



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

**FELIPE FAVARO CAPELETI**

**ESTUDO DA DOSE EFETIVA, RAZÃO SINAL-RUÍDO E RAZÃO  
CONTRASTE-RUÍDO EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA  
DE MÚLTIPLOS DETETORES**

Botucatu

2010

FELIPE FAVARO CAPELETI

**ESTUDO DA DOSE EFETIVA, RAZÃO SINAL-RUÍDO E RAZÃO  
CONTRASTE-RUÍDO EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA  
DE MÚLTIPLOS DETETORES**

Monografia apresentada ao Instituto de  
Biociências da Universidade Estadual  
Paulista “Júlio de Mesquita Filho”,  
Campus de Botucatu, para obtenção do  
título de Bacharel em Física Médica.

Orientadora: Denise Yanikian Nersissian  
Supervisor: José Ricardo de Arruda Miranda

Botucatu  
2010

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.  
DIVISÃO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP  
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: *ROSEMEIRE APARECIDA VICENTE*

Capeleti, Felipe Favaro.

Estudo da dose efetiva, razão sinal-ruído e razão contraste-ruído em tomografia computadorizada de múltiplos detetores / Felipe Favaro Capeleti. – Botucatu, 2010

Trabalho de conclusão de curso (bacharelado – Física médica) – Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu, 2010

Orientador: Denise Yanikian Nersissian

Supervisor: José Ricardo de Arruda Miranda

Assunto CAPES: 20000006

1. Tomografia computadorizada. 2. Diagnóstico radioscopio.

Palavras-chave: Dose efetiva; Qualidade da imagem; Radiodiagnóstico; Tomografia computadorizada.

## AGRADECIMENTOS

---

A toda minha família, Regina, Emerson, Carolina por acreditarem no meu potencial, por todo amor, ensinamentos e me ajudarem nesta batalha incentivando-me a cada dia. Aos meus avós, Helena e Norival, que sempre me ajudaram com seus carinhos e paciência. E aos meus tios, Ricardo, Marluci e Renato.

A minha namorada, Clariane por fazer este difícil caminho ficar um pouco mais fácil, com seu amor, carinho, apoio e também, pela grande paciência de ficarmos longe este tempo todo.

A IV Turma de Física Médica da UNESP-Botucatu, em especial aos meus grandes amigos Alexandre, Ângelo, Brunno, Daniel e Matheus que são minha segunda família.

A todos os amigos do IEE (Instituto de Eletrotécnica e Energia da USP), Denise, Tânia, Allan, Givaldo, Ricardo, Leandro e Camila, por todo o ensinamento ao longo destes seis meses que ajudaram a crescer profissionalmente e pessoalmente. Pelo ambiente de trabalho gostoso que tornou meu estágio muito prazeroso. Em especial a Dra. Denise Yanikian Nersissian e Dra. Tânia A. C. Furquim que me ajudaram muito neste trabalho e pela oportunidade de trabalhar com vocês e com sua equipe. E também minha amiga de estágio Mariana.

Ao pessoal da UNESP de Botucatu, José Ricardo, Diana, Fabiano, William, Murilo, Paulo e Matheus por todo o acompanhamento, conselhos e ajuda durante meu estágio em Botucatu, que foi muito importante como primeiro contato com a vida acadêmica. Em especial ao José Ricardo de Arruda Miranda e Diana Rodrigues de Pena Miranda por acreditarem em mim e me proporcionarem a oportunidade do estágio no IEE.

Aos técnicos entrevistados no INRAD e ICESP, por que sem estes resultados não poderia continuar meu trabalho.

“Por aqui, contudo, não olhamos para trás por muito tempo. Seguimos em frente, abrindo novas portas e fazendo coisas novas... e a curiosidade nos conduz a novos caminhos.”

(Walt Disney)

## RESUMO

A tomografia computadorizada desde sua descoberta é uma modalidade de diagnóstico muito utilizada. Entretanto, esta modalidade entrega doses relativamente altas a seus pacientes e com o rápido avanço tecnológico, houve a necessidade de otimizar as doses utilizadas e assegurar a qualidade das imagens por meio de um programa de garantia de qualidade. Este trabalho propôs intercomparar os Índices de Dose em Tomografia Computadorizada ( $CTDI_w$ ) e dose efetiva com componentes de qualidade da imagem, a Razão Contraste-Ruído (RCR) e a Razão Sinal-Ruído (RSR), e um fator de qualidade (Q) deduzido pelo modelo de Rose para dois grupos de equipamentos de tomografia computadorizada. O primeiro grupo era composto por equipamentos que apresentavam 10 e 16 fileiras de detetores e o segundo grupo que apresentavam entre 40 e 320 fileiras de detetores, para os protocolos de crânio e abdômen. Também, realizou-se uma comparação entre diferentes parâmetros selecionáveis nos protocolos do tomógrafo computadorizado Philips Brilliance 16. Os resultados do grupo 1 para  $CTDI_w$ , dose efetiva, RSR e RCR mostraram variações de 28 %, 33 %, 37 % e 32 %, respectivamente para o protocolo de crânio, e 21 %, 27 %, 43 % e 37 %, respectivamente para o protocolo de abdômen. Os resultados do grupo 2 para  $CTDI_w$ , dose efetiva, RSR e RCR mostraram variações de 15 %, 26 %, 36 % e 34 %, respectivamente para o protocolo de crânio e 8 %, 13 %, 50 % e 60 %, respectivamente para o protocolo de abdômen. Já a comparação entre os dois grupos, mostrou que apesar de possuírem configurações tão diferentes, podem ser obtidos níveis semelhantes de doses entregues aos pacientes, considerando-se as incertezas associadas a esta medição. Os resultados da comparação entre diferentes parâmetros selecionáveis no tomógrafo computadorizado Philips estão dentro do esperado.

**Palavras-chave:** dose efetiva, qualidade da imagem, radiodiagnóstico, tomografia computadorizada.

## ABSTRACT

Since discovery, computed tomography is a widely used diagnostic modality. However, this modality imparts relatively high doses to the patients and with fast technological advancement, it is necessary optimize the doses used and ensure the quality of the images through a quality assurance program. This work intended to compare Computed Tomography Dose Index ( $CTDI_w$ ) and effective dose with components of image quality: the Contrast-to-Noise Ratio (CNR) and Signal-to-Noise Ratio (SNR), and a quality factor (Q) deduced by the Rose model for two groups of computed tomography units. The first group was composed by equipments with 10 up to 16 slices and the second one presented 40 up to 320 slices detectors, for the protocols of head and abdomen. It was realized a comparison between different selectable parameters in the protocol of a Philips Brilliance 16, too. The results of the first group to  $CTDI_w$ , effective dose, SNR and CNR showed variations of 28%, 33%, 37% and 32% respectively for head protocol, and 21%, 27%, 43% and 37% respectively for abdomen protocol. The results of the group 2 to  $CTDI_w$ , effective dose, SNR and CNR showed variations of 15%, 26%, 36% and 34% respectively for the head protocol, and 8%, 13%, 50% and 60% respectively for abdomen protocol. The comparison between both groups demonstrated similar levels of doses impartation to patients though having so many different configurations, if the uncertainties associated with this measurement were considered. The results of the comparison between different parameters in the Philips Brilliance 16 scanner were in agreement with expected.

**Keywords:** *effective dose, image quality, radiodiagnostic, computered tomography.*

## L1STA DE F1GURAS

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <i>Figura 1: Ilustração dos componentes mínimos para a produção de raios X<sup>8</sup>.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        | 14 |
| <i>Figura 2: Radiação bremsstrahlung surge das interações de energia dos elétrons com o núcleo do átomo do alvo<sup>8</sup>.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                   | 15 |
| <i>Figura 3: Geração de raios X característico em um átomo do alvo na seguinte sequência: (1) O elétron incidente interage com a camada K do átomo. (2) Um elétron da camada K é removido deixando uma lacuna nesta camada. (3) Um elétron de outra camada preenche a vaga. (4) Um fóton característico é emitido com uma energia igual à diferença entre as energias de ligação das duas camadas<sup>8</sup>.</i> | 15 |
| <i>Figura 4: Espectro de raios X, com os picos de bremsstrahlung e característico com tensão de 100 kVp e filtração inerente<sup>8</sup>.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                      | 16 |
| <i>Figura 5: Geometria dos tomógrafos de primeira geração adaptados<sup>3</sup>.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               | 17 |
| <i>Figura 6: Geometria dos tomógrafos de segunda geração adaptados<sup>3</sup>.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | 17 |
| <i>Figura 7: Geometria dos tomógrafos de terceira geração adaptados<sup>2</sup>.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               | 18 |
| <i>Figura 8: Geometria dos tomógrafos de quarta geração adaptados<sup>3</sup>.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 | 18 |
| <i>Figura 9: Geometria dos tomógrafos de quinta geração adaptados<sup>3</sup>.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 | 19 |
| <i>Figura 10: Geometria dos tomógrafos de helicoidais adaptados<sup>3</sup>.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | 19 |
| <i>Figura 11: Diagrama geométrico dos detetores de tomografia computadorizada de fileira de detetores<sup>12</sup>.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                            | 21 |
| <i>Figura 12: Diferentes configurações de detetores<sup>12</sup>.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              | 21 |
| <i>Figura 13: Esquema ilustrativo da formação de imagens em um sistema tomográfico<sup>13</sup>.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                               | 22 |
| <i>Figura 14: Ilustração da atenuação de um feixe de raios X monoenergético em um material homogêneo (imagem da esquerda) e um material heterogêneo (imagem da direita)<sup>13</sup>.</i>                                                                                                                                                                                                                          | 23 |
| <i>Figura 15 – Representação do perfil de dose CTDI.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           | 27 |
| <i>Figura 16: Ilustração do objeto simulador dosimétrico.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      | 27 |
| <i>Figura 17: Objeto simulador de medição colocado no centro do tomógrafo com câmara de ionização tipo lápis inserida no orifício central (a), imagem tomográfica correspondente (b).</i>                                                                                                                                                                                                                          | 33 |
| <i>Figura 18: (a) Catphan® 500 e (b) diagrama do Catphan® 500.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 | 34 |
| <i>Figura 19: Diagrama representativo do módulo de uniformidade do Catphan® 500<sup>21</sup>.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  | 34 |
| <i>Figura 20: Diagrama representativo do módulo de resolução de alto contraste do Catphan® 500<sup>21</sup>.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | 35 |
| <i>Figura 21: Diagrama representativo do módulo de resolução de baixo contraste do Catphan® 500<sup>21</sup>.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                  | 36 |
| <i>Figura 22: Diagrama representativo do módulo (CTP401) do Catphan® 500<sup>21</sup>.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         | 37 |
| <i>Figura 23: Representação das ROIs para o cálculo da uniformidade.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           | 40 |
| <i>Figura 24: Representação da medição do sinal e ruído na seção de baixo contraste do Catphan 500<sup>21</sup>.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                               | 41 |
| <i>Figura 25: Resultado do CTDI<sub>w</sub> medido e respectivas incertezas, do protocolo de crânio para o grupo 1.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                            | 46 |
| <i>Figura 26: Resultado da RSR, RCR, dose efetiva e Coeficiente Q do grupo 1 para o protocolo de crânio.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 47 |
| <i>Figura 27: Resultado do CTDI<sub>w</sub> medido e respectivas incertezas, do protocolo de crânio para o grupo 2.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                            | 48 |
| <i>Figura 28: Resultado da RSR, RCR, dose efetiva e Coeficiente Q do grupo 2 para o protocolo de crânio.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 50 |
| <i>Figura 29: Resultado do CTDI<sub>w</sub> medido e respectivas incertezas, do protocolo de abdômen para o grupo 1.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                           | 50 |
| <i>Figura 30: Resultado da RSR, RCR, dose efetiva e Coeficiente Q do grupo 1 para o protocolo de abdômen.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                      | 51 |
| <i>Figura 31: Resultado do CTDI<sub>w</sub> medido e respectivas incertezas, do protocolo de abdômen para o grupo 2.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                           | 53 |
| <i>Figura 32: Resultado da RSR, RCR, dose efetiva e Coeficiente Q do grupo 2 para o protocolo de abdômen.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                      | 54 |
| <i>Figura 33: Intercomparação entre os dois grupos do CTDI<sub>w</sub> médio com sua respectiva incerteza expandida para o protocolo de crânio.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                | 56 |
| <i>Figura 34: Intercomparação entre os dois grupos em relação à RSR, RCR, coeficiente Q e dose efetiva médio para o protocolo de crânio.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                       | 57 |
| <i>Figura 35: Intercomparação entre os dois grupos do CTDI<sub>w</sub> médio com sua respectiva incerteza para o protocolo de abdômen.</i>                                                                                                                                                                                                                                                                         | 58 |

|                                                                                                                                               |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <i>Figura 36: Intercomparação entre os dois grupos em relação à RSR, RCR, coeficiente Q e dose efetiva médio para o protocolo de abdômen.</i> | 59 |
| <i>Figura 37: Comparação da RSR e RCR utilizando diferentes configurações de pitch para um mesmo protocolo.</i>                               | 60 |
| <i>Figura 38: Comparação da RSR e RCR utilizando diferentes filtros para um mesmo protocolo.</i>                                              | 61 |
| <i>Figura 39: Comparação da RSR e RCR utilizando diferentes valores de enhancement.</i>                                                       | 62 |
| <i>Figura 40: Comparação da RSR e RCR utilizando diferentes espessuras de corte.</i>                                                          | 62 |
| <i>Figura 41: Comparação da RSR e RCR utilizando diferentes configurações de colimação.</i>                                                   | 63 |

## L1STA DE S1GLAS

---

|                           |                                                                      |
|---------------------------|----------------------------------------------------------------------|
| <i>RSR</i>                | <i>Razão sinal-ruído</i>                                             |
| <i>RCR</i>                | <i>Razão contraste-ruído</i>                                         |
| <i>IEE</i>                | <i>Instituto de Eletrotécnica e Energia</i>                          |
| <i>TC</i>                 | <i>Tomografia Computadorizada</i>                                    |
| <i>E</i>                  | <i>Dose efetiva</i>                                                  |
| <i>CTDI</i>               | <i>Índice de dose em tomografia computadorizada</i>                  |
| <i>CTDI<sub>P</sub></i>   | <i>Índice de dose em tomografia computadorizada periférico</i>       |
| <i>CTDI<sub>C</sub></i>   | <i>Índice de dose em tomografia computadorizada central</i>          |
| <i>CTDI<sub>W</sub></i>   | <i>Índice de dose em tomografia computadorizada ponderado</i>        |
| <i>CTDI<sub>VOL</sub></i> | <i>Índice de dose em tomografia computadorizada volumétrico</i>      |
| <i>DLP</i>                | <i>Produto dose-comprimento</i>                                      |
| <i>PMMA</i>               | <i>Polimetilmetacrilato</i>                                          |
| <i>CV</i>                 | <i>Coeficiente de variação</i>                                       |
| <i>ROI</i>                | <i>Região de interesse</i>                                           |
| <i>INRAD</i>              | <i>Instituto de Radiologia da Faculdade de Medicina da USP</i>       |
| <i>ICESP</i>              | <i>Instituto do Câncer de São Paulo "Octavio Ffrias de Oliveira"</i> |

# SUM á R1O

|                                                                                                         |           |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1 – INTRODUÇÃO</b>                                                                                   | <b>11</b> |
| <b>2 - OBJETIVOS</b>                                                                                    | <b>13</b> |
| <b>3 – FUNDAMENTOS FÍSICOS</b>                                                                          | <b>14</b> |
| 3. 1 - PRODUÇÃO DE RAIOS X                                                                              | 14        |
| 3. 2 - GERAÇÕES DOS EQUIPAMENTOS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA                                          | 16        |
| 3. 3 - DETETORES                                                                                        | 20        |
| 3. 4 - PRINCÍPIOS DE FORMAÇÃO DA IMAGEM                                                                 | 22        |
| 3. 5 – ÍNDICES DE QUALIDADE DA IMAGEM                                                                   | 24        |
| 3. 5. 1 - RAZÃO SINAL-RUÍDO                                                                             | 24        |
| 3. 5. 2 - RAZÃO CONTRASTE-RUÍDO                                                                         | 24        |
| 3. 5. 3 – FATOR DE QUALIDADE Q                                                                          | 25        |
| 3. 6 – DOSIMETRIA                                                                                       | 26        |
| 3. 6. 1 – DOSE                                                                                          | 26        |
| 3. 6. 2 – INCERTEZAS ASSOCIADAS À DOSIMETRIA                                                            | 29        |
| 3. 6. 3 - FATORES QUE AFETAM A DOSE ENTREGUE AO PACIENTE                                                | 30        |
| <b>4 – MATERIAIS E MÉTODOS</b>                                                                          | <b>32</b> |
| 4. 1 – MATERIAIS                                                                                        | 32        |
| 4. 1. 1 – TOMÓGRAFOS COMPUTADORIZADOS                                                                   | 32        |
| 4. 1. 2 – CÂMARAS DE IONIZAÇÃO                                                                          | 32        |
| 4. 2 – MÉTODOS                                                                                          | 37        |
| 4. 2. 1 – DOSE                                                                                          | 38        |
| 4. 2. 1. 1 - MEDIÇÃO DO CTDI NOS OBJETOS SIMULADORES                                                    | 38        |
| 4. 2. 1. 2 – INCERTEZAS ASSOCIADAS NA MEDIÇÃO DO CTDI                                                   | 38        |
| 4. 2. 1. 3 – CÁLCULOS                                                                                   | 39        |
| 4. 2. 2 – QUALIDADE DA IMAGEM                                                                           | 40        |
| 4. 2. 3 – PADRONIZAÇÕES DOS COMPRIMENTOS DE VARREDURA                                                   | 41        |
| 4. 2. 4 – ESTUDOS DE DIFERENTES PARÂMETROS EM UM ÚNICO EQUIPAMENTO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA        | 42        |
| <b>5 – RESULTADOS E DISCUSSÃO</b>                                                                       | <b>44</b> |
| 5. 1 – PADRONIZAÇÃO DOS COMPRIMENTOS DE VARREDURA                                                       | 44        |
| 5. 2 – RESULTADOS DA COMPARAÇÃO DA DOSE, RCR E RSR                                                      | 44        |
| 5. 3. – RESULTADOS DO ESTUDO DOS DIFERENTES PARÂMETROS SELECIONÁVEIS NO TOMÓGRAFO PHILIPS BRILLIANCE 16 | 60        |
| <b>6 - CONCLUSÃO</b>                                                                                    | <b>64</b> |
| <b>7 - REFERÊNCIAS</b>                                                                                  | <b>66</b> |

## 1 – INTRODUÇÃO

Os raios X, desde sua descoberta em 1895<sup>1</sup> no final do século retrasado, têm sido muito utilizados como método de diagnóstico em medicina, através da radiografia e da radioscopia. Com o passar dos anos o radiodiagnóstico passou por significativos avanços tecnológicos, produzindo equipamentos de maiores potências e qualidades, resultando em melhor aproveitamento da radiação<sup>2</sup>.

A tomografia computadorizada tornou-se viável com os avanços tecnológicos dos computadores na década de 1960, mas algumas idéias são do início do século XX<sup>2</sup>, como a do matemático Johann Radon que desenvolveu uma equação matemática, a “transformada de Radon”, que futuramente seria a base matemática da tomografia computadorizada<sup>2,3</sup>. Em 1956, o físico Ronald Bracewell utilizou a “transformada de Fourier” para obter uma solução matemática como base para a reconstrução das regiões de radiação das microondas do sol<sup>4</sup>. Em 1961, William Oldendorf construiu manualmente, de argolas de ferro e alumínio, um equipamento para reconstrução de uma seção transversal<sup>5</sup>. Em 1963, Kuhl e Edwards, médico e engenheiro respectivamente, criaram um método de imagem para mostrar a distribuição de radionuclídeos, mas eram incapazes de realizar rapidamente os cálculos<sup>2</sup>.

A contribuição matemática fundamental para o problema da reconstrução foi feita em 1963 e 1964 por Allan Cormack<sup>6</sup>. É nesse momento que surge Hounsfield, que criou o protótipo da tomografia computadorizada utilizando inicialmente uma fonte de amerício-241, emissora de raios gama. O tempo de aquisição foi de nove dias e o computador levou cento e cinquenta minutos para processar uma única imagem, a seguir Hounsfield adquiriu um tubo e gerador de raios X, reduzindo o tempo de aquisição da imagem para nove horas.

A partir destes acontecimentos, muitos avanços ocorreram rapidamente e em quase 40 anos de tomografia é uma técnica de diagnóstico que permite a visualização da anatomia interna humana com alta definição (qualidade), mas a um alto custo, sendo esta a modalidade que necessita de uma maior dose no paciente e com isso há a necessidade de uma proteção radiológica com mais rigor<sup>7,8</sup>.

Com o desenvolvimento tecnológico aplicado aos tomógrafos, surgiram os tomógrafos com 4 fileiras de detetores o que permitiu aquisições mais rápidas e com

espessuras mais finas. O que se percebeu foi o aumento da dose nos pacientes, se comparados aos equipamentos de fileira única<sup>7</sup>.

Com isso é necessário otimizar a dose no paciente para que este não receba uma dose alta sem necessidade. A otimização de dose consiste em obter uma imagem aceitável para um diagnóstico preciso. Para verificar a qualidade da imagem, existem índices de qualidade que devem ser analisados, como a razão contraste-ruído e a razão sinal-ruído<sup>7</sup>.

Neste trabalho foi estabelecida uma relação entre a dose recebida pelo paciente, a razão sinal-ruído e a razão contraste-ruído, em equipamentos de tomografia computadorizada de múltiplas fileiras de detetores. Para isso foram realizados testes de controle de qualidade em equipamentos de tomografia computadorizada no Hospital Israelita Albert Einstein, Instituto de Radiologia da Faculdade de Medicina da USP, Hospital Universitário da USP e Instituto do Câncer de São Paulo "Octavio Frias de Oliveira".

## 2 - OBJETIVOS

Os objetivos deste trabalho são: a comparação entre dose, razão sinal-ruído, razão contraste-ruído e um fator de qualidade (Q) para vários protocolos de exames de tomografia computadorizada de múltiplas fileiras de detetores realizados nos anos de 2008 a 2010 em hospitais conveniados ao Instituto de Eletrotécnica e Energia (IEE), a comparação dos parâmetros: *pitch*, filtros matemáticos, *enhancement*, espessura de corte e colimação no tomógrafo computadorizado Philips Brilliance 16, e estabelecer um padrão médio da extensão de varredura para os protocolos de crânio, coluna lombar e abdômen através de uma pesquisa com os técnicos de dois hospitais de São Paulo.

Assim, o trabalho estuda as doses em pacientes submetidos a exames de tomografia computadorizada e analisa a qualidade da imagem gerada.

### 3 – FUNDAMENTOS FÍSICOS

#### 3.1 - Produção de raios X

A produção de raios X consiste na conversão da energia cinética do elétron em radiação eletromagnética. A Figura 1 ilustra de maneira simplificada o tubo de raios X e seus principais componentes. Para a produção de raios X é necessário aplicar uma alta tensão entre dois eletrodos no vácuo (o cátodo que é carregado negativamente e é a fonte de elétrons, e o ânodo que é carregado positivamente e é o alvo dos elétrons), para acelerar os elétrons, que adquirem energia cinética<sup>8</sup>.

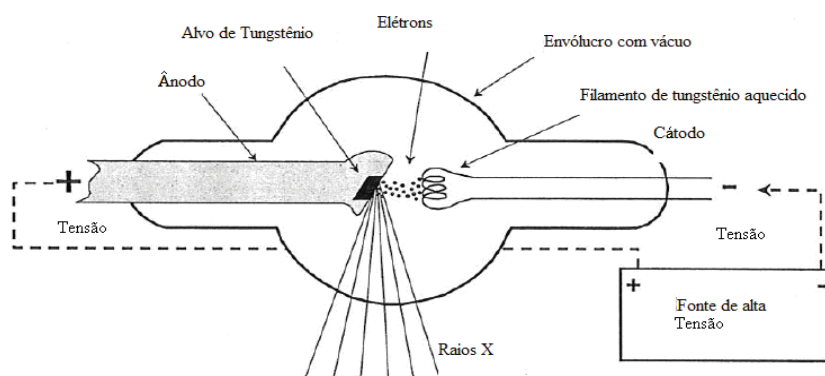


Figura 1: Ilustração dos componentes mínimos para a produção de raios X<sup>8</sup>.

No impacto com o alvo, a energia cinética dos elétrons é convertida em outras formas de energia, em sua grande maioria em calor. O calor intenso é um dos grandes limitadores do número de fótons de raios X que podem ser produzidos em um certo tempo sem danificar o alvo, com isso há a necessidade de alguns ânodos serem giratórios, para dissipar este calor. Ocasionalmente (em torno de 0,5 % do tempo), um elétron chega próximo a uma carga positiva do núcleo no alvo e então forças de Coulomb atraem e desaceleram este elétron, causando uma significativa perda de energia cinética e uma mudança em sua trajetória, com isso é produzido um fóton de raios X com energia igual à perda da energia cinética pelo elétron, este tipo de radiação é chamada de *bremsstrahlung*<sup>8</sup>.

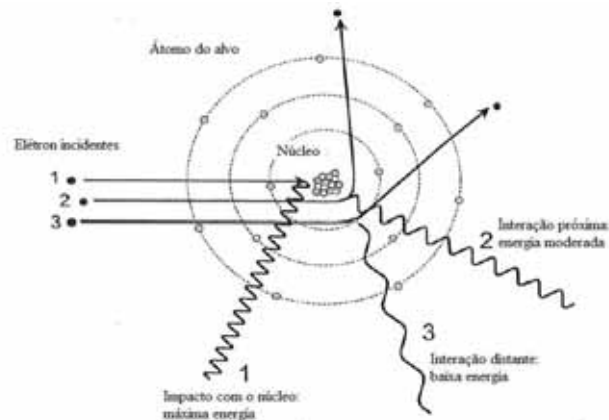


Figura 2: Radiação bremsstrahlung surge das interações de energia dos elétrons com o núcleo do átomo do alvo<sup>8</sup>.

Outro tipo de radiação é quando a energia de um elétron incidente no alvo é maior que a energia de ligação de um elétron do átomo do alvo, então é possível que este elétron retire um elétron do alvo, ionizando-o. Como a camada não preenchida fica instável outro elétron de uma camada com diferente energia de ligação, preenche esta lacuna. De acordo com a transição deste elétron para um estado de menor energia, o excesso de energia deste pode ser liberado como fóton de radiação característica com um valor igual à diferença entre as energias de ligação, sendo este valor característico de cada elemento<sup>8</sup>.

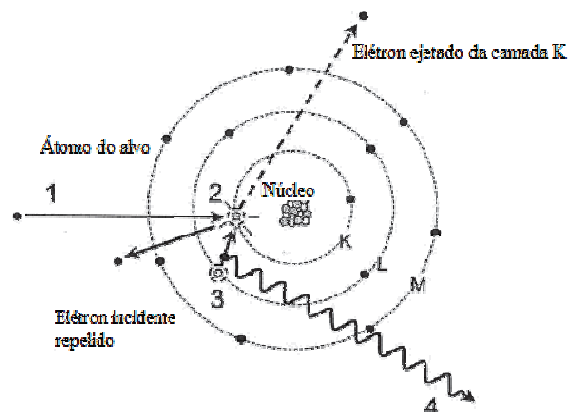


Figura 3: Geração de raios X característico em um átomo do alvo na seguinte sequência: (1) O elétron incidente interage com a camada K do átomo. (2) Um elétron da camada K é removido deixando uma lacuna nesta camada. (3) Um elétron de outra camada preenche a vaga. (4) Um fóton característico é emitido com uma energia igual à diferença entre as energias de ligação das duas camadas<sup>8</sup>.

O espectro gerado por um tubo de raios X, geralmente possui mais de um pico de radiação, o pico da radiação característica e a radiação *bremsstrahlung*, conforme ilustra a Figura 4<sup>9</sup>.

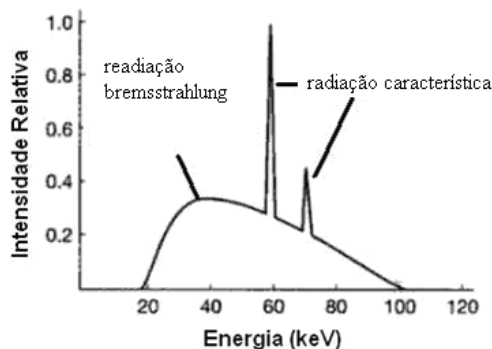


Figura 4: Espectro de raios X, com os picos de *bremsstrahlung* e característico com tensão de 100 kVp e filtração inerente<sup>8</sup>.

### 3. 2 - Gerações dos equipamentos de tomografia computadorizada

A história da tomografia é caracterizada pelas características das diferentes gerações de tomógrafos<sup>3</sup>.

O primeiro protótipo de um tomógrafo computadorizado (TC) foi instalado em 1971 para estudo do crânio e em 1974 iniciou-se o uso de tomógrafos de corpo inteiro<sup>3</sup>.

Nos tomógrafos de primeira geração, o tubo de raios X realizava dois movimentos, o de translação e rotação, utilizando um feixe de raios X muito colimado e apenas um detetor<sup>3</sup>.

A aquisição dos dados baseia-se em um movimento linear de translação de todo o conjunto, (tubo de raios X e detetor) e após este movimento uma rotação é feita para iniciar uma nova projeção como mostrado na Figura 5. Eram necessárias 180 projeções para um único corte, o tempo de aquisição por projeção “*pencil beam*” era aproximadamente de 4 minutos<sup>3</sup>.

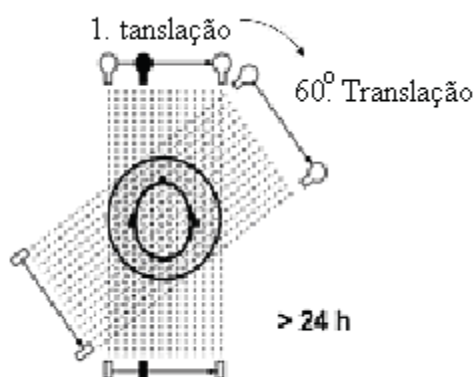


Figura 5: Geometria dos tomógrafos de primeira geração adaptados<sup>3</sup>.

Como o tempo de aquisição era muito longo, houve a necessidade de diminuir este tempo, criando então os tomógrafos de segunda geração, estes tomógrafos usavam o mesmo sistema de translação/rotação dos tomógrafos de primeira geração, mas utilizavam vários detetores, reduzindo o número de passos da rotação, pois o feixe de raios X era em forma de leque com abertura de aproximadamente 10 graus, diminuindo o tempo para aproximadamente 18 segundos por fatia, como ilustrado na Figura 6<sup>3</sup>.

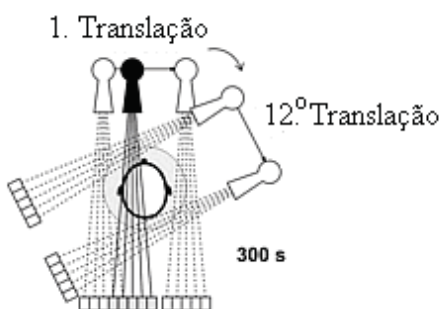


Figura 6: Geometria dos tomógrafos de segunda geração adaptados<sup>3</sup>.

Nos tomógrafos de terceira geração, o movimento de translação é eliminado. O número de detetores aumentou significativamente para mais de 800 detetores e o ângulo do feixe de raios X foi aumentado, formando um grande arco, suficiente para abranger toda a extensão do paciente. O conjunto de detetores e do tubo de raios X giram 360 graus em torno do paciente, como ilustrado na Figura 7<sup>3</sup>.

A principal limitação destes tomógrafos é o tamanho dos cabos que forçavam o *gantry* a rotacionar no sentido horário e anti-horário ao adquirir cortes adjacentes,

limitando assim o tempo de corte, que mesmo assim foi reduzido para aproximadamente 5 segundos<sup>3</sup>.

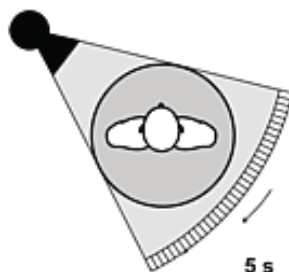


Figura 7: Geometria dos tomógrafos de terceira geração adaptados<sup>2</sup>.

Nos tomógrafos de quarta geração, os detectores ficam estacionários em volta de todo o *gantry* e apenas o tubo de raios X se movimenta, e com o desenvolvimento dos anéis de contato o tubo de raios X pode se movimentar em uma velocidade constante durante sucessivas aquisições<sup>3</sup>.

A projeção é formada pelos dados medidos em cada detector, em que o feixe de raios X abrange todo o paciente, como ilustrado na Figura 8, o tempo de corte desta geração é inferior a 5 segundos<sup>3</sup>.

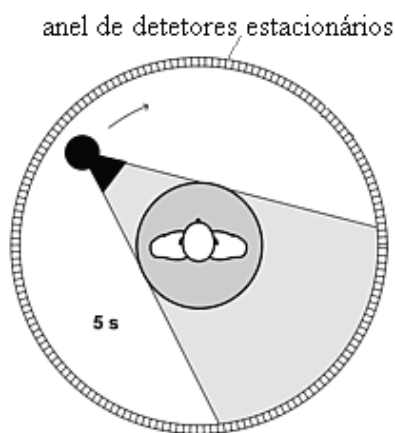


Figura 8: Geometria dos tomógrafos de quarta geração adaptados<sup>3</sup>.

Os tomógrafos de quinta geração ou tomógrafos de feixe de elétrons foram utilizados para imagens tomográficas cardíacas. Nesta geração, não há movimentos mecânicos. O feixe de elétrons produzido é rotacionado por focalização magnética<sup>3</sup>.

Com isso, neste projeto os elétrons são acelerados e podem ser focalizados em vários âodos em forma de um arco de cerca de 216 graus. Ele é capaz de

varreduras com tempo de 50 ms, e pode produzir em uma taxa rápida (*fast-frame-rate*), ou seja, filmes da batida do coração<sup>3</sup>.

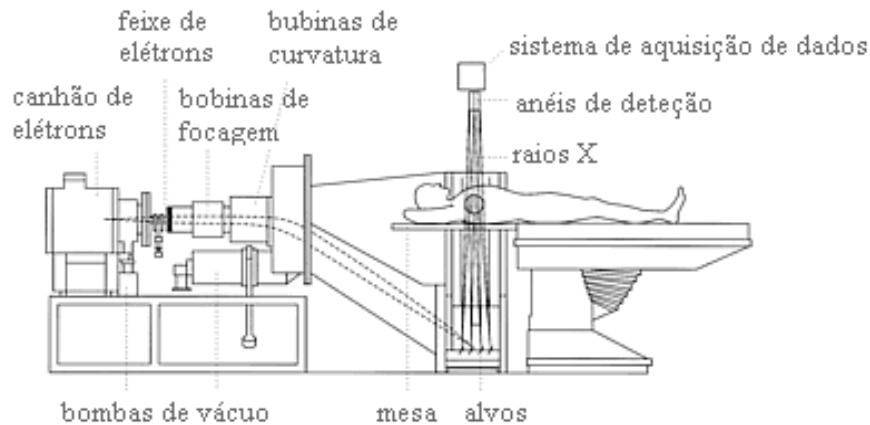


Figura 9: Geometria dos tomógrafos de quinta geração adaptados<sup>3</sup>.

Os tomógrafos helicoidais surgiram aproximadamente no final dos anos 80<sup>2</sup>.

A aquisição de dados é contínua, ou seja, enquanto o tubo de raios X gira em torno do paciente a mesa se desloca com velocidade constante, assim as fatias são adquiridas continuamente, como ilustrado na Figura 10. Nesta modalidade as acelerações e desacelerações do paciente na aquisição dos dados são eliminados<sup>3</sup>.

A imagem pode ser gerada a partir de qualquer segmento do volume, uma vez que a posição em que se encontra a mesa não está diretamente relacionada com a reconstrução da imagem. A velocidade da mesa está relacionada com a dose, pois está relacionada com o valor do *pitch*, em velocidades baixas os valores de *pitch* são menores e em velocidades altas, os valores de *pitch* são maiores<sup>3</sup>.

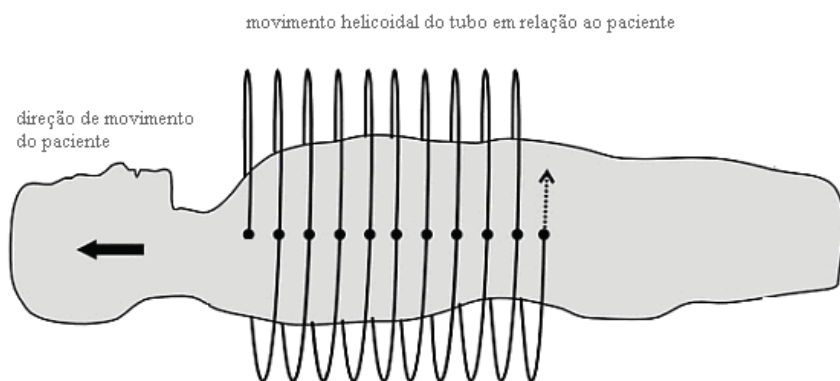


Figura 10: Geometria dos tomógrafos de helicoidais adaptados<sup>3</sup>.

Tomógrafos computadorizados com múltiplas fileiras de detetores (TCMD) são capazes de adquirir múltiplos cortes com velocidades de rotação mais elevadas. Os primeiros tomógrafos considerados com múltiplas fileiras de detetores foram instalados em 1998 por quatro fabricantes (General Elétric (GE), Siemens, Toshiba e Peter (atualmente ligada à Philips))<sup>10</sup>.

Os tomógrafos helicoidais com fileiras de detetores usam múltiplos detetores muito próximos entre si (em forma de matriz) segundo a direção do eixo do Z (perpendicular ao plano axial) e permitem efetuar diversos cortes simultâneos, numa única rotação<sup>3</sup>.

Atualmente os tomógrafos helicoidais com fileiras de detetores existentes empregam uma geometria semelhante aos equipamentos de TC de terceira geração em que o arco de detetores e o tubo de raios X rodam simultaneamente<sup>11</sup>.

Recentemente surgiram os tomógrafos com dupla fonte (*dual-source*). Um tomógrafo deste tipo traz dois tubos de raios X e um conjunto de detetores adicionais ao projeto de fileiras de detetores. Este tipo de equipamento utiliza os tubos de raios X em diferentes níveis de energia, com isso pode-se adquirir dois conjuntos distintos de dados, com informações diferentes, a partir de um único exame. Deste modo podem diferenciar-se não só as diferentes anatomias como também se pode visualizar a diferenciação e caracterização dos tecidos que estas possuem.

### **3. 3 - Detetores**

Os equipamentos de fileiras de detetores referem-se ao uso de múltiplos detetores ao longo do eixo z (perpendicular com o plano axial do TC). Alguns tomógrafos computadorizados de fileiras de detetores utilizam as mesmas geometrias dos tomógrafos de terceira geração, Figura 11<sup>12</sup>.

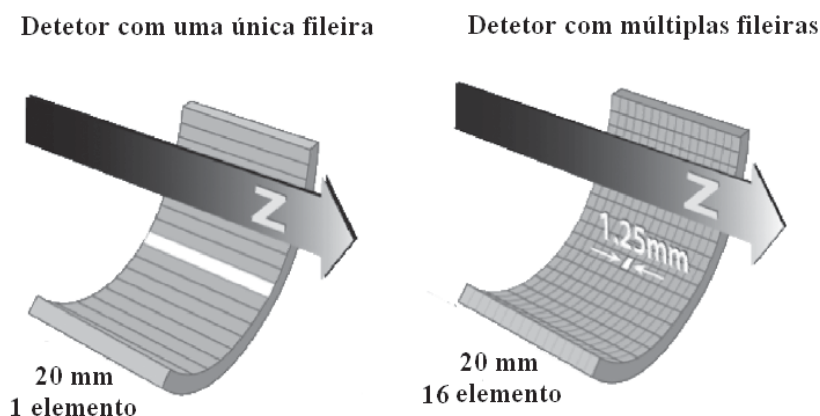


Figura 11: Diagrama geométrico dos detectores de tomografia computadorizada de fileira de detectores<sup>12</sup>.

Normalmente o número real de fileiras de detectores é superior ao número de fileiras de detectores ativos, permitindo ajustar a colimação ao protocolo que se pretende efetuar. Este ajuste é permitido pelo fato de somar os sinais de detectores justapostos<sup>12</sup>.

O projeto dos detectores é dividido em três tipos: matriz fixa, matriz adaptativa e matriz mista. Os detectores de matriz fixa consistem em elementos de detectores iguais, mesmo tamanho. Os detectores de matriz adaptativa, detectores individuais são divididos em diferentes tamanhos. Os detectores de matriz mista têm os detectores do centro com tamanhos diferentes<sup>12</sup>.

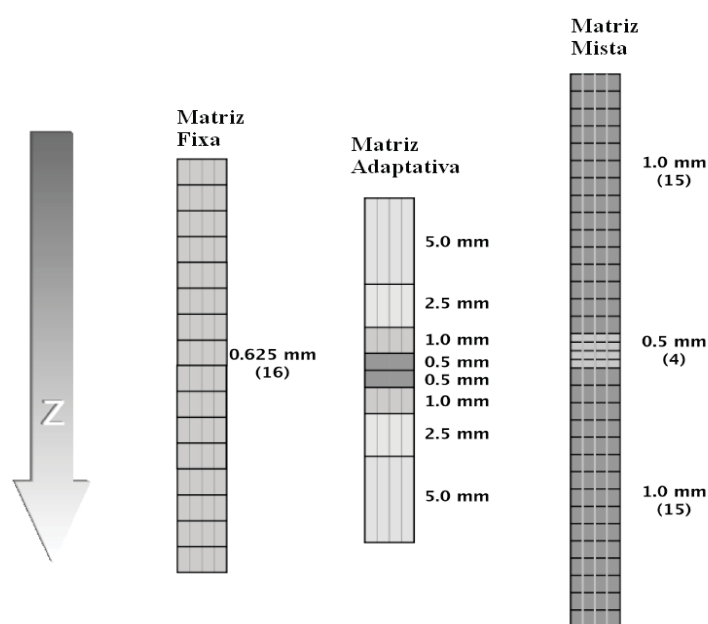


Figura 12: Diferentes configurações de detectores<sup>12</sup>.

A vantagem do projeto de matriz adaptativa é melhorar a utilização da dose, pois não existem espaços entre os detectores. Entretanto, esta vantagem é limitada pela espessura dos detectores<sup>3,12</sup>.

### 3. 4 - Princípios de formação da imagem

O princípio de formação da imagem em tomografia computadorizada consiste na medição do fluxo de raios X medidos nos detectores em diferentes ângulos para formar a imagem, como ilustra a Figura 13. A medição do fluxo dos raios X é feita após a atenuação dos raios X pelo paciente. Considerando que a entrada dos raios X são monoenergéticos, a intensidade dos raios X medidos na entrada e na saída de um material homogêneo é representada pela Equação 1<sup>13</sup>.

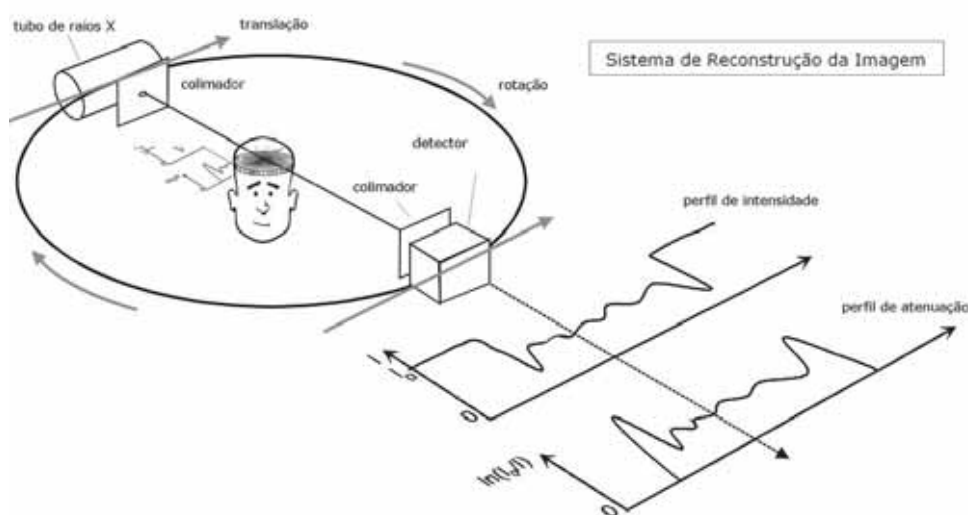


Figura 13. Esquema ilustrativo da formação de imagens em um sistema tomográfico<sup>13</sup>.

$$I = I_0 e^{-\mu \Delta x} \quad \text{Equação 1}$$

Onde  $I_0$  é a intensidade de raios X na entrada do objeto,  $I$  é a intensidade de raios X na saída do objeto,  $\Delta x$  é a espessura do objeto e  $\mu$  é o coeficiente de atenuação linear<sup>13</sup>.

Agora, pensando em pacientes, que não são homogêneos, as características da atenuação total podem ser calculadas dividindo o objeto em pequenos elementos como mostrado na Figura 14. Quando o tamanho dos elementos é muito pequeno, cada elemento pode ser considerado como um objeto uniforme, com isso a Equação

1 é válida para cada elemento. Observando o fato que a saída do fluxo de raios X de um elemento é o fluxo de entrada de raios X do próximo objeto, a Equação 1 pode ser utilizada repetitivas vezes como a Equação 2.

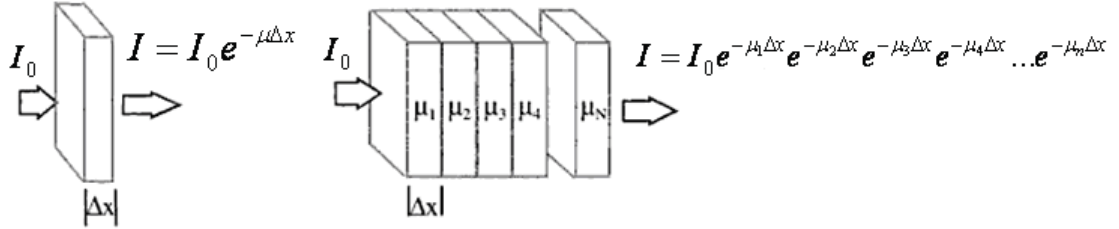


Figura 14: Ilustração da atenuação de um feixe de raios X monoenergético em um material homogêneo (imagem da esquerda) e um material heterogêneo (imagem da direita)<sup>13</sup>.

$$I = I_0 e^{-\mu_1 \Delta x} e^{-\mu_2 \Delta x} e^{-\mu_3 \Delta x} e^{-\mu_4 \Delta x} \dots e^{-\mu_n \Delta x} = I_0 e^{-\sum_{n=1}^N \mu_n \Delta x} \quad \text{Equação 2}$$

Após, a coleta das medições de transmissão dos raios X, o sistema de processamento inicia o processo de reconstrução das imagens a partir de algoritmos, nos quais transforma estes dados em imagens digitais. Existem vários tipos de algoritmos de reconstrução, mas o mais utilizado é o de retroprojeção filtrada. Após uma reconstrução TC, cada pixel da imagem é representado por um número, conhecido como número TC. A escala Hounsfield quantifica os valores dos coeficientes de atenuação ( $\mu$ ) dos órgãos, tecidos e estruturas ósseas, que são percorridas pelo feixe de raios X, de acordo com a Equação 3<sup>13</sup>.

$$TC(x, y) = 1000 \frac{\mu_{(x,y)} - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \quad \text{Equação 3}$$

Onde o  $\mu_{(x,y)}$  é o coeficiente de atenuação para um tecido qualquer e  $\mu_{\text{água}}$  é o coeficiente de atenuação da água. Os valores de números TC geralmente estão na faixa de -1000 a +1000, onde -1000 é o ar, 0 é a água e +1000 ossos compactos<sup>8,9</sup>.

A variedade de tons de cinza que podem existir numa só imagem é muito superior à capacidade de discriminação do olho humano, assim é necessário fazer ajustes na imagem (após processamento) de acordo com as estruturas em estudo, utilizando os conceitos de:

Nível de janela - centro escolhido para a escala de cinza, cuja escolha depende das estruturas anatômicas representadas pelos tons médios de cinza nessa imagem<sup>11</sup>.

Largura de janela - variedade de tons da escala de cinza que se encontram no intervalo em estudo<sup>11</sup>.

### 3. 5 – Índices de Qualidade da Imagem

A qualidade da imagem pode ser caracterizada em termos da razão contraste-ruído (RCR), da razão sinal-ruído (RSR) e resolução espacial. A melhor relação entre estes fatores com a menor dose caracteriza uma melhor qualidade da imagem.

#### 3. 5. 1 - Razão Sinal-Ruído

A razão sinal-ruído (RSR) representa a relação entre o sinal e o ruído em uma imagem. Enquanto a intensidade do sinal e do ruído na imagem são importantes sozinhos, a relação entre eles representa o maior indicador de qualidade da imagem. Com o decréscimo do ruído e conseqüentemente o aumento da RSR, a detecção de objetos aumenta rapidamente<sup>14</sup>.

A RSR é definida pela equação Equação 4.

$$RSR = \frac{Sinal}{Ruído} \quad \text{Equação 4}$$

Onde o *Sinal* está relacionado com a média dos valores em Hounsfield e o *Ruído* associa-se ao desvio padrão destes valores.

#### 3. 5. 2 - Razão Contraste-Ruído

Em tomografia computadorizada, a detecção de baixo contraste é especialmente mais difícil, pois os coeficientes de atenuação são próximos e com isso o número TC será próximo, por isso houve a necessidade de relacionar o contraste de duas regiões com o ruído da imagem, já que o ruído dificulta a detecção

de baixo contraste. A razão contraste-ruído (RCR) é definida como a diferença de sinal entre duas áreas adjacentes, determinando diretamente a capacidade de distinção do sinal, definida pela Equação 5<sup>15, 7</sup>.

$$RCR = \frac{\text{Média Área 1} - \text{Média Área 2}}{\text{Ruído Área 2}} \quad \text{Equação 5}$$

Onde a Média Área 1 é a média do sinal em unidades Hounsfield para uma região 1 e a Média Área 2 é média do sinal em unidades Hounsfield para uma região adjacente a região 1 e o Ruído Área 2 é o desvio padrão da área 2.

### 3. 5. 3 – Fator de Qualidade Q

A otimização e a avaliação de processos de aquisição de imagens em tomografia computadorizada, incluindo dose e qualidade da imagem são complexas. Para isto, algumas figuras de mérito (FOM) são propostas. FOM levam em conta parâmetros nos quais são utilizados para qualidade da imagem (como ruído, RCR, resolução espacial) e também parâmetros de aquisição da imagem (como espessura de corte, dose) com isso as FOMs representam uma relação entre estes parâmetros<sup>16</sup>.

Para este estudo, foi utilizada a FOM deduzida pelo modelo de Rose que é definida pela Equação 6<sup>16</sup>. Esta FOM foi escolhida, pois relaciona a RCR com a dose efetiva, que são parâmetros utilizados neste trabalho.

$$Q = \frac{RCR^2}{E} \quad \text{Equação 6}$$

Onde o E é a dose efetiva, RCR é a razão contraste-ruído e Q é o fator de qualidade calculado.

Figuras de mérito devem ser utilizadas com cuidado e rigor. A figura de mérito estudada neste trabalho favorece a comparação dos resultados quando as doses efetivas são semelhantes, entretanto quando há grandes diferenças na dose efetiva o resultado do coeficiente Q pode levar a uma conclusão errada, por exemplo,

mesmo com uma dose efetiva alta, o coeficiente Q pode ser alto por ter uma RCR alta, uma vez que o Q aumenta quadraticamente com o aumento da RCR.

### 3. 6 – Dosimetria

#### 3. 6. 1 – Dose

Dose absorvida é a quantidade de energia que certo tipo de radiação ionizante transfere para um material causando mudanças<sup>13</sup>.

A dose recebida em um exame de tomografia computadorizada é diferente dos exames de raios X convencionais, devido à distribuição nos tecidos. Os aspectos que caracterizam estas diferenças são: a TC emprega um feixe de raios X muito colimado, com isso o volume alvo do tecido irradiado é menor; o volume de alvo irradiado é exposto pelo feixe primário em quase todos os ângulos, distribuindo a dose mais uniformemente nos tecidos; necessidade de alta razão sinal-ruído para ter boa resolução de alto contraste elevando a dose, por ter técnicas com valores mais elevados (tensão e corrente)<sup>13</sup>.

A dose entregue em exames de tomografia computadorizada vai além da espessura nominal de corte devido principalmente a divergência do feixe de raios X, a penumbra do feixe de raios X e a radiação espalhada devido ao efeito Compton. O resultado do perfil de dose é ilustrado na Figura 15. O índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI) é o primeiro conceito de medição de dose em tomografia computadorizada, como mostra a Equação 7<sup>13</sup>.

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad \text{Equação 7}$$

Onde n é o número de cortes tomográficos para cada varredura do sistema, T é o valor nominal da espessura de corte e D(z) é a dose em função a posição z.

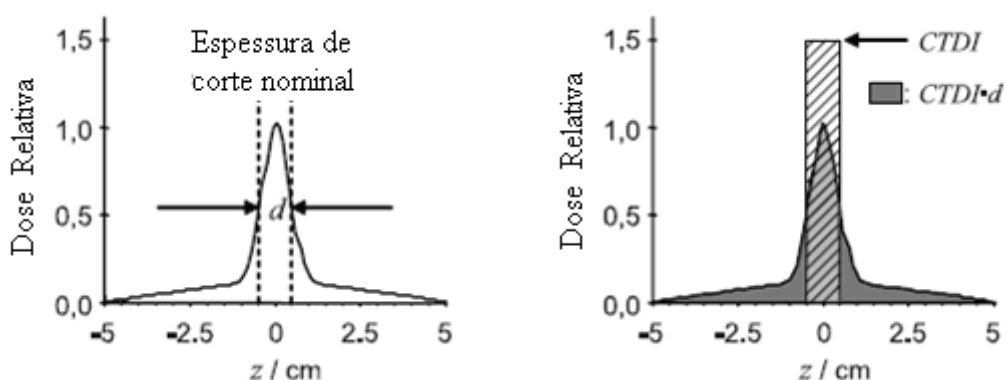


Figura 15 – Representação do perfil de dose CTDI.

Os objetos simuladores dosimétricos para o cálculo do índice de dose têm cinco orifícios como mostra a Figura 16, o valor de  $CTDI_i$  para cada orifício é calculado para os parâmetros utilizados, como na Equação 8<sup>17</sup>.

$$CTDI_i = \frac{R \cdot N_K \cdot f_c}{n} \cdot \left( \frac{L}{T} \right) \quad \text{Equação 8}$$

Onde R é a leitura da câmara de ionização,  $N_K$  é fator de calibração da câmara em unidades de kerma, na qualidade de feixe apropriada,  $f_c$  é o fator de conversão de kerma no ar para dose absorvida no meio (acrílico), L é comprimento ativo da câmara de ionização, T é a espessura real de corte em mm e n é o número de cortes tomográficos para cada varredura do sistema<sup>17</sup>.

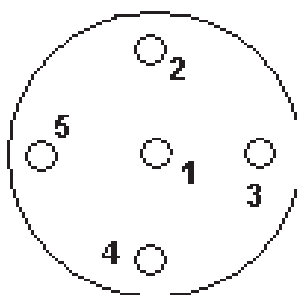


Figura 16: Ilustração do objeto simulador dosimétrico.

Depois de realizadas as medição nas cinco aberturas, calcula-se o  $CTDI_w$ , que é o índice de dose para tomografia computadorizada ponderado, pela Equação 9.

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_c + \frac{2}{3}(\overline{CTDI_p}) \quad \text{Equação 9}$$

Onde  $CTDI_c$  é o índice de dose no orifício central e  $CTDI_p$  é a média dos índices de dose nos orifícios periféricos, de acordo com a Equação 8.

Os valores de índice de dose obtidos (CTDI) não devem ultrapassar os níveis de referência para radiodiagnóstico em TC definidos pela Portaria 453/98<sup>17</sup>.

Tabela 1 - Níveis de referência de dose para radiodiagnóstico em TC<sup>17</sup>.

| Órgão         | Dose (mGy) |
|---------------|------------|
| Crânio        | 50         |
| Coluna Lombar | 35         |
| Abdômen       | 25         |

Para representar a dose de um protocolo específico que envolve uma série de varreduras, utiliza-se o índice de dose em tomografia computadorizada volumétrica ( $CTDI_{vol}$ ), isto é essencial para contar sobreposições ou espaços entre consecutivas rotações do feixe de raios X. O  $CTDI_{vol}$  é calculada pela Equação 10, onde  $CTDI_w$  é o índice de dose em tomografia computadorizada ponderado e *pitch* (fator de passo) é o movimento da mesa por rotação na espessura de colimação<sup>12,13</sup>.

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad \text{Equação 10}$$

Para melhor representar o total de energia entregue por um exame de tomografia computadorizada, a dose pode ser integrada ao longo do comprimento de varredura que é chamada de produto dose-comprimento (Dose length product – DLP), que é calculado pela Equação 11. A DLP não permite a medição direta de dose do paciente em cada órgão, pois este não especifica as diferentes regiões anatômicas do corpo do paciente<sup>3, 12</sup>.

$$DLP = CTDI_{VOL} \cdot \text{Comprimento Varredura} \quad \text{Equação 11}$$

É importante também, reconhecer que o potencial para um efeito biológico devido à radiação ionizante não depende apenas da dose de radiação, mas também da sensibilidade biológica de cada tecido ou estrutura. A dose efetiva (E) diferencia estas diferentes sensibilidades. A unidade para dose efetiva é Sieverts (Sv). Para o cálculo da dose efetiva utiliza-se a Equação 12.

$$E = DLP \cdot K$$

Equação 12

Onde K é a variável que representa a sensibilidade do órgão específico. Na Tabela 2 são demonstrados os valores para K<sup>12</sup>.

Tabela 2: Valores de K para o cálculo da dose efetiva para protocolos utilizados para pacientes adultos e pediátricos<sup>12</sup>.

| Região do Corpo  | K (mSv•mGy <sup>-1</sup> •cm <sup>-1</sup> ) |        |        |         |        |
|------------------|----------------------------------------------|--------|--------|---------|--------|
|                  | 0 Ano                                        | 1 Ano  | 5 Anos | 10 Anos | Adulto |
| Cabeça e Pescoço | 0,0130                                       | 0,0085 | 0,0057 | 0,0042  | 0,0031 |
| Cabeça           | 0,0110                                       | 0,0067 | 0,0040 | 0,0032  | 0,0021 |
| Pescoço          | 0,0170                                       | 0,0120 | 0,0110 | 0,0079  | 0,0059 |
| Tórax            | 0,0390                                       | 0,0260 | 0,0180 | 0,0130  | 0,0140 |
| Abdômen e Pélvis | 0,0490                                       | 0,0300 | 0,0200 | 0,0150  | 0,0150 |
| Tronco           | 0,0440                                       | 0,0280 | 0,0190 | 0,0140  | 0,0150 |

### 3. 6. 2 – Incertezas associadas à dosimetria

Quando se relata o resultado da medição de uma grandeza física, é necessário que seja apresentada alguma indicação quantitativa da qualidade do resultado, de tal forma que aqueles que o utilizam possam avaliar sua confiabilidade. Sem essa indicação, resultados de medição não podem ser comparados, seja entre eles mesmos ou com valores de referência fornecidos numa especificação ou norma. É, portanto, necessário que haja um procedimento prontamente implementado, facilmente compreendido e de aceitação geral para caracterizar a qualidade de um resultado de uma medição, isto é, para avaliar e expressar sua incerteza<sup>18</sup>.

Para estes resultados utilizou-se a incerteza expandida que é a grandeza que define um intervalo em torno do resultado de uma medição com o qual se espera abranger uma grande fração da distribuição dos valores que possam ser razoavelmente atribuídos ao mensurando. As incertezas expandidas estão representadas por  $(U_{95})^{18}$ .

O fator de abrangência é o fator numérico utilizado com um multiplicador da incerteza padrão combinada de modo a obter uma incerteza expandida. O fator de abrangência é representado por  $(k)^{18}$ .

A estimativa das incertezas para o  $CTDI_w$ , e para o DLP para os objetos simuladores de polimetilmetacrilato (PMMA) de cabeça e de abdômen dependem de muitos fatores, em vários cenários, conforme a descrição apresentada no TRS 457<sup>19</sup>.

### 3. 6. 3 - Fatores que afetam a dose entregue ao paciente

São múltiplos os fatores que afetam a dose a que são expostos os pacientes, como as variações intrínsecas ao equipamento, tais como o projeto do equipamento entre modelos e marcas disponíveis, assim como o nível de filtração, diferentes distâncias do foco-isocentro, variações no colimador, eficiência do detetor entre outros fatores, o que torna a avaliação destes fatores um exercício bastante complexo. Deste modo a avaliação dos fatores de exposição inerentes de cada equipamento TC terá de ser efetuada para cada tipo de equipamento individualmente.

Além destes fatores, existe um conjunto de parâmetros técnicos que também influenciam na dose, tais como:

**Tensão (kV)** – O aumento da tensão deixa o feixe de raios X mais penetrante. No entanto, um aumento da tensão é acompanhado com um aumento da dose entregue ao paciente<sup>11,20</sup>.

**Corrente (mA) e tempo de exposição (s)** – Em um exame de TC a dose entregue ao paciente exposto varia linearmente com o produto da corrente do tubo pelo tempo de exposição<sup>3,8,11,13</sup>.

**Pitch** – o aumento do *pitch* faz com que a dose entregue ao paciente diminua, pois há um número menor de rotações para a mesma distância. No caso do *pitch* ser

igual a 1, a mesa, move-se o equivalente à espessura do corte por revolução e a energia é cedida ao objeto num volume duplo<sup>3,8,11,13</sup>.

Colimação – A eficiência geométrica dos detetores é diminuída com colimações muito finas. Este efeito leva a um aumento indireto da dose, pois levará a um tempo de exposição maior. A colimação deverá ser efetuada de acordo com o comprimento do detetor, pois uma maior cobertura do eixo dos Z permite a aquisição de dados com um *pitch* maior e consequentemente uma redução significativa dose<sup>3,8,11,13</sup>.

Espessura de corte - A dose não é diretamente afetada pela espessura do corte. No entanto mudanças na espessura do corte são acompanhadas por um aumento de mAs, por rotação, havendo portanto um aumento da dose<sup>3,8,11,13</sup>.

## 4 – MATERIAIS E MÉTODOS

### 4. 1 – Materiais

#### 4. 1. 1 – Tomógrafos Computadorizados

Os tomógrafos computadorizados utilizados neste estudo estão na Tabela 3, especificando a marca, modelo e localização.

Tabela 3: Relação dos tomógrafos utilizados no estudo e sua instituição.

| Local | Marca   | Modelo         |
|-------|---------|----------------|
| A     | Toshiba | Aquillion 16   |
|       | Toshiba | Aquillionone   |
|       | Toshiba | Aquillion 64   |
|       | GE      | Lightspeed     |
| B     | Philips | Brilliance 16  |
|       | Philips | Brilliance 16  |
|       | Philips | Brilliance 64  |
|       | Philips | Brilliance 256 |
|       | Philips | Brilliance 40  |
|       | Philips | Brilliance 16  |
| C     | Philips | MX8000 IDT10   |
|       | Philips | MX8000 IDT16   |
|       | Philips | Brilliance 64  |
|       | GE      | Lightspeed     |
|       | GE      | Hispeed        |
| D     | Philips | Brilliance 64  |
|       | Philips | Brilliance 64  |

#### 4. 1. 2 – Câmaras de Ionização

A câmara de ionização utilizada é do tipo lápis com um volume ativo de 100 mm e 3 cm<sup>3</sup> acoplada a um monitor modelo 9015, ambos da Radcal Co, EUA

Este tipo de câmara emprega o princípio de volume médio e são concebidas para serem colocados através do objeto simulador (no centro ou na periferia) resultando o perfil de dose do CTDI.

#### 4. 1. 3 - Objetos Simuladores

Os objetos simuladores são utilizados para efetuar a calibração e a avaliação do desempenho dos equipamentos de tomografia computadorizada. São exigidos também, para o estabelecimento de protocolos padrão.

Foram utilizados três objetos simuladores distintos, dois para a avaliação da dose e um para a avaliação da qualidade de imagem.

Os objetos simuladores de medição do índice de dose em tomografia computadorizada foram utilizados para a medição do CTDI. Esses objetos são cilíndricos e compostos pelo material PMMA de densidade de aproximadamente  $1,2 \text{ g/cm}^3$ , com diâmetro de 16 cm para a cabeça e 32 cm de diâmetro para corpo.

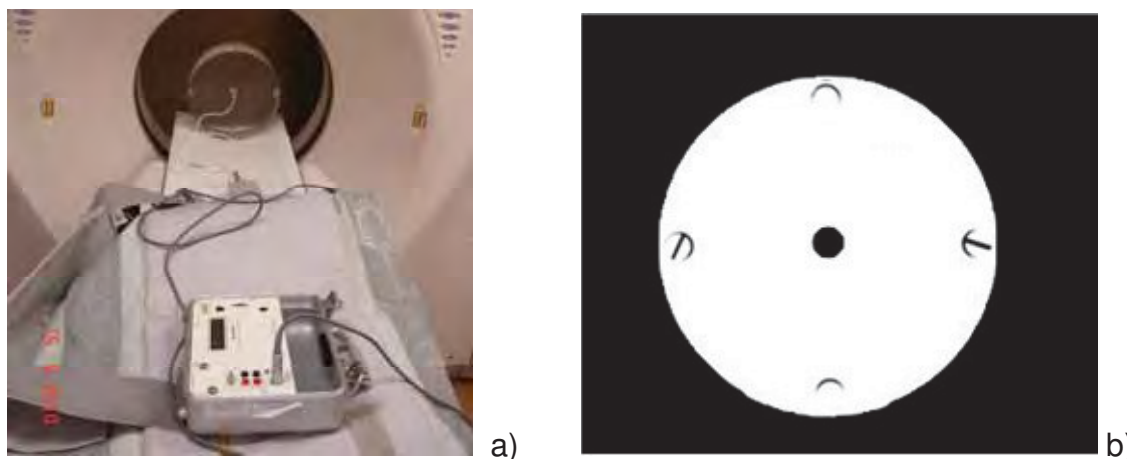


Figura 17: Objeto simulador de medição colocado no centro do tomógrafo com câmara de ionização tipo lápis inserida no orifício central (a), imagem tomográfica correspondente (b).

Este objeto simulador apresenta orifícios através do seu comprimento para a colocação de câmaras de ionização em diferentes locais (um orifício ao centro e quatro na periferia a aproximadamente um centímetro da superfície exterior do cilindro, equidistantes do centro do objeto simulador). O ângulo entre os orifícios consecutivos é de  $90^\circ$ .

O objeto simulador de qualidade de imagem (QI) foi utilizado para a avaliação dos diferentes índices da qualidade de imagem. O objeto simulador da Catphan®, modelo 500<sup>21</sup> tem quatro seções distintas, que permitem a avaliação dos diferentes parâmetros referentes à qualidade de imagem.

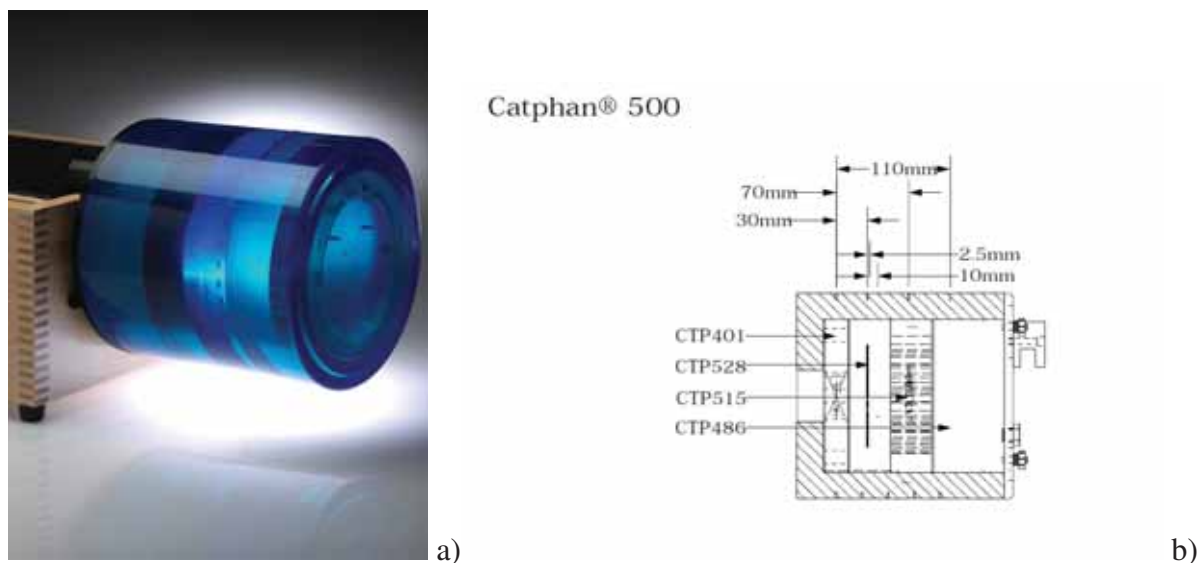


Figura 18: (a) Catphan® 500 e (b) diagrama do Catphan® 500<sup>21</sup>.

A seção uniforme (CTP486) do objeto simulador de controle de qualidade (CQ) é referente à avaliação do ruído e é inteiramente preenchida por um material de número TC igual a 20 HU. A avaliação do ruído é dada pela flutuação estatística dos números TC para uma determinada área deste objeto uniforme, este valor é determinado pelo desvio padrão dos números TC avaliados nesta área.

Uma vez que os valores da unidade Hounsfield para o material do módulo são constantes, numa situação ideal, o valor de todos os *pixels* deveria ser igual, no entanto, numa situação real, isto não acontece devido ao ruído quântico e eletrônico<sup>3,13,21</sup>.

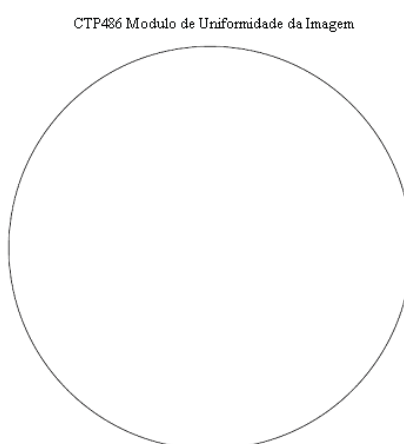


Figura 19: Diagrama representativo do módulo de uniformidade do Catphan® 500<sup>21</sup>.

A seção de resolução espacial (CTP528), contém 21 grupos com diferentes quantidades de pares de linhas/cm, em que cada uma contém quatro barras com espessuras de 0,5 a 0,0024 cm, separadas por uma fina camada de poliéster de mesmo tamanho<sup>21</sup>.

CTP528 Módulo de alta resolução com 21 pares de linha por cm.

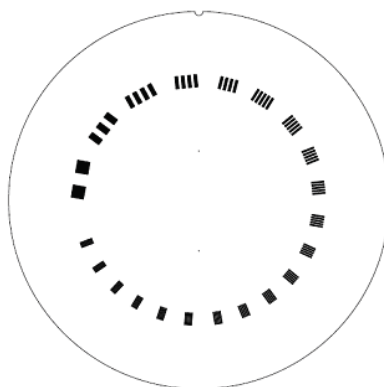
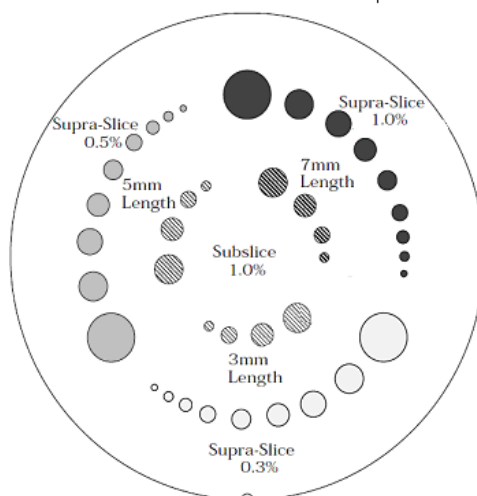


Figura 20: Diagrama representativo do módulo de resolução de alto contraste do Catphan® 500<sup>21</sup>.

Tabela 4: Valores dos espaçamentos dos pares de linha<sup>21</sup>.

| Pares de Linha /cm | Tamanho do Espaço | Pares de Linha /cm | Tamanho do Espaço |
|--------------------|-------------------|--------------------|-------------------|
| 1                  | 0,500 cm          | 11                 | 0,045 cm          |
| 2                  | 0,250 cm          | 12                 | 0,042 cm          |
| 3                  | 0,167 cm          | 13                 | 0,038 cm          |
| 4                  | 0,125 cm          | 14                 | 0,036 cm          |
| 5                  | 0,100 cm          | 15                 | 0,033 cm          |
| 6                  | 0,083 cm          | 16                 | 0,031 cm          |
| 7                  | 0,071 cm          | 17                 | 0,029 cm          |
| 8                  | 0,063 cm          | 18                 | 0,028 cm          |
| 9                  | 0,056 cm          | 19                 | 0,026 cm          |
| 10                 | 0,050 cm          | 20                 | 0,025 cm          |
|                    |                   | 21                 | 0,024 cm          |

A região de resolução de baixo contraste (CTP515) contém três conjuntos externos de discos circulares com diferentes valores específicos de contraste (Supra-Slice). Cada conjunto de disco contém um valor de contraste e tamanho, como mostra a Figura 21. Todos os discos têm o mesmo número atômico do material envolvente. Apenas diferem na densidade, dando origem a diferenças nos coeficientes de atenuação. Os discos internos (Sub-Slices) têm mesmo contraste, mas diferem no comprimento. O diâmetro e os contrastes dos objetos circulares são mostrados na Tabela 5<sup>21</sup>.

CTP515 módulo de baixo contraste com alvos de contraste *supra-slice* e *subslice*Figura 21: Diagrama representativo do módulo de resolução de baixo contraste do Catphan® 500<sup>21</sup>.Tabela 5: Diâmetro e contraste dos alvos de baixo contraste<sup>21</sup>.

| Diâmetros dos objetos Supra-Slice |         |
|-----------------------------------|---------|
|                                   | 2,0 mm  |
|                                   | 3,0 mm  |
|                                   | 4,0 mm  |
|                                   | 5,0 mm  |
|                                   | 6,0 mm  |
|                                   | 7,0 mm  |
|                                   | 8,0 mm  |
|                                   | 9,0 mm  |
|                                   | 15,0 mm |
| Diâmetros dos objetos Subslice    |         |
|                                   | 3,0 mm  |
|                                   | 5,0 mm  |
|                                   | 7,0 mm  |
|                                   | 9,0 mm  |
| Nível de Contraste Nominal        |         |
|                                   | 0,3 %   |
|                                   | 0,5 %   |
|                                   | 1,0 %   |

O módulo (CTP401) apresenta várias estruturas e são realizados os testes: espessura de corte, linearidade do número TC, contraste de alvos esféricos de acrílico, linearidade espacial<sup>21</sup>.

Para os testes de espessura de corte são utilizadas dois pares de rampas com 23°, um par paralelo ao eixo X e o outro paralelo ao eixo Y, os testes de linearidade do número TC são utilizadas as esferas de ar, LDPE, teflon e acrílico, para o teste de contraste de alvos esféricos de acrílico utiliza-se as esferas centrais

com 10, 8, 6, 4 mm e para o teste linearidade espacial utiliza-se as estruturas de teflon e ar espaçadas de 50 mm<sup>21</sup>.

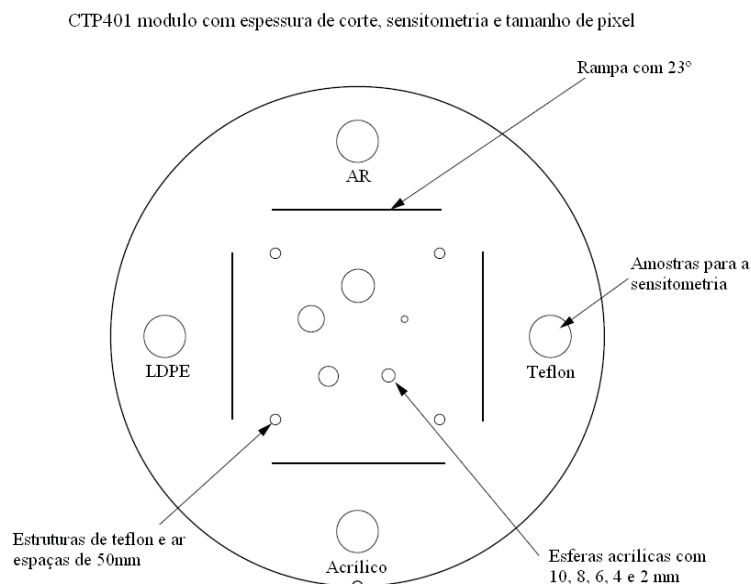


Figura 22: Diagrama representativo do módulo (CTP401) do Catphan® 500<sup>21</sup>.

## 4. 2 – Métodos

Os dados para a comparação da RSR, RCR e dose efetiva foram retirados dos bancos de dados dos testes de controle de qualidade realizados pelo Instituto de Eletrotécnica e Energia entre os anos de 2008 e 2010. Além disso, os dados para os diferentes parâmetros selecionáveis no tomógrafo Philips Brilliance 16 foram realizados neste trabalho.

Inicialmente, separou-se os tomógrafos em dois grupos, os tomógrafos de 10 e 16 fileiras detetoras (grupo 1) e de 40 a 320 fileiras detetoras (grupo 2), com a finalidade de comparar os resultados dentro de cada grupo e intercomparar os resultados entre os dois grupos.

## **4. 2. 1 – Dose**

### **4. 2. 1. 1 - Medição do CTDI nos objetos simuladores**

Os testes do índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI) buscaram a determinação das doses absorvidas representativas dos procedimentos clínicos em pacientes adultos. Utilizou-se câmara de ionização do tipo lápis descrita na seção 4. 1. 2.

Utilizou-se também os dispositivos de teste para dosimetria em TC, em PMMA. A câmara de ionização foi colocada no centro do dispositivo de teste, e este colocado no isocentro do *gantry*. Foram selecionados os protocolos típicos para exame de cabeça em cada equipamento, e então se realizou um corte no centro do volume sensível da câmara. O procedimento foi repetido com o dispositivo de teste para corpo, selecionando parâmetros típicos para exames de coluna lombar e de abdômen.

### **4. 2. 1. 2 – Incertezas associadas na medição do CTDI**

Utilizou-se o guia prático da agência internacional de energia atômica TRS 457<sup>19</sup>, para o cálculo da incerteza relativa expandida na medição do CTDI em objetos simuladores de PMMA<sup>19</sup>.

O TRS 457<sup>19</sup> descreve três condições metrológicas de medição, chamadas de cenários, para representar a incerteza relativa expandida. O primeiro cenário representa o caso que a instrumentação utilizada na medição está de acordo com a IEC 61674<sup>22</sup>. Os requerimentos da IEC 61674<sup>22</sup> representam o nível mínimo de desempenho para considerar estes instrumentos como bons. Neste cenário, o valor de uma única medição é obtido pela multiplicação da leitura da câmara de ionização por um fator de calibração. Neste cenário é importante realizar uma correção da pressão atmosférica com a pressão padrão e também uma correção de temperatura<sup>19</sup>.

O segundo cenário refere-se ao caso que os requerimentos vão além da IEC 61674<sup>22</sup>. Neste, a correção da pressão do ar deve ser aplicada a partir dos valores reais de pressão e temperatura tomadas no momento da medição. Além disso, utiliza-se os mesmos procedimentos do primeiro cenário. A redução da

incerteza do primeiro cenário para o segundo é obtida através da redução intrínseca, através de um erro de calibração e utilizando um detetor com uma pequena dependência energética de resposta<sup>19</sup>.

O terceiro cenário descreve os casos em que as condições de exposição são rigidamente controladas, ou seja, a qualidade da radiação, a direção de incidência da radiação, pressão do ar etc., além de realizar as correções necessárias<sup>19</sup>.

O cenário escolhido foi o primeiro e a Tabela 6 mostra as fontes de incertezas e os respectivos valores em porcentagem para este cenário.

Tabela 6: Fatores que influenciam na incerteza da medição do CTDI e seus respectivos valores em porcentagem<sup>19</sup>.

| Fonte de Incerteza                                                                                                | Incerteza (k=1)<br>(%) |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------|
| Erro Intrínseco , $N_{K,Q}$ ou $N_{K,Q0}^{KQ}$                                                                    | 2,89                   |
| Qualidade da Radiação                                                                                             | 2,89                   |
| Taxa de Kerma                                                                                                     | 1,115                  |
| Direção de incidência da radiação                                                                                 | 1,73                   |
| Pressão do ar                                                                                                     | 1,115                  |
| Temperatura e Umidade                                                                                             | 1,73                   |
| Compatibilidade eletromagnética                                                                                   | 2,89                   |
| Homogeneidade do campo e tamanho do campo                                                                         | 1,73                   |
| Tensão operada                                                                                                    | 1,115                  |
| Estabilidade de longo prazo do instrumento                                                                        | 1,15                   |
| Incerteza relativa combinada (k=1)                                                                                | 6,3                    |
| <b>Incerteza relativa expandida (k=2)</b>                                                                         | <b>12,6</b>            |
| Precisão de medição                                                                                               | 1,0                    |
| Precisão de indicação de carga do tubo                                                                            | 1,0                    |
| Precisão de posicionamento da câmara de ionização e posicionamento do objeto simulador no centro do <i>gantry</i> | 0,35                   |
| Incerteza na resposta da câmara de ionização para as medições nos objetos simuladores                             | 3,0                    |
| Incerteza padrão relativa combinada (K=1)                                                                         | 6,5                    |
| <b>Incerteza relativa expandida (k=2) para CTDI<sub>a,100</sub></b>                                               | <b>13,0</b>            |
| Incerteza combinada padrão para CTDI <sub>w</sub> (K=1)                                                           | 7,2                    |
| <b>Incerteza relativa expandida (k=2) para CTDI<sub>w</sub></b>                                                   | <b>14,4</b>            |
| Indicador de precisão de carga do tubo                                                                            | 1,0                    |
| Incerteza combinada padrão (k=1) DLP                                                                              | 7,3                    |
| <b>Incerteza relativa expandida (k=2) para o DLP</b>                                                              | <b>14,6</b>            |

#### 4. 2. 1. 3 – Cálculos

Os cálculos dos testes de dose foram realizados seguindo o mesmo procedimento:

1. Calcular o CTDI<sub>C</sub> para a leitura no orifício central e calcular quatro vezes o CTDI<sub>P</sub> para os quatro orifícios periféricos, utilizando a Equação 8.

2. Calcular a média entre os quatro valores de  $CTDI_P$  e utilizar a Equação 9 para o cálculo do  $CTDI_W$ .
3. Calcular a incerteza associada com a medição para o  $CTDI_W$ , que é de 14,4 %, de acordo com a Tabela 6.
4. Calcular o valor do  $CTDI_{VOL}$  pela Equação 10, utilizando o valor do *pitch* indicado no protocolo.
5. Calcular a DLP, a partir da padronização dos comprimentos de varredura para cada protocolo, estes valores estão na Tabela 8.
6. Calcular a dose efetiva, para isso é necessário escolher o valor de K mais adequado para o protocolo utilizado seguindo a Tabela 2, e utilizar a Equação 12.
7. Estimar a incerteza associada com o cálculo da dose efetiva. A incerteza relativa expandida é de 14,6 %, de acordo com a Tabela 6 que lista os fatores que contribuem para a medições da incerteza para o  $CTDI_W$  e DLP utilizando um sistema de câmara de ionização e eletrômetro.

#### 4. 2. 2 – Qualidade da Imagem

Nos testes de qualidade da imagem, posicionou-se e alinhou-se o objeto simulador Catphan® 500<sup>21</sup> com o auxílio dos lasers do tomógrafo computadorizado e selecionou-se um protocolo helicoidal igual ao protocolo utilizado para os testes de dose, para associar os dois resultados.

Para o teste da Razão Sinal-Ruído, utilizou-se o módulo homogêneo (CTP486) do Catphan® 500<sup>21</sup>, em que selecionou-se cinco regiões de interesse (ROI) como ilustrado na Figura 23, utilizando o software JiveX®

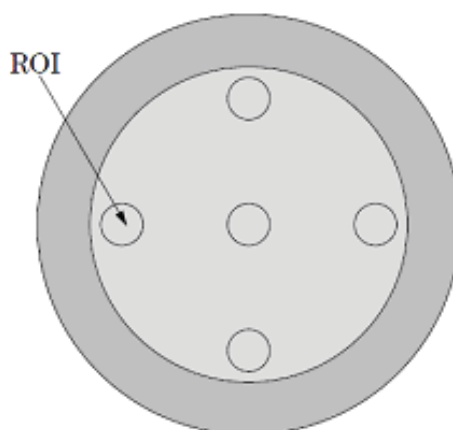


Figura 23: Representação das ROIs para o cálculo da uniformidade.

Depois de selecionadas estas cinco ROIs, realizou-se o cálculo da média dos sinais e do ruído (desvio padrão) para estas cinco ROIs. E calculou-se a razão sinal-ruído (RSR) utilizando a Equação 4. Utilizou-se este procedimento de cálculo da RSR, pois o IEE realiza este cálculo desta maneira.

Para o cálculo da razão contraste-ruído (RCR), utilizou-se o módulo de baixo contraste do objeto simulador Catphan® 500<sup>21</sup>, utilizando o software JiveX® selecionou-se uma ROI na maior estrutura visível com densidade de 1 %, e outra ROI de mesmo tamanho no fundo próximo à primeira ROI e anotou-se os valores da média do sinal e ruído.

Após a realização deste procedimento, utilizou-se a Equação 5, para o cálculo da RCR.

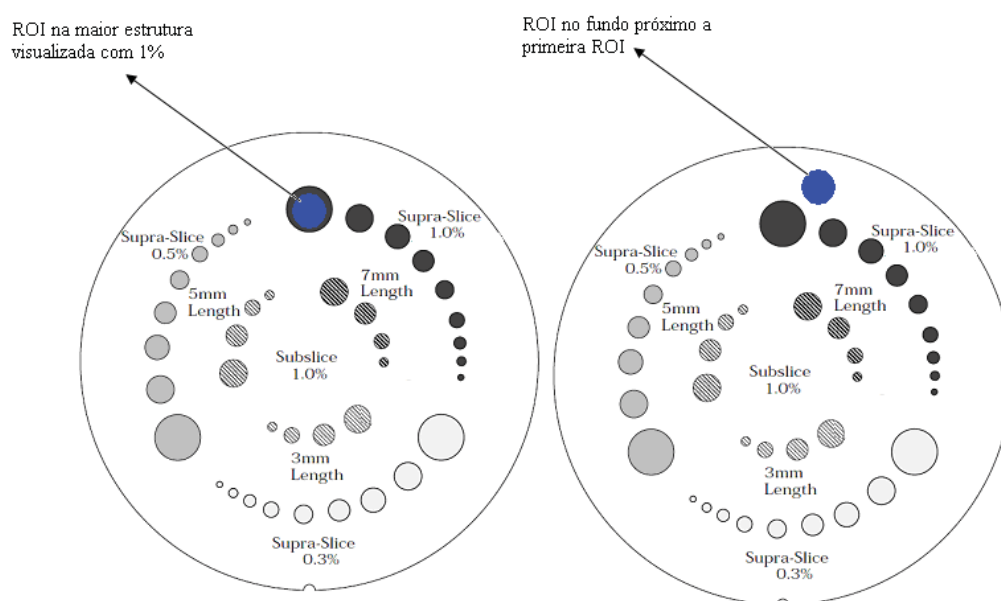


Figura 24: Representação da medição do sinal e ruído na seção de baixo contraste do Catphan 500<sup>21</sup>.

#### 4. 2. 3 – Padronizações dos comprimentos de varredura

Na padronização dos comprimentos de varredura para os protocolos de crânio, abdômen e coluna lombar, realizou-se entrevistas com os técnicos do Instituto de Radiologia da Faculdade de Medicina da USP (INRAD) e do Instituto do Câncer de São Paulo "Octavio Frias De Oliveira" (ICESP). Anotou-se os comprimentos de varredura e realizou-se o cálculo da média, desvio padrão e coeficiente de variação para os resultados. O valor resultante como padrão para ser

utilizado no cálculo do DLP foi a média destes valores para cada um dos protocolos avaliados.

#### **4. 2. 4 – Estudos de diferentes parâmetros em um único equipamento de tomografia computadorizada**

Este estudo foi realizado em um tomógrafo Philips modelo Brillinace 16. Selecionou-se o protocolo helicoidal de crânio, pois o objeto simulador utilizado era de crânio e anotou-se este protocolo, realizou-se então, uma aquisição inicial, sem alterações neste protocolo, e este foi chamado de “protocolo padrão”. Após isto modificou-se um dos parâmetros de cada vez e analisou-se as imagens em relação à RSR e a RCR.

O “protocolo padrão” e as variações nos protocolos estão representados na Tabela 7.

No primeiro estudo, variou-se o *pitch*, pois diferentes valores de pitch, entregam doses diferentes e com isso analisou-se as imagens adquiridas, com 0,938 e 1,313 e comparou-se com o pitch padrão de 0,563.

No segundo estudo, variou-se os filtros matemáticos, pois a variação dos filtros podem não modifica a dose entregue ao paciente modificando apenas a imagem. O primeiro filtro utilizado foi o filtro padrão para crânio (Brain STD (UB)) no “protocolo padrão” e após isso realizou-se novas aquisições com os filtros de detalhe (Detail (D)), bordas padrão (STD edge (EB)), realce de borda (Sharp Edge (EC)), suavização (Smooth (A)) e outro de detalhe (Y-Detail(YB)). Em todos os filtros a RSR e a RCR foi calculada e comparada com o padrão.

No terceiro estudo variou-se o realce (*enhancement*), para os valores de 0 este sendo o padrão e para -0,75 e 0,75, após isso analisou-se as imagens.

Na quarta variação, modificou-se a colimação, para isso manteve fixo o número de detetores utilizados (16) e aumentou-se espessura do detetor de 0,75 mm (12 mm de colimação) para 1,5 mm (24 mm de colimação) e analisou-se as imagens.

No último estudo, variou-se a espessura de corte, para os valores de 1,0 mm e 5,0 mm e comparou-se com a espessura padrão de 2,0 mm, analisado as imagens.

Tabela 7: Diferenças entre os protocolos escolhidos para o estudo.

| Referência         | Nome Protocolo | Modo       | Tensão (kVp) | Tempo (s) | Corrente-Tempo (mAs) | mAs efetivo | Espessura de corte (mm) | Incremento (mm) | Colimação (mm) | FOV (mm) | Pitch | Filtro          | Resolução | Enhancement |
|--------------------|----------------|------------|--------------|-----------|----------------------|-------------|-------------------------|-----------------|----------------|----------|-------|-----------------|-----------|-------------|
| Padrão             | Cabeça         | Helicoidal | 120          | 0,75      | 300                  | 532,86      | 2,0                     | 1,0             | 16x0,75        | 250      | 0,563 | Brain STD (UB)  | Padrão    | 0           |
| Pitch              | Cabeça         | Helicoidal | 120          | 0,75      | 300                  | 319,83      | 2,0                     | 1,0             | 16x0,75        | 250      | 0,938 | Brain STD (UB)  | Padrão    | 0           |
| Pitch              | Cabeça         | Helicoidal | 120          | 0,75      | 300                  | 228,48      | 2,0                     | 1,0             | 16x0,75        | 250      | 1,313 | Brain STD (UB)  | Padrão    | 0           |
| Filtro             | Cabeça         | Helicoidal | 120          | 0,75      | 300                  | 532,86      | 2,0                     | 1,0             | 16x0,75        | 250      | 0,563 | Detail(D)       | Padrão    | 0           |
| Filtro             | Cabeça         | Helicoidal | 120          | 0,75      | 300                  | 532,86      | 2,0                     | 1,0             | 16x0,75        | 250      | 0,563 | STD Edge(EB)    | Padrão    | 0           |
| Filtro             | Cabeça         | Helicoidal | 120          | 0,75      | 300                  | 532,86      | 2,0                     | 1,0             | 16x0,75        | 250      | 0,563 | Sharp Edge (EC) | Padrão    | 0           |
| Filtro             | Cabeça         | Helicoidal | 120          | 0,75      | 300                  | 532,86      | 2,0                     | 1,0             | 16x0,75        | 250      | 0,563 | Smooth (A)      | Padrão    | 0           |
| Filtro             | Cabeça         | Helicoidal | 120          | 0,75      | 300                  | 532,86      | 2,0                     | 1,0             | 16x0,75        | 250      | 0,563 | Y-Detail (YB)   | Padrão    | 0           |
| Enhancement        | Cabeça         | Helicoidal | 120          | 0,75      | 300                  | 532,86      | 2,0                     | 1,0             | 16x0,75        | 250      | 0,563 | Brain STD (UB)  | Padrão    | -0,75       |
| Enhancement        | Cabeça         | Helicoidal | 120          | 0,75      | 300                  | 532,86      | 2,0                     | 1,0             | 16x0,75        | 250      | 0,563 | Brain STD (UB)  | Padrão    | 0,75        |
| Colimação          | Cabeça         | Helicoidal | 120          | 0,75      | 300                  | 532,86      | 2,0                     | 1,0             | 16x1,5         | 250      | 0,563 | Brain STD (UB)  | Padrão    | 0           |
| Espessura de Corte | Cabeça         | Helicoidal | 120          | 0,75      | 300                  | 532,86      | 1,0                     | 1,0             | 16x0,75        | 250      | 0,563 | Brain STD (UB)  | Padrão    | 0           |
| Espessura de Corte | Cabeça         | Helicoidal | 120          | 0,75      | 300                  | 532,86      | 5,0                     | 1,0             | 16x0,75        | 250      | 0,563 | Brain STD (UB)  | Padrão    | 0           |

## 5 – RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 5.1 – Padronização dos comprimentos de varredura

A Tabela 8 mostra os resultados das entrevistas entre seis técnicos para a padronização dos comprimentos de varredura.

Verificou-se que houve grandes diferenças de comprimentos de varredura para os técnicos entrevistados. Como verificado, o coeficiente de variação foi de 27,4% para crânio, 18,6% para coluna lombar e 9,8% para abdômen.

Estes resultados foram essenciais para a continuidade do trabalho, pois sem estes não seria possível realizar uma comparação com os valores de DLP e dose efetiva.

Tabela 8. Resultado da padronização dos comprimentos de varredura para os protocolos de crânio, coluna lombar e abdômen.

|                    | Crânio | Coluna Lombar | Abdômen |
|--------------------|--------|---------------|---------|
| Média (mm)         | 200,0  | 366,7         | 425     |
| Desvio Padrão (mm) | 54,8   | 68,3          | 41,8    |
| CV (%)             | 27,4   | 18,6          | 9,8     |

### 5.2 – Resultados da comparação da dose, RCR e RSR

Na Figura 25 e na Tabela 9 observa-se a variação do  $CTDI_w$  avaliados para o protocolo de crânio no grupo 1. Verificou-se que todos os tomógrafos apresentaram valores de  $CTDI_w$  abaixo do nível de referência para o crânio. Os resultados de forma mais detalhadas estão mostrados na Tabela 9. Verificou-se que os equipamentos Aquilion 16 entregaram uma maior dose para este mesmo protocolo.

Tabela 9: Resultados para os tomógrafos de 10 a 16 fileiras de detectores para o protocolo de crânio.

| Crânio – Grupo 1 |                    |        |                            |                              |                |                           |                                       |
|------------------|--------------------|--------|----------------------------|------------------------------|----------------|---------------------------|---------------------------------------|
| Marca            | Modelo             | Pitch  | CDTI <sub>w</sub><br>(mGy) | CTDI <sub>vol</sub><br>(mGy) | DLP (mGy.cm)   | Dose<br>efetiva<br>(mSv)* | RSR    RCR    Q = RCR <sup>2</sup> /E |
| Toshiba          | Aquillion 16-1     | 0,688  | 44,2 ± 6,7                 | 64,2 ± 9,3                   | 1284,8 ± 185,0 | 3,0 ± 0,4                 | 2,47    2,66    2,39                  |
| Toshiba          | Aquillion 16-2     | 0,688  | 43,8 ± 6,3                 | 63,7 ± 9,2                   | 1273,0 ± 183,3 | 2,9 ± 0,4                 | 3,00    3,35    3,84                  |
| Philips          | Brilliance 16-CT01 | 0,563  | 37,2 ± 5,4                 | 66,0 ± 9,5                   | 1320,0 ± 190,1 | 3,0 ± 0,4                 | 3,88    2,74    2,47                  |
| Philips          | Brilliance 16-CT02 | 0,563  | 38,2 ± 5,5                 | 67,8 ± 9,8                   | 1356,2 ± 195,3 | 3,1 ± 0,5                 | 4,07    2,32    1,73                  |
| Philips          | Brilliance 16-CT06 | 0,563  | 34,8 ± 5,0                 | 61,8 ± 8,9                   | 1235,2 ± 177,9 | 2,8 ± 0,4                 | 3,50    2,87    2,89                  |
| Philips          | MX8000 IDT16       | 0,667  | 34,4 ± 5,0                 | 51,5 ± 7,4                   | 1030,2 ± 148,4 | 2,4 ± 0,3                 | 4,01    2,76    3,21                  |
| Philips          | MX8000 IDT16       | 0,667  | 33,4 ± 4,8                 | 50,1 ± 7,2                   | 1001,8 ± 144,3 | 2,3 ± 0,3                 | 3,77    2,65    3,06                  |
| Philips          | MX8000 IDT10       | 0,3    | 20,8 ± 3,0                 | 69,4 ± 10,0                  | 1387,3 ± 199,8 | 3,2 ± 0,5                 | 3,11    4,51    6,36                  |
| GE               | Lightspeed         | 0,9375 | 24,6 ± 3,5                 | 26,2 ± 3,8                   | 524,0 ± 75,4   | 1,2 ± 0,2                 | 1,17    1,50    1,86                  |
| GE               | Lightspeed         | 0,9375 | 17,7 ± 2,5                 | 18,8 ± 2,7                   | 376,7 ± 54,3   | 0,9 ± 0,1                 | 1,03    1,56    2,82                  |
| Média            |                    |        | 32,9 ± 4,7                 | 54,0 ± 7,8                   | 1078,9 ± 155,4 | 2,5 ± 0,4                 | 3,00    2,69    3,06                  |
| Desvio           |                    |        | 9,1 ± 1,3                  | 17,8 ± 2,6                   | 356,5 ± 51,3   | 0,8 ± 0,1                 | 1,12    0,86    1,32                  |
| CV               |                    |        | 27,7%                      | 33,0%                        | 33,0%          | 33,0%                     | 37,3%    31,8%    43,0%               |

\* Os níveis de referência pelo Guia Europeu<sup>23</sup> e por Van der Molen<sup>24</sup> são 2, 415 mSv e 1,9 mSv, respectivamente.

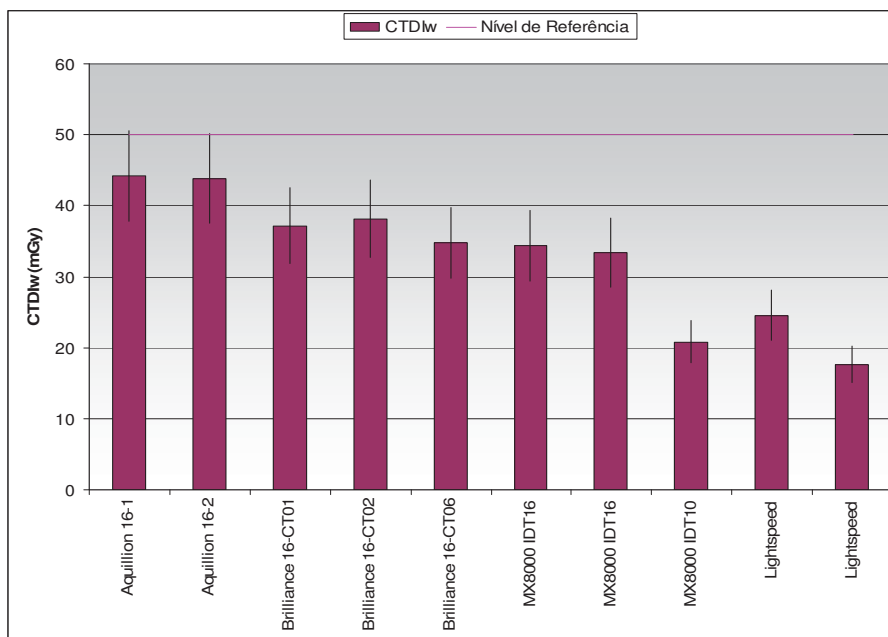


Figura 25: Resultado do CTDI<sub>w</sub> medido e respectivas incertezas, do protocolo de crânio para o grupo 1.

Na Figura 26 observa-se a variação da RSR, da RCR, da dose efetiva e do coeficiente de qualidade Q do grupo 1 para o protocolo de crânio. Verificou-se que o equipamento Brilliance 16-CT01 entregou uma dose efetiva maior que os equipamentos Aquilion 16 1 e 2, mesmo tendo um CTDI<sub>w</sub> menor que estes dois, isso por que o valor do *pitch* do Brilliance 16 CT01 é menor. O Equipamento MX8000-IDT10 obteve o melhor coeficiente Q, mas este equipamento teve uma dose efetiva e RCR alta e como o coeficiente Q aumenta quadraticamente com o aumento da RCR, este valor foi o mais alto. A dose efetiva foi alta, pois neste equipamento utilizou-se um valor de *pitch* igual a 0,3 mm.

A Tabela 9 mostra os resultados mais detalhados com as médias entre todos os parâmetros analisados para os tomógrafos do grupo 1 para o protocolo de crânio, bem como o desvio padrão e o coeficiente de variação (CV) entre estes valores. Verificaram-se variações na RSR, RCR e dose efetiva de 37,3 %, 31,8 % e 33,0 %, respectivamente para o protocolo de crânio no grupo 1.

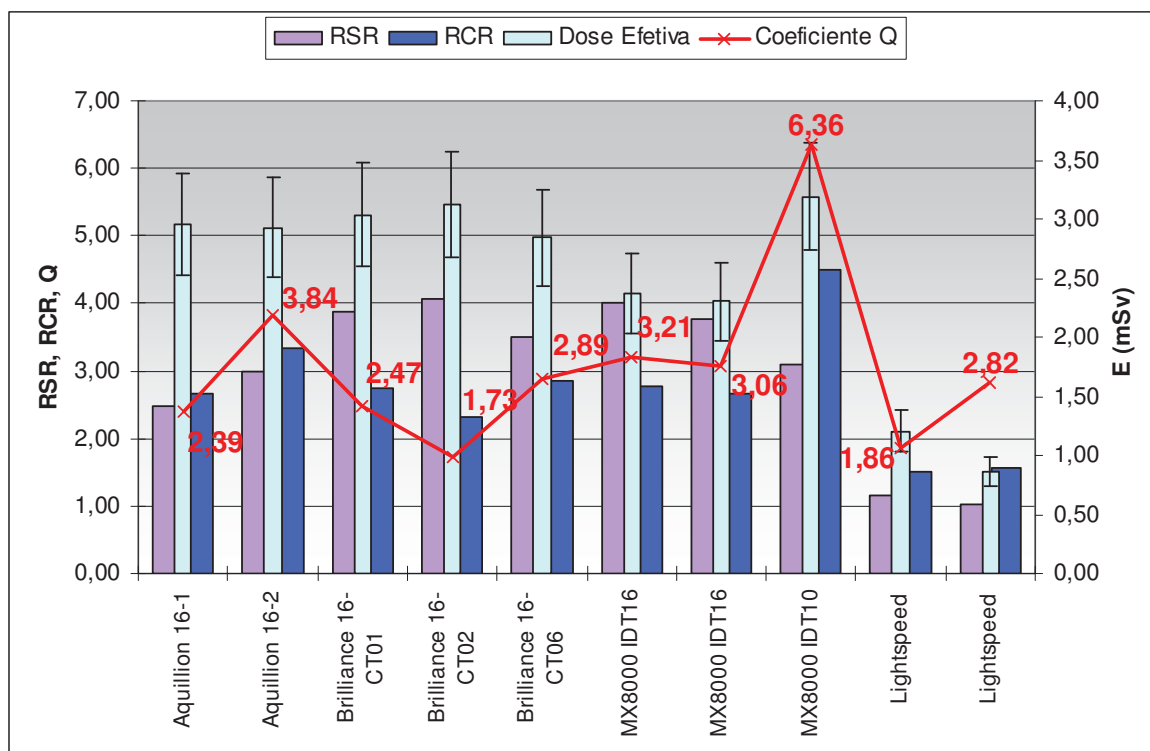


Figura 26: Resultado da RSR, RCR, dose efetiva e Coeficiente Q do grupo 1 para o protocolo de crânio.

Na Figura 27 observa-se a variação do  $CTDI_w$  avaliadas para o protocolo de crânio no grupo 2. Verificou-se que todos os tomógrafos apresentaram valores de  $CTDI_w$  abaixo do nível de referência para o crânio, a menos do Philips Brilliance 40 que apresentou um resultado de  $50,6 \pm 7,3$  mGy. No equipamento Toshiba Aquilion One, foi realizada a verificação do  $CTDI_w$  com uma aquisição de  $64 \times 0,5$  mm, da mesma maneira que um Toshiba Aquilion 64, pois a aquisição volumétrica em 160 mm de colimação estende-se além do volume ativo da câmara de ionização impossibilitando que a medição fosse realizada.

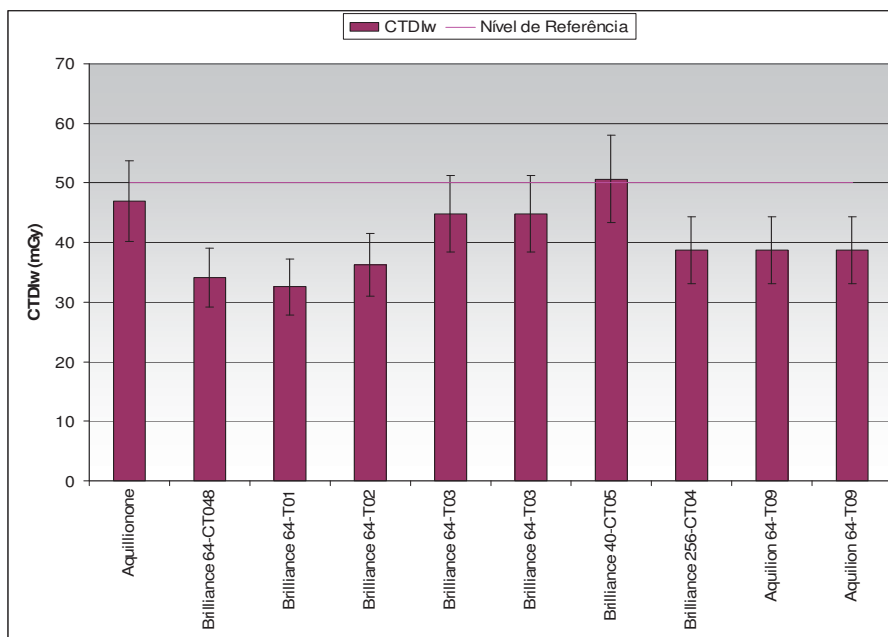


Figura 27: Resultado do  $CTDI_w$  medido e respectivas incertezas, do protocolo de crânio para o grupo 2.

Na Figura 28 observa-se a variação da RSR, da RCR, da dose efetiva e do coeficiente de qualidade Q do grupo 2 para o protocolo de crânio. Verificou-se que o equipamento Brilliance 256-CT04 entregou a maior dose efetiva, isso por que o equipamento estava um valor de *pitch* igual a 0,392 mm, o menor deste grupo. O Equipamento Brilliance 64-T01 obteve o melhor coeficiente Q, pois obteve uma RCR alta e uma dose efetiva comparativamente baixa, aumentando com isso o coeficiente Q.

A Tabela 10 mostra os resultados de forma mais detalhadas com as médias entre todos os parâmetros analisados para os tomógrafos do grupo 2 para o protocolo de crânio, bem como o desvio padrão e o coeficiente de variação (CV) entre estes valores. Verificaram-se variações na RSR, RCR e dose efetiva de 36,3 %, 33,9 % e 25,9 %, respectivamente para o protocolo de crânio no grupo 2.

Tabela 10: Resultados para os tomógrafos de 40 a 320 fileiras de detectores para o protocolo de crânio.

Crânio – Grupo 2

| Marca         | Modelo         | Pitch | CDTI <sub>w</sub> (mGy) | CDTI <sub>w</sub> (mGy) | CTDI <sub>vol</sub> (mGy) | Dose efetiva (mSv)* | RSR          | RCR          | Q = RCR <sup>2</sup> /E |
|---------------|----------------|-------|-------------------------|-------------------------|---------------------------|---------------------|--------------|--------------|-------------------------|
| Toshiba       | Aquilionone    | 0,641 | 46,9 ± 6,8              | 73,2 ± 10,5             | 1464,2 ± 210,9            | 3,4 ± 0,5           | 1,68         | 1,80         | 0,96                    |
| Philips       | Brilliance 64  | 0,656 | 34,1 ± 4,9              | 52,0 ± 7,5              | 1039,2 ± 149,7            | 2,4 ± 0,3           | 2,69         | 1,32         | 0,73                    |
| Philips       | Brilliance 64  | 0,672 | 32,5 ± 4,7              | 48,4 ± 7,0              | 968,2 ± 139,4             | 2,2 ± 0,3           | 3,83         | 1,28         | 0,73                    |
| Philips       | Brilliance 64  | 0,672 | 36,2 ± 5,2              | 53,9 ± 7,8              | 1077,8 ± 155,2            | 2,5 ± 0,4           | 3,65         | 3,79         | 5,79                    |
| Philips       | Brilliance 64  | 0,673 | 44,8 ± 6,5              | 66,6 ± 9,6              | 1331,1 ± 191,7            | 3,1 ± 0,4           | 3,53         | 3,07         | 3,08                    |
| Philips       | Brilliance 64  | 0,673 | 44,8 ± 6,5              | 66,6 ± 9,6              | 1331,1 ± 191,7            | 3,1 ± 0,4           | 4,17         | 3,23         | 3,41                    |
| Philips       | Brilliance 40  | 0,53  | 50,6 ± 7,3              | 95,5 ± 13,8             | 1909,8 ± 275              | 4,4 ± 0,6           | 4,14         | 2,90         | 1,92                    |
| Philips       | Brilliance 256 | 0,392 | 38,7 ± 5,6              | 98,8 ± 14,2             | 1975,0 ± 284,4            | 4,5 ± 0,7           | 4,17         | 2,82         | 1,75                    |
| Toshiba       | Aquilion 64    | 0,641 | 38,8 ± 5,6              | 60,5 ± 8,7              | 1209,0 ± 174,1            | 2,8 ± 0,4           | 1,48         | 2,16         | 1,68                    |
| Toshiba       | Aquilion 64    | 0,641 | 38,8 ± 5,6              | 60,5 ± 8,7              | 1209,0 ± 174,1            | 2,8 ± 0,4           | 1,63         | 3,28         | 3,86                    |
| <b>Média</b>  |                |       | <b>40,62 ± 5,85</b>     | <b>67,6 ± 9,7</b>       | <b>1351,4 ± 194,6</b>     | <b>3,1 ± 0,5</b>    | <b>3,10</b>  | <b>2,57</b>  | <b>2,39</b>             |
| <b>Desvio</b> |                |       | <b>5,89 ± 0,85</b>      | <b>17,3 ± 2,5</b>       | <b>345,4 ± 49,7</b>       | <b>0,8 ± 0,1</b>    | <b>1,12</b>  | <b>0,87</b>  | <b>1,63</b>             |
| <b>CV</b>     |                |       | <b>14,5%</b>            | <b>25,6%</b>            | <b>25,6%</b>              | <b>25,6%</b>        | <b>36,3%</b> | <b>33,9%</b> | <b>68,1%</b>            |

\* O nível de referência pelo Guia Europeu<sup>23</sup> é 2, 415 mSv.

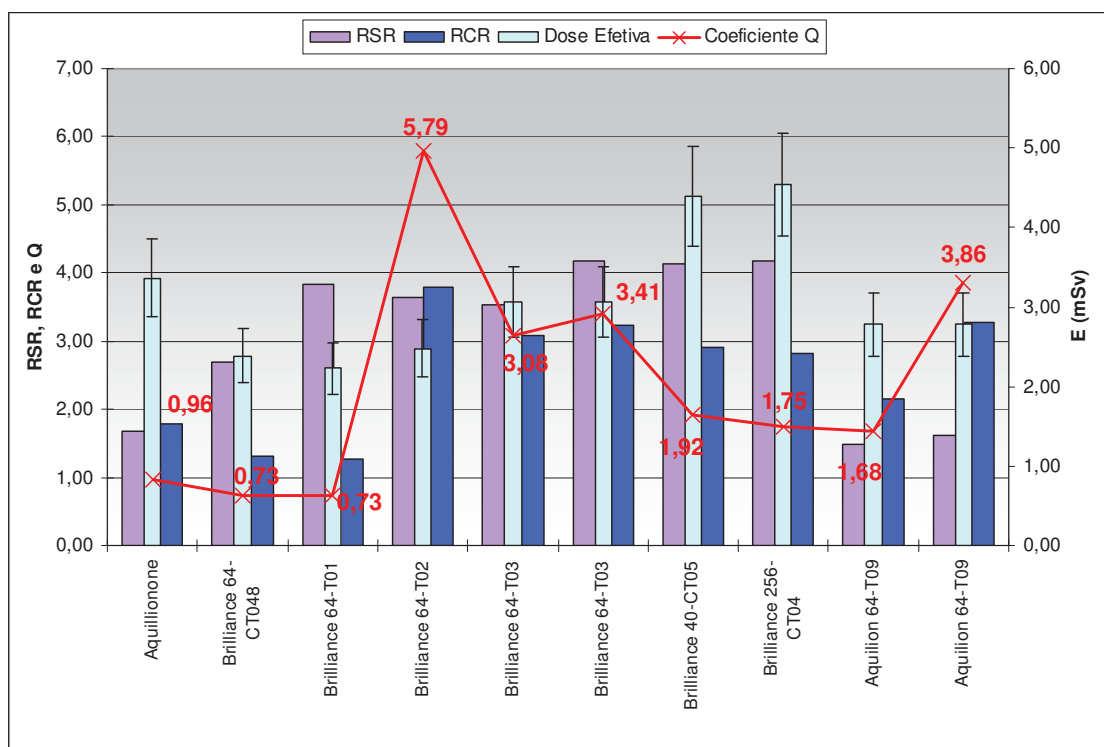


Figura 28: Resultado da RSR, RCR, dose efetiva e Coeficiente Q do grupo 2 para o protocolo de crânio.

Na Figura 29 observa-se a variação do  $CTDI_w$  avaliados para o protocolo de abdômen no grupo 1. Verificou-se que todos os tomógrafos apresentaram valores de  $CTDI_w$  abaixo do nível de referência para o abdômen.

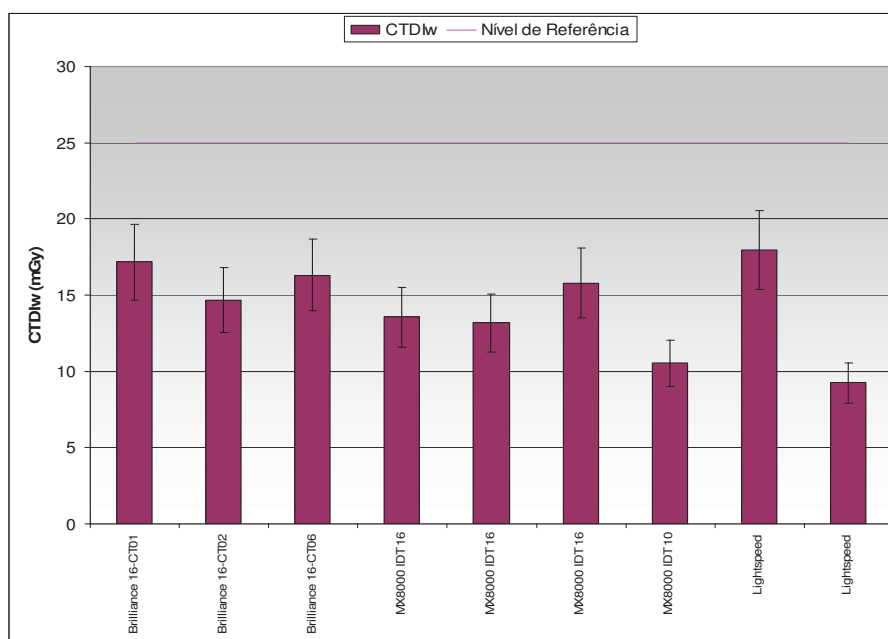


Figura 29: Resultado do  $CTDI_w$  medido e respectivas incertezas, do protocolo de abdômen para o grupo 1.

Na Figura 30 observa-se a variação da RSR, da RCR, da dose efetiva e do coeficiente de qualidade (Q) do grupo 1 para o protocolo de abdômen. Verificou-se os valores do coeficiente Q para este tipo de protocolo são mais baixos que os valores do protocolo de crânio, pois a dose efetiva neste tipo de protocolo é maior. O equipamento Lightspeed entregou a maior dose efetiva. O Equipamento MX8000-IDT16 obteve o maior coeficiente Q, pois obteve uma RCR alta e uma dose efetiva comparativamente baixa, aumentando com isso o coeficiente Q.

A Tabela 11 mostra os resultados detalhados com as médias entre todos os parâmetros analisados para os tomógrafos do grupo 1 para o protocolo de abdômen, bem como o desvio padrão e o coeficiente de variação (CV) entre estes valores. Verificaram-se variações na RSR, RCR e dose efetiva de 42,6 %, 36,6 % e 27,2 %, respectivamente para o protocolo de abdômen no grupo 1.

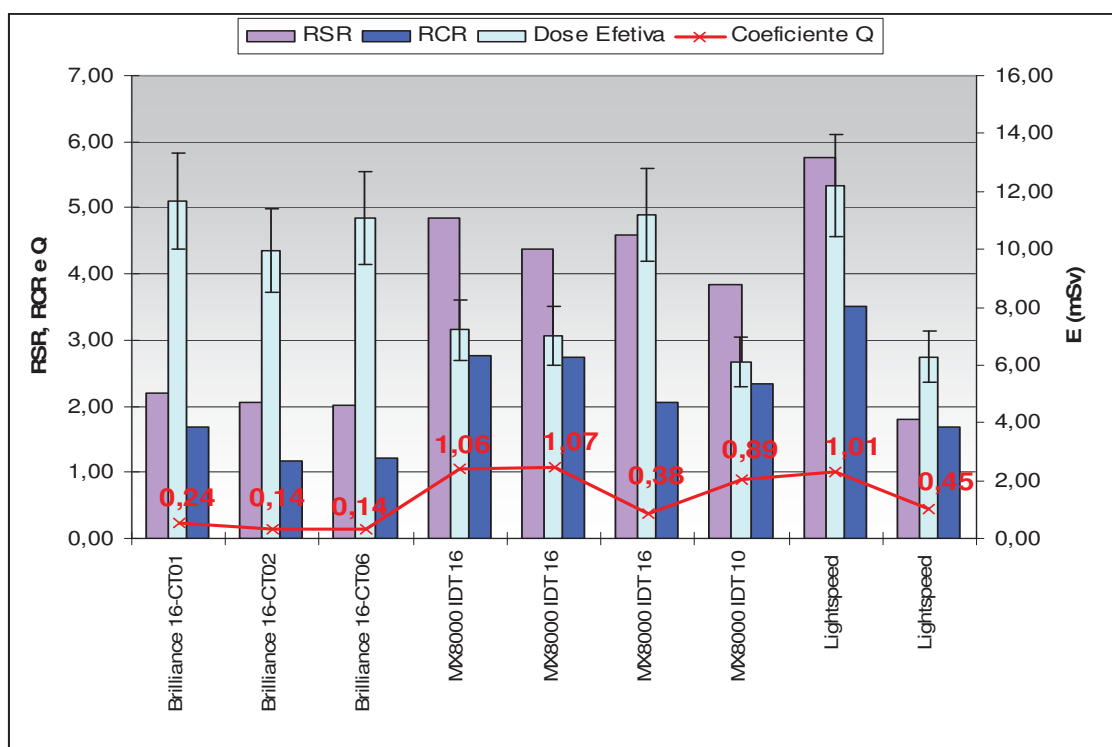


Figura 30: Resultado da RSR, RCR, dose efetiva e Coeficiente Q do grupo 1 para o protocolo de abdômen.

Tabela 11: Resultados para os tomógrafos de 10 e 16 fileiras de detectores para o protocolo de abdômen.

## Abdômen – Grupo 1

| Marca         | Modelo             | <i>Pitch</i> | CDTI <sub>w</sub><br>(mGy) | CTDI <sub>vol</sub><br>(mGy) | DLP<br>(mGy.cm)     | Dose<br>efetiva<br>(mSv)* | RSR          | RCR          | Q = RCR <sup>2</sup> /E |
|---------------|--------------------|--------------|----------------------------|------------------------------|---------------------|---------------------------|--------------|--------------|-------------------------|
| Philips       | Brilliance 16-CT01 | 0,938        | 17,2 ± 2,5                 | 18,3 ± 2,6                   | 777,3 ± 112         | 11,7 ± 1,7                | 2,21         | 1,69         | 0,24                    |
| Philips       | Brilliance 16-CT02 | 0,938        | 14,7 ± 2,1                 | 15,6 ± 2,3                   | 664,3 ± 95,7        | 10,0 ± 1,4                | 2,05         | 1,17         | 0,14                    |
| Philips       | Brilliance 16-CT06 | 0,938        | 16,3 ± 2,4                 | 17,4 ± 2,5                   | 738,7 ± 106,3       | 11,1 ± 1,6                | 2,02         | 1,23         | 0,14                    |
| Philips       | MX8000 IDT 16      | 1,2          | 13,6 ± 2,0                 | 11,3 ± 1,6                   | 480,3 ± 69,2        | 7,2 ± 1,0                 | 4,84         | 2,76         | 1,06                    |
| Philips       | MX8000 IDT 16      | 1,2          | 13,2 ± 1,9                 | 11,0 ± 1,6                   | 466,2 ± 67,2        | 7,0 ± 1,0                 | 4,39         | 2,74         | 1,07                    |
| Philips       | MX8000 IDT 16      | 0,9          | 15,8 ± 2,3                 | 17,6 ± 2,5                   | 745,9 ± 107,4       | 11,2 ± 1,6                | 4,60         | 2,07         | 0,38                    |
| Philips       | MX8000 IDT 10      | 1,1          | 10,5 ± 1,5                 | 9,6 ± 1,4                    | 406,8 ± 58,6        | 6,1 ± 0,9                 | 3,84         | 2,33         | 0,89                    |
| GE            | Lightspeed         | 0,9375       | 17,9 ± 2,6                 | 19,1 ± 2,8                   | 813,0 ± 117,1       | 12,2 ± 1,8                | 5,76         | 3,50         | 1,01                    |
| GE            | Lightspeed         | 0,9375       | 9,2 ± 1,3                  | 9,9 ± 1,4                    | 419,1 ± 60,3        | 6,3 ± 0,9                 | 1,81         | 1,68         | 0,45                    |
| <b>Média</b>  |                    |              | <b>14,3 ± 2,1</b>          | <b>14,4 ± 2,1</b>            | <b>612,4 ± 88,2</b> | <b>9,2 ± 1,3</b>          | <b>3,50</b>  | <b>2,13</b>  | <b>0,60</b>             |
| <b>Desvio</b> |                    |              | <b>3,0 ± 0,4</b>           | <b>3,9 ± 0,6</b>             | <b>166,7 ± 24,0</b> | <b>2,5 ± 0,4</b>          | <b>1,49</b>  | <b>0,78</b>  | <b>0,41</b>             |
| <b>CV</b>     |                    |              | <b>20,7%</b>               | <b>27,2%</b>                 | <b>27,2%</b>        | <b>27,2%</b>              | <b>42,6%</b> | <b>36,6%</b> | <b>67,8%</b>            |

\* Os níveis de referência pelo Guia Europeu<sup>23</sup> e por Van der Molen<sup>24</sup> são 11,7 mSv e 7,2 mSv, respectivamente.

Na Figura 31 observa-se a variação dos  $CTDI_w$  avaliados para o protocolo de abdômen no grupo 2. Verificou-se que todos os tomógrafos apresentaram valores de  $CTDI_w$  abaixo do nível de referência para o abdômen, a menos do Philips Brilliance 256 que apresentou um resultado de  $29,3 \pm 4,2$  mGy. Neste equipamento a verificação foi realizada com uma aquisição de  $128 \times 0,625$  mm resultando em 80 mm de colimação, o que justifica o resultado maior que dos outros tomógrafos. Para fins de comparação estatística, este resultado não será considerado.

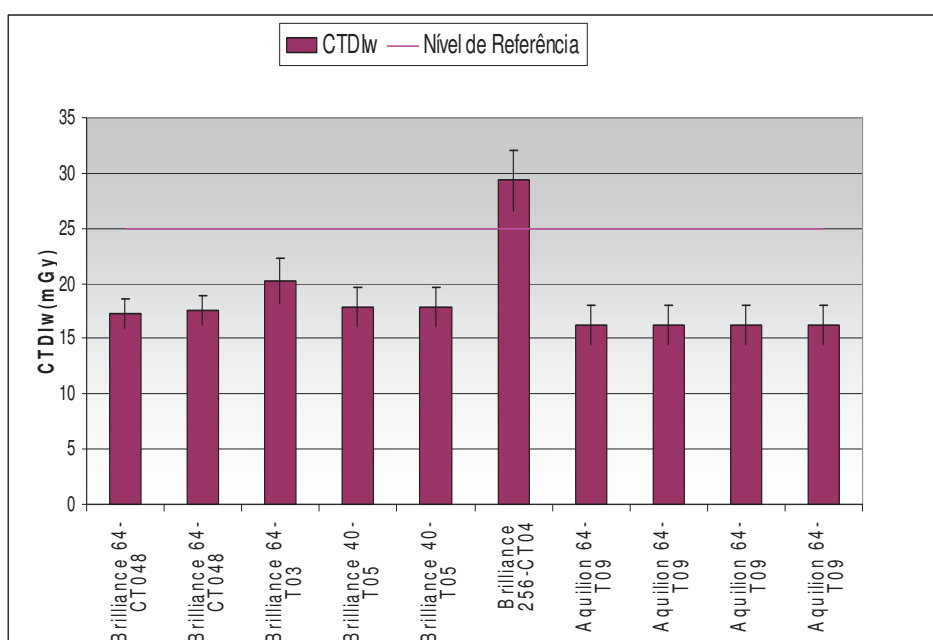


Figura 31: Resultado do  $CTDI_w$  medido e respectivas incertezas, do protocolo de abdômen para o grupo 2.

Na Figura 32 observa-se a variação da RSR, da RCR, da dose efetiva e do coeficiente de qualidade Q do grupo 2 para o protocolo de abdômen. O equipamento Brilliance 256 – CT04 entregou a maior dose efetiva, mas este equipamento como mencionado na comparação do  $CTDI_w$ , não será considerado. O equipamento Aquilion 64 T-09 obteve o maior coeficiente Q, pois obteve uma RCR alta e uma dose efetiva comparativamente baixa, aumentando com isso o coeficiente Q.

A Tabela 12 mostra as médias entre todos os parâmetros analisados para os tomógrafos do grupo 2 para o protocolo de abdômen, bem como o desvio padrão e o coeficiente de variação (CV) entre estes valores. Verificaram-se variações na RSR, RCR e dose efetiva de 50,3 %, 60,4 % e 13,2 %, respectivamente para o protocolo de abdômen no grupo 2.

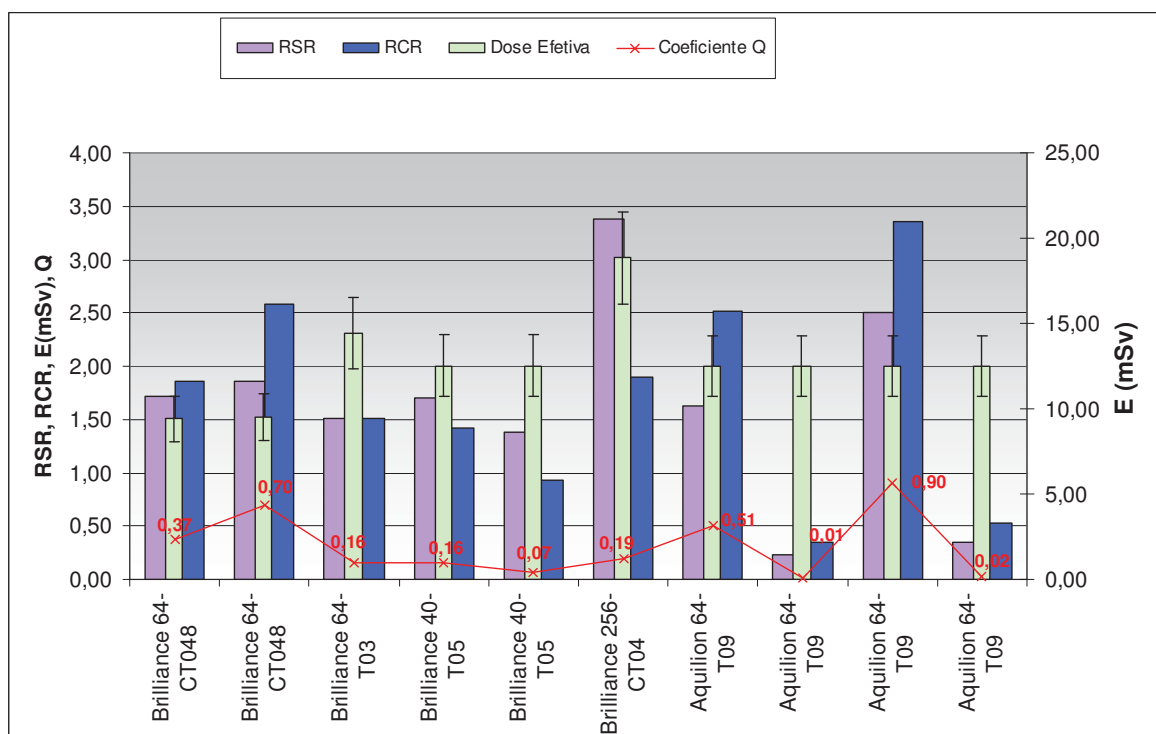


Figura 32: Resultado da RSR, RCR, dose efetiva e Coeficiente Q do grupo 2 para o protocolo de abdômen.

Tabela 12: Resultados para os tomógrafos de 40 a 320 fileiras de detectores para o protocolo de abdômen.

## Abdômen – Grupo 2

| Marca         | Modelo              | Pitch | CDTI <sub>w</sub><br>(mGy) | CTDI <sub>vol</sub><br>(mGy) | DLP (mGy.cm)        | Dose efetiva<br>(mSv)* | RSR          | RCR          | Q = RCR <sup>2</sup> /E |
|---------------|---------------------|-------|----------------------------|------------------------------|---------------------|------------------------|--------------|--------------|-------------------------|
| Philips       | Brilliance 64-CT048 | 1,172 | 17,3 ± 2,5                 | 14,8 ± 2,1                   | 626,9 ± 90,3        | 9,4 ± 1,4              | 1,72         | 1,86         | 0,37                    |
| Philips       | Brilliance 64-CT048 | 1,172 | 17,6 ± 2,5                 | 15,0 ± 2,2                   | 636,7 ± 91,7        | 9,6 ± 1,4              | 1,86         | 2,59         | 0,70                    |
| Philips       | Brilliance 64-T03   | 0,891 | 20,2 ± 2,9                 | 22,7 ± 3,3                   | 964,0 ± 138,8       | 14,5 ± 2,1             | 1,51         | 1,51         | 0,16                    |
| Philips       | Brilliance 40-T05   | 0,908 | 17,9 ± 2,6                 | 19,7 ± 2,8                   | 835,5 ± 120,3       | 12,5 ± 1,8             | 1,71         | 1,41         | 0,16                    |
| Philips       | Brilliance 40-T05   | 0,908 | 17,9 ± 2,6                 | 19,7 ± 2,8                   | 835,5 ± 120,3       | 12,5 ± 1,8             | 1,39         | 0,94         | 0,07                    |
| Toshiba       | Brilliance 256-CT04 | 0,993 | 16,3 ± 2,3                 | 19,6 ± 2,8                   | 834,1 ± 120,1       | 12,5 ± 1,8             | 1,63         | 2,52         | 0,51                    |
| Toshiba       | Aquilion 64-T09     | 0,828 | 16,3 ± 2,3                 | 19,6 ± 2,8                   | 834,1 ± 120,1       | 12,5 ± 1,8             | 0,23         | 0,35         | 0,01                    |
| Toshiba       | Aquilion 64-T09     | 0,828 | 16,3 ± 2,3                 | 19,6 ± 2,8                   | 834,1 ± 120,1       | 12,5 ± 1,8             | 2,51         | 3,36         | 0,90                    |
| Toshiba       | Aquilion 64-T09     | 0,828 | 16,3 ± 2,3                 | 19,6 ± 2,8                   | 834,1 ± 120,1       | 12,5 ± 1,8             | 0,35         | 0,52         | 0,02                    |
| <b>Média</b>  |                     |       | <b>17,3 ± 2,5</b>          | <b>18,9 ± 2,7</b>            | <b>803,9 ± 11,8</b> | <b>12,1 ± 1,7</b>      | <b>1,43</b>  | <b>1,67</b>  | <b>0,32</b>             |
| <b>Desvio</b> |                     |       | <b>1,3 ± 0,2</b>           | <b>2,5 ± 0,4</b>             | <b>106,4 ± 15,3</b> | <b>1,6 ± 0,2</b>       | <b>0,72</b>  | <b>1,01</b>  | <b>0,32</b>             |
| <b>CV</b>     |                     |       | <b>7,5%</b>                | <b>13,2%</b>                 | <b>13,2%</b>        | <b>13,2%</b>           | <b>50,3%</b> | <b>60,4%</b> | <b>99,6%</b>            |

\* O nível de referência pelo Guia Europeu<sup>23</sup> é 11,7 mSv.

Na Figura 33 observa-se a variação das médias dos  $CTDI_w$  avaliados para o protocolo de crânio nos dois grupos. Verificou-se que não houve uma grande variação dos  $CTDI_w$  como era esperado. Mostrando que diferentes configurações de tomógrafos podem entregar doses semelhantes.

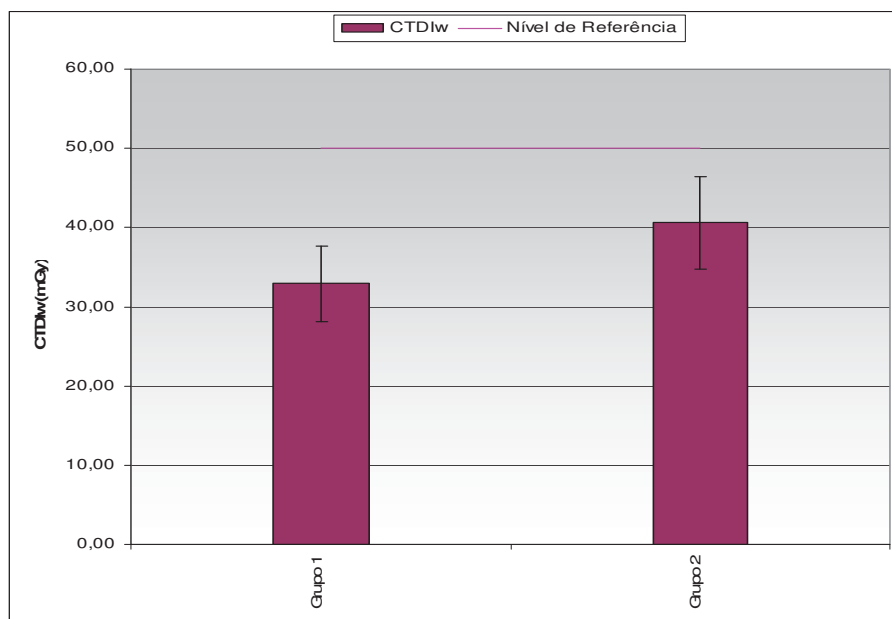


Figura 33: Intercomparação entre os dois grupos do  $CTDI_w$  médio com sua respectiva incerteza expandida para o protocolo de crânio.

Na Figura 34 observa-se a média da RSR, da RCR, da dose efetiva e do coeficiente de qualidade  $Q$  para os dois grupos de equipamentos para o protocolo de crânio. O grupo 1 entregou uma dose efetiva menor que o grupo 2, como esperado, pois a colimação total das combinações dos detetores do grupo 2 eram maiores. Já a RSR manteve-se praticamente constante e a RCR teve um pequeno aumento no grupo 1. Assim o coeficiente de qualidade  $Q$  do grupo 1 é maior.

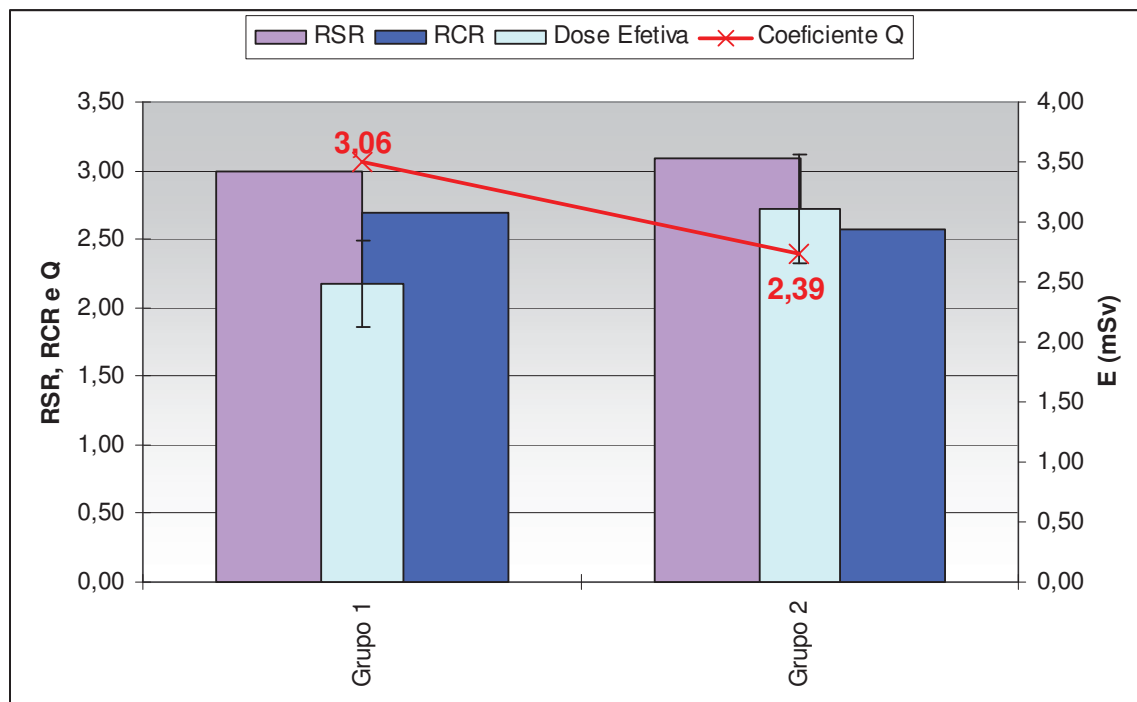


Figura 34: Intercomparação entre os dois grupos em relação à RSR, RCR, coeficiente Q e dose efetiva médio para o protocolo de crânio.

Na Tabela 13 observa-se detalhadamente a média da RSR, da RCR, da dose efetiva e do coeficiente de qualidade Q para os dois grupos de equipamentos para o protocolo de crânio. Como observado, o coeficiente de variação para o  $CTDI_w$  foi de 14,9% e para dose efetiva foi de 15,9%, mostrando que configurações diferentes podem entregar doses semelhantes.

A comparação por meio da RSR e RCR mostrou, que os dois grupos apresentam qualidade de imagem semelhantes, visto o coeficiente de variação ter sido de 2,2 % e 3,4 %, respectivamente.

Tabela 13: Intercomparação para o protocolo de crânio entre os dois grupos de tomógrafos.

| Crânio               |                                  |                                  |                                      |                                 |             |             |               |
|----------------------|----------------------------------|----------------------------------|--------------------------------------|---------------------------------|-------------|-------------|---------------|
|                      | $CTDI_w$<br>(mGy)                | $CTDI_{vol}$<br>(mGy)            | DLP (mGy.cm)                         | Dose<br>efetiva<br>(mSv)        | RSR         | RCR         | $Q = RCR^2/E$ |
| Grupo 1              | $32,9 \pm 4,7$                   | $54,0 \pm 7,8$                   | $1078,9 \pm 155,7$                   | $2,5 \pm 0,4$                   | 3,0         | 2,7         | 3,1           |
| Grupo 2              | $40,6 \pm 5,9$                   | $67,6 \pm 9,7$                   | $1351,4 \pm 194,6$                   | $3,1 \pm 0,4$                   | 3,1         | 2,6         | 2,4           |
| <b>Média</b>         | <b><math>36,8 \pm 5,3</math></b> | <b><math>60,8 \pm 8,8</math></b> | <b><math>1215,2 \pm 175,0</math></b> | <b><math>2,8 \pm 0,4</math></b> | <b>3,05</b> | <b>2,63</b> | <b>2,73</b>   |
| <b>Desvio Padrão</b> | <b><math>5,5 \pm 0,8</math></b>  | <b><math>9,6 \pm 1,4</math></b>  | <b><math>192,7 \pm 27,8</math></b>   | <b><math>0,4 \pm 0,1</math></b> | <b>0,07</b> | <b>0,09</b> | <b>0,47</b>   |
| <b>CV (%)</b>        | <b>14,9%</b>                     | <b>15,9%</b>                     | <b>15,9%</b>                         | <b>15,9%</b>                    | <b>2,2%</b> | <b>3,4%</b> | <b>17,4%</b>  |

\*As incertezas apresentadas neste relatório possuem fator de abrangência  $k = 2$  e nível de confiança de aproximadamente 95 %.

Na Figura 35 observa-se a variação das médias dos  $CTDI_w$  avaliados para o protocolo de crânio nos dois grupos. Verificou-se que não houve uma grande variação dos  $CTDI_w$  como era esperado. Mostrando que diferentes configurações de tomógrafos podem entregar doses semelhantes.

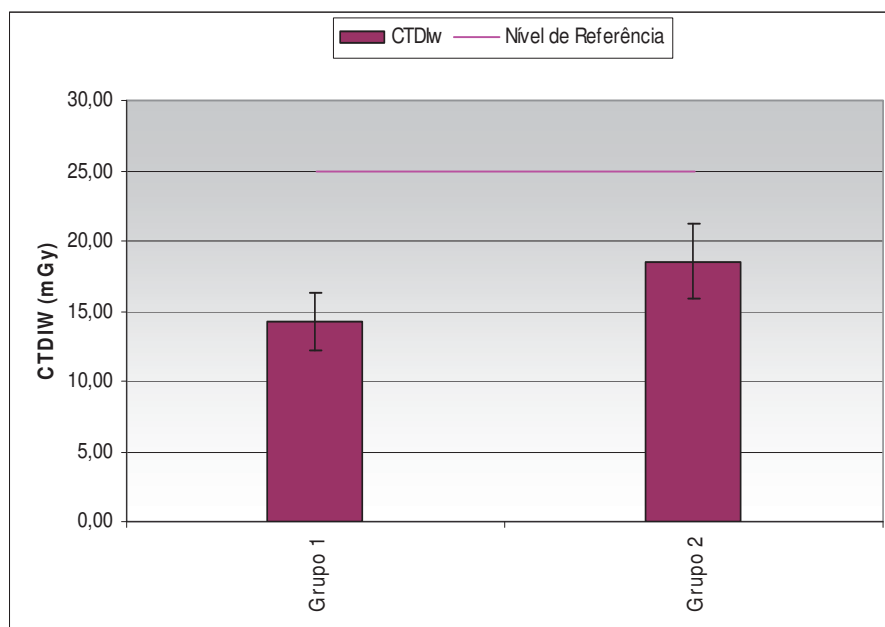


Figura 35: Intercomparação entre os dois grupos do  $CTDI_w$  médio com sua respectiva incerteza para o protocolo de abdômen.

Na Figura 36 observa-se a média da RSR, da RCR, da dose efetiva e do coeficiente de qualidade  $Q$  para os dois grupos de equipamentos para o protocolo de abdômen. O grupo 1 entregou uma dose efetiva menor que o grupo 2, como esperado, pois a colimação total das combinações dos detetores do grupo 2 eram maiores. Já a RSR do grupo 2 foi praticamente a metade daquela do grupo 1 e a RCR também diminuiu. Assim, o coeficiente de qualidade  $Q$  do grupo 1 é maior.

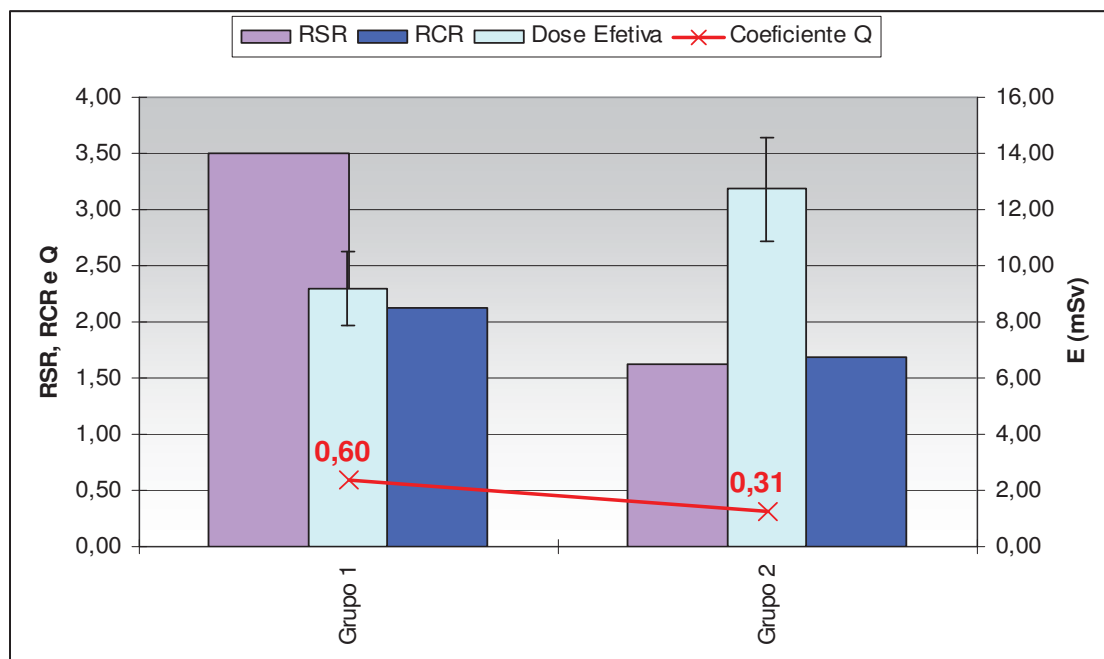


Figura 36: Intercomparação entre os dois grupos em relação à RSR, RCR, coeficiente Q e dose efetiva médio para o protocolo de abdômen.

Na Tabela 14 observa-se detalhadamente a média da RSR, da RCR, da dose efetiva e do coeficiente de qualidade Q para os dois grupos de equipamentos para o protocolo de abdômen. Como observado o coeficiente de variação para o  $CTDI_w$  foi de 13,6% e para dose efetiva foi de 19,1%, mostrando que configurações diferentes podem entregar doses semelhantes. Neste protocolo, os valores do coeficiente de variação para RSR e RCR apresentam resultados bem diferentes, mostrando que os equipamentos do grupo 1 tem valores maiores de RSR e RCR.

Tabela 14: Intercomparação para o protocolo de abdômen entre os dois grupos de tomógrafos.

| Abdômen                  |                                  |                                  |                                     |                                  |              |              |               |
|--------------------------|----------------------------------|----------------------------------|-------------------------------------|----------------------------------|--------------|--------------|---------------|
|                          | $CTDI_w$<br>(mGy)                | $CTDI_{vol}$<br>(mGy)            | DLP (mGy.cm)                        | Dose<br>efetiva<br>(mSv)         | RSR          | RCR          | $Q = RCR^2/E$ |
| Grupo 1                  | $14,3 \pm 2,1$                   | $14,4 \pm 2,1$                   | $612,4 \pm 88,2$                    | $9,2 \pm 1,3$                    | 3,5          | 2,1          | 0,60          |
| Grupo 2                  | $17,3 \pm 1,5$                   | $18,9 \pm 2,7$                   | $803,9 \pm 115,8$                   | $12,1 \pm 1,7$                   | 1,4          | 1,7          | 0,32          |
| <b>Média</b>             | <b><math>15,8 \pm 2,3</math></b> | <b><math>16,7 \pm 2,4</math></b> | <b><math>708,1 \pm 102,0</math></b> | <b><math>10,6 \pm 1,5</math></b> | <b>2,47</b>  | <b>1,90</b>  | <b>0,46</b>   |
| <b>Desvio<br/>Padrão</b> | <b><math>2,6 \pm 0,3</math></b>  | <b><math>3,2 \pm 0,5</math></b>  | <b><math>135,4 \pm 19,5</math></b>  | <b><math>2,0 \pm 0,3</math></b>  | <b>1,46</b>  | <b>0,32</b>  | <b>0,19</b>   |
| <b>CV (%)</b>            | <b>13,6%</b>                     | <b>19,1%</b>                     | <b>19,1%</b>                        | <b>19,1%</b>                     | <b>59,3%</b> | <b>17,0%</b> | <b>42,4%</b>  |

\*As incertezas apresentadas neste relatório possuem fator de abrangência  $k = 2$  e nível de confiança de aproximadamente 95 %.

### 5. 3. – Resultados do estudo dos diferentes parâmetros selecionáveis no tomógrafo Philips Brilliance 16

Na Figura 37 observa-se a variação da Razão Sinal-Ruído e Razão Contraste-Ruído variando o *pitch*. O *pitch* de 0,563 foi escolhido como padrão, pois este estava definido neste equipamento como o padrão para este protocolo, como mostra a Tabela 7 e 0,938 e 1,313 foram escolhidos para fazer a diferenciação. Verificou-se que com o aumento do *pitch* tanto a RSR quanto a RCR diminuem, o que já era esperado, pois para aumentar o valor do *pitch*, a mesa se desloca mais rápido, com isso diminui a quantidade de fótons de raios X que um detetor recebe, aumentando assim o ruído.

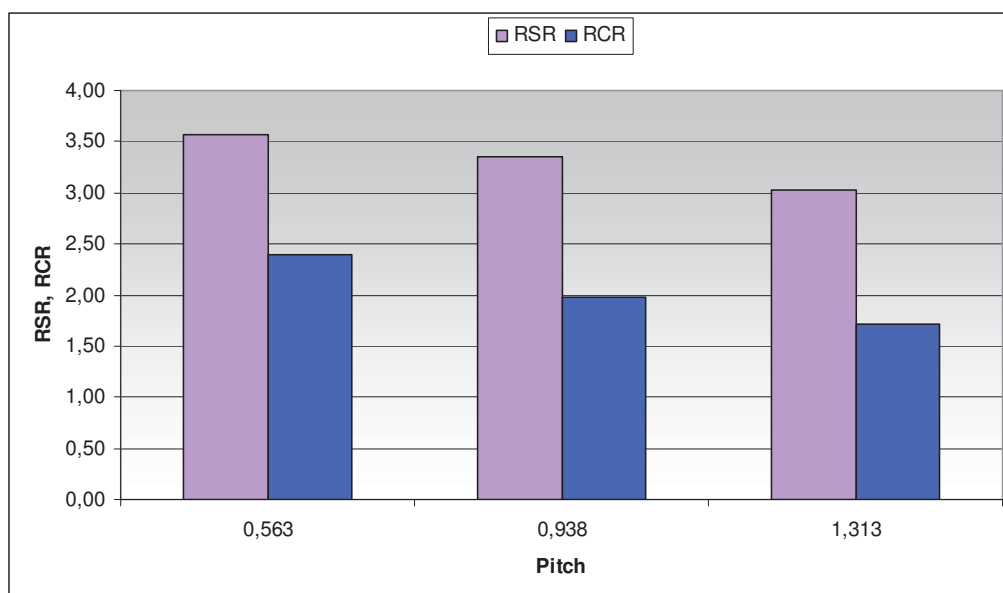


Figura 37: Comparação da RSR e RCR utilizando diferentes configurações de *pitch* para um mesmo protocolo.

Na Figura 38 observa-se a variação da RSR e RCR variando os filtros. O filtro escolhido como padrão foi o Brain Standart (UB), pois este estava configurado neste tomógrafo para este tipo de exame. Os filtros escolhidos para o estudo da variação foram: Detail (D), que realça os detalhes, Standart Edge (EB), que realça as bordas, Sharp Edge (EC), que realça as bordas detalhadas e filtro Smooth (A), que suaviza as estruturas, como mostra a Tabela 7. Verificou-se que com os filtros Detail e Sharp Edge houve uma diminuição da RSR e RCR, pois estes aumentam o alto contraste, já com o filtro Standart Edge a RCR aumentou e a RSR diminuiu e com o filtro

Smooth a RSR aumentou e a RCR diminuiu, pois este filtro realiza médias que suavizaram a aparência ruidosa da imagem.

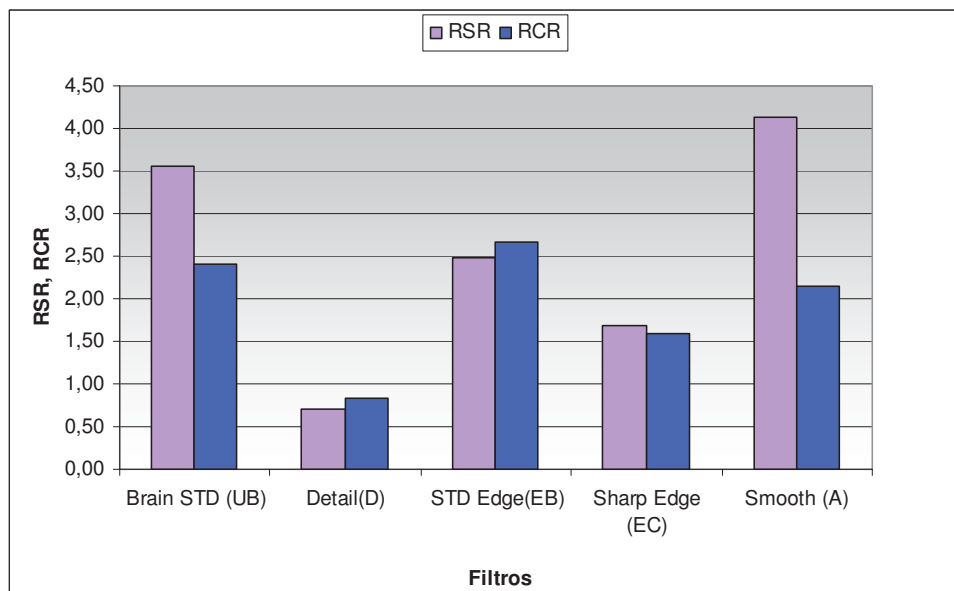


Figura 38: Comparação da RSR e RCR utilizando diferentes filtros para um mesmo protocolo.

Na Figura 39 observa-se a variação da RSR e RCR variando os valores de *enhancement*. O escolhido como padrão foi o valor de 0, pois este estava configurado neste tomógrafo para este tipo de exame. Os valores de *enhancement* que foram variados foram -0,75 e 0,75. Os valores da RSR e RCR, com o *enhancement* de 0,75, diminuíram, já com -0,75 tanto a RSR quanto a RCR aumentaram.

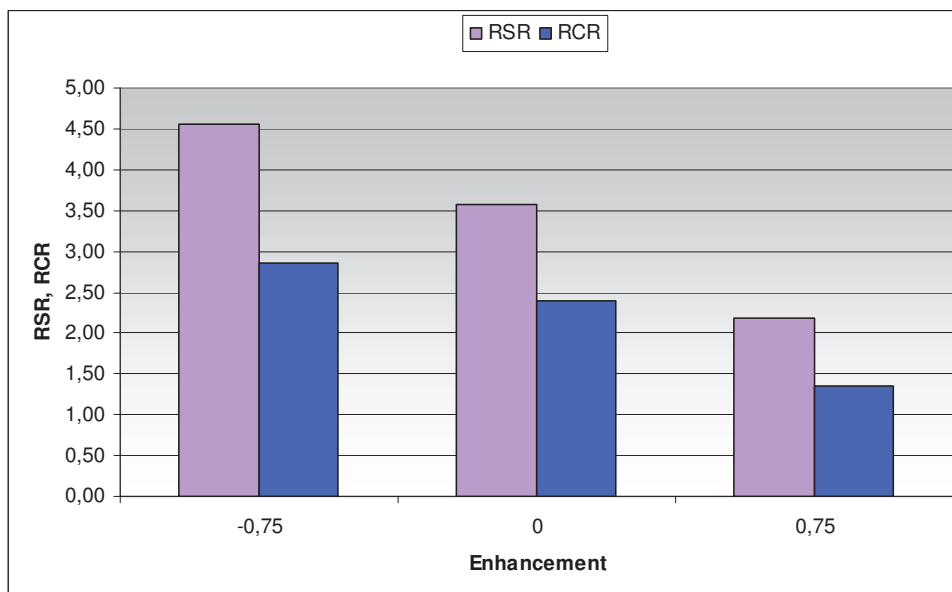


Figura 39: Comparação da RSR e RCR utilizando diferentes valores de *enhancement*.

Na Figura 40 observa-se a variação da RSR e RCR variando a espessura de corte. A espessura de corte escolhida como padrão foi a de 2,0 mm, pois este estava configurado neste tomógrafo para este tipo de exame. As espessuras foram variadas entre 1,0 mm e 5,0 mm. Verificou-se que com o aumento da espessura de corte houve um aumento tanto da RSR quanto da RCR, pois ao reconstruir a imagem de maior espessura, por exemplo de 5,0 mm, utiliza-se um algoritmo de soma.

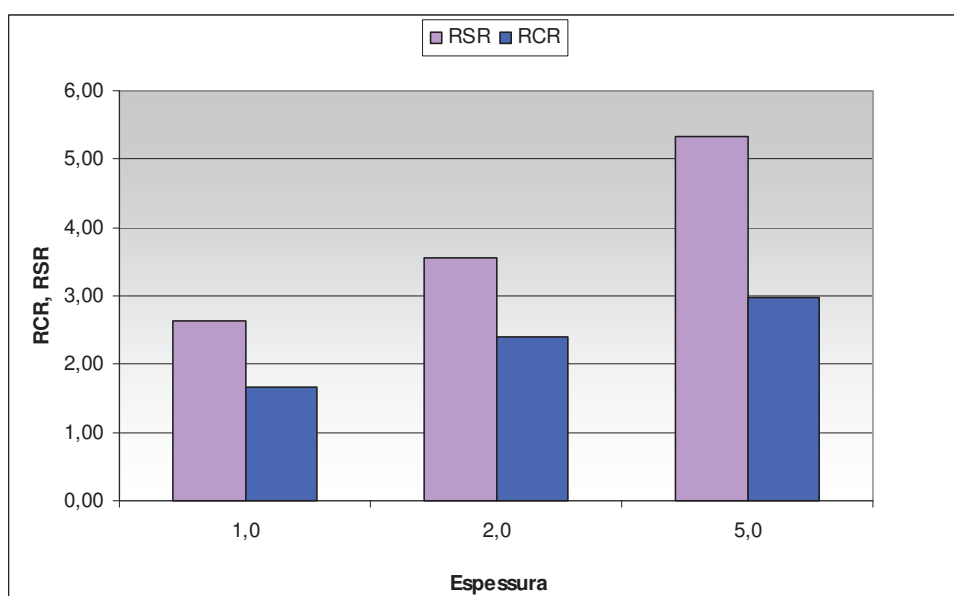


Figura 40: Comparação da RSR e RCR utilizando diferentes espessuras de corte.

Na Figura 41 observa-se a variação da RSR e RCR variando as configurações de detetores. A configuração escolhida como padrão foi a de 16 detetores com espessura de 0,75 mm, resultando em uma colimação de 12 mm, pois este estava configurado neste tomógrafo para este tipo de exame. A configuração escolhida para fazer a variação foi de 16 detetores com 1,5 mm de espessura resultando em uma colimação de 24 mm. Verificou-se que a RCR e a RSR diminuíram com o aumento da espessura do detector, porque como foi fixado o CTDI, a quantidade de fótons nos dois casos são iguais, e com o aumento da colimação há uma redução da quantidade de fótons que cada detector recebe.

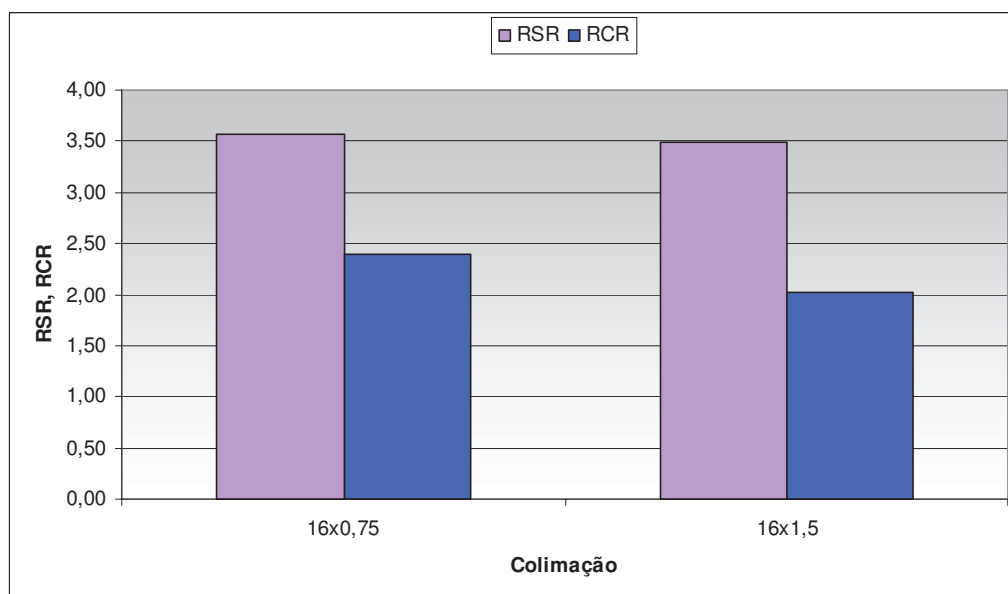


Figura 41: Comparação da RSR e RCR utilizando diferentes configurações de colimação.

## 6 - CONCLUSÃO

Como observado para os valores de  $CTDI_W$ ,  $CTDI_{vol}$  o coeficiente de variação foi alto, com isso seria necessário a realização de otimização dos protocolos para os equipamentos semelhantes, pois é esperado que estes equipamentos entreguem a mesma dose ao paciente.

Na outra comparação, entre os dois grupos, verificou-se uma diferença de 14,9 % e 15,9 %, para o  $CTDI_W$  e  $CTDI_{vol}$ , respectivamente para o protocolo de crânio e 13,6 % e 19,1 %, para o  $CTDI_W$  e  $CTDI_{vol}$ , respectivamente para o protocolo de abdômen; o que mostra que as diferentes configurações dos equipamentos podem entregar doses semelhantes de radiação X, pois utilizou-se  $U_{95}$  igual a 14,4 % para o  $CTDI_W$  e 14,6 % para o  $CTDI_{vol}$ .

A média dos valores da dose efetiva utilizada para o grupo 1 nos protocolos de crânio e abdômen foram de  $2,5 \pm 0,8$  mSv e  $9,2 \pm 2,5$  mSv, respectivamente e para o grupo 2 protocolos de crânio e abdômen foram de  $3,1 \pm 0,8$  mSv e  $12,1 \pm 1,6$  mSv, respectivamente. Estes valores estão abaixo dos níveis de referência segundo o Guia Europeu<sup>23</sup> e são semelhantes aos utilizados por Molen<sup>24</sup>.

A avaliação da RSR e da RCR mostrou resultados semelhantes para o protocolo de crânio entre os dois grupos sob estudo. Já para o protocolo de abdômen, as diferenças entre os grupos avaliados foram de 59 % para RSR e 17 % para RCR. O que foi encontrado na literatura são estudos que apresentam resultados de RSR, RCR ou de ambos, porém analisados em imagens reais de pacientes ou objetos simuladores de paciente, com protocolos de aquisições muito diferentes dos utilizados neste trabalho<sup>25,26</sup>.

Além disso, coeficiente de qualidade Q, nunca deve ser olhado apenas numericamente, pois este é apenas uma ferramenta para auxiliar nos processos de otimização. A decisão sobre a melhor qualidade de imagem sempre dependerá do radiologista.

No estudo das variações dos parâmetros selecionáveis no tomógrafo computadorizado Philips Brilliance 16 os resultados para as variações do *pitch*, estão dentro do esperado, pois com o aumento do *pitch*, diminui a RSR e RCR. Para os filtros matemáticos os resultados estão dentro do esperado, pois com os filtros matemáticos de detalhe e de borda a RSR e RCR diminuíram por causa do aumento do alto contraste, com o filtro matemático de suavização a RSR aumentou, pois este

utiliza algoritmos de soma e média. Na variação da espessura de corte, os resultados estão dentro do esperado, pois com o aumento da espessura de corte, aumenta a RSR e RCR. No estudo da colimação, os resultados também, estão dentro do esperado, pois com o aumento da colimação e mantendo o mesmo número de fótons saindo do tubo de raios X, a RSR e RCR diminuem. Com a modificação do *enhancement* verificou-se que quanto maior o valor do *enhancement* menor a RSR e RCR.

Os equipamentos mais modernos de TC permitem diversas combinações de técnica capazes de gerar imagens de alta qualidade e baixa dose, mas para isso é necessário que os serviços radiodiagnóstico otimizem seus protocolos.

Para minimizar a dose de radiação em relação à TC, é importante que os exames de tomografia sejam realizados somente se for observado o princípio da justificativa sugerido pela Portaria 453/98<sup>17</sup>. Modalidades alternativas que utilizam a radiação não-ionizante, como ultrassonografia ou ressonância magnética, devem sempre ser consideradas como primeira opção para o diagnóstico, se possível.

## 7 - REFERÊNCIAS

- 1 GRAY, J. E.; ORTON, C. G. Medical Physics: Some Recollections in Diagnostic X-ray Imaging and Therapeutic Radiology. **Radiology**, v. 217, p. 619–625, 2000.
- 2 CARVALHO, A. C. P. História da tomografia computadorizada. **Ver Imagem**. v. 29 n. 2.p.61 -66, 2007.
- 3 KALENDER, W. A. **Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications**. 2nd ed. Erlangen: Publics Corporate Publishing; 2005.
- 4 BARRETT, H.H.; HAWKINS, W. G.; JOY, M. L. Historical note on computed tomography. **Radiology** v.147, p. 172, 1983.
- 5 OLDENDORF, W. H. Isolated flying spot detection of radiosensity discontinuities displaying the internal structural patterns of a complex object. **IRE Trans Biomed Electronics BME**, v. 8, p. 68-72, 1961.
- 6 CORMACK, A. M. Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications, **J Appl Phys** v.34 p. 2722-2727, 1963.
- 7 BRISSE, H. J.; BRENOT, J.; PIERRAT, N.; GABORIAUD, G.; SAVIGNONI, A.; REYCKE, Y.; NEUENSCHWANDER, S.; AUBERT, B.; ROSENWALD, J. C. The relevance of image quality indices for dose ptimization in abdominal multi-detector row CT in children: experimental assessment with pediatric phantoms. **Phys. Med. Biol**, n. 54, p. 1871-1892, 2009.
- 8 BUSHBERG, J.T.; SEIBERT, A.; LEIDHOLDT, E.M.; BOONE, J.M.. **The Essential Physics os Medical Imaging**. 2Ed. Philadelphia: Lippincott Willians & Wilkins, 2001.
- 9 AHMED SN. **Physics and Engineering of Radiation Detection**. 1ed. San Diego: Elsevier; 2007.
- 10 IMPACT. **Technology Update: Multi-Slice CT Scanners**, 2ed. n.1, 2002.
- 11 MEDEIROS, J. **Qualidade de imagem versus dose em Tomografia Computorizada**. 2009 Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, Coimbra.
- 12 AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. **On-line Report**, 2008. (AAPM Report 96 ). Disponível em: < [http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt\\_96.pdf](http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_96.pdf)>. Acesso em: 1 jun 2010.
- 13 HSIEH J. **Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances**. Washington: SPIE: 2003.
- 14 LANÇA, L.; SILVA, A. Digital radiography detectors – A technical overview: Part 2. **Radiography**, v.15, p.134-138, 2009.
- 15 HENDEE, R. W.; RITENOUR, E. R. **Medical Imaging Physics**. 4. ed. New York: Wiley-Liss, 2002.
- 16 STROCCHI S, VITE C, NOVARIO R, CACCIATORI M, FRIGERIO G, CONTE L. Computer tomography quality indexes: evaluation experience. **Medical Imaging 2009: Physics of Medical Imaging**, v. 25, n.2, p. 197 – 200, 2009.
- 17 MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico do Ministério da Saúde**. Diário Oficial da União. Brasília, de 02 de junho de 1998. (Portaria MS 453/98).
- 18 NERISSIAN, D. Y. **Determinação Das Dimensões Do Ponto Focal De Tubos De Raios X Utilizando Um Sensor CCD e o Método Das Funções De Transferências**. 2004. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- 19 INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International code of Practice**. Technical Reports series no. 457. Vienna, 2007.
- 20 SAINI, S.; RUBIN, G. D.; KALRA, M. K. **MDCT: a practical approach**. Itália: Springer-Verlag, 2006.

- 21 THE PHANTOM LABORATORY. Catphan ® 500 and 600 manual. Disponível em <<http://www.phantomlab.com/pdf/catphan500-600manual.pdf>>. Acesso em: 1 jun. 2010.
- 22 INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical Electrical Equipment - Dosimeters with Ionization Chambers and/or Semi-Conductor Detectors as Used in X-ray Diagnostic Imaging**. 1997.
- 23 EUROPEAN GUIDELINES ON QUALITY CRITERIA FOR COMPUTED TOMOGRAPHY. **On-line report**, 1999. (EUR 16262 EN). Disponível em: <<http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/mainindex.htm>>. Acesso em: 1 jun. 2010.
- 24 VAN DER MOLEN, A. J.; VELDKAMP, W J H; GELEIJNS, J. 16-slice CT: achievable effective doses of common protocols in comparison to recent CT dose surveys. **The British Journal of Radiology**, v. 101259, n. 52356535, p 1 – 8, 2006.
- 25 HARA, T., ICHIKAWA, K., SANADA, S., IDA, Y. Image quality dependence on in-plane positions and directions for MDCT images. **European Journal of Radiology**, in press, 2009.
- 26 GRAND, D. J., BELAND, M., DUPUY, D., MAYO-SMITH, W. W. Contrast-to-noise ratios of liver lesions using subtraction imaging on multiphase 64-detector row CT. **Clinical Radiology**, v. 64 p. 1075-1080, 2009.