

**CENTRO ESTADUAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA PAULA SOUZA  
FACULDADE DE TECNOLOGIA DE BOTUCATU  
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA**

**MARIANA CAROLINA RECHE**

**POSSIBILIDADES DE OTIMIZAÇÃO DE DOSE EM TOMOGRAFIA  
COMPUTADORIZADA ABDOMINAL**

Botucatu-SP  
Fevereiro-2015

**CENTRO ESTADUAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA PAULA SOUZA  
FACULDADE DE TECNOLOGIA DE BOTUCATU  
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA**

**MARIANA CAROLINA RECHE**

**POSSIBILIDADES DE OTIMIZAÇÃO DE DOSE EM TOMOGRAFIA  
COMPUTADORIZADA ABDOMINAL**

Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Ms. Marjorie do Val Ietsugu

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à  
FATEC - Faculdade de Tecnologia de  
Botucatu, para obtenção do título de  
Tecnólogo no Curso Superior de Radiologia

Botucatu-SP  
Fevereiro – 2015

## **Dedicatória**

Dedico este trabalho primeiramente a Deus que me deu a oportunidade de cursar essa faculdade, me fornecendo saúde, sabedoria e esforço para conseguir alcançar esses objetivos.

Segundo lugar minha mãe Vera que sempre esteve ao meu lado me auxiliando com toda a sua atenção e carinho, sendo o meu porto seguro em todas as horas.

Também dedico a minha avó Diva e meu avô Otacílio que tiveram uma grande paciência comigo, sempre me ajudando de sua maneira no que foi possível.

Obrigado por fazerem parte da minha vida e caminharem junto comigo em tudo. Pois sem vocês não teria a metade da capacidade e esforço que tenho hoje. Amo vocês de todo meu coração e sou muito grata por tudo.

## **AGRADECIMENTOS**

*Agradeço primeiramente a minha orientadora Marjorie do Val Ietsugu que teve muita paciência, atenção, carinho e sabedoria para me auxiliar na realização desse trabalho que é muito importante para mim. Agradeço sinceramente por ter me aceitado como orientada e me dar o privilégio de poder contar com uma excelente profissional e pessoa maravilhosa que é você.*

*Também só tenho a agradecer a todos os professores que fizeram parte da minha graduação, por me fornecer todos os seus conhecimentos de vida e profissional para minha formação. Á equipe administrativa e da coordenação que forneceram todos os serviços no momento que precisei.*

*Agradeço a minha amiga Jéssica Fogaça que muito me ajudou dando suporte nas matérias e na vida mesmo. E também a todos os meus familiares no qual amo muito.*

*“Tudo vale a pena quanto a alma não é pequena”.*

**Fernando Pessoa**

## RESUMO

A tomografia computadorizada é uns dos métodos de diagnóstico mais utilizado na atualidade, sendo a tomografia computadorizada de abdome mais solicitada pela equipe médica, mas está acarretando altas taxas de dose aos indivíduos que necessitam desse recurso, sendo necessário a otimização de sua dose. O exame de tomografia abdominal é o segundo exame mais solicitado perdendo apenas para a tomografia de crânio. O mesmo gera altas taxas de dose ao paciente em torno de 8 mSv por exame, enquanto um indivíduo público pode receber 1 mSv ao ano, sendo essa dose extrapolada 8 vezes a mais que se pode receber anualmente. O objetivo deste trabalho é descrever alguns métodos de otimização da dose em tomografia computadorizada (TC) abdominal, visando a adequação de parâmetros no equipamento de TC ou no processamento das imagens. Trata-se de uma revisão de literatura, com dados colhidos entre os anos de 2002 a 2012. Os resultados perante esse estudo foi a modificação da técnica em prática para elaboração do exame, após o processamento da imagem agregar o fator de janelamento e zoom, supressão de uma das fases e a elaboração de um controle de qualidade efetivo. Conclui-se que existem vários parâmetros a serem modificados no equipamento de tomografia e na elaboração do protocolo de TC abdominal, no qual o tecnólogo em radiologia pode a vir modificar e auxiliar. Sendo algumas ferramentas importante na modificação como a técnica radilógica (kV e mAs), a introdução do zoom e janelamento pós aquisição de imagem e a supressão de uma das fases no protocolo de TC abdominal conforme autorização médica.

**PALAVRAS-CHAVE:** Abdome. Dose. Dosimetria. Otimização. Tomografia Computadorizada.

## **ABSTRACT**

A CT scan is a diagnostic method that is in constant technological evolution, being one of the most widely used diagnostic radiology examinations in medicine today. The growth of this technology is having large dose of radiation to the patient, due to its high emission of ionizing radiation, the absorbed dose per examination is 2-20 mSv, is the same as that eight years of exposure to natural radiation (approximately 2.4 mSv per year). The abdominal computed tomography, due to its extensive sweep 12-50 cm is the most prescribed examinations by a medical team. Allowing an overview of the following organs: stomach, liver, spleen, kidney, small intestine, large intestine, and pancreas. Compared to other parts of the body, is the one with the highest dose rate, 8 mSv per examination, therefore, exceeding the dose limit for an individual not exposed in one year. Therefore, the purpose of this review is to inform technologists, technicians and biomedical about the parameters that are found in CT equipment that can reduce the dose to the patient without diminishing the quality of images, improving your view to promote an accurate diagnosis to the patient through the medical literature of these acquisitions.

**KEY WORDS:** Abdomen. Dose. Dosimetry. Optimization. CT.

## LISTA DE FIGURAS

Figura		Página
1	Ilustração do Gantry em TC.....	15
2	Foto do catodo com a presença da capa focalizadora e os focos grosso e fino.....	17
3	Ilustração do anodo giratório com interação dos elétrons.....	17
4	Esquema de um tomógrafo de primeira geração.....	19
5	Ilustração da produção da imagem de um tomógrafo de segunda geração.....	20
6	Esquematização do tomógrafo de terceira geração com a rotação do gantry, da ampola de raios X e arranjo de detectores em 360°.....	20
7	Ilustração de um tomógrafo de quarta geração com um sistema de rotação da ampola de raios x e os detectores estacionários.....	21
8	Ilustração do equipamento de TC helicoidal agregando o movimento da mesa e a ampola de raios X.....	22
9	Aquisição da imagem no tomógrafo multislice sendo possível observar cortes contínuo ilustrado pelos números 1,2,3 e 4.....	22
10	Imagem bidimensional em TC renal com seta indicando aneurisma na artéria renal.....	24
11	Imagem tridimensional em TC renal com seta indicando aneurisma de artéria renal.....	24
12	Artefatos por material de elevado número atômico.....	26
13	Aquisição da imagem em TC abdominal fase sem contraste endovenoso.....	28
14	Aquisição da imagem na fase arterial pós- contraste.....	28
15	Aquisição da imagem em TC abdominal fase portal.....	29
16	Aquisição da imagem em TC abdominal fase de equilíbrio pós- contraste.....	29
17	Aquisição da imagem de TC abdominal fase excretora.....	29

## LISTA DE TABELAS

Tabela	Página
1	Protocolo de abdome superior em tomógrafos helicoidal. .... 30
2	Protocolo de abdome total em tomógrafos helicoidal. .... 31
3	Protocolo de Angiografia do abdome em tomógrafos helicoidal. .... 32
4	Alternativas de otimização de dose em TC abdominal. .... 39

## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

2D- BIDIMENSIONAL

3D- TRIDIMENSIONAL

kV- KILOVOLT

mA- MILIÁMPERE

mA<sub>s</sub>- MILIÁMPERE POR SEGUNDO

ML- MILILITROS

MsV- MILISIEVERT

TC- TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

S- SEGUNDOS

Sv- SIEVERT

## SUMÁRIO

Página

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>12</b>
<b>1.1 Objetivos.....</b>	<b>14</b>
<b>1.2 Justificativa .....</b>	<b>14</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>15</b>
<b>2.1 Princípios da Tomografia Computadorizada .....</b>	<b>15</b>
<b>2.2 Gerações dos Tomógrafos .....</b>	<b>19</b>
<b>2. 3 Processamentos da Imagem em Tomografia computadorizada.....</b>	<b>23</b>
<b>2.4 Qualidade da imagem em TC e Fatores que afetam a qualidade da imagem.....</b>	<b>25</b>
<b>2.5 Protocolo de Aquisição de TC de Abdome .....</b>	<b>26</b>
<b>2.5 Dose estimada em TC de abdome .....</b>	<b>33</b>
<b>3 MATERIAL E MÉTODOS .....</b>	<b>34</b>
<b>4 RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>	<b>35</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>41</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada (TC) é um dos métodos de radiodiagnóstico mais importantes na atualidade, pois possui como diferencial realizar cortes axiais da estrutura analisada mostrando internamente os órgãos e tecidos presentes naquela região de estudo. Com isso sua utilização é crescente, evoluindo de 6,1 a cada 1000 habitantes na década de 70, para 48 em 1000 entre os anos de 1991 a 1996, sendo estes índices maiores na atualidade (PATRÍCIO, 2010).

A evolução da tecnologia contribui para que os equipamentos fiquem mais sofisticados, rápidos e com imagens de alta resolução. Mas como a demanda tecnológica, é imprescindível na sociedade atual que os equipamentos sejam padronizados, sendo cada fabricante responsável pelo seu método de montagem, gerando equipamentos inovadores e também com alguns déficits em determinados parâmetros, como no gerenciamento da dose administrada (CARLOS, 2002). Segundo Patrício (2010) e Carlos (2002), a TC acarreta cerca de 40% da dose coletiva na prática médica, sendo um dos exames que mais faz uso de altas taxas de radiação, perdendo apenas para a radiologia intervencionista.

O exame de TC devido a sua avançada tecnologia e alta qualidade vem sendo o preferido pela equipe médica para fins diagnósticos, por se tratar de um exame fidedigno com riqueza de detalhes, principalmente para abdome por se tratar de uma cavidade com muitos órgãos presentes. Esta região conta com diferentes tecidos e nela está presente o estômago, pâncreas, baço, fígado, rins e intestinos no qual são estruturas acometidas frequentemente por massas malignas e benignas, infecções e entre outras patologias referentes aos órgãos específicos (NARDI, 2003).

Segundo a Comissão Nacional de Energia Nuclear (2014), a dose anual para um indivíduo público é de 1 milisievert (mSv) ao ano, ou seja, para um indivíduo que possui apenas o contato com a radiação natural. Sendo que, o limite de dose para fins diagnósticos não pode ser quantificado, temos como base que um simples exame de TC gera ao paciente uma dose efetiva de 2 a 20 mSv, sendo a do abdome correspondendo a 8 mSv, mostrando como o linear de dose é maior na região em pauta. Mostrando a necessidade de otimização do exame de TC (PATRÍCIO, 2010).

Devido ao depósito da radiação ao tecido, todo indivíduo está exposto a dois tipos de efeitos biológicos: o determinístico e o estocástico. O determinístico ocorre a partir de uma alta taxa de dose mediata, causando a morte celular da região, gerando queimaduras, esterilidade temporária ou permanente e alterações celulares em curto prazo pós-irradiação. E o efeito estocástico que ocorre após longo prazo de exposição com baixas taxas de dose, gerando mutações significativas celulares, como a carcinogênese (D'IPPOLITO; MEDEIROS, 2005).

Sabendo-se que a lei de Alara preconiza que a dose de radiação deve ser tão reduzida quando razoavelmente exequível, sem comprometer a qualidade de diagnóstico, é de suma importância a sua diminuição para evitar a ocorrência dos efeitos citados anteriormente (KIKUTI, et al., 2013).

Estima-se que o índice de câncer decorrente da radiação ionizante nos exames de TC é de 0,2 a 0,7%, em dados levantados no Hospital Israelita Albert Einstein (EINSTEIN, 2009), mostrando que é preocupante o uso inadequado do equipamento devido o número crescente de exame de TC por ano (OLIVEIRA, 2012).

Com base em diversos estudos, foi constatado que existem parâmetros na aquisição das imagens e após o processamento da mesma que podem diminuir a dose do exame de TC abdominal, adequando as ferramentas do equipamento para os diferentes tipos anatômicos, não perdendo a qualidade da imagem para seus devidos fins (MOREIRA; ATTIE; SILVA, 2011) (RODRIGUES, et al., 2012).

Assim com base nesses dados, é importante que os profissionais das técnicas radiológicas tenham ciência da importância da otimização de dose em TC, principalmente a do abdome por ser o segundo exame mais solicitado pela equipe médica, perdendo apenas para TC de crânio. E saiba como ajustar os parâmetros existentes nos equipamentos para promover um exame de qualidade e sem prejudicar o elemento mais importante de todo contexto, o paciente (MOREIRA; ATTIE; SILVA, 2011).

## **1.1 Objetivos**

Descrever alguns métodos de otimização da dose em tomografia computadorizada (TC) abdominal.

## **1.2 Justificativa**

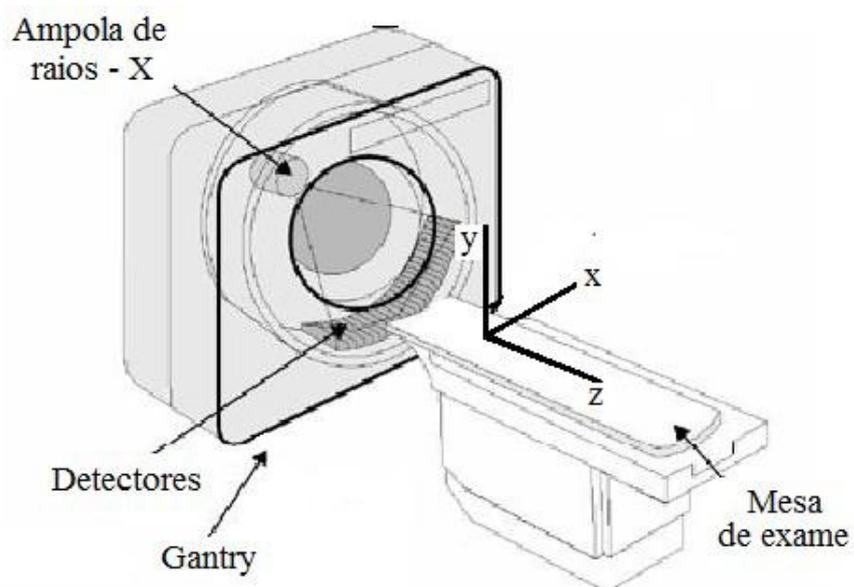
Conscientizar o profissional das técnicas radiológicas sobre o elevado índice de radiação presente em apenas um exame de TC, assim propor métodos para diminuição e melhor adequação da dose para um exame de qualidade e menos riscos ao paciente.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Princípios da Tomografia Computadorizada

O equipamento é constituído basicamente em três partes, a primeira é o gantry que possui uma tampa exterior para melhorar a estética do equipamento e proteção mecânica, suporte de mesa e a mesa. Interiormente possui ampola de raios X, detectores, o gerador de alta voltagem e o suporte mecânico de cada item (Figura 1).

Figura 1 - Ilustração do Gantry em TC.



Fonte: PATRÍCIO (2010)

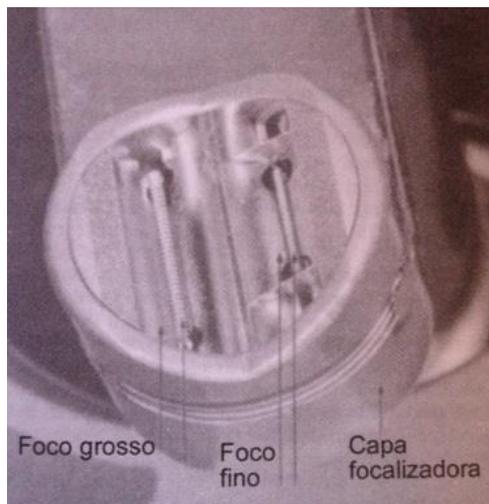
A segunda parte é a mesa de comando, na qual se adequa os parâmetros que serão utilizados para começar a gerar as aquisições das imagens. Por último a mesa de trabalho, a qual após as imagens serem adquiridas são manipuladas e transferidas para algum dispositivo de gravação ou um sistema computacional altamente qualificado para arquivamento (NÓBREGA, 2007).

O gantry possui componentes internos e externos. Os componentes externos são necessários para a proteção e suporte estrutural da ampola de raios X no equipamento, que na TC está presente apenas o invólucro protetor (cabeçote). E internos basicamente são: a ampola de raios x e os detectores (BUSHONG, 2009).

O invólucro protetor que tem a finalidade de barrar a radiação secundária presente na ampola, na qual é emitida em várias direções, e assim direciona para janela o feixe útil de radiação que atingirá a peça a ser estudada. Outra função é a de proteção contra atritos mecânicos e resfriamento da ampola de raios X, que é decorrente de um óleo que se estende pelo tubo gerando seu resfriamento (BUSHONG, 2009).

Os componentes internos são importantes para gerar o feixe de radiação e promover o ambiente propício para formá-los. Como a ampola de raios X que é constituída de metal e possui um ambiente a vácuo em seu interior para promover a propagação dos elétrons para formação do feixe. O primeiro item presente dentro da ampola de raios X é o catodo esse é constituído por duas estruturas: o filamento que gera a emissão termiônica que é a vacância dos elétrons nas camadas adjacentes através do seu aquecimento é composto por uma liga de tungstênio e de tório. E a capa focalizadora, que evita a radiação espalhada através da atração dos elétrons para si; por ser constituída de um elemento metálico de alto número atômico, além da sua forma, tamanho e carga elétrica direcionando os elétrons a uma pequena área focal (Figura 2) (DIMENSTEIN; GHILARDI, 2002).

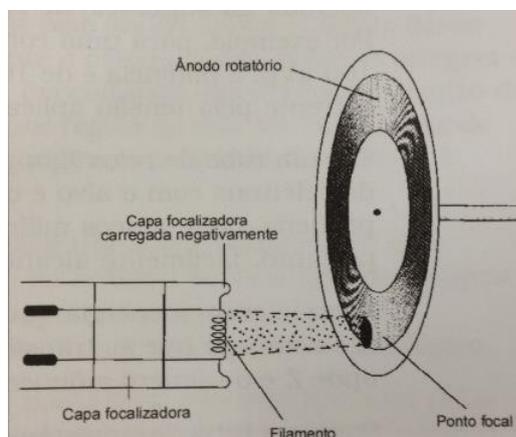
Figura 2 - Foto do catodo com a presença da capa focalizadora e os focos grosso e fino.



Fonte: DIMENSTEIN; GHILARDI (2002).

E o anodo pode ser giratório ou fixo este é utilizado apenas nos equipamentos de radiologia odontológica, e o giratório nos demais equipamentos de imagem que possuem a ampola de raios X. O anodo giratório possui um motor de indução eletromagnética que é constituído por um estator que são eletroímãs que induz um campo magnético e circunda o rotor que é uma peça única presente dentro da ampola de raios X, permitindo uma melhor interação dos elétrons com o alvo. O alvo é composto por tungstênio devido seu alto número atômico, maior ponto de fusão e melhor condutor térmico (Figura 3) (DIMENSTEIN; GHILARDI, 2002).

Figura 3 - Ilustração do anodo giratório com interação dos elétrons.



Fonte: DIMENSTEIN; GHILARDI (2002).

Os detectores presentes no equipamento de TC realizam o processo de aquisição das imagens e são constituídos por um conjunto de cristais cintiladores e fotodiodos. Os fotodiodos são estruturas que convertem luz em sinal elétrico, podem ser constituídos de cristais luminescentes que são a base de iodeto de sódio ou serem por uma câmara de ionização, que são a base de gás nobre. Os detectores com a câmara de ionização são menos eficazes na detecção da imagem, devido a menor quantidade de gás muitas vezes em seu interior. Os luminescentes são os melhores para aquisição da imagem, os atuais são constituídos de cerâmica ou tungstato de cádmio (NÓBREGA, 2007).

O conjunto de detectores é distribuído no arco, onde realiza uma varredura de 360 graus ao redor do paciente, captando todos os feixes úteis que interagem com a matéria. A tecnologia de anéis deslizantes contém escovas constituídas por matérias condutores que realizam a rotação de uma forma interrompida, tornando viável ao exame corte a corte (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010).

A imagem em TC é digital esta tem a função de medir a intensidade da imagem residual, a densidade dessa imagem é medida através de uma escala cujo nome é escala de Hounsfield, onde gera números de - 1000 a +1000 unidades de Hounsfield, correspondendo ao ar e tecidos densos como ossos respectivamente. Através dessa escala, o equipamento, após a varredura, gera uma imagem onde cada ponto traz uma informação sobre a densidade do tecido analisado, este ponto é denominado pixel (NARDI, 2003).

Sendo a TC uma imagem volumétrica é necessário que esse pixel gere um volume, denominado voxel. O arranjo dos pixels entre linhas e colunas é denominado matriz. O valor ideal da matriz é de 512x512, onde abrange diversas informações sobre a peça analisada. Cada informação do pixel é dado por um número de TC, que está relacionado diretamente com o coeficiente de atenuação do tecido a ser examinado (NARDI, 2003).

A equação para o cálculo do número de TC é dado por:

$$\text{Número de TC} = \left[ Kx \left( \frac{\mu_T - \mu_W}{\mu_W} \right) \right] \quad (\text{Equação 1})$$

- $\mu_T$ : Coeficiente de atenuação do tecido em estudo.
- $\mu_w$ : Coeficiente de atenuação da água.

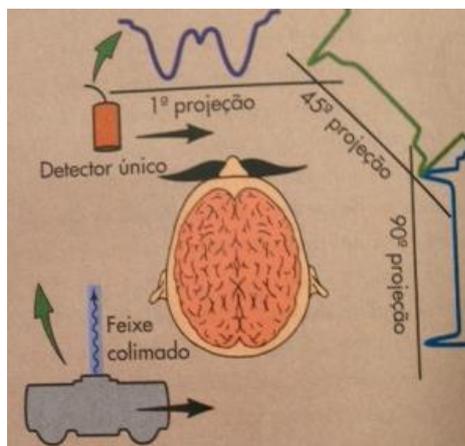
- K: Constante que determina o fator de escala para a faixa de números de TC (BUSHONG, 2010)

Após toda a formulação da imagem, a mesma é encaminhada ao computador do console de operação que, a partir da opção escolhida pelo profissional da radiologia, o sistema desenvolve equações matemáticas produzindo imagens em três ou dois planos conforme a necessidade de diagnóstico que a patologia compete (NARDI, 2003).

## 2.2 Gerações dos Tomógrafos

O primeiro tomógrafo a entrar em operação era constituído por apenas dois detectores e a ampola de raios X, emitindo um feixe único de radiação de aproximadamente 3 x 13mm. A aquisição demorava em torno de 5 minutos para formação da imagem, com movimento de 180 graus e espaçamento de um grau para nova varredura, este equipamento realizava apenas exames de crânio (Figura 4) (PATRÍCIO, 2010).

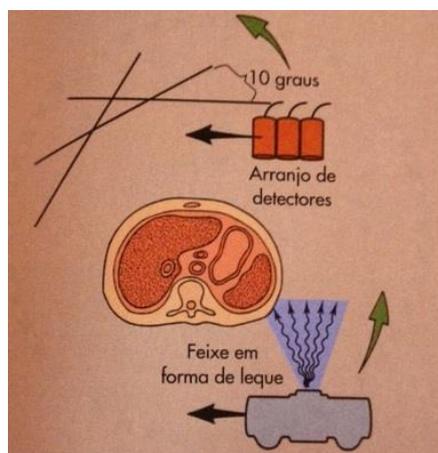
Figura 4 - Esquema de um tomógrafo de primeira geração.



Fonte: BUSHONG (2010).

A segunda geração de tomógrafos possuía 5 a 30 detectores, a ampola de raios X com feixe em fan beam (em forma de leque) (figura 5), tinha menor tempo de aquisição, realizava 18 translações para a formação da imagem. Nessa fase já se realizava exames de outras áreas do corpo. O diferencial dessa fase é o menor tempo em relação à primeira geração, só que gerou o aumento da dose ao paciente (CARLOS, 2002).

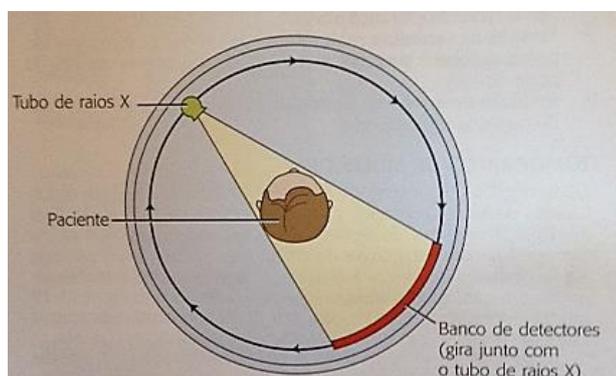
Figura 5 - Ilustração da produção da imagem de um tomógrafo de segunda geração.



Fonte: (BUSHONG, 2010).

A terceira geração tem por diferencial a eliminação do movimento de translação para o de rotação (figura 6), introdução da mesa para movimentação do paciente, sistema com anéis deslizantes permitindo a rotação completa do eixo do paciente. Houve a diminuição de 3 a 5 segundos do tempo para a formação de uma imagem e iniciou-se a reconstrução bidimensional (2D) e tridimensional (3D) devido as imagens começarem a se tornar volumétricas, ou seja, inclusão da ferramenta voxel. A desvantagem desse sistema é a produção de artefatos (NÓBREGA, 2007).

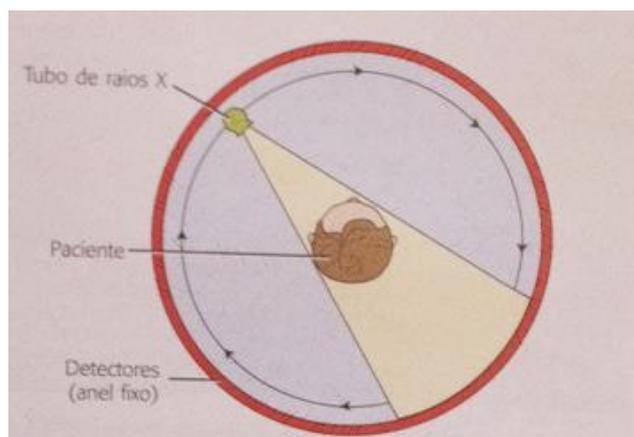
Figura 6 - Esquemática do tomógrafo de terceira geração com a rotação do gantry, da ampola de raios X e arranjo de detectores em 360°.



Fonte: BONTRAGER; LAMPIGNANO (2010).

Com a evolução tecnológica houve a melhora dos equipamentos com o lançamento do tomógrafo de quarta geração (figura 7). Este contava com um sistema mais avançado, com multidetectores estacionários, além da inclusão de uma nova tecnologia denominada spin-ring que são anéis de ligas especiais que fornece a tensão primária do tubo de raios X, sem necessidade de cabos para tal procedimento. O novo tomógrafo proporcionado a diminuição do tempo de exame, gerava cortes finos em questão de segundos, possuía um sistema de dose modulada onde se avalia a espessura do corpo para determinar a corrente do tubo. Além de promover reconstruções em 2D e 3D com alta resolução espacial. Mas esse sistema teve pouco uso devido ao custo elevado do equipamento (NÓBREGA, 2007).

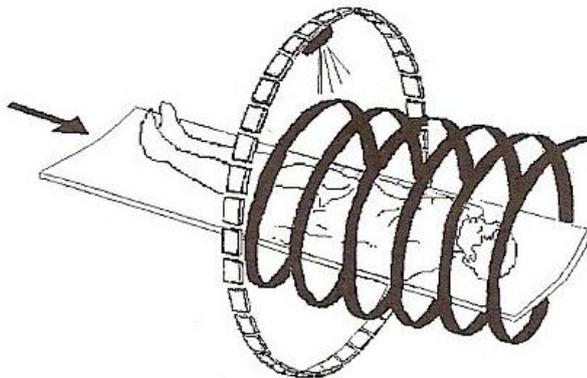
Figura 7 - Ilustração de um tomógrafo de quarta geração com um sistema de rotação da ampola de raios x e os detectores estacionários.



Fonte: BONTRAGER; LAMPIGNANO (2010).

O sistema helicoidal substituiu o equipamento de quarta geração, que manteve a evolução spin-ring. Mas se introduziu novos conceitos como a revolução que é a rotação de 360 graus da ampola e detectores; o pitch que é o deslocamento da mesa através do comando da espessura de corte promovendo a diminuição significativa da dose no tecido analisado; interpolação que gera aquisições da imagem em forma de hélice que eram denominadas imagens helicoidal; e um moderno sistema computacional que armazenava e permitia a reconstrução das imagens com alta resolução e contraste (Figura 8) (NÓBREGA, 2007).

Figura 8 - Ilustração do equipamento de TC helicoidal agregando o movimento da mesa e a ampola de raios X.



Fonte: PATRICIO (2010).

Logo após, o equipamento sofreu algumas mudanças e houve a criação do tomógrafo multislice, que é o tomógrafo dos dias de hoje. Este realiza cortes de 0,75 a 1,5mm de espessura, possui quantidades maiores de detectores onde estes são paralelos e enfileirados entre si no gantry, melhorando ainda mais a imagem e a tornando-as mais próxima do real possível. Conta com um sofisticado sistema computacional, que gera múltiplos cortes em um segundo, além de possibilitar a melhora significativa pós o processamento e durante a aquisição das imagens (Figura 9) (CARLOS, 2002).

Figura 9 - Aquisição da imagem no tomógrafo multislice sendo possível observar cortes contínuo ilustrado pelos números 1,2,3 e 4



Fonte: BONTRAGER; LAMPIGNANO (2010).

### 2. 3 Processamentos da Imagem em Tomografia Computadorizada

O processamento da imagem tomográfica é importante para gerar uma visão tridimensional ou bidimensional da peça anatômica estudada. É elaborada na mesa de comando na qual dispõe de dois computadores, sendo um para registro do paciente e planejamento do exame e o outro para processamento das imagens adquiridas (NÓBREGA, 2007).

Para se obter uma imagem reconstruída são necessários cálculos matemáticos, chamado algoritmo, que são divididos de três formas: a retroprojeção, que gera a imagem do objeto em forma, tamanho e profundidade como o real, mas não é utilizado nos equipamentos atuais, porque além de projetar o objeto em estudo, projeta também as estruturas e tecidos adjacentes dificultando a visualização da imagem final.

O método iterativo realiza uma média dos coeficientes de atenuação obtidos, e realiza a subtração ou adiciona-os para gerar a imagem final. A vantagem desse método é uma imagem mais limpa, sem a presença das estruturas circundantes, mas não é utilizado nos equipamentos frequentemente (NÓBREGA, 2007).

Outro método utilizado e presente em todos os equipamentos atuais é o analítico, sendo dividido em dois métodos: o de análise bidimensional de Fourier, é um método complexo no qual realiza diversos cálculos matemáticos para gerar a imagem, está relacionado com o tempo de aquisição, tornando o console de trabalho (computador) mais veloz. E o outro método é o de retroprojeção filtrada, que consiste na detecção do coeficiente de atenuação, onde realiza-se diversas projeções da peça estudada através de cálculos e após a projeção da imagem como o do objeto, retirando apenas os tecidos e estruturas circundantes (NÓBREGA, 2007).

Para gerar imagens em 2D é necessário fazer a seleção de filtros para reconstrução da imagem, onde estes por sua vez realizam cálculos matemáticos com mais de 250.000 equações para gerar uma imagem em dois planos. Esse processo conta com o mecanismo da retroprojeção filtrada, descrita acima. Essa ferramenta é encontrada a partir dos tomógrafos de terceira geração, tem como importância a demonstração da peça em toda sua extensão, podendo-se observar as patologias e a forma da mesma (figura 10) (BUSHONG, 2010).

Figura 10 - Imagem bidimensional em TC renal com seta indicando aneurisma na artéria renal



Fonte: BONTRAGER; LAMPIGNANO (2010).

Para formação da imagem 3D, é necessária a seleção dos filtros para o cálculo das equações, além da operação chamada reforma multiplanar, onde utiliza uma projeção de intensidade máxima, essa ferramenta proporciona a maior definição e contraste da região de análise. É utilizada nas angiografias para formação e apresentação da vascularização da região. Mas esta técnica gera a perda do volume parcial da imagem não demonstrando a profundidade exata dos vasos analisados (Figura 11).

Figura 11 - Imagem tridimensional em TC renal com seta indicando aneurisma de artéria renal



Fonte: BONTRAGER; LAMPIGNANO (2010).

As reconstruções são importantes para gerar uma imagem semelhante ao real, não sendo necessários procedimentos invasivos. Desse modo, as empresas que fabricam as TC estão modernizando cada vez mais essas ferramentas (CARLOS, 2002).

## **2.4 Qualidade da Imagem em TC e Fatores que Afetam a Qualidade da Imagem**

Vários são os fatores que afetam a qualidade da imagem. O fator de exposição, que pode interferir no contraste da imagem final e a não produção de regiões de interesse devido ao pouco tempo de exposição; a espessura do corte devido à perda da resolução espacial da imagem; movimentação da mesa, pois pode haver falta de informação de alguma região; inclinação do gantry, no qual pode agir para evitar artefatos de movimento involuntários ou respiratórios e a programação de toda extensão do local de interesse. Esses fatores estão diretamente interligados à dose (CARLOS, 2002).

Há ainda, os parâmetros relacionados à reconstrução e apresentação da imagem que são: algoritmos matemáticos que promovem o teor do contraste na imagem; os algoritmos de interpolação que capta todas as funções do gantry, como a rotação e aquisição das imagens; algoritmos de endurecimento do feixe de correção do movimento, para correção dos movimentos voluntários e involuntários; tamanho da matriz interfere na quantidade de informação da imagem quanto maior a matriz mais informação tem a imagem; filtro pós- processamento que amplia e suaviza a imagem final; fator de zoom que amplia a imagem e os parâmetros clínicos como o uso do contraste iodado na indicação clínica e a quantidade de tecido adiposo no paciente (CARLOS, 2002).

Outros casos da perda e qualidade da imagem são a presença de artefatos. Que podem ser gerados por objetos de elevado número atômico, como os metais, que podem estar presos ao paciente geram strikes na imagem final (Figura 12); os artefatos gerados pela falta de calibração dos detectores, denominado artefatos de anel; e o ruído na imagem, que são granulósidades gerados pela grande quantidade de tecido adiposo presente na região estudada, dificultando a interação do feixe e a captação dos detectores. Este tipo de artefato pode ocorrer se fótons de baixa energia sensibilizarem os detectores (NÓBREGA, 2007).

Figura 12 - Artefatos por material de elevado número atômico



Fonte: GARIB et al. (2007).

A falta de controle de qualidade e revisão do equipamento estão diretamente relacionadas com a qualidade da imagem, pois a falta de uniformidade e linearidade na imagem proporcionam um falso positivo ou negativo, sendo necessário a calibração e adequação dos parâmetros como ponto focal, resolução, laser de posicionamento por instituições que realizam o controle de qualidade. Além de calibrações diárias que devem ser realizadas (PINA et al., 2009).

## 2.5 Protocolo de Aquisição de TC de Abdome

O abdome é uma cavidade composta por diversos órgãos, músculos e tecidos. Dentro do peritônio existe a camada de tecido serosa que reveste os órgãos, onde encontra-se: o estômago, o pâncreas, o baço, o fígado, o intestino grosso, o intestino delgado, a bexiga e o útero; retroperitonalmente os rins direito e esquerdo. Possui muitos tecidos entre eles o adiposo o qual quando em excesso dificulta a visualização da porção interna dessa região. Devido apresentar muitas estruturas em seu interior é necessário o contraste das partes para que haja a detecção das patologias a serem diagnosticada, por isso é necessário um meio de contraste o qual deve conter um número atômico elevado para gerar um contraste significativo da estrutura analisada (NARDI, 2003).

O contraste mais utilizado em TC é o iodado não iônico, que atinge as expectativas descritas acima. Pode ser administrado por quatro vias diferentes: oral, venosa, retal e por ostomia em casos especiais. Realiza-se um cálculo para a

administração da dose endovenosa com 1,5 a 2,0 mililitros (ml) por quilograma em adultos e 2ml por quilogramas em crianças, podendo ser manual através de uma seringa diretamente injetando no acesso venoso periférico ou através de uma bomba injetora com velocidade de 2 a 4 ml por segundo e oral é diluído 40ml de contraste por litro de água (NÓBREGA, 2007).

Para realização do exame é necessário que o paciente receba as orientações primárias como: jejum de quatro horas se houver a administração do contraste; o uso de laxantes e antialérgicos, para o preparo do exame ou a intolerância ao iodo respectivamente; retirar objetos metálicos do corpo; e entre outras recomendações, que dependem da especificidade do exame (NÓBREGA, 2007).

Outra forma de contraste utilizada é a água, que possui a denominação de contraste negativo, esse tipo de contraste proporciona a melhor observação de estruturas ocas, como o intestino e estruturas de difícil captação de contraste e atenuação em seu estado normal, como o pâncreas (NÓBREGA, 2007).

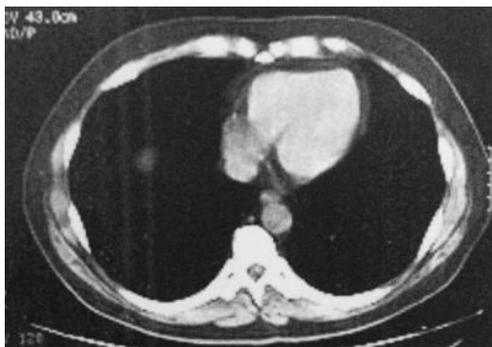
A programação do exame abdominal depende do órgão de interesse, quando se trata de um equipamento espiral o fator espessura de corte e o pitch (deslocamento da mesa) devem ser levados em consideração. Já quando se utiliza equipamentos multislice, a espessura e o pitch não precisam ser selecionados, pois a varredura é automática, sem haver danos na ampola de raios X. O fator janela deve ser manipulado, pois proporciona o contraste da região analisada. Quando o diagnóstico for para observação óssea é necessário à seleção de janela óssea, se for para observação de tecidos e órgãos é necessário à seleção de janela para partes moles e para o pulmão é necessário à janela de pulmão. Assim evidencia a região de análise (CARLOS,2002).

O exame de TC abdominal possui a base de protocolo de TC de abdome superior (tabela 1) só havendo variação nas fases sem contraste iodado endovenoso, que é caracterizada pelos seus respectivos delay, que é o tempo de espera após a administração do contraste para iniciar a varredura. Para o exame de TC de abdome total, é adicionado mais uma fase e aumentado extensão da varredura (tabela 2). A kV (kilovoltagem) para todos os exames é o mesmo, já o mA( miliampere) sofre variação devido ao equipamento e o seu software, no qual deve ser muitas vezes modificado para não gerar doses excessivas aos pacientes. A ferramenta FOV é sempre ajustado conforme a largura do paciente (NÓBREGA, 2005).

Todo exame de TC abdominal possuem de quatro a seis fases para observação do contraste nos tecidos e órgãos em questão. Para protocolo de abdome superior

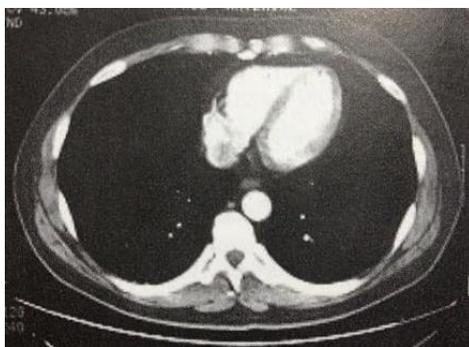
(Tabela 1) utiliza-se quatro fases sendo elas: sem contraste endovenoso (Figura 13), fase arterial onde a iniciação após o delay de 30 a 40 segundos a circulação do contraste endovenoso em vasos arteriais (Figura 14), fase portal que é a visualização do contraste na região hepática após 20 a 30 segundos (s) após a aquisição da fase arterial (Figura 15) e de equilíbrio onde ocorre a visualização do contraste em toda cavidade abdominal (Figura 16). Já para o protocolo de abdome total (Tabela 2) existe a introdução de mais uma ou duas fases depende da patologia a ser analisada, como a fase excretora (Figura 17) com delay de cinco minutos após infundir o contraste e a fase tardia que realiza a aquisição das imagens na bexiga após 10 a 15 minutos após administrar o contraste endovenoso (NADIR, 2003).

Figura 13 - Aquisição da imagem em TC abdominal fase sem contraste endovenoso.



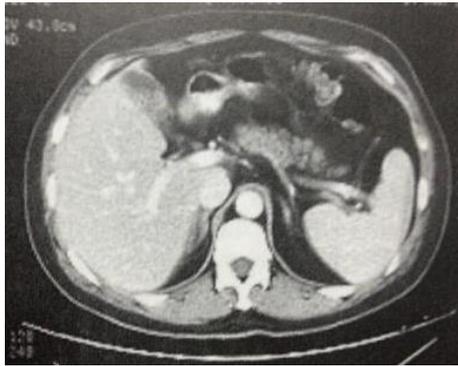
Fonte: NÓBREGA (2007).

Figura 14 - Aquisição da imagem na fase arterial pós- contraste.



Fonte: NÓBREGA (2007)

Figura 15 - Aquisição da imagem em TC abdominal fase portal.



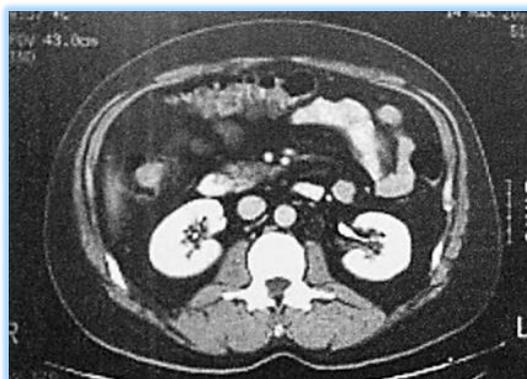
Fonte: NÓBREGA (2007).

Figura 16 - Aquisição da imagem em TC abdominal fase de equilíbrio pós- contraste.



Fonte: KATZ et al. (2012)

Figura 17 - Aquisição da imagem de TC abdominal fase excretora.



Fonte: NÓBREGA (2007).

O scout é realizado antes de iniciar as fases para planejamento do exame. As espessuras de corte são padrão na maioria dos casos, só variando quando for necessária ênfase em um órgão em questão, realizando cortes mais finos no mesmo, geralmente 5x5 mm de espessura e incremento (NADIR, 2003).

Tabela 1 - Protocolo de abdome superior em tomógrafos helicoidal.

<b>Protocolo de Abdome Superior</b>		
<b>Contraste</b>	<b>Iodado não Iônico</b>	
<b>Vias de Administração e Volume</b>	<b>Via oral</b>	<b>Via Endovenosa</b>
	1000ml (40ml de contraste e 960 ml de água)	100 a 150 ml em bomba injetora com velocidade 3ml/s
<b>Posicionamento</b>	<b>Decúbito Dorsal</b>	
<b>Scout em AP</b>	<b>Para planejamento do exame</b>	
<b>Espessura e Incremento do Corte</b>	7x7 ou 5x5 mm da cúpula do diafragma até crista ilíaca (Bifurcação da artéria aorta)	
<b>Fases:</b>		
<b>Fase sem contraste</b>	Varredura inicial para observação da cavidade sem contraste.	
<b>Fase Arterial</b>	Após administração do contraste e delay de 30 a 40 segundos.	
<b>Fase Portal</b>	Delay de 20 a 30 segundos após a aquisição da fase arterial.	
<b>Fase de Equilíbrio</b>	Obtenção do contraste de artérias e veias é necessário delay de 2 a 3 minutos após administração do contraste.	
<b>kV</b>	120	
<b>mA</b>	240	

Fonte: NADIR (2003); NÓBREGA (2005).

Tabela 2 - Protocolo de abdome total em tomógrafos helicoidal.

<b>Protocolo de Abdome Total</b>		
<b>Contraste</b>	<b>Iodado não Iônico</b>	
	<b>Via oral</b>	<b>Via Endovenosa</b>
<b>Vias de Administração e Volume</b>	1000ml (40ml de contraste e 960 ml de água)	100 à 150 ml em bomba injetora com velocidade 3ml/s
<b>Posicionamento Scout em AP</b>	Decúbito Dorsal	
<b>Espessura e Incremento do Corte</b>	Para planejamento do exame 7x7 ou 5x5 mm da cúpula do diafragma até sínfise púbica	
<b>Fases:</b>		
Fase sem contraste	Varredura inicial para observação da cavidade com contraste oral	
Fase Arterial	Após administração do contraste e delay de 30 a 40 segundos	
Fase Portal	Delay de 20 a 30 segundos após a aquisição da fase arterial (figura 14).	
Fase de Equilíbrio	Obtenção do contraste em artérias e veias é necessário delay de 2 a 3 minutos após administração do contraste (figura 15).	
Fase Excretora	Delay de 5 minutos após administração do contraste para observação da função renal (figura 16).	
<b>kV</b>	120	
<b>mA</b>	240	

Fonte: NADIR (2003); NÓBREGA (2005).

O uso de contraste só é dispensado em casos de litíase renal ou observação óssea da estrutura. Na angiografia sempre é necessário realizar reconstrução 2D ou 3D, assim como para litíase renal, mas mantem-se o uso de contraste e o mesmo planejamento dos cortes como nos protocolos anteriores, como mostra na tabela 3 para protocolo de angiografia em tomógrafos helicoidal (NADIR, 2003).

Tabela 3 - Protocolo de Angiografia do abdome em tomógrafos helicoidal.

<b>Protocolo de Angiografia do Abdome</b>	
<b>Contraste</b>	Iodado não Iônico
<b>Vias de Administração</b>	Via Endovenosa
<b>Volume</b>	150 à 200 ml em bomba injetora com velocidade 3ml/s
<b>Posicionamento</b>	Decúbito Dorsal
<b>Scout em AP</b>	Para planejamento do exame
<b>Espessura e Incremento do Corte</b>	5x10 mm para localização da região afetada e após cortes de 3x2 mm da região em estudo (Abdome total ou apenas superior)
<b>Fases:</b>	
<b>Fase sem contraste</b>	Varredura inicial para observação da cavidade sem contraste
<b>Fase Teste</b>	Administrar 10 ml de contraste para observar o delay do vaso analisado
<b>Fase com contraste</b>	Administrado contraste aguardo o delay necessário e após inicia-se a obtenção dos cortes.
<b>kV</b>	120
<b>mA</b>	240
<b>Reconstrução</b>	Realizar reconstrução 2D ou 3D para visualização dos vasos conjuntamente.

Fonte: NADIR (2003).

Os protocolos sofrem alteração quanto ao corte, em casos de equipamentos multislice, este por sua vez realiza cortes de 1,0 a 0,75 mm em toda extensão da região analisada e realiza sua programação automática. Possui um sistema de modulação de dose, que através da espessura do paciente realiza cálculos matemáticos e seleciona o mA necessário para um exame de qualidade, por isso é necessário um criterioso controle de qualidade desse equipamento. Quando se trata desse aparelho apenas se conserva as fases citadas anteriormente com seus respectivos delay e as reconstruções quando necessárias (CARLOS, 2002).

## 2.5 Dose estimada em TC de abdome

A dose presente no exame de TC é denominada dose efetiva, que corresponde “as doses equivalentes ponderadas nos diversos órgãos e tecidos”, a unidade de medida é dada em sievert (Sv). Avalia o quanto de radiação ionizante os órgãos e tecidos estão sendo submetidos a um diagnóstico ou aplicação terapêutica. Um indivíduo público (que não está em contato com a radiação ionizante diariamente) pode receber 1 mSv ao ano (CONSELHO NACIONAL DE MEDICINA NUCLEAR, 2014).

A TC corresponde 3,3% de todos os exames radiológicos, sendo a TC abdominal 15,4% desse total. Com isso comparados os exames tomográficos, a TC abdominal é a que acarreta maior dose ao paciente, perdendo apenas para a TC de crânio. Cada exame de TC abdominal gera de 8 a 20 mSv de dose efetiva para o paciente, mostrando dessa maneira, que um exame como este gera uma dose que deveria ser adquirido em oito ou vinte anos de dose efetiva para um indivíduo público (PATRÍCIO, 2010).

Segundo Rodrigues et al. (2012) a dose de um exame de TC abdominal com duas fases, sem contraste e outra com contraste gera de 4 a 2 mSv por fase, e o exame total corresponde a 13,29 mSv de dose efetiva. E quando mais fases forem precisas, maior será a dose efetiva como pode ser analisada anteriormente.

Por isso são necessários adequar parâmetros e ajustar o funcionamento do equipamento para haver uma otimização considerada dessa dose, diminuindo os riscos biológicos ao paciente devido a radiação ionizante e gerar menos sobrecarga do equipamento de TC (KIKUTE et al., 2013).

### **3 MATERIAL E MÉTODOS**

Trata-se de um estudo sobre otimização de dose em TC abdominal, demonstrando através de uma revisão de literatura a adequação de parâmetros do tomógrafo e a dose de cada exame realizado para sua melhor otimização.

Foram utilizados como métodos de pesquisa revistas, artigos, teses, dissertações, bases de dados científicas como: GOOGLE ACADÊMICO, BIREME E SCIELO e livros na biblioteca da FATEC e UNESP.

O período de levantamento para esse estudo foi de 2013 a 2014. Os textos foram selecionados por categorias e analisados conjuntamente com período de 2002 a 2012.

Para pesquisa foram utilizados os termos: Tomografia Computadorizada, Tomografia Computadorizada Abdominal, Dosimetria e Dose.

#### 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após os esclarecimentos sobre o equipamento de TC, a dose efetiva gerada e forma de aquisição das imagens, podemos entrar em um ponto mais importante do trabalho sobre a otimização da dose na TC abdominal a qual é a segunda modalidade em TC que acarreta maior radiação ao paciente.

A manipulação das ferramentas dos tomógrafos são as peças fundamentais para gerar imagens de boa qualidade e baixas doses ao paciente, sendo imprescindível por parte do profissional operante saber manipular as devidas ferramentas. Uma das ferramentas a serem manipulada com grande sucesso na aquisição da imagem e baixa dose são a kilovoltagem do tubo de raios X e a corrente elétrica do mesmo pelo tempo (mAs), que nada mais são que as técnicas radiográficas para realização do exame. Nos protocolos de rotina do seguinte autor, pode-se obter uma diminuição da dose em exames que utilizam a combinação de: 120 kV com 125 mAs (miliampere por segundo); 100 kV com 200 mAs ; e 135 kV e 100 mAs. Sendo a redução mais eficaz através dessa análise o terceiro protocolo, reduzindo aproximadamente 35 % da radiação proveniente da TC abdominal ao indivíduo (MOREIRA; ATTIE; SILVA, 2001).

Segundo Dalmazo et al. (2010) o ajusta da técnica radiográfica para 130 kV e 65 mAs gera uma redução de 34,3 % da dose no paciente exposto. Assim a variação da técnica de 120 a 130 kV e 65 a 100 mAs, gera a redução de aproximadamente 30 % da dose contida no exame de TC abdominal.

Esse método de otimização referido anteriormente, é uma das formas mais acessível e fácil de ser introduzida no dia a dia, é necessário apenas o treinamento adequado dos profissionais da radiologia para mudar antes das aquisições da imagem esse parâmetro. Outra ferramenta que evita dose em excesso ao paciente é a diminuição da técnica radiológica na elaboração do scout, pois a imagem gerada pelo mesmo não necessita ser de boa qualidade e sim apenas transmitir a visão da região a qual se quer ter acesso no exame.

O terceiro parâmetro importante a ser controlado é o controle automático de exposição, que é modulação da dose da corrente do tubo de raios X através de cálculos realizados pelo software do tomógrafo. Existem três tipos de modulação de dose: a angular, longitudinal e a combinação de ambas, elas por sua vez reduzem cerca de 30 % da dose da radiação proveniente do exame (OLIVEIRA, 2012).

A modulação de dose angular é uma composição do software do equipamento de TC, contido no sistema do controle automático de exposição, este por sua vez reduz 10 % da dose, ele realiza a compensação da dose em órgão que possuem maior atenuação. A modulação longitudinal é contida no mesmo sistema, reelaborando um cálculo através do eixo longitudinal do paciente, onde realiza a compensação da atenuação nos órgãos em função da espessura do corpo do paciente. E a junção de ambas, realizando a atenuação necessária dos três planos do corpo do indivíduo emitindo a dose necessária para cada região de análise (OLIVEIRA, 2012).

O sistema de modulação de dose presente no equipamento de tomografia, vem sendo uma das ferramentas mais modificadas atualmente. Essa tecnologia vem sofrendo grandes mudanças para melhor formulação da dose nos exames, tentando gerar uma imagem de boa qualidade e sem riscos ao paciente. Essa peça importante, deve periodicamente passar por um rigoroso controle de qualidade para que haja seu funcionamento adequado e realize sua função sem erros.

Os tomógrafos modernos contam com a tecnologia do controle automático de exposição, assim quando citado anteriormente quanto devidamente regulado gera exames de baixa dose. Mas dependendo do tipo biofísico do paciente o mesmo não gera bons resultados, extrapolando o limiar de dose aceitável em um exame de TC. Por isso a mudança manual da técnica e a visão do responsável pela elaboração do exame, devem ser colocados em prática a cada dia.

Outro fator relevante é o janelamento e zoom das ferramentas disponíveis no tomógrafo, pois ajuda no contraste da imagem, na melhor resolução e análise de

pequenas alterações, ainda mais da cavidade abdominal que é composta de diversas estruturas. Este fator possibilita a diminuição da técnica sem que haja perda da qualidade da imagem (DALMAZO et al., 2010).

O janelamento e o zoom diminuem o ruído da imagem tornando-a de qualidade para as análises patológicas. A cavidade abdominal conta com muitos tecidos diferenciados e com eles suas respectivas densidades, a visualização das cores de cinza presente na imagem final é de suma importância, pois gera uma hipótese diagnóstica fidedigna ao paciente e eficácia no tratamento de sua doença. Com isso, essa maneira de se otimizar a dose gerando bons resultados e não implica em custo adicional nenhum à instituição.

O pitch pode gerar uma maior dosagem no exame devido ao tempo de exposição, com isso sua diminuição gera uma melhor otimização do exame (OLIVEIRA, 2010). O FOV quando implantado de maneira correta, conforme a espessura do paciente e a região de interesse gera menos radiação ao paciente, assim como a colimação que evita o excesso de radiação e gera uma imagem de melhor qualidade (RODRIGUES et al., 2012).

Outra maneira de haver uma redução considerável da dose na TC abdominal é a supressão de uma das fases dos exames periódicos ou no qual a patologia a ser diagnóstica não a necessite no exame. Assim existe a diminuição do tempo de exposição à radiação no paciente (RODRIGUES et.al, 2012). Além da retirada da varredura inicial, sem contraste, pois em algumas suspeitas diagnóstica essa fase não é relevante sendo sempre necessário o acordo com toda a equipe da instituição (KIKUTI et al., 2013).

A extinção de uma das fases no exame de TC abdominal gera muitos benefícios a instituição e o paciente, pois com a diminuição do tempo de exame gera mais tempo para a elaboração de um novo exame e com isso aumenta o lucro da instituição. Já para o requisito paciente, além da exposição sem necessidade se evita o stress de estar em uma unidade hospitalar e também o risco de contaminação devido aos microrganismos presentes nas unidades hospitalares.

E o último fator importante para a otimização da dose é o controle de qualidade, que avalia todas as funções do tomógrafo, evitando as falhas do sistema e um melhor uso do equipamento.

Os fatores mais priorizados na avaliação da qualidade são: os detectores que devem captar a radiação emitida para que não haja a necessidade de repetição da

varredura e assim menor exposição do paciente; ajuste corretos no sistema de modulação de dose para que mesmo não emita dose maior que o suficiente, sendo uma dos fatores mais importantes atualmente quanto seu controle, pois o melhoramento dessa ferramenta está se tornando indispensável na tecnologia; a uniformidade do campo de radiação; e a linearidade da dose para elaboração do exame (RODRIGUES et al., 2013).

Assim a avaliação da qualidade do tomógrafo é de suma importância na otimização da dose, sendo realizado por empresas especializadas periodicamente. Se o técnico que realiza as funções de elaboração do exame observar diferentes desajustes nos equipamentos a empresa deve ser chamada imediatamente e os exames suspensos até a resolução do mesmo (FURQUIM; COSTA, 2009).

A partir desses parâmetros de formação e qualidade da imagem, podemos obter uma melhora significativa na imagem e uma otimização da dose nos exames de TC promovendo maior benefício ao mais interessado que é o paciente (PINA et al., 2009).

A estimativa é que o aumento de doenças geradas pelo excesso de radiação seja crescente, como o câncer, segundo estudos atuais 1 a cada 1000 pessoas adquiriram essa doença sofrendo a exposição de 10 mSv, pode perceber que um exame de TC pode acarretar a patologia citada (RODRIGUES et al., 2012).

Por isso a modificação dos parâmetros são os métodos mais eficaz na otimização da dose em TC abdominal, devido ser de fácil acesso, aceitação da equipe médica e de baixo custo, pois apenas treinamentos da equipe já a melhora do índice de dose na população que necessita do exame.

A visão do local de trabalho e sua melhoria é função de todos os profissionais presentes, em relação as suas respectivas áreas. Assim os tecnólogos de radiologia, sendo uma formação tecnologia e inovadora devem sempre visar a qualidade de vida dos pacientes em função ao equipamento, pois nosso diferencial é o melhor conhecimento do funcionamento dos mesmos. Por isso, com ajuste consideráveis das funções dos tomógrafos, haverá uma grande redução da emissão de radiação decorrente a uns dos exames de alta dose como o da cavidade abdominal.

Os parâmetros modificáveis no exame de TC abdominal (Tabela 4) são de fácil adaptação e gera uma otimização considerável no exame. O conhecimento do equipamento torna-se imprescindível no devido estudo, por isso a consciência dos profissionais da área para uma melhor capacitação é muito importante para resultados da radiação no paciente.

Tabela 4 - Alternativas de otimização de dose em TC abdominal.

<b>PARÂMETROS PARA OTIMIZAÇÃO DE DOSE EM TC ABDOMINAL</b>	
<b>TÉCNICA RADIOLÓGICA</b>	kV (120 a 130) e mAs (65 a 100)
<b>CONTROLE AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO</b>	O sistema computacional de modulação de dose para aquisição da imagem é uma ferramenta de suma importância, pois através de cálculos matemáticos gera a dose necessária para dada região.
<b>JANELAMENTO</b>	Adequar conforme a região e diagnóstico a ser investigado. Sendo mais frequente a utilização de janela de partes moles, devido a diferença de tecidos da cavidade abdominal.
<b>ZOOM</b>	Conforme a estrutura de análise, sempre realizar a aproximação sem gerar distorção na imagem final.
<b>FOV</b>	Adequação correta do FOV para o início da varredura, proporciona a exposição desnecessária em regiões adjacentes.
<b>PICTH</b>	A diminuição do pitch acarreta diminuição do tempo e com isso menor exposição do indivíduo.
<b>PROTOCOLO</b>	Supressão de uma das fases de aquisição. Geralmente retira-se a fase sem contraste iodado.

## 5 CONCLUSÃO

A otimização da dose em TC abdominal pode ser gerada através da modificação de alguns parâmetros do equipamento e na mudança da formulação do protocolo. As ferramentas que podem ser modificadas é o janelamento, o zoom e a alteração da técnica radiológica para 100 a 120 kV e 65 a 100 mAs proporcionando um exame de qualidade e não expondo o indivíduo a doses elevadas. A alteração do protocolo necessita de autorização médica, mas os estudos indicam que a supressão de uma das fases da TC do abdome reduz a dose do exame em questão.

A melhor solução para redução da dose no exame, é a modificação da técnica radiológica, a introdução das ferramentas zoom e janelamento após a aquisição da imagem, pois é de fácil manipulação do equipamento de TC devido o conhecimento do tecnólogo em radiologia. Sendo necessário apenas o treinamento adequado e a conscientização do mesmo sobre a dose gerada por exame.

## REFERÊNCIAS

- BONTRAGER, K. L.; LAMPIGNANO, J. P. **Tratado de Posicionamento Radiográfico e Anatomia Associada**. In: \_\_\_\_\_. 7<sup>o</sup>ed. Rio de Janeiro. Elsevier Editora Ltda, 2010. 841p.
- BUSHONG, S. C. **Ciência Radiológica para tecnólogos**. Física, Biologia e Proteção. In: \_\_\_\_\_. 9<sup>o</sup> ed. Rio de Janeiro. Elsevier Editora Ltda., 2010. 709p.
- CARLOS, M.T. Formação da imagem de tomografia Computadorizada e radioproteção. **Instituto de Radioproteção/ Comissão de Energia Nuclear**, 25f, 2002. Disponível em:< [http://www.scielo.br/pdf/rb/v45n6/en\\_08.pdf](http://www.scielo.br/pdf/rb/v45n6/en_08.pdf) > Acesso em: 17 de fev. 2014.
- DALMAZZO, J. et al. Otimização da dose em exames de rotina em tomografia computadorizada: estudo de viabilidade em um hospital universitário. **Radiologia Brasileira**, São Paulo, SP, v. 43, n. 4, p-241- 248, Ago. 2010. Disponível em:< <http://www.producao.usp.br/handle/BDPI/7575> >. Acesso em: 23, maio. 2014.
- DIMENSTEIN, R.; GHILARDI NETO, T. **Bases Físicas e Tecnológicas Aplicadas aos Raios X**. In: \_\_\_\_\_. 1<sup>o</sup> ed. São Paulo. Editora Senac, 2002. 79p.
- D'IPPOLITO, G.; MEDEIROS, R. B. Exames radiológicos na gestação. **Radiologia Brasileira**, São Paulo, SP, v.38, n<sup>o</sup> 6, p-447-450, 2005. Disponível em:< <http://www.scielo.br/pdf/rb/v38n6/27222.pdf> >. Acesso em: 04, mar. 2014.
- FURQUIM, T. A. C.; COSTA P. R. Garantia de qualidade em radiologia diagnóstica. **Revista Brasileira de Física Médica**, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, v.3, n<sup>o</sup> 1, p-91- 99, 2009. Disponível em:< [http://files.comunidades.net/professorsiraqui/Garantia\\_de\\_qualidade\\_em\\_radiologia\\_diagnostica.pdf](http://files.comunidades.net/professorsiraqui/Garantia_de_qualidade_em_radiologia_diagnostica.pdf) >. Acesso em: 25, fev. 2014.
- HENWOOD, S. **Técnicas e Prática na Tomografia Computadorizada Clínica**. In: \_\_\_\_\_. 1<sup>o</sup> ed. Rio de Janeiro. Editora Guanabara Koogan, 2003. 114p.
- KATZ, D. S. et al. Imaging of abdominal pain in pregnancy. **Radiologic Clinics of North America**. Oxford, v. 50, p- 149-171, 2012. Disponível:< <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0033838911001497> >. Acesso em: 13, set. 2014.

KIKUTI, C. F. et al. Estimativa de dose em exames de tomografia de abdome com base nos valores de DLP. In: Latin American IRPA Regional Congress on Radiation Protection and Safety, IX, 2013, Rio de Janeiro. **Sociedade Brasileira de Proteção Radiológica**, Rio de Janeiro, Abr, 2013. 12f. Disponível em:< <http://www.sbpr.org.br/irpa13/AnaisdoIRPA2013/Radioprotecciondelpacientetrabajador esmiembrosdelpublicoymedioambiente/3255.pdf> >. Acesso em: 18, fev. 2014.

MOREIRA, L.; ATTIE, M. R. P.; SILVA, F. A. R. Avaliação da Dose e Otimização dos parâmetros em Tomografia Computadorizada de Abdômen. **Internacional Nuclear Atlantic Conference- INAC**, Belo Horizonte, Minas Gerais, p. 24-28,out.2011. Disponível em: <[http://www.inac2011.com.br/admin/\\_m2brupload/arquivos\\_trabalhos\\_arquivos/4432/INAC%202011%20corre%C3%A7%C3%A3o.pdf](http://www.inac2011.com.br/admin/_m2brupload/arquivos_trabalhos_arquivos/4432/INAC%202011%20corre%C3%A7%C3%A3o.pdf) > Acesso em: 18 fev, 2014.

NARDIR, A.G. **Técnica e Prática na Tomografia Computadorizada Clínica**. 1 ° ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A, 2003.

NOBREGA, A. I. **Manual de Tomografia Computadorizada**. Série Tecnológica em Radiologia Médica. In: \_\_\_\_\_. 1°ed. São Paulo. Editora Atheneu, Centro Universitário São Camilo, 2005. 110p.

OLIVEIRA, L. C. G. **Estimativa da exposição à Radiação de Pacientes Submetidos à Angiografia Coronariana por Tomografia Computadorizada**. 2012. 101f. Tese (Doutorado em Engenharia Nuclear) – Faculdade Instituto Alberto Luiz Coimbra. Universidade Federal do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro. 2012. Disponível em: < <http://www.con.ufrj.br/DScTeses/teses2012/Tese%20Larissa%20Oliveira.pdf> >. Acesso em: 18, fev. 2014.

PATRÍCIO, A. P. S. M., **Medição dos níveis de Referência de diagnóstico em Tomografia Computadorizada para exames do Abdômen**. 2010. 89f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédicas)- Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade de Nova Lisboa. Nova Lisboa. Lisboa. 2010. Disponível em:< >. Acesso em: 23, jul. 2014.

PARENTE, D. B. O risco da radiação no uso indiscriminado da tomografia computadorizada. **Radiologia Brasileira**, São Paulo, SP, v.46, n. 2, p. 5-6, 2013. Disponível em:< [www.scielo.br/pdf/rb/v46n2/01.pdf](http://www.scielo.br/pdf/rb/v46n2/01.pdf) >. Acesso em: 04, ago. 2014.

PIMENTEL, J. et al. Otimização de Dose em Exames de Pacientes Adultos em um Serviço de Tomografia Computadorizada. In: Congresso Brasileiro de Física Médica, XVIII, 2013, São Pedro, São Paulo. **Associação Brasileira de Física Médica**, Florianópolis, Santa Catarina, 2013. P. 235- 237.

PINA, D. R., et. al. Controle de Qualidade e Dosimetria em equipamentos de Tomografia Computadorizada. **Radiologia Brasileira**, São Paulo, SP, v.42, n. 3, p. 171-177, 2009. Disponível em:< <http://www.scielo.br/pdf/rb/v42n3/v42n3a10>> Acesso em: 17 Fev. 2014.

RODRIGUES, S. I. et.al. Estudo da Dose nos Exames de Tomografia Computadorizada Abdominal em um equipamento de 6 cortes. **Radiologia Brasileira**, v.45, n. 6, p.326-333, 2012. Disponível em :< [http://www.scielo.br/pdf/rb/v45n6/en\\_08.pdf](http://www.scielo.br/pdf/rb/v45n6/en_08.pdf)> Acesso em: 17 fev. 2014.

YVES, T. L. A. S. et al. Otimização da relação dose x ruído na imagem em protocolos de tomografia computadorizada de crânio pediátrico. **Revista Brasileira de Física Médica**, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, v.4, n<sup>o</sup> 1, p- 11- 14, 2010. Disponível em:<[www.abfm.org.br/rbfm/publicado/rbfmv4n1\\_p11-4.pdf](http://www.abfm.org.br/rbfm/publicado/rbfmv4n1_p11-4.pdf)>. Acesso em: 25, fev. 2014.

ZENÓBIO, M. A. F.; SILVA, T. A. Metodologia para medida da dose absorvida em pacientes submetidos a exames tomográficos para o planejamento de implantes dentais. Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, Belo Horizonte, MG. 2004. 4f. Disponível em:< <http://www.abfm.org.br/c2004/trabalhos/wepo333.pdf>>. Acesso em: 12, mar. 2014.