eun L, Seok J L, Yon J R, Jin H L, Jung H C. Ultra-low Dose CT of thorax using Iterative Reconstruction: evaluation of image quality and radiation dose reduction. *AJR* 2015;204(6)1197-202.
 40. Singh S, Mannudeep K Kalra K, Gilman M D, Hsieh J, Pien H H, Digumarthy S R, Shepard J A O. Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Technique. *Radiology* 2011;259(2):565-73
 41. Grosser O S, Kupitz D, Rufi J, Czuczvara D, Steffen I G, Fuhman C, Thormann M, Loewenthal D, Jens Ricke, Holger Amthauer. Optimization of SPECT-CT Hybrid Imaging Using Iterative Image Reconstruction for Low-Dose CT: A Phantom Study *Plos one* 2015 Sep 21;10(9):e0138658
 42. Martinsen A C T, Saether H K, Olsen D R, Wolff P A, Skaane P. Improving image quality of low-dose thoracic CT examinations with new postprocessing software. *J Appl Clin Med Phys* 2010;25;11(3):3242
 43. Newman B, Ganguly A, Kim J, Robinson T. Comparison of Different Methods of Calculating CT Radiation Effective Dose in Children. *AJR*:199, August 2012
 44. den Harder A N, Willeminck M J., de Ruiter Q M.B, Schilham A M.R, Krestin Gabriel P, Leiner T. de Jong P A, Budde P.J. Achievable dose reduction using iterative reconstruction for chest computed tomography: A systematic review. *European Journal of Radiology* 84 (2015) 2307–13.
 45. Braun F M, Johnson T R, Sommer W H, Thierfelder K M, Meinel F G. Chest CT using spectral filtration: radiation dose, image quality, and spectrum of clinical utility. *Eur Radiol* 2015 Jun 25(6):1598-606.
 46. Klink T, Obmann O, Heverhagen J, Stork A, Gerhard Adam, Begemann P. Reducing CT radiation dose with iterative reconstruction algorithms: The
-

influence of scan and reconstruction parameters on image quality and CTDI vol. European Journal of Radiology 83 (2014) 1645-54.

47. Christe, A, Heverhagen J, Ozdoba C, Weisstanner C, Ulzheimer S, Ebner L. CT dose and image quality in the last three scanner generations. World J Radiol 2013 November 28; 5(11): 421-9.
 48. Leipsisig J, Nguyen G, Braun J, Sin D, Mayo JR. A prospective evaluation of dose reduction and image quality in chest CT using adaptative statistical iterative reconstruction. 2010;195(5):1095-99.
 49. Singh S, Koloa M K, Shiney-Bhangle A S, Saini A S, Gervais D A, Westra S J, Thrall J H. Radiation dose reduction with hybrid iterative reconstruction for pediatric CT. Radiology; 2012:537-46.
 50. Neroladaki A, Botsikas D, Boudabbous S, Becker C D, Montet X. Computed tomography of the chest with model-based iterative reconstruction using a radiation exposure similar to chest X-ray examination: preliminary observations. European Radiology February 2013, Volume 23, Issue 2, pp 360-6.
 51. Prakash P., Kalra M.K., Digumarthy S.R., et al. Radiation Dose Reduction With Chest Computed Tomography Using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Technique: Initial Experience. Journal of Computer Assisted Tomography, January 2010:34.
-

CAPÍTULO IV

4 CONCLUSÃO

A dose utilizada foi significativamente menor do que a utilizada em crianças e permitiu a visualização das estruturas pulmonares em quase todos os pacientes possibilitando o diagnóstico final da fibrose cística, da bronquiolite e das malformações congênitas sem dificuldade de diagnóstico por artefato de imagem. Com isso podemos inferir que é possível obter imagens de qualidade diagnóstica usando ultrabaixa dose na Tomografia Computadorizada com a reconstrução interativa (ASIR) em crianças utilizando a dose de um raio X de tórax.

ANEXOS

ANEXO 1 - APROVAÇÃO COMISSÃO CIENTÍFICA DO INSCER**SIPESQ**

Sistema de Pesquisas da PUCRS

Código SIPESQ: 6996

Porto Alegre, 2 de maio de 2016.

Prezado(a) Pesquisador(a),

A Comissão Científica do INSTITUTO DO CÉREBRO DO RS da PUCRS apreciou e aprovou o Projeto de Pesquisa "Tomografia Computadorizada de tórax em crianças: Podemos fazer um exame com a dose semelhante a de um raio-x de tórax e sem anestesia?" coordenado por MATTEO BALDISSEROTTO. Caso este projeto necessite apreciação do

Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) e/ou da Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA), toda a documentação anexa deve ser idêntica à documentação enviada ao CEP/CEUA, juntamente com o Documento Unificado gerado pelo SIPESQ.

Atenciosamente,

Comissão Científica do INSTITUTO DO CÉREBRO DO RS

ANEXO 2 - APROVAÇÃO CEP

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE
CATÓLICA DO RIO GRANDE
DO SUL - PUC/RS



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE TORAX EM CRIANÇAS. PODEMOS FAZER UM EXAME COM A DOSE SEMELHANTE A DE UM RAIOS X DE TORAX E SEM ANESTESIA?

Pesquisador: Matteo Baldisserotto

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 56523816.0.0000.5336

Instituição Proponente: UNIAO BRASILEIRA DE EDUCACAO E ASSISTENCIA

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.588.053

Apresentação do Projeto:

Estudo retrospectivo que propõe reanalisar tomografias de tórax já realizadas para avaliar o potencial utilidade de um exame feito com menor radiação e sem anestesia em pacientes pediátricos.

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar a qualidade técnica da Tomografia Computadorizada de baixa dose sem contraste e sem anestesia no diagnóstico de doenças pulmonares em crianças

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Estudo retrospectivo com reavaliação de exames já realizados e revisão de prontuários, sem riscos aos pacientes. Benefício para o conhecimento, exame com potencial de utilização ampla e com diminuição de exposição à radiação para futuros pacientes.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Projeto interessante com potencial, sem riscos significativos aos pacientes por ser retrospectivo

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Adequados

Endereço: Av. Ipiranga, 6681, prédio 40, sala 505
Bairro: Partenon **CEP:** 90.619-900
UF: RS **Município:** PORTO ALEGRE
Telefone: (51)3320-3345 **Fax:** (51)3320-3345 **E-mail:** cep@pucrs.br

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE
CATÓLICA DO RIO GRANDE
DO SUL - PUC/RS**



Continuação do Parecer: 1.589.053

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Sem pendências

Considerações Finais a critério do CEP:

Diante do exposto, o CEP-PUCRS, de acordo com suas atribuições definidas na Resolução CNS n° 466 de 2012 e da Norma Operacional n° 001 de 2013 do CNS, manifesta-se pela aprovação do projeto de pesquisa proposto.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_703760.pdf	14/05/2016 22:00:22		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Termoutilizacao_de_dados.pdf	13/05/2016 08:47:47	Matteo Baldisserotto	Aceito
Outros	Documento_Unificado_do_Projeto_de_Pesquisa_Cristina.pdf	13/05/2016 08:46:30	Matteo Baldisserotto	Aceito
Outros	Carta_de_Aprovacao_da_Comissao_Cientifica_Cristina.pdf	13/05/2016 08:46:08	Matteo Baldisserotto	Aceito
Outros	LinkCurriculoLattes.pdf	13/05/2016 08:45:23	Matteo Baldisserotto	Aceito
Outros	DiretorInscer.pdf	13/05/2016 08:44:56	Matteo Baldisserotto	Aceito
Outros	protocolocpc.pdf	13/05/2016 08:44:36	Matteo Baldisserotto	Aceito
Outros	Apresentacaoprojeto.pdf	13/05/2016 08:44:21	Matteo Baldisserotto	Aceito
Orçamento	Orcamentoaprovadocpc.pdf	13/05/2016 08:43:57	Matteo Baldisserotto	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETOCRISTINAMANERA.pdf	13/05/2016 08:42:33	Matteo Baldisserotto	Aceito
Folha de Rosto	folhaderostocristina.pdf	13/05/2016 08:40:13	Matteo Baldisserotto	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Endereço: Av. Ipiranga, 6681, prédio 40, sala 505
 Bairro: Partenon CEP: 90.619-920
 UF: RS Município: PORTO ALEGRE
 Telefone: (51)3320-3345 Fax: (51)3320-3345 E-mail: cep@pucrs.br

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE
CATÓLICA DO RIO GRANDE
DO SUL - PUC/RS



Continuação do Parecer: 1.588.053

PORTO ALEGRE, 13 de Junho de 2016

Assinado por:
Denise Cantarelli Machado
(Coordenador)

Endereço: Av. Piranga, 6681, prédio 40, sala 505
Bairro: Partenon **CEP:** 90.619-900
UF: RS **Município:** PORTO ALEGRE
Telefone: (51)3320-3345 **Fax:** (51)3320-3345 **E-mail:** cep@pucrs.br



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
Pró-Reitoria Acadêmica
Av. Ipiranga, 6681 - Prédio 1 - 3º. andar
Porto Alegre - RS - Brasil
Fone: (51) 3320-3500 - Fax: (51) 3339-1564
E-mail: proacad@pucrs.br
Site: www.pucrs.br/proacad